

**POLO UNIVERSITÁRIO DE VOLTA REDONDA
ESCOLA DE ENGENHARIA INDUSTRIAL METALÚRGICA DE VOLTA REDONDA
CURSO DE DOUTORADO EM ENGENHARIA METALÚRGICA**

TESE DE DOUTORADO

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA POR ENSAIO
DE DUREZA E INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE
ELASTICIDADE E DA GEOMETRIA DO
PREPARO EM DENTES TRATADOS
ENDODONTICAMENTE POR ANÁLISE DE
TENSÕES DE ELEMENTOS FINITOS.**

Aluno: Adriana Marques Nunes

Orientador: Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa

**UNIVERSIDADE
FEDERAL
FLUMINENSE**

**Volta Redonda
2019**

ADRIANA MARQUES NUNES

**CARACTERIZAÇÃO MECANICA POR ENSAIO DE DUREZA E INFLUÊNCIA DO
MÓDULO DE ELASTICIDADE E DA GEOMETRIA DO PREPARO EM DENTES
TRATADOS ENDODONTICAMENTE POR ANÁLISE DE TENSÕES DE
ELEMENTOS FINITOS.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, campus Volta Redonda, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciência em Engenharia Metalúrgica.

Área de concentração: Processamento e Caracterização de Materiais

Orientador: Prof. Jayme Pereira de Gouvêa

VOLTA REDONDA
2019


ADRIANA MARQUES NUNES

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA POR ENSAIO DE DUREZA E INFLUÊNCIA DO MÓDULO DE ELASTICIDADE E DA GEOMETRIA DO PREPARO EM DENTES TRATADOS ENDODONTICAMENTE POR ANÁLISE DE TENSÕES DE ELEMENTOS FINITOS.

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica da Universidade Federal Fluminense, campus Volta Redonda, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Engenharia Metalúrgica.
Área de concentração: Processamento e caracterização de materiais
Orientador: Prof. Jayme Pereira de Gouvêa

Aprovado em 28 de novembro de 2019.

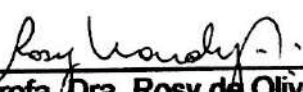
BANCA EXAMINADORA



Prof. Dr. Jayme Pereira de Gouvêa. – Orientador
UFF - Universidade Federal Fluminense




Prof. Dr. Carlos Nelson Elias
IME – Instituto Militar de Engenharia



Profa. Dra. Rosy de Oliveira Nardy
UniFOA - Centro Universitário de Volta Redonda



Prof. Dr. Ladário da Silva
UFF - Universidade Federal Fluminense



Prof. Dr. Wesley Luiz da Silva Assis
UFF - Universidade Federal Fluminense

**VOLTA REDONDA
2019**

AGRADECIMENTOS

Tenho muito orgulho e satisfação de fazer parte deste núcleo de pesquisa da **Universidade Federal Fluminense**. Agradeço muito a todos que me acolheram na Escola de Engenharia com muita disposição e boa vontade para adaptar os equipamentos grandes para minhas amostras biológicas pequenas da odontologia.

Dedico este trabalho aos meus pais, **João Osmar Nunes** e **Maria Aparecida Marques**, que me deram todo incentivo e apoio com meu filho nos momentos que precisei estar ausente. Agradeço também ao meu filho **Gabriel Marques Nunes** e marido **Graciano Riso Pereira** que sempre silenciaram em momentos de necessidade de concentração e entenderam minha ausência em diversos momentos que deveriam ser de lazer. E, por último, mas não menos importante, dedico esta conquista aos meus amigos **Leonardo dos Santos Barroso** e **Rosy de Oliveira Nardy Melo** que sempre estiveram ao meu lado com conhecimento, orgulho e apoio.

Ao **Prof. Jayme Pereira de Gouvêa**, agradeço imensamente por ter me aceito como aluna orientada e por ter acompanhado desde o início minha caminhada nesta universidade. Obrigada por toda compreensão, pelos ensinamentos e apoio.

Aos professores do programa de **Pós-Graduação em Metalurgia da Universidade Federal Fluminense**, polo Volta Redonda, por todo conhecimento que compartilham comigo.

À **Ágatha Borges, Silvana Carreiro, Thiago Rodrigues M. Lourenço, Éric Costa, Cláudio Melo, Teresa Melo** pela dedicação, amizade e por suporte que sempre me deram. Sou muito grata por Deus ter colocado pessoas tão especiais em minha vida!

A minha amiga **Daniela de Souza Flôres**, por todos esses anos de amizade e companheirismo. Sei que o orgulho que tem de mim supera todas as minhas ausências. Obrigada pelas risadas, diversões e convite para o caminho do bem.

Aos queridos **Prof. Dr. Ladário da Silva** e **Prof. Dr. José Augusto de Oliveira Huguenin** que me auxiliaram no treinamento dos equipamentos ultramicrodurômetro e microscópio confocal, e também me ajudaram muito na interpretação dos resultados obtidos e confecção de artigos científicos.

À universidade **UniFOA** pela disponibilidade de um banco de dentes para realização dos experimentos e por me permitir realizar o sonho de ser professora fazendo parte do corpo docente.

Ao funcionário da secretaria do PPGEM, **Jader Mendonça**, sempre atencioso, competente e disposto a ajudar.

Por fim, agradeço a **Deus** por mais essa conquista e colo nos momentos de muito cansaço e desânimo. Minha fé me moveu até aqui.

RESUMO

O presente estudo teve dois objetivos: analisar a partir da simulação computacional pelo método de elementos finitos (MEF) a influência da variação do módulo de elasticidade (E) da dentina radicular, e da geometria do preparo dentário, na distribuição de tensões em dentes tratados endodonticamente; e caracterizar a dentina e os materiais restauradores. Inicialmente, realizou-se o ensaio de dureza na dentina radicular, da guta-percha (GP) (convencional e revestida) e do cimento obturador endodôntico para determinar o módulo de elasticidade destes materiais. Para melhor compreensão da caracterização mecânica da dentina radicular foi realizada análise morfológica por microscopia confocal. As durezas da dentina, do cimento e de duas guta-perchas (revestida e sem revestimento) foram determinadas na direção longitudinal e axial com o equipamento ultramicrodurometro (DUH). A simulação computacional 2D foi realizada em três etapas no programa Abaqus: variando o valor do E ao longo do comprimento da dentina radicular; variando o valor do E das GPs; e variando a geometria do preparo para tratamento endodôntico, comparando com o modelo de dente hígido. Nas simulações, foram analisadas as tensões principais de tração e compressão. Os módulos de elasticidade encontrados no ensaio de dureza foram: para a dentina radicular no plano cervical, médio e apical os valores médios foram de 7GPa, 10GPa e 12 GPa e 19GPa, 18GPa, 14 GPa, respectivamente. Para o cimento endodôntico foi 1,7GPa. No plano longitudinal, o E de ambas as GPs foi semelhante (1,7 GPa) e no plano axial a GP revestida o E de 0,7 GPa. Na simulação por MEF, variando o E dos terços da dentina radicular e depois da GP, verificou-se que não houve influência na distribuição de tensões, permitindo construir o modelo com um único valor do E para a dentina coronária e radicular (20 GPa), para a GP e cimento obturador (1,7 GPa). Concluiu-se que a geometria do preparo mediano é a ideal por proporcionar menor geração de tensão e distribuição homogênea no dente. E isto pode influenciar favoravelmente a localização, limpeza e desinfecção do sistema de canais radiculares revelando uma importante aplicação clínica deste estudo.

Palavras-chave: distribuição de tensão, módulo de elasticidade, método de elementos finitos, dentina radicular, endodontia.

ABSTRACT

The present study had two objectives: to analyze from the computational simulation by the finite element method (FEM) the influence of the elastic modulus (E) variation of the root dentin, and the tooth preparation geometry, on the stress distribution in treated teeth. endodontically; and characterize dentin and restorative materials. Initially, the hardness test was performed on root dentin, gutta-percha (GP) (conventional and coated) and endodontic sealer to determine the modulus of elasticity of these materials. For better understanding of the mechanical characterization of root dentin, morphological analysis was performed by confocal microscopy. The hardness of dentin, sealer and two gutta-percha (coated and uncoated) were determined in the longitudinal and axial direction with the ultramicrodurometer (DUH) equipment. The 2D computational simulation was performed in three stages in the Abaqus program: varying the E value along the root dentin length; varying the E value of GPs; and varying the geometry of the preparation for endodontic treatment, comparing with the healthy tooth model. In the simulations, the main tensions of tension and compression were analyzed. The modulus of elasticity found in the hardness test were: for root dentin in the cervical, mid and apical plane the mean values were 7GPa, 10GPa and 12 GPa and 19GPa, 18GPa, 14 GPa, respectively. For endodontic sealer it was 1.7GPa. In the longitudinal plane, the E of both GPs was similar (1.7 GPa) and in the axial plane the coated GP the 0.7 GPa E. In the FEM simulation, the E of the root dentin thirds and after the GP , it was verified that there was no influence on the stress distribution, allowing to build the model with a single E value for the coronary and root dentin (20 GPa), for the GP and obturator cement (1.7 GPa). It was concluded that the geometry of the middle preparation is ideal because it provides less stress generation and homogeneous distribution in the tooth. And this may favorably influence the location, cleaning and disinfection of the root canal system revealing an important clinical application of this study.

Keywords: stress distribution, young modulus, finite element method, root dentin, endodontics.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS.....	4
RESUMO	6
ABSTRACT	7
SUMÁRIO	8
LISTA DE FIGURAS.....	10
LISTA DE TABELAS.....	13
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	14
1 INTRODUÇÃO	10
2 OBJETIVO	12
2.1 OBJETIVO GERAL.....	12
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	12
3 REVISÃO DA LITERATURA	13
3.1 MATERIAL BIOLÓGICO	13
3.1.1 Esmalte	14
3.1.2 Dentina	15
3.1.2.1 Dentina radicular e coronária	17
3.1.3 Polpa dentária	18
3.1.4 Ligamento periodontal e osso alveolar.....	18
3.2 TRATAMENTO ENDODÔNTICO	19
3.3 MATERIAIS ODONTOLÓGICOS	22
3.3.1 Materiais restauradores da coroa dental.....	22
3.3.2 Materiais de obturação do sistema de canais radiculares	23
3.3.2.1 Guta- percha	23
3.3.2.2 Cimento endodôntico	24
3.4 CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA	24
3.4.1 Ensaio de dureza	24
3.4.2 Módulo de elasticidade das estruturas dentárias.....	26
3.4.3 Módulo de elasticidade dos materiais obturadores do sistema de canais radiculares	29
3.5 CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA.....	30
3.5.1 Microscópio confocal.....	30
3.6 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	31
3.6.1 Material Biológico	32
3.6.2 Materiais odontológicos	34
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	36
4.1 DELINEAMENTO DO TRABALHO	36
4.2 CARACTERIZAÇÃO DA MORFOLOGIA E MECÂNICA.....	37

4.2.1 Estruturas dentárias – materiais biológicos	37
4.2.2 Materiais obturadores do sistema de canais radiculares.....	40
4.2.2.1 Guta-percha e cimento endodôntico biocerâmico	40
4.3 CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA.....	43
4.3.1 Dentina radicular	43
4.4 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	43
4.4.1 Carregamentos e condições de contorno.....	44
4.4.2 Propriedades mecânicas	46
4.4.3 Variação do E da dentina radicular	47
4.4.4 Variação do E da gutapercha.....	48
4.4.5 Variação da geometria do preparo em dentes tratados endodônticamente	49
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	52
5.1 CARACTERIZAÇÃO.....	52
5.1.1 Caracterização mecânica e morfológica da dentina radicular	52
5.1.2 Caracterização mecânica da gutapercha e do cimento endodôntico.....	55
5.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL.....	56
5.2.1 Distribuição das Tensões.....	56
5.2.1.1 Variação do E da dentina radicular.....	57
5.2.1.2 Variação do E da gutapercha	59
5.2.1.3 Variação da geometria do preparo corono-radicular interno	62
5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	62
5.4 COMENTÁRIOS FINAIS.....	66
6 CONCLUSÃO.....	69
7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS.....	70
REFERÊNCIAS	71
APÊNDICE	87
Apêndice A – Artigo publicado 1.	87
Apêndice B - Artigo publicado 2.	95
Apêndice C – Parecer consubstanciado do comitê de ética e pesquisa aprovando o uso de material biológico para pesquisa.	107
Apêndice D – Parecer consubstanciado do comitê de ética e pesquisa aprovando o uso de material biológico para pesquisa.	110

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Desenho esquemático de uma maxila, onde são expostos a coroa e a raiz do dente, além de um terceiro molar incluso. Adaptado de Anatomia Dental, Fisiologia e Oclusão, (NELSON et al., 2012).	13
Figura 2 – Esboço de um dente molar inferior em plano de análise longitudinal contendo a estrutura do periodonto e do dente. Adaptado de Dental Anatomy (2014).	14
Figura 3 - Imagem do esmalte evidenciando os prismas no corte longitudinal (MELO-SILVA et al., 2015).	14
Figura 4 – Desenho esquemático da distribuição tubular na dentina radicular. Adaptado de Ilson & Goldberg (2011).	16
Figura 5 - Sequencia operatória do acesso ao canal radicular : a) dente hígido; b) broca posicionada na região que será acessada; c) início do acesso; d) acesso finalizado.(LOPES & SIQUEIRA, 2015).	19
Figura 6 – Morfologia do dente seccionado no plano de análise longitudinal: a) lima endodôntica dentro do canal radicular; b) cone de guta-percha adaptado dentro do canal radicular; c) cone associado ao cimento obturador dentro do canal radicular (CARDOSO & GONÇALVES, 2001).	20
Figura 7 - Restauração do dente tratado endodonticamente: a) vista oclusal; b) dente restaurado; c) radiografia após terapia endodontia e restauração da coroa dental (BOMBANA & FERRARI, 2010).	20
Figura 8 - Etapas operatórias do tratamento endodôntico: a) fotografia inicial dos dentes; b) radiografia inicial; c) fotografia após remoção de tecido cariado e acesso endodôntico; d) radiografia final pós tratamento endodôntico (LOPES & SIQUEIRA, 2015).	21
Figura 9 - Fotografia de cones de guta-percha: (A) convencional; (B) biocerâmico.	23
Figura 10 - Representação gráfica de uma curva descarga-descarga (OLIVER; PHARR, 1992).	25
Figura 11 - Representação esquemática da sessão que sofre a penetração, mostrando dados utilizados para o cálculo de módulo de elasticidade (OLIVER; PHARR, 1992).	26
Figura 12 - Dente hígido com camadas de módulo de elasticidade diferentes no esmalte (TEIXEIRA, 2016).	33
Figura 13 - Organograma explicativo da parte experimental e da simulação computacional realizados neste trabalho.	36
Figura 14 - Esquema de preparação da amostra para ensaio de dureza e análise morfológica.	37
Figura 15 – Morfologia das amostras no plano de análise longitudinal, após a finalização do processo de preparo das mesmas. Raiz não totalmente formada em ambos.	38

Figura 16 - Morfologia do dente no plano de análise longitudinal. Mostram-se as regiões das medidas da dureza nos terços cervical, médio e apical. A seta indica a direção das medidas das durezas.	38
Figura 17 - Fotomicrografia da dentina após impressão do DUH.....	39
Figura 18 - Imagem da guta-percha BC e convencional embutidas.....	40
Figura 19 - Impressões de dureza Berkovich na guta-percha: a) carga de 10mN; b) carga de 20mN; c) carga de 30mN; d) carga de 50mN; e) carga de 100mN.....	41
Figura 20 - Mensagem exibida pelo DUH quando utilizado a carga a partir de 30mN	42
Figura 21 – Imagem do corte axial do dente tratado endodonticamente: A) desenho esquemático; B) com lente de 10X no DUH.....	42
Figura 22 - Desenho esquemático das estruturas discretizadas no modelo computacional: a) dente hígido (TEIXEIRA, 2016); b) dente com tratamento endodôntico e a dentina radicular dividida em terços cervical (C), médio (M) e apical (A).....	44
Figura 23 – Modelo computacional: a) Desenho mostrando engaste externo inferior; b)ampliação do desenho a mostrando a distribuição de forças em x e y, que representam a carga oclusal fisiológica.....	45
Figura 24 - Modelos computacionais variando E da dentina radicular: a)E=20GPa na dentina coronária e na radicular; b) terço cervical: E= 7GPa, terço médio: E= 10GPa, terço apical: E= 12GPa; c) terço cervical: E= 19GPa, terço médio: E= 18GPa, terço apical: E= 14GPa.	48
Figura 25 - Modelos computacionais variando E da guta-percha: a)E1=1,7GPa; b) E2=0,7GPa; c)E3=0,14GPa; d) E4=6,9x10 ⁻⁴ GPa.	49
Figura 26 - Modelo computacional variando a geometria do preparo corono-radicular interno: a) dente hígido; b) preparo mínimo; c) preparo mediano; d) preparo grande.....	51
Figura 27 – Morfologia dos dentes. Amostra 1. Terço: cervical (a), médio (b) e apical (c). Aumento 50X.	53
Figura 28 - Morfologia dos dentes. Amostra 2. Terço: cervical (a), médio (b) e apical (c). Aumento 50X.	53
Figura 29 - Simulação em MEF, distribuição das tensões principais ao longo do dente tratado endodonticamente, com variação do E da dentina radicular: a) E ₂₀ ; b) E ₁ e c)E ₂	58
Figura 30 - Simulação em MEF, distribuição de tensão máxima principal e mínima principal do dente tratado endodonticamente. Valores de E da GP de: a) 1,7GPa; b) 0,7GPa; c) 0,14GPa; d) 6,9x10 ⁻⁴ GPa.	60
Figura 31 – Simulação em MEF, distribuição de tensão máxima principal e mínima principal do dente hígido (a) e dos dentes tratado endodonticamente, com variação da geometria do preparo corono-radicular interno: preparo mínimo (b); preparo mediano (c) e preparo grande (d).....	63

Figura 32 – Esboço dos resultados das simulações pelo MEF e distribuição de tensão de tração e compressão ao longo do dente hígido (a) dos dentes tratado endodonticamente, com variação da geometria do preparo corono-radicular interno: (b) preparo mínimo; (c) preparo mediano e (d) preparo grande..... 65

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Variação de valores de módulo de elasticidade da dentina radicular entre diversos autores.	28
Tabela 2 - Variação das propriedades físicas do ligamento periodontal utilizados em estudo de elementos finitos (Rees & Jacobsen, 1997).	29
Tabela 3 - Propriedade mecânica dos materiais e estruturas dentárias.	46
Tabela 4 - Valores do módulo de elasticidade da dentina radicular dividida em terços.	47
Tabela 5 - Valores do módulo de elasticidade (média e desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical da amostra 1 da dentina radicular.	52
Tabela 6 - Valores do módulo de elasticidade (média e desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical da amostra 2 da dentina radicular.	53
Tabela 7 - Valores da média e desvio padrão do E da GP e do cimento biocerâmico endodôntico.	55
Tabela 8 – Valores das tensões resultantes de ensaios MEF encontrados na literatura.	57
Tabela 9 - Valores da tensão máxima de tração (S1) e de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a valor do E dos terços da dentina radicular.	58
Tabela 10 – Valores da tensão máxima de tração (S1) e tensão máxima de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a valor do E da guta-percha.	60
Tabela 11 - Valores encontrados na literatura de tensão de falha em MPa da dentina.	61
Tabela 12 - Valores da tensão máxima de tração (S1) e de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a geometria do preparo CRI e do dente hígido.	62

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

± - Mais ou menos

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

AEMI – acesso endodôntico minimamente invasivo

AFM – Microscópio de força atômica

ANOVA – Análise de variância

BC - Biocerâmica

Bis-GMA – Bisfenol A glicidil dimetacrilato

CHX – Gluconato de clorexidina

CRI – Corono-radicular interno

CS – Canino superior

DH – Dente hígido

DUH – Dynamic Ultra-micro Hardness Tester DUH-211/ DUH- 211S

(Ultramicrodurometro - Simadzu)

E – Módulo de Elasticidade

EDMA – Etileno glicol dimetacrilato

FE – Elementos finitos

gf – Unidade de força – carga aplicada (grama força)

GP – Guta-percha

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

HV – Dureza Vickers

ICS – Incisivo central superior

ISO – International Organization for Standardization

ISO – International Organization for Standardization

JAC – Junção amelocementária

JAD – Junção amelodentinária

JDC – Junção dentinocementário

LED - Light Emitting Diode

LP – Ligamento periodontal

Máx. – Máximo

MC – Microscópio Confocal

MEF – Método de Elementos Finitos
MEV - Microscópio Eletrônico de Varredura
min – Minutos
Min. – Mínimo
mN/s – Mili Newton por segundo
N – Unidade de pressão – carga aplicada (Newton)
NaOCl – Hipoclorito de sódio
° - Unidade de angulação (grau)
PMI – Pré-molar inferior
PMS – Pré-molar superior
Prep – Preparo
RC – Resina Composta
rpm – Rotações por minuto
s - Segundos
S1 – Tensão máxima principal
S3 – Tensão mínima principal
SA – Sistema adesivo
TEGDMA – Trietileno glicidil dimetacrilato
u/mm² - unidade por milímetro quadrado
UDMA – Uretano dimetacrilato
VMS – Tensão de von Mises
µm – Unidade de comprimento (Micrometro)

1 INTRODUÇÃO

No tratamento endodôntico ocorre o preenchimento do canal radicular em toda a sua extensão, selando completamente todo o espaço anteriormente ocupado pela polpa dentária. O material usado para o preenchimento do canal radicular é a guta-percha (GP), um material sólido associado ao selador endodôntico, um material fluido. que deve preencher toda a região interna tridimensionalmente, para formar um monobloco entre GP, cimento e parede dentinária (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

O dente tratado endodonticamente comparado ao dente vital é conhecido pelo alto índice de falha biomecânica (MEMON et al., 2016). Essa falha está associada à significativa diferença das propriedades mecânicas das estruturas dentárias comparado aos materiais restauradores que são utilizados para substituir a estrutura perdida (LLENA-PUY et al., 2001; FENNIS et al., 2002). Essa diferença de características faz com que ocorra uma distribuição de tensões diferente no substrato restaurado.

Devido à redução de amostras biológicas, praticidade, variabilidade das propriedades mecânicas do dente e do materiais restauradores, o método de elementos finitos é utilizado para a análise de distribuição de tensões e para reproduzir o comportamento biomecânico dos dentes quando submetidos a cargas funcionais e para-funcionais (LOTTI, 2006; MUNARI, 2012).

Para a simulação computacional é necessário ter o módulo de elasticidade (E) e coeficiente de Poisson dos materiais envolvidos dentre outras características mecânicas. Porém, há uma grande discrepância nos resultados do módulo de elasticidade nos testes mecânicos que pode ser explicado por tensão e deformação durante os testes levando a estimativas imprecisas (WANG et al., 2015).

O teste de dureza, em escala micrométrica, oferece uma forma de determinar o módulo de elasticidade em materiais com amostras de tamanho diminuto, a partir da relação gráfica da força x deslocamento (POOLTHONG et al., 2001). A sua utilização na avaliação das propriedades mecânicas dos materiais utilizados na Odontologia, assim como das estruturas dentais, tem se tornado cada vez mais usual com a grande vantagem de não se tratar de um ensaio destrutivo.

Este trabalho se destaca pelo cuidado na elaboração da parte experimental, criando parâmetros de medidas para caracterização dos materiais envolvidos e

associando com a simulação computacional. Tendo como objetivo avaliar a influência da variação do E dos materiais biológicos e odontológicos, bem como da geometria do preparo dentário na distribuição de tensões no dente tratado endodonticamente, foi realizada a obtenção dos módulos de elasticidade dos materiais envolvidos e a análise por método de elementos finitos, em modelo bidimensional.

2 OBJETIVO

2.1 OBJETIVO GERAL

Este estudo tem o objetivo de analisar a influência do módulo de elasticidade da dentina radicular e dos materiais obturadores, e da geometria do preparo dentário na distribuição das tensões em dentes tratados endodonticamente a partir de uma análise por método de elementos finitos (MEF).

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Caracterizar a morfologia da dentina radicular através do microscópio confocal e obter o módulo de elasticidade dos terços cervical, médio e apical, no plano de análise longitudinal da dentina radicular, utilizando o ensaio de dureza Vickers.
2. Obter o módulo de elasticidade da guta-percha convencional e a revestida por material biocerâmico, e o cimento endodôntico biocerâmico utilizados na obturação do sistema de canais radiculares através do ensaio de dureza Berkovich.
3. Analisar a influência da variação dos valores do módulo de elasticidade nos terços apical, médio e cervical da dentina radicular, na distribuição de tensões do dente restaurado e com tratamento endodôntico, simulado por MEF.
4. Analisar por MEF a influência da variação do módulo de elasticidade da guta-percha, na distribuição de tensões do dente restaurado e com tratamento endodôntico.
5. Analisar por MEF a influência de três tipos de geometria do preparo interno corono-radicular na distribuição de tensões, simulando o maior, médio e menor desgaste da estrutura em dente tratado endodonticamente, em relação ao dente hígido.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Este capítulo tem como objetivo apresentar conceitos básicos abordados neste estudo. A revisão foi iniciada com a apresentação de cada estrutura biológica e material odontológico que foram analisados no MEF abordando suas funções, localização e características estruturais. Em seguida, foi abordada de forma clara e objetiva os estudos da técnica de obtenção do módulo de elasticidade utilizada neste estudo para em seguida apresentar resultados dos trabalhos que exploram o E dos materiais biológicos e odontológicos de interesse neste estudo. Finalmente, são apresentados trabalhos de simulação por MEF que foram de extrema importância para direcionar na confecção e definição das propriedades mecânicas dos modelos no programa de simulação.

3.1 MATERIAL BIOLÓGICO

O dente é um órgão formado por esmalte, dentina, polpa e cimento. Ele é envolto pelo periodonto de sustentação composto por osso alveolar, ligamento periodontal e gengiva, cuja principal função é dar sustentação e proteção ao dente. Estas estruturas são mostradas nas Figuras 1 e 2.

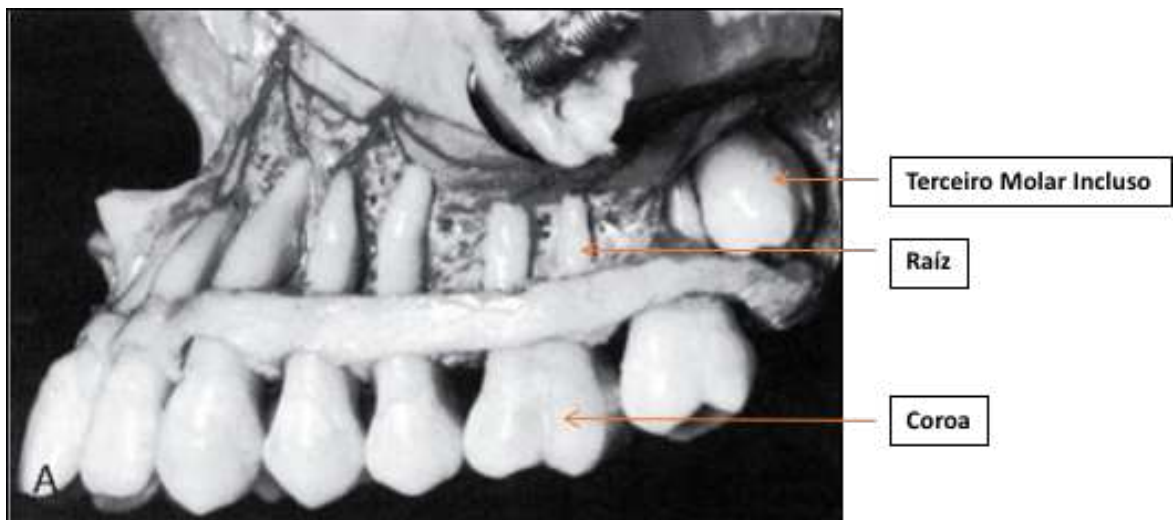


Figura 1 - Desenho esquemático de uma maxila, onde são expostos a coroa e a raiz do dente, além de um terceiro molar incluído. Adaptado de Anatomia Dental, Fisiologia e Oclusão, (NELSON et al., 2012).

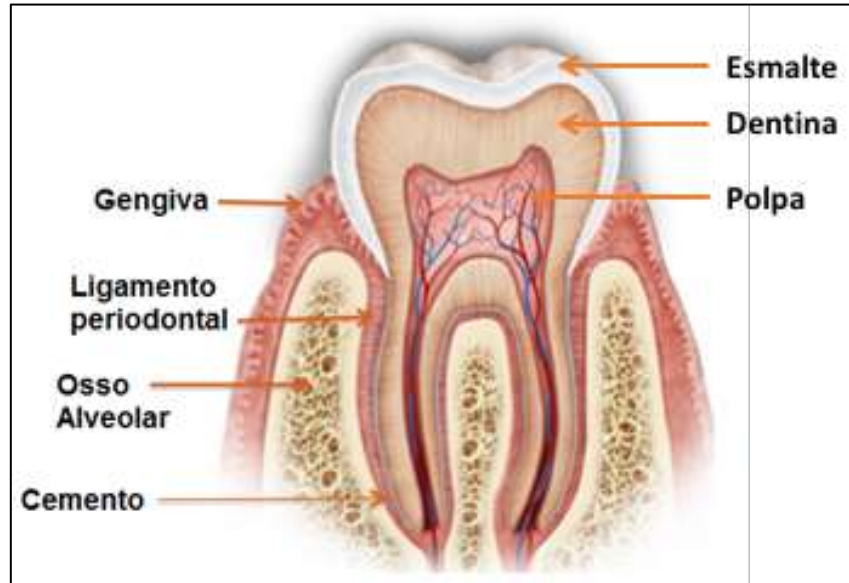


Figura 2 – Esboço de um dente molar inferior em plano de análise longitudinal contendo a estrutura do periodonto e do dente. Adaptado de Dental Anatomy (2014).

3.1.1 Esmalte

O esmalte dentário é considerado um tecido de proteção e de revestimento dos dentes, sendo ele, um tecido rígido e calcificado. Pode-se salientar a estrutura do esmalte dentário como o tecido de maior mineralização de todo corpo humano, sendo assim, o mesmo contém 96% de cristais de hidroxiapatita e fosfato de cálcio, ambos formam a ultraestrutura prismática, ilustrado na Figura 3. Tal estrutura também é composta por 3% de água e 1% de matriz orgânica em peso (ANDRADE, 2012).

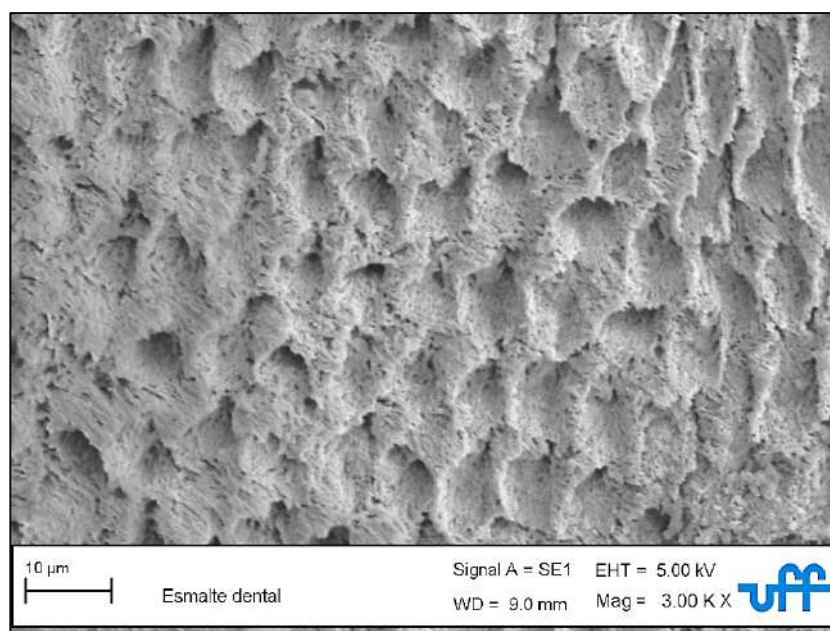


Figura 3 - Imagem do esmalte evidenciando os prismas no corte longitudinal (MELO-SILVA et al., 2015).

O esmalte é considerado a cerâmica biológica natural com características anisotrópicas. A orientação dos prismas de esmalte varia ao longo da coroa dentária. Na superfície oclusal, os prismas se dispõem paralelamente ao longo eixo do dente e, na região cervical, perpendicularmente a este. As características estruturais e a composição química dos prismas conferem ao esmalte as características anisotrópicas, ortotrópicas e propriedades viscoelásticas (HE, 2007; HABELITZ et al., 2001).

As maiores de dureza e módulo de elasticidade encontrados nas cúspides do esmalte estão diretamente relacionados à sua composição química, provavelmente por conter maior quantidade de hidroxiapatita nesta região (CUY et al., 2002, TEIXEIRA, 2016).

O alto conteúdo mineral torna o esmalte extremamente duro, propriedade que permite, junto com a sua complexa organização estrutural, resistir às cargas de alta magnitude que incidem em sua estrutura durante a mastigação. A camada subjacente de dentina mais resiliente é necessária para manter sua integridade. O esmalte sem sustentação dentinária pode fraturar facilmente, portanto, o fato do esmalte ser anisotrópico, ou seja, suas propriedades físicas e mecânicas variarem de acordo com a orientação prismática, favorece uma melhor distribuição de tensões para a dentina, que é mais resiliente (LAS CASAS et al., 2003).

3.1.2 Dentina

A dentina é um tecido mineralizado composta por componentes inorgânicos (70% em peso), componentes orgânicos (20%) e água (10%) que preenchem a estrutura tubular (TORNECK, 1994; JOHNSON, 2002). Os túbulos dentinários são dispostos em toda a extensão da dentina, ou seja, próximo à polpa até a junção dentinocementário (JDC) e junção amelodentinário (JAD) (MJÖR & NORDAHL, 1996; PASHLEY & CARVALHO, 1997; CHU et al., 2010; LO GIUDICE et al., 2015). Esses túbulos são preenchido por prolongamentos odontoblástico que são responsáveis pela defesa do complexo dentinopulpar e no envelhecimento do dente (LOPES & SIQUEIRA, 2015)

Os túbulos dentinários convergem à medida que caminham para a superfície da câmara pulpar e, como consequência, sua densidade e orientação variam em função da sua localização na dentina, da mesma forma seu diâmetro varia em

função da distância em relação à câmara pulpar (WANG et al. 2017). Os túbulos dentinários são encontrados próximos à polpa dentária, em maior quantidade e diâmetro, e em menor quantidade e diâmetro, próximos ao cemento e em direção ao ápice da raiz, como ilustrado na Figura 4 (MARSHALL et al., 1997; CHU et al, 2010; LO GIUDICE et al, 2015).

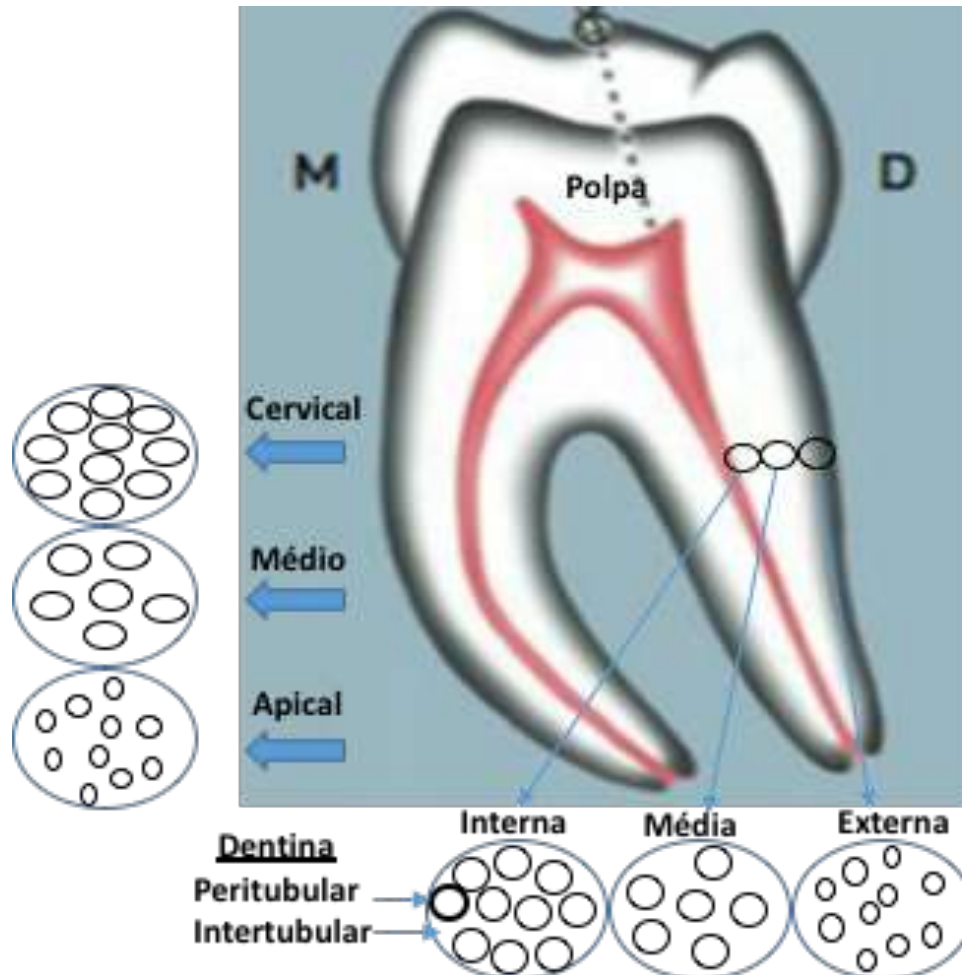


Figura 4 – Desenho esquemático da distribuição tubular na dentina radicular. Adaptado de Ilson & Goldberg (2011).

Os túbulos dentinários possuem características particulares (TOLEDANO et al., 2016), no qual os túbulos são considerados defeitos da dentina e a região ao redor dos túbulos, possui um reforço para compensar a rigidez perdida pelo túbulo (WANG et al., 2017).

A variação morfológica relacionada à densidade e à orientação tubular influenciam nas propriedades mecânicas da dentina radicular (MANNOCCHI et al., 2004; INOUE et al., 2003; MONTOYA et al., 2017). Portanto, se a direção da carga de indentação for alterada num ensaio de dureza, um fator de correção deve ser

considerado, correspondendo à concentração de tensão apresentada pelos túbulos dentinários. Estes fatores são comumente usados no estudo das propriedades mecânicas de materiais porosos (BALSHIN, 1949; BOCCOCCINI et al., 1996) e até mesmo para prever a tenacidade à fratura da dentina (MONTROYA et al., 2016).

3.1.2.1 Dentina radicular e coronária

A dentina coronal difere da dentina radicular, pois os túbulos estão rodeados por um denso "colarinho" de dentina peritubular e possuem maior número de túbulos (CHU et al., 2010, BALOOCH et al., 2004; XU & WANG, 2012). Ainda relacionado à característica morfológica da dentina coronária e radicular, ambas possuem diferenças entre si quando estão localizadas próximas ou afastadas do canal radicular, ocasionando diferenças nas propriedades mecânicas dependendo de sua localização no terço cervical, médio e apical, ou de profundidade ou intertubular e peritubular (PASHLEY et al., 1985; FUENTES et al., 2003; ZISKIND et al., 2011; NASCIMENTO et al, 2016). Ou seja, próximo à polpa e no terço cervical encontram-se em maior quantidade e diâmetro, à medida que vai em direção à superfície externa da raiz e em direção apical, os túbulos estão em menor quantidade e diâmetro, tanto na coroa quanto na raiz.

Chu et al. (2010) compararam a dentina radicular e coronal cortados longitudinalmente, através da microscopia eletrônica de varredura. Verificaram que a dentina radicular próxima a polpa possui menor largura de dentina peritubular ($0,0\mu\text{m}$ terço cervical da raiz e $1,9\mu\text{m}$ terço coronário), menor quantidade ($39,0\text{u}/\text{mm}^2$ terço cervical da raiz e $52,9\text{u}/\text{mm}^2$ terço coronário) e diâmetro ($1,9\mu\text{m}$ terço cervical da raiz e $1,8\mu\text{m}$ terço coronário) de túbulos em relação a dentina coronária.

Lo Giudice et al. (2015) analisaram a morfologia somente da dentina radicular nos terços cervical, médio e apical de trinta pré-molares extraídos por razões ortodônticas. Concluíram que o terço médio possui menor densidade de túbulos ($30,94\text{u}/\text{mm}^2$) que os terços cervical ($46,79\text{u}/\text{mm}^2$) e apical ($45,10\text{u}/\text{mm}^2$), e que o terço cervical e apical possuem densidades semelhantes de túbulos. Porém como os túbulos do terço apical possuem menor diâmetro, foi encontrado maior número de dentina peritubular. Uma importante consideração deste estudo, é a significativa variação das características morfológicas dos dentes em um mesmo grupo dentário, como exemplo, a amostra 2 foram contados 6 (A), 13,7 (M) e 17,3 (C) túbulos por

400 μm^2 . Já na amostra 9, foram contados 25 (A), 18 (M) e 26 (C) túbulos, ou seja, uma significativa variação de número de túbulos quando comparados os terços das duas amostras, sendo ambas pré-molares.

3.1.3 Polpa dentária

A polpa dental é um tecido conjuntivo frouxo que fica envolto por dentina em toda sua extensão. Essa dentina tem com a função de protegê-la de agentes agressores térmicos, elétricos, químicos e mecânicos. As principais funções deste tecido vaso-nervoso são formativas de dentina, sensitivas com inervação eficaz, nutritiva levando oxigênio e nutrientes para formação de dentina, e defensiva protegendo contra infecções microbianas (LOPES & SIQUIRA, 2015).

Quando esta polpa é afetada, por infecção ou trauma, há a necessidade de removê-la, em seguida, ampliar e fazer o vedamento do canal radicular para evitar microinfiltração de fluidos e bactérias. Este procedimento é chamado de tratamento de canal radicular.

3.1.4 Ligamento periodontal e osso alveolar

O ligamento periodontal (LP) é um tecido conjuntivo altamente especializado e localizado entre a raiz do dente e o osso alveolar. O tipo de células predominantes neste tecido são os fibroblastos, que são capazes de diferenciar os osteoblastos, contribuindo assim para vários processos, incluindo reparo e regeneração, bem como a remodelação do tecido duro circundante (LEKIC & MCCULLOCH, 1996). Sua espessura normal varia entre 150 a 380 μm , e possui a importante função de resistir as cargas de compressão consideráveis durante a mastigação (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

O ligamento periodontal e o osso alveolar possuem anatomia organizada para absorver as cargas submetidas no dente durante a função e/ou “parafunção”. As fibras do ligamento periodontal suportam cargas de várias direções e a tensão é gerada na inserção óssea alveolar. O osso alveolar é sensível as forças, ocorrendo a sua formação óssea quando a força de tração é aplicada, e ocorre sua reabsorção quando a força de compressão é aplicada (OKESON, 2008). Esse processo de remodelação óssea devido ao estímulo de tração e compressão que permite a movimentação ortodôntica, e também, reage ao trauma oclusal, evita complicações maiores.

3.2 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

O tratamento endodôntico consiste na remoção do complexo pulpar e posterior preenchimento com materiais desenvolvidos para evitar a microinfiltração bacteriana e percolação de fluidos que podem levar ao insucesso desta terapia. A necessidade deste tratamento pode ser por trauma dental, infecção por cárie dentre outras etiologias.

As etapas operatórias para o tratamento do canal radicular são:

1. Acesso endodôntico, que consiste na remoção do teto de dentina da coroa dental com brocas diamantadas específicas para o desgaste das estruturas até chegar ao canal radicular (Figura 5);

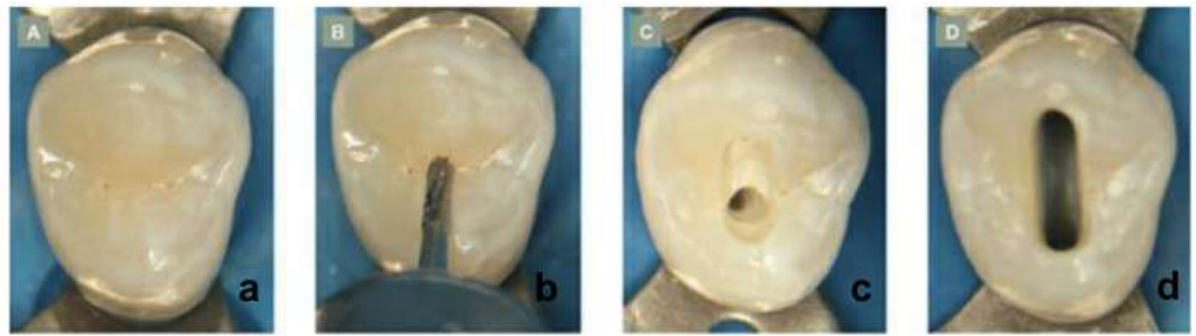


Figura 5 - Sequencia operatória do acesso ao canal radicular : a) dente hígido; b) broca posicionada na região que será acessada; c) início do acesso; d) acesso finalizado.(LOPES & SIQUEIRA, 2015).

2. Preparo químico-mecânico para a limpeza, desinfecção, ampliação e modelagem do sistema de canais radiculares;

3. Obturação do canal radicular com associação de um material sólido (guta-percha) e um fluido (cimento endodôntico), conforme ilustrado na Figura 6;

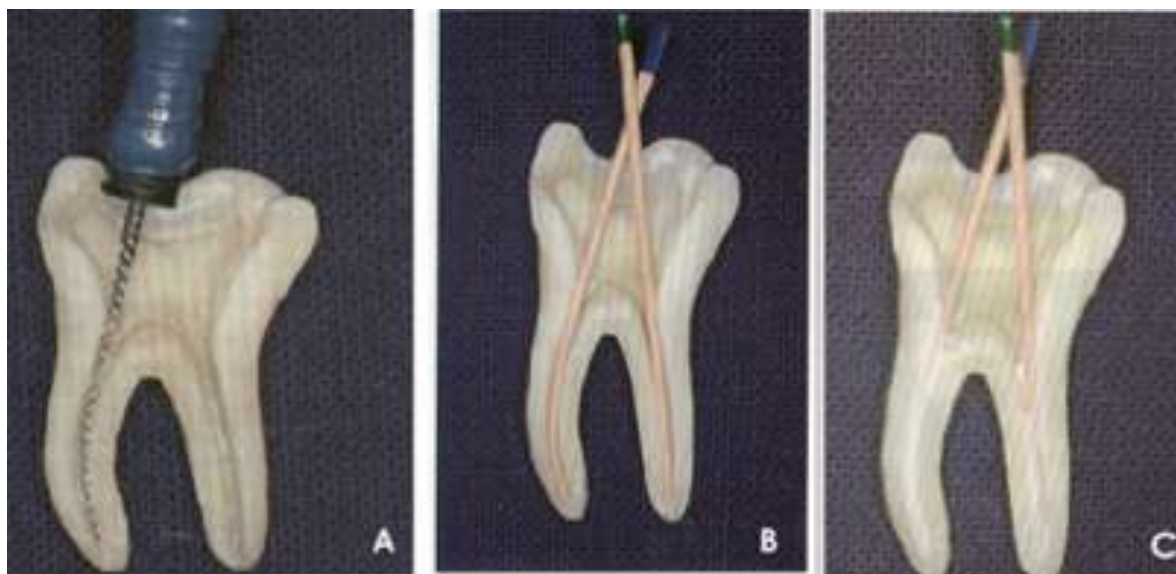


Figura 6 – Morfologia do dente seccionado no plano de análise longitudinal: a) lima endodôntica dentro do canal radicular; b) cone de guta-percha adaptado dentro do canal radicular; c) cone associado ao cimento obturador dentro do canal radicular (CARDOSO & GONÇALVES, 2001).

4. Restauração da coroa dental que pode ser com compósito resinoso direto ou outro material, dependendo do remanescente das estruturas dentárias, conforme ilustrado na Figura 7.

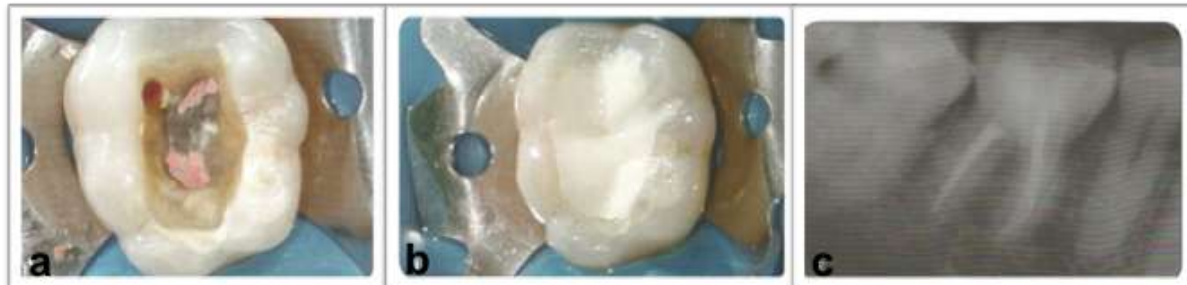


Figura 7 - Restauração do dente tratado endodônticamente: a) vista oclusal; b) dente restaurado; c) radiografia após terapia endodontia e restauração da coroa dental (BOMBANA & FERRARI, 2010).

Durante este processo de terapia endodôntica pode haver um maior ou menor desgaste das estruturas biológicas, como ilustrado na Figura 8. O procedimento de reparo ocasiona um aumento do volume de guta-percha no canal radicular e de compósito resinoso na coroa dental restabelecendo a forma, função e estética do dente. Porém, quando há uma maior perda de estrutura dentinária, pode enfraquecer o dente e aumentar o risco de fratura (SOARES, 2008).

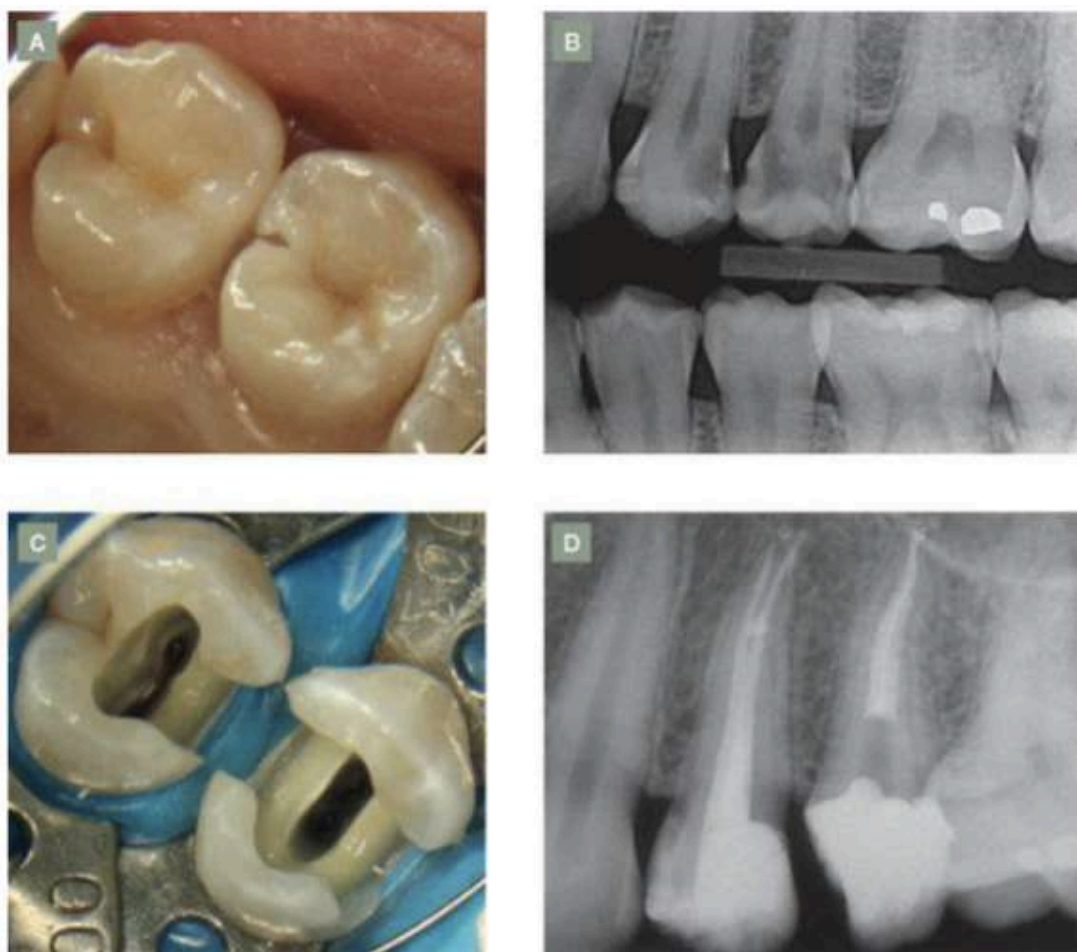


Figura 8 - Etapas operatórias do tratamento endodôntico: a) fotografia inicial dos dentes; b) radiografia inicial; c) fotografia após remoção de tecido cariado e acesso endodôntico; d) radiografia final pós tratamento endodôntico (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

Há uma grande preocupação de que o tratamento endodôntico possa resultar em enfraquecimento do dente. Porém, Reeh et al. (1989) que realizaram o ensaio em dentes intactos somente com desgaste específico para a realização do tratamento de canal, concluíram que há redução de apenas 5% da resistência a fratura e quando ocorre o preparo méso-ocluso-distal, a resistência foi reduzida em 69%. Eles reforçam a importância de avaliar as técnicas restauradoras de dentes tratados endodonticamente.

O acesso endodôntico minimamente invasivo (AEMI) prioriza a mínima remoção de dentina, com o intuito de elevar a resistência à fratura do elemento dental. Rover (2017) analisou a influência do acesso endodôntico minimamente invasivo na localização dos canais radiculares, na eficácia da instrumentação e na resistência à fratura de molares superiores. Após tratamento endodôntico, a obturação dos canais e restauração das cavidades endodônticas, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à fratura (compressão) em uma máquina de

testes universal (EMIC). Concluiu que essa forma de acesso pode influenciar negativamente na instrumentação do canal radicular, e aumenta a sua resistência à fratura. Uma recomendação dada por Abou-Elnaga et al. (2019) é fazer tomografia cone beam pré-operatório para planejamento do acesso operatório. Com ele é possível a visualização em três dimensões e localizar todas as entradas dos condutos pulpares.

O bom senso deve ser encontrado ao fazer um desgaste de estrutura dentária suficiente para ter um bom preparo químico-mecânico sem prejudicar a resistência do dente ao final do tratamento. Portanto, isso justifica a necessidade de verificar a influência da geometria interna radicular, para prevenir as possíveis consequências da perda de estrutura.

3.3 MATERIAIS ODONTOLÓGICOS

3.3.1 Materiais restauradores da coroa dental

Tem ocorrido um avanço acelerado na evolução dos materiais odontológicos. Uma busca por materiais estéticos com comportamento físico-mecânico adequados, e também, por novas técnicas de simplificação dos procedimentos clínicos e a expectativa do aumento da longevidade das restaurações, impulsionam a pesquisa e o desenvolvimento dos materiais, com destaque para as resinas compostas (CHUNG et al., 2004; WEINMANN et al., 2005; LEPRINCE et al., 2010; FERRACANE, 2011).

As resinas do tipo Bulk utilizam monômeros com moduladores que diminuem a tensão gerada durante a polimerização produzindo menor deflexão das cúspides na interface adesiva. Devido a isto pode ser inseridos em maior profundidade de cura e permitir a fotoativação em incrementos de até 5mm de espessura (MOHAMMED et al., 2016).

Os sistemas adesivos são agentes de união do compósito resinoso a estrutura dentária. Atualmente, os sistemas adesivos podem ser classificados de acordo com a técnica de união aos substratos dentários: adesivos que usam o prévio condicionamento ácido, também chamados de convencionais, ou os autocondicionantes, que não usam o ácido como etapa separada, com o intuito de unificar um material adesivo para todas as situações clínicas e facilitar os passos de trabalho (KOSE et al., 2013).

3.3.2 Materiais de obturação do sistema de canais radiculares

3.3.2.1 Guta- percha

Guta-pecha (GP) é uma palavra de origem malaia que significa gatah=goma e pertja=árvore (WILLIAMS, 1998). Por ser um produto sólido, inerte e não reabsorvível, apresenta características plásticas úteis para o selamento hermético dos canais radiculares (LAURICHESSE, 1989). Esta substância foi introduzida na Endodontia por Bowman, em 1867, e desde esta época vem sofrendo alterações em sua composição química e morfológica (PAIVA E ANTONIAZZI, 1991). Com o acréscimo do radiopacificador (óxido de zircônia) na superfície externa do cone de gutta-percha conhecido como cone biocerâmico, foi possível observar nos estudos de Ghnoeim et al. (2011) aumento de resistência a fratura da raiz dentária quando associado ao cimento obturador com óxido de zircônia. Portanto, é encontrado no mercado o cone de gutta-percha convencional e o biocerâmico, que possui um custo maior e não é comercializado no Brasil, ilustrado na Figura 9.

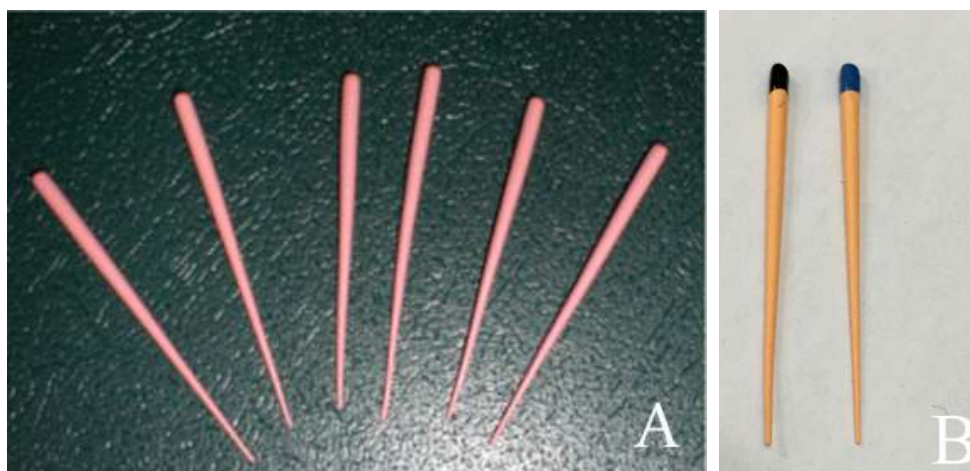


Figura 9 - Fotografia de cones de gutta-percha: (A) convencional; (B) biocerâmico.

É o material de escolha na obturação dos canais radiculares devido à facilidade de uso, ao custo reduzido, à boa radiopacidade, ao fato de não manchar a estrutura dental, não ser solúvel pelos fluidos orgânicos, possuir razoável estabilidade dimensional, ser de fácil remoção se necessário, e por ser bem tolerado pelos tecidos periapicais (LEONARDO, 1997).

Após a purificação do produto para a confecção dos cones, são acrescentadas várias substâncias que compõe sua parte orgânica e inorgânica, como óxido de zinco, sulfato de estrôncio, ceras, carbonato de cálcio, resinas,

corantes, óleo de cravo, ácido tânico e categute pulverizado para melhorar suas propriedades físico-químicas, como dureza, radiopacidade, flexibilidade, estabilidade dimensional e facilitar seu emprego na obturação dos canais radiculares (LEONARDO, 1997).

Os cones de gutapercha são comumente utilizados na obturação do canal radicular após o alargamento e desinfecção do mesmo, conforme Figura 6. Para recortar o excesso do material é utilizado um calcador aquecido numa lamparina que termoplastifica a gutapercha, amolecendo-a e possibilitando a sua melhor adaptação à anatomia do canal radicular. A termoplasticidade da gutapercha traduz-se na habilidade do material ser aquecido, moldado em diferentes formas e, quando resfriado, manter a nova conformação (RUEGGERBERG e FREDERICK, 2002)

3.3.2.2 Cimento endodôntico

Os cimentos endodôntico são utilizados para preencher os espaços vazios entre os cones de gutapercha, as pequenas discrepâncias de ajuste entre a gutapercha e as paredes do canal radicular, preencher irregularidades, ramificações do sistema de canais e os túbulos dentinários (ALMEIDA, 2007; AYDEMIR, 2009). A gutapercha não possui adesão com a parede dentinária, sendo indispensável o uso do cimento obturador, e também, vale ressaltar que o volume maior de material obturador deve ser de gutapercha (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

O preenchimento dos túbulos dentinários pelo cimento endodôntico são conhecido como tags de cimentos que preenchem os espaços antes preenchido pelos fluidos e prolongamentos dos odontoblastos, promovendo uma barreira física dentro dos túbulos (NUNES et al., 2016).

Encontram-se disponíveis no mercado diversos tipos de cimentos endodônticos. São classificados em cimentos à base de óxido de zinco e eugenol, cimentos que contém hidróxido de cálcio, cimentos resinosos, cimentos de ionômero de vidro, e cimentos a base de silicone (LOPES & SIQUEIRA, 2015).

3.4 CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA

3.4.1 Ensaio de dureza

A dureza pode ser definida de modo geral, como uma medida da resistência à deformação plástica. O teste de dureza Vickers utiliza como penetrador um diamante

de base quadrada com formato de pirâmide de 136° que é comprimido ao material com uma carga definida, produzindo uma impressão quadrada cujas diagonais são medidas (SAKAGUCHI & POWERS, 2012).

A medida do módulo de elasticidade (E) representa a rigidez de um material na região elástica, podendo ser determinado a partir da curva tensão-deformação, pelo cálculo da razão entre tensão e a deformação ou pela inclinação da região linear da curva obtida em ensaios mecânicos (SAKAGUCHI & POWERS, 2012).

Oliver e Pharr (1992) mostraram a possibilidade de calcular o módulo de elasticidade de um material através do ensaio de dureza analisando a curva de descarga do gráfico gerado no ensaio, exemplificado na Figura 10.

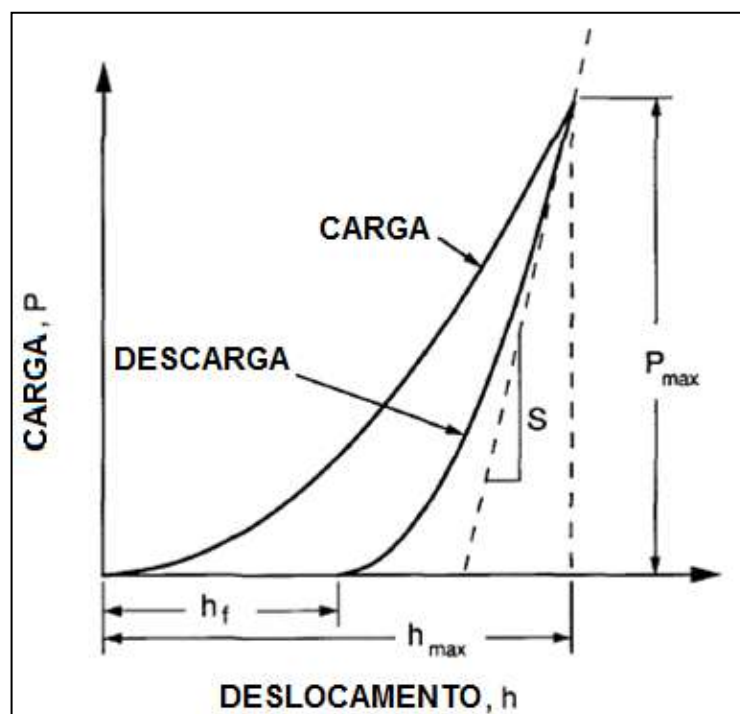


Figura 10 - Representação gráfica de uma curva carga-descarga (OLIVER; PHARR, 1992).

Com o software do equipamento de ensaio dinâmico de dureza é possível obter a curva de carga-descarga, também chamada curva de penetração, como o exemplo ilustrado na Figura 10. Essa curva é formada de uma fase de carga seguida de uma fase de descarga. Entre estas duas fases pode ocorrer um estágio de manutenção da carga máxima, cuja principal finalidade é estabilizar a deformação induzida durante a carga, também chamado de “hold time” (TEIXEIRA, 2016).

O cálculo de módulo de elasticidade é realizado a partir da área de contato do penetrador com a amostra. Oliver e Pharr (1992) explicam que a forma da curva de descarga e a quantidade total de deslocamento recuperado pelo material ao se retirar o penetrador, estão diretamente relacionados ao módulo de elasticidade e o

tamanho da área de impressão. A Figura 11 ilustra a representação esquemática dos dados utilizados para o cálculo do módulo de elasticidade a partir da impressão do penetrador na amostra.

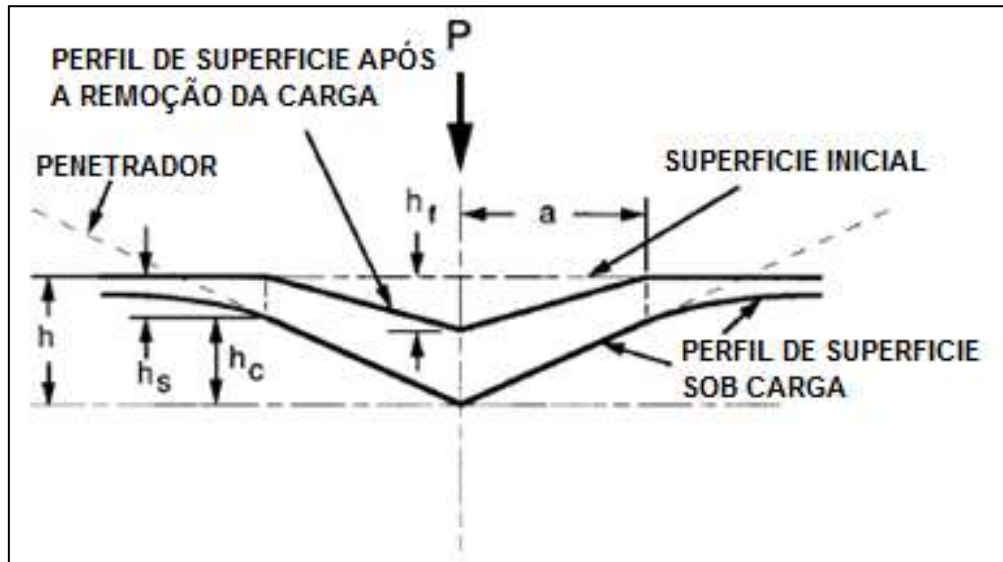


Figura 11 - Representação esquemática da sessão que sofre a penetração, mostrando dados utilizados para o cálculo de módulo de elasticidade (OLIVER; PHARR, 1992).

O efeito de penetradores não rígidos no comportamento de deslocamento de carga pode ser definido pelo módulo de elasticidade reduzido E_r .

$$\frac{1}{E_r} = \frac{(1-\nu^2)}{E} + \frac{(1-\nu_i^2)}{E_i}(1)$$

Onde E_i é o módulo de elasticidade do penetrador, ν_i o coeficiente de Poisson do penetrador, E o módulo de elasticidade da amostra e ν o coeficiente de Poisson da amostra.

Entre os diferentes métodos utilizados para calcular o módulo de elasticidade pode-se citar: tração, compressão e as mensurações sônicas (KINNEY et al., 2003).

A medida do módulo de elasticidade a partir do ensaio de dureza baseado nos estudos desenvolvidos por Oliver & Pharr (1992) também foi utilizado nos trabalhos de Ho et al. (2009), Inoue et al. (2009), Ziskind et al. (2011), Poolthong et al. (2001), Miura et al. (2009), Kinney et al. (1996) e He et al. (2007).

3.4.2 Módulo de elasticidade das estruturas dentárias

A dentina é afetada por variações de idade, biotipo e agressões externas. Estes fatores alteram as propriedades físicas e mecânicas devido a suas características dinâmicas e complexa morfologia (HO et al, 2009).

O módulo de elasticidade da dentina foi calculada pela primeira vez, através de ensaio experimental de compressão, por Black (1895). O valor obtido foi de 5,5 GPa.

A metodologia de armazenamento e as substâncias induzem mudanças químicas da camada superficial dos tecidos mineralizados. Este aspecto foram analisados por Habelitz et al. (2002) que estudaram as mudanças das propriedades mecânicas da dentina e do esmalte durante o armazenamento em água deionizada ou solução salina de Hank. Os autores mostraram que a estocagem dos dentes em água deionizada resultou na diminuição do módulo de elasticidade e dureza, porém armazenando os espécimes em solução salina balanceada de Hank as alterações não foram significativas no intervalo de duas semanas. A diminuição no módulo de elasticidade e dureza da dentina quando estocada em água deionizada foi atribuída a desmineralização da camada próxima superficial.

Foi encontrada uma significativa diferença de valores de módulo de elasticidade em relação à direção da força aplicada em relação ao túbulo dentinário. Miura et al. (2009) encontraram o valor do módulo de elasticidade de 5,6 GPa quando a força aplicada foi perpendicular a direção do túbulo dentinário, e de 17,1 GPa quando a força aplicada foi na direção paralelo a direção do túbulo dentinário.

Segundo Wang et al. (2017), na mecânica clássica, os túbulos dentinários são considerados defeitos ou vazios na dentina que resultam na perda de rigidez equivalente da dentina. Para melhorar a rigidez da dentina, a dentina peritubular desempenha um papel importante no aumento da rigidez equivalente da dentina. Mecanicamente, o E da dentina peritubular é muito maior que da dentina intertubular, sendo assim, a dentina peritubular considerada como a fase de reforço. Por outro lado, o funcionamento biológico da estrutura da dentina não é apenas garantir que os túbulos dentinários transportem os nutrientes, mas também que mantenham estrutura dentinária para a função diária, como a mastigação. Contudo, biologicamente, a porosidade associada à presença dos túbulos dentinários pode servir como um caminho para a condução neural. No entanto, mecanicamente, o impacto potencial dessa porosidade ainda não está claro. Além disso, a atribuição da complexidade e grande espessura da microestrutura da dentina peritubular também permanece incerta.




Kinney et al. (1996), Ziskind et al. (2011) investigaram o E da dentina intertubular e peritubular através do microscópio de força atômica (AFM).

Confirmaram que a dentina intertubular possui o E menor que a dentina peritubular. Para a dentina intertubular, Kinney et al.(1996) encontraram 21GPa próximo a junção dentinho-esmalte (JDE) e 17GPa próximo a polpa e na dentina peritubular 26 GPa. Ziskind et al. (2011) encontraram o E de 22GPa com a carga aplicada na direção paralela ao longo eixo do túbulo dentinário e 18 GPa perpendicular na dentina intertubular e 40-42 GPa na dentina peritubular.

Quando se avalia as propriedades mecânicas da dentina coronária e radicular comparando o lado vestibular com o lingual, Brauer et al. (2011) acharam na dentina coronária do terceiro molar superior com maior E no lado lingual comparado ao vestibular sugerindo ser o lado da função mastigatória. Já na dentina radicular o lado com maior dureza foi o vestibular tendo um efeito compensatório à coroa, segundo os autores. Este estudo corroboram os resultados de Zaslansky et al. (2006).

Na Tabela 1 são apresentados valores do E encontrados na literatura. Cada estudo apresenta valores diferentes de módulo de elasticidade. Importante ressaltar a discrepância entre os resultados. Portanto, fez-se necessário um estudo mais concreto sobre esta propriedade para conseguir valores confiáveis para serem utilizados na simulação computacional.

Tabela 1 - Variação de valores de módulo de elasticidade da dentina radicular entre diversos autores.

Referência	Tipo de teste	Forma	N (Dentina radicular)	Dimensões (mm)	Dente	E(GPa) da dentina radicular
Wang et al. (2016)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	60	-	Pré-molar unirradicular	19,9 ± 2,5
Cheron et al. (2011)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	18	-	Raíz distal de molar inferior Raíz palatina de molar superior	18,9 ± 2,2
Ho et al (2009)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	-	-	Molares inferiores	14,2 ± 5,1
Marending et al. (2007) ¹	Flexão	Seccionado longitudinalmente	32	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	12,1 ± 0,7
Marending et al. (2007) ²	Flexão	Seccionado longitudinalmente Túbulo paralelo a base de apoio	55	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	11
Jantarat et al. (2002)	Compressão		-	6 a 10 comprimento 3,5 Ø externo	Incisivo e canino superior	13,3 ± 1,3
Grigoratos et al. (2001)	Flexão		121	1 x 1 x 11,7	-	52 ± 11
Sim et al. (2001)	Flexão		50	0.8 x 0.8 x11,7	Segundo pré-molar inferior	15,1 ± 2,1

O módulo de elasticidade do esmalte e da dentina coronária descritos na Tabela 3 no capítulo 4.4.2 foram pesquisados pelo grupo de pesquisa de biomateriais do PPGEM/UFF (TEIXEIRA, 2016; MELO-SILVA, 2017). Devido a divergência de valores, ausência de parâmetro dos ensaios mecânicos e reprodutividade, foi necessário realizar ensaios para determinar o valor de E.

No trabalho de Ruse (2008) foi relatado do valor do módulo de elasticidade do ligamento periodontal e da guta-percha, desde a década de oitenta. Centenas de

artigos de simulação computacional reproduziram os valores errados citados por Ruse. Rees & Jacobsen (1997) sintetizaram em uma tabela a grande variação de valores de E utilizados em trabalhos anteriores, citado na Tabela 2.

Tabela 2 - Variação das propriedades físicas do ligamento periodontal utilizados em estudo de elementos finitos (Rees & Jacobsen, 1997).

Autor	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Andersen et al. (1991)	0,07	0,49
Yettram et al. (1976)	0,18	0,49
Tanne e Sakuda (1983)	0,70	0,49
Andersen et al. (1991)	0,8-68,9	0,3-0,45
Williams e Edmundson (1984)	1,50	0-0,45
Korioth e Hannam (1994)	2,5-3,2	0,45
Farah et al. (1989)	6,90	0,45
Takahashi et al. (1980)	9,80	0,45
Andersen et al. (1991)	13,80	0,49
Wright (1975)	49,00	0,45
Wilson (1991)	50,00	0,45
Cook et al. (1982)	68,90	0,49
Ko et al (1992)	68,90	0,45
Williams e Edmundson (1984)	100,00	0-0,45
Atmaram e Mohammed (1981)	171,60	0,45
Thresher e Saito (1973)	1379,00	0,45
Goel et al. (1992)	1750,00	0,49

3.4.3 Módulo de elasticidade dos materiais obturadores do sistema de canais radiculares

Os valores do E do compósito resinoso e do adesivo utilizados para restauração dentária citados na Tabela 3 foram obtidos em ensaios mecânicos de dureza Vickers dinâmico, também pelo grupo de pesquisa de biomateriais do PPGEM (TEIXEIRA, 2016; CARVALHO, 2016; MELO-SILVA, 2017).

Com relação à guta-percha, Ruse (2008) em sua revisão verificou que o erro foi rastreado a partir do manuscrito do artigo de Ko et al. (1992) e de Reinhardt et al.

(1983), sendo que este último usou o valor do E do ligamento periodontal do artigo de Weinstein de 1980 e estimou o valor do E da GP como $6,9 \times 10^{-4}$ GPa sem justificar de onde extraiu este valor.

O valor do módulo de elasticidade da guta-percha foi calculado por Friedman et al. (1975). Eles realizaram o ensaio de tração na máquina universal Instron para determinar as propriedades mecânicas da guta-percha, sendo o E de $1447,3 \text{ kg/cm}^2$ que equivale a 0,14 GPa.

Já o cimento endodôntico associado à guta-percha para preencher o canal radicular não são desenhados e nem considerados nos modelos de MEF. Provavelmente, por não haver diferença significativa dos valores de E da GP e do cimento endodôntico. Devido à falta de padronização dos resultados e técnicas de obtenção dos valores de E da GP e do cimento endodôntico encontrados na literatura, foram caracterizados mecanicamente através do ensaio de dureza Berkovich.

3.5 CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA

3.5.1 Microscópio confocal

As medidas com o microscópio confocal variam de alguns nanômetros a vários milímetros. Portanto, são usadas em várias aplicações. O modelo Leica DCM 3D utilizado neste trabalho foi projetado especificamente para realizar medições com velocidade extremamente alta. O DCM 3D possui duas fontes de luz: um LED branco de banda larga (550 nm) e um LED azul monocromático (460 nm) que foi a utilizada para geração das imagens topográficas deste trabalho.

Neste trabalho foram utilizadas as imagens topográficas para avaliar a distribuição tubular, visualizar a quantidade, diâmetro e orientação tubular.

Em grande parte da literatura encontra-se a análise morfológica com o microscópio eletrônico de varredura (MEV) (MANNOCCI et al., 2004; INOUE et al., 2003; CHU et al., 2010; LO GIUDICE et al., 2015). No microscópio confocal, as amostras não necessitam ser desidratadas, mantendo suas propriedades mecânicas. O equipamento confocal é de fácil manuseio, sendo a ampliação suficiente para a análise estrutural necessária para este estudo, que foi de 50X.

3.6 MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O método de elementos finitos (MEF) é uma forma de resolução numérica para analisar a distribuição de tensões e o deslocamento em estruturas anatômicas de morfologia complexa, contornos irregulares, não-homogêneas, como os dentes e seus tecidos de suporte, os quais recebem cargas de magnitude e direções variadas (GAO et al., 2006; HASEGAWA et al., 2010; ICHIM et al., 2007; SRIREKHA; BASHETTY, 2010; REES, 2001; RUBIN et al., 1983).

Os ensaios laboratoriais mecânicos destrutivos apresentam limitações no fornecimento de informações ultra-estruturais e biomecânicas do comportamento das amostras pré-fratura. Por isso é sugerido análises laboratoriais não-destrutivas, como o ensaio de elementos finitos, para análise da distribuição de tensões (GUVEN et al. (2018). A padronização que o MEF proporciona seria impossível em ensaios com amostras biológicas reais. Mesmo padronizando o mesmo grupo de dentes, há uma enorme variação anatômica e de propriedades mecânicas em cada estrutura do dentes e de um dente para o outro. Portanto, no MEF é possível haver essa padronização variando apenas o que é de interesse da pesquisa em comparar.

O conhecimento das tensões geradas sob a aplicação de cargas oclusais axiais e oblíquas é governado por fatores como: suporte ósseo, anatomia dentária, estrutura microscópica, presença e tamanho de restaurações e a direção da carga aplicada (OKESON, 2008). E como essas tensões se distribuem ao longo da estrutura dentária e na estrutura óssea de suporte pode permitir relacionar os locais onde estas se concentram com os mecanismos de formação de lesões cervicais não cariosas e de reabsorção óssea. Um melhor entendimento da biomecânica da estrutura dentária pode ajudar a elucidar os fenômenos que ocorrem na clínica e adicionar significado aos achados já encontrados na literatura, favorecendo o avanço da prática (MUNARI, 2012).

A modelagem através de elementos finitos seguem os seguintes passos: pré-processamento (modelagem da malha e das condições de contorno do modelo), processamento ou solução (o programa computacional realiza os cálculos de formulação, inversão, multiplicação e solução de matrizes) e o pós-processamento (visualização dos resultados, verificações, conclusões e análise do que poderia ser feito para aperfeiçoar o modelo) (SRIREKHA; BASHETTY, 2010).

Devido à redução da disponibilidade de amostras biológicas, praticidade, variabilidade das propriedades mecânicas do dente e do material restaurador, o método de elementos finitos tornou-se uma ferramenta que pode auxiliar este desafio, visto que, pode reproduzir o comportamento biomecânico dos dentes quando submetidos a cargas funcionais e para-funcionais, se mostrando eficaz na análise de tensões e deformações nas restaurações adesivas diretas (LOTTI, 2006).

Poiate et al. (2011) examinaram a confiabilidade dos resultados de simulação computacional simplificada em 2D em comparação ao modelo 3D na pesquisa dental. Os resultados de elementos finitos indicaram que a distribuição de tensões foi semelhante qualitativamente em todos os modelos, mas a magnitude de tensões era diferente. Concluiu-se que os modelos 2D são aceitáveis quando se investiga o comportamento biomecânico qualitativamente. Entretanto, a análise quantitativa de tensões é menos confiável em análise 2D de elementos finitos, porque os modelos 2D superestimam os resultados e não representam a configuração anatômica complexa das estruturas dentárias.

3.6.1 Material Biológico

A perda da integridade estrutural do dente produz, como consequências, alterações nas propriedades biomecânicas influenciando a capacidade de assimilação e distribuição das cargas oclusais ao longo de todas as estruturas envolvidas durante as atividades funcionais e parafuncionais do sistema mastigatório (BELLO, 2004).

O dente tratado endodonticamente é conhecido por ter grande perda de sua resistência mecânica, com frequentes casos clínicos de fratura coronária, devido à perda de estrutura ocasionada pelo acesso ao canal radicular. Bello (2004) em seu trabalho realizou a análise da distribuição de tensões, através do MEF, com diversas situações clínicas. Dentre elas, comparou ao dente hígido, o dente tratado endodonticamente com e sem restauração com compósito resinoso. Após simulação computacional e análise dos resultados, concluiu que o acesso endodôntico contribui para o aumento da concentração de tensões em relação ao dente hígido da ordem de 116%. Porém, ao restaurar as cavidades com compósito resinoso, restabelece as condições biomecânicas próximas ao padrão do dente hígido.

Tamse et al. (1999) e Cohen et al. (2006), citam que os pré-molares superiores são responsáveis por 38% e 23,35% das fraturas verticais em dentes

posteriores, respectivamente. Isto, provavelmente é devido à desvantagem anatômica dos sulcos marcados na raiz e coroa, que podem ser pontos de concentração de tensões bem como a constricção cervical da coroa (MCCOY, 1982), além de apresentar volume menor da coroa e ser submetido ao mesmo esforço mastigatório de dentes mais robustos (Souza, 2012).

Segundo Munari (2012), a distribuição das tensões ao longo da estrutura dentária é determinada pela direção, tipo e magnitude das cargas que incidem na superfície oclusal e pelas características das estruturas de suporte. Portanto, em seu estudo, analisou através do MEF, a distribuição de tensões na estrutura dentária, em um modelo tridimensional (3D) do primeiro pré-molar superior submetido a dois tipos de carregamentos, sendo oblíquo e axial, considerando o esmalte anisotrópico ou isotrópico. Concluiu que, os modelos isotrópicos são satisfatórios para análise de distribuição de tensões em dentes, por serem de modelagem menos complexa e produzirem resultados similares comparados aos modelos anisotrópicos independente do tipo de carregamento.

Na superfície do esmalte existe grande variação do módulo de elasticidade, conforme ilustrado na Figura 12. Porém no estudo que Teixeira (2016) foi verificado que a variação do E do esmalte comparado ao valor único de 80GPa não houve influencia no resultado de análise de tensões das estruturas dentárias com emprego do MEF.

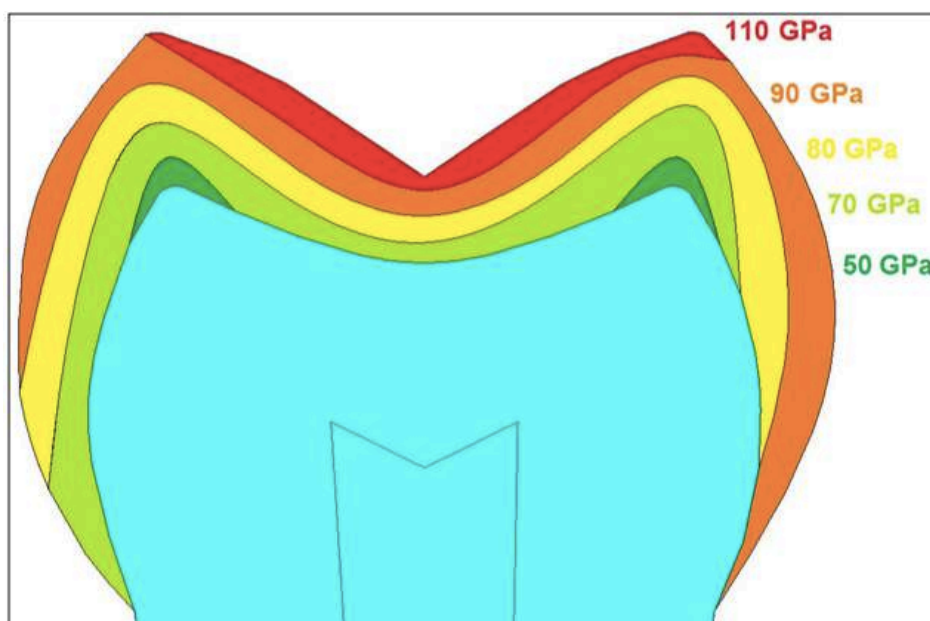


Figura 12 - Dente hígido com camadas de módulo de elasticidade diferentes no esmalte (TEIXEIRA, 2016).

Durante a oclusão, mastigação e movimentação ortodôntica, as forças aplicadas nas coroas dentárias são normalmente transmitidas para o osso alveolar através do ligamento periodontal, que é um tecido macio que conecta o osso à raiz dentária (QUIAN et al., 2009). Tais forças geram tensões e distensões no periodonto, que podem causar vários problemas, como movimentação dentária, lesões cervicais não-cariosas e perda óssea cervical, conhecidas como abfrações (BOURAUDEL et al., 1999; LEE & EAKLE, 1996). A previsão quantitativa da tensão e deformação do periodonto ajuda a entender a origem dos problemas e, portanto, é de vital importância, tanto teórica como clínica. A análise por método de elementos finitos fornece um meio de avaliar quantitativamente a distribuição de tensões em cada estrutura dentária individualmente (QUIAN et al., 2009).

Devido a considerável ausência de fidelidade dos valores de E encontrados na literatura citado por Ruse em 2008, motivou Yang & Tang (2017) a realizarem o ensaio de dureza dinâmico para obtenção do E do ligamento periodontal, conseguido pela curva de carga-descarga, preconizado por Oliver & Pharr (1992). E após, fizeram a simulação por método de elementos finitos, observando a variação da distribuição de tensões do ligamento periodontal, com modelo elástico linear ou viscoelástico. Tiveram como resultados os valores médios do E do terço cervical da raiz de 0,21 a 0,53 MPa, do terço médio foi de 0,11 a 0,23 MPa, e do terço apical foi de 0,44 a 0,62 MPa. E, concluíram que a tensão gerada no ligamento periodontal foi menor no modelo viscoelástico comparado ao modelo elástico linear.

3.6.2 Materiais odontológicos

As maiores alterações biomecânicas dos dentes, devido ao tratamento endodôntico, são, atribuídas à perda de estrutura dentária. Há uma grande variedade de materiais e técnicas para a restauração dos dentes com tratamento endodôntico. Entre os fatores que influenciam o tempo de vida de uma restauração, num dente com tratamento endodôntico, salientam-se a quantidade de esmalte e dentina remanescente, as propriedades dos materiais restauradores e o desenho da preparação dentária (PINA-VAZ et al., 2011).

Diante da clara correlação existente entre material restaurador e fratura radicular, o material constituinte de compósito resinoso deve apresentar módulo de elasticidade similar ao da dentina a distribuição homogênea das tensões ao longo do material restaurador e da raiz (ASSIF et al., 1989; KING et al., 1990). As interfaces

de materiais com diferentes módulos de elasticidade representam o ponto de fragilidade do sistema restaurador, pois influencia na distribuição de tensões (ZARONE et. al, 2006).

Os compósitos resinosos podem ser classificados como: elásticos, viscoelásticos e rígidos de acordo com o comportamento observado na curva tensão-deformação. A partir dos dados encontrados no trabalho de Teixeira (2016) é possível notar a uniformidade dos dados obtidos, sendo o módulo de elasticidade do compósito resinoso avaliado de 10 GPa. Não se faz então necessário mais medidas dado que se trata de um material uniforme, e ainda ressalta que, o valor encontrado é igual ao valor dado pelo fabricante (3M, Espe) de 10 GPa, tendo sido o módulo de elasticidade encontrado pelo fabricante através do ensaio de flexão. E por fim, após a análise de todos os resultados das simulações por MEF, verificou-se que compósitos resinosos com módulo de elasticidade de 10 GPa são mais indicados clinicamente para os dentes restaurados, tendo em vista que na região cervical ocorreu menor tensão de tração do que quando restaurado com resinas com E maiores.

Kantardzic et al. (2012) após analisarem pelo MEF 3D a restauração do segundo pré-molar superior com quatro valores de E referentes a compósitos resinosos encontrados no mercado, concluíram que na análise das tensões de von Mises, não houve diferença significativa na distribuição das tensões na estrutura dentária com a variação dos valores de E dos compósitos resinosos. Diferente do estudo de Ausiello et al. (2001) que após aplicação de carga oclusal no ensaio computacional 3D foi observado que quanto maior o módulo de elasticidade do material menor a distribuição de tensões para a estrutura adjacente.

Segundo Melo-Silva (2017) dependendo do valor de E apresentado pelo sistema adesivo e pela camada híbrida formada pela união do sistema adesivo com as fibras colágenas da dentina, estas camada podem funcionar como amortecedores de tensões, preservando a integridade da camada de adesão e sua durabilidade.

Júnior et al. (2012) após analisar os sistemas adesivos através do MEF concluíram que na dentina pode ocorrer a dissipação das forças com maior módulo de elasticidade (dentina) para a de menor módulo de elasticidade (sistema adesivo e compósito resinoso). E foram visualizadas áreas de possível falha, localizada na camada de adesivo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo, são apresentadas as metodologias empregadas para determinar o módulo de elasticidade dos materiais biológicos e odontológicos que foram utilizados na simulação computacional. Em seguida, são descritas as etapas para a inserção das informações no programa de MEF, como carregamentos, condições de contorno e propriedades mecânicas obtidas nos ensaios mecânicos ou na revisão da literatura. Após estas etapas, foram realizados os ensaios em três situações: variando o E dos terços da dentina radicular, da guta-percha e da geometria do preparo corono-radicular interno comparado ao dente hígido. A última análise levou em consideração os valores ideais da guta-percha e da dentina radicular analisados previamente por simulação com MEF.

4.1 DELINEAMENTO DO TRABALHO

Na Figura 13 é apresentado o delineamento das etapas que envolveram o presente trabalho. Todas as atividades foram realizadas na Universidade Federal Fluminense em Volta Redonda.

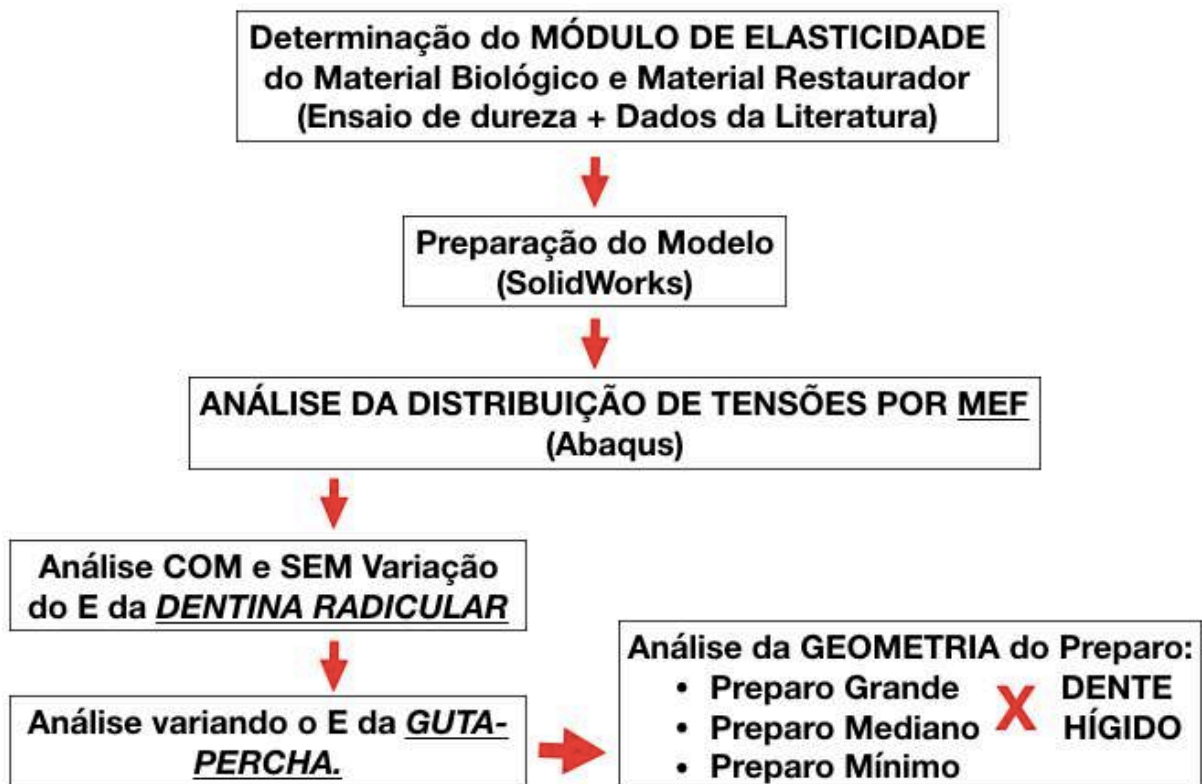


Figura 13 - Organograma explicativo da parte experimental e da simulação computacional realizados neste trabalho.

4.2 CARACTERIZAÇÃO DA MORFOLOGIA E MECÂNICA

4.2.1 Estruturas dentárias – materiais biológicos

Foram obtidos no banco de dentes do UniFOA (Centro Universitário de Volta Redonda) dois dentes terceiros molares permanentes inferiores inclusos humanos, que não sofreram esforços mastigatórios até extração, mantendo sua integridade física e da composição química. Os dentes foram armazenados em solução salina de Hank numa câmara úmida a 36°C. Este processo de armazenamento é feito para manter a hidratação dos túbulos dentinários, reproduzindo-se assim as condições do dente no meio bucal.

Os dentes foram cortados na direção longitudinal e analisada a porção vestibular da palatina, conforme ilustrado na Figura 14, nos terços cervical, médio e apical. O estudo foi feito utilizando-se apenas a parte radicular do dente, descartando-se as coroas.

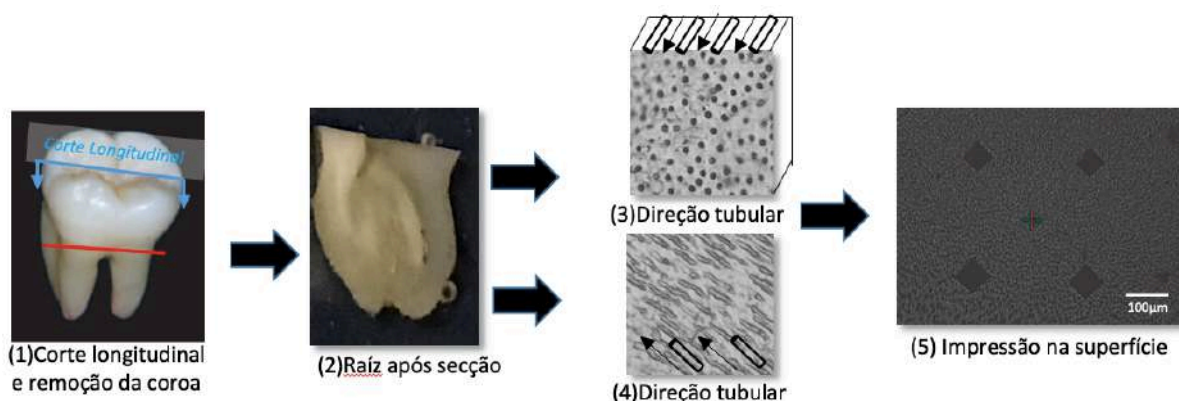


Figura 14 - Esquema de preparação da amostra para ensaio de dureza e análise morfológica.

Os dentes foram seccionados na máquina de corte ISOMET 1000 com disco diamantado em baixa rotação (de 250 a 300 rpm) refrigerados com água, seguindo a ISO/TS 11405. Após o corte foram embutidos resina acrílica incolor autopolimerizável, da marca Jet Clássica®. Devido à necessidade de um acabamento superficial, as amostras foram lixadas utilizando-se a máquina de polir Aropol S, com lixas d'água de carboneto de silício de granulação 800, 1000, 1200 e 2000, em seguida, polidas com panos autoadesivos e alumina de granulação de 0,5 e 1 µm. Após o polimento as amostras foram lavadas em água corrente utilizando-se sabão neutro e limpas com hastes de algodão para evitar a fratura da estrutura

biológica que ocorre na limpeza com ultrassom (URABE et al., 2000). Após este procedimento as amostras foram armazenadas em câmara úmida, até a realização do ensaio. As amostras são mostradas na Figura 15.

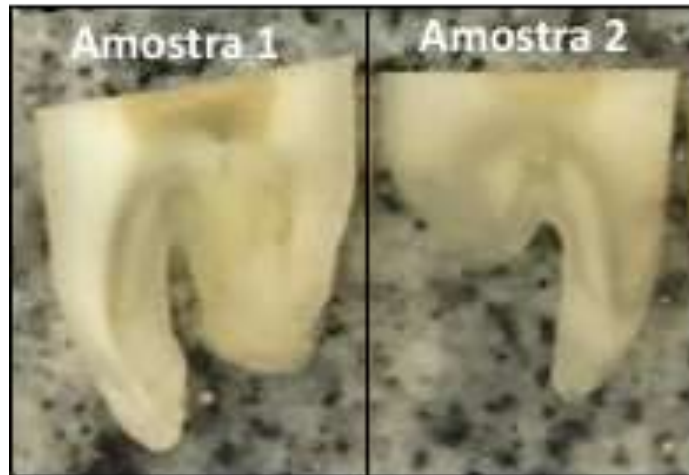


Figura 15 – Morfologia das amostras no plano de análise longitudinal, após a finalização do processo de preparo das mesmas. Raiz não totalmente formada em ambos.

O ensaio de dureza foi realizado para determinar os módulos de elasticidade em diferentes profundidades da dentina radicular, começando próximo ápice do canal radicular em direção a cervical da raiz, como exibido na Figura 16. Foram realizadas as medidas em duas direções paralelas (E_1 e E_2).

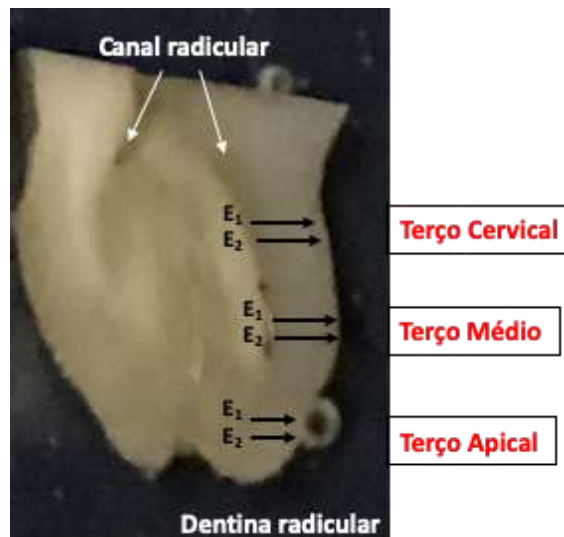


Figura 16 - Morfologia do dente no plano de análise longitudinal. Mostram-se as regiões das medidas da dureza nos terços cervical, médio e apical. A seta indica a direção das medidas das durezas.

Considerando que o material apresenta comportamento viscoelástico, suas propriedades mecânicas podem modificar com a taxa de carregamento (SAKAGUCHI & POWERS, 2012; MONTOYA et al., 2017).

Para ensaio de dureza foi utilizado o Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) com penetrador diamantado do tipo Vickers. As impressões foram realizadas com distância de 200 μ m entre elas, na direção da polpa até a região próxima JDC, conforme ilustrado na Figura 17. Foram realizadas 37 indentações na amostra 1 e 38 na amostra 2. A distância das medições seguiu o protocolo de Urabe et al. (2000) os quais preconizam que a distância entre endentações deva ser três vezes o valor da impressão gerada no material, para evitar a interferência das tensões residuais após o ensaio.

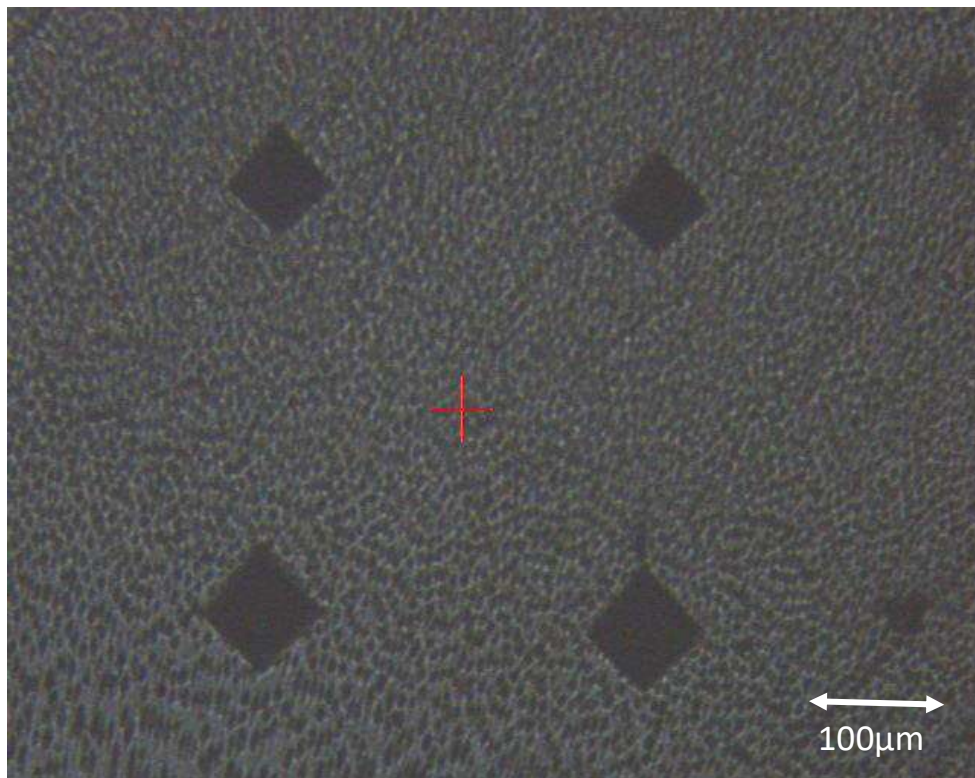


Figura 17 - Fotomicrografia da dentina após impressão do DUH.

Foi utilizada a carga de 100 mN e coeficiente de Poisson 0,3. Já o *hold time* utilizado foi zero, pois segundo estudos elaborados por Teixeira (2016) essa condição não influencia no valor quantificado do módulo de elasticidade. A taxa de aplicação de carga foi $v = 70,07$ mN/s, também sugerido por Teixeira (2016) que afirmou não haver variação significativa do módulo de elasticidade da dentina alterando a velocidade.

4.2.2 Materiais obturadores do sistema de canais radiculares

4.2.2.1 Guta-percha e cimento endodôntico biocerâmico

Uma amostra de gutapercha convencional (Tanariman Industrial LTDA, AM, Brazil) e uma gutapercha biocerâmica (FKG Dentaire AS, Switzerland) foram imbutidas na resina acrílica, conforme ilustrado na Figura 18.

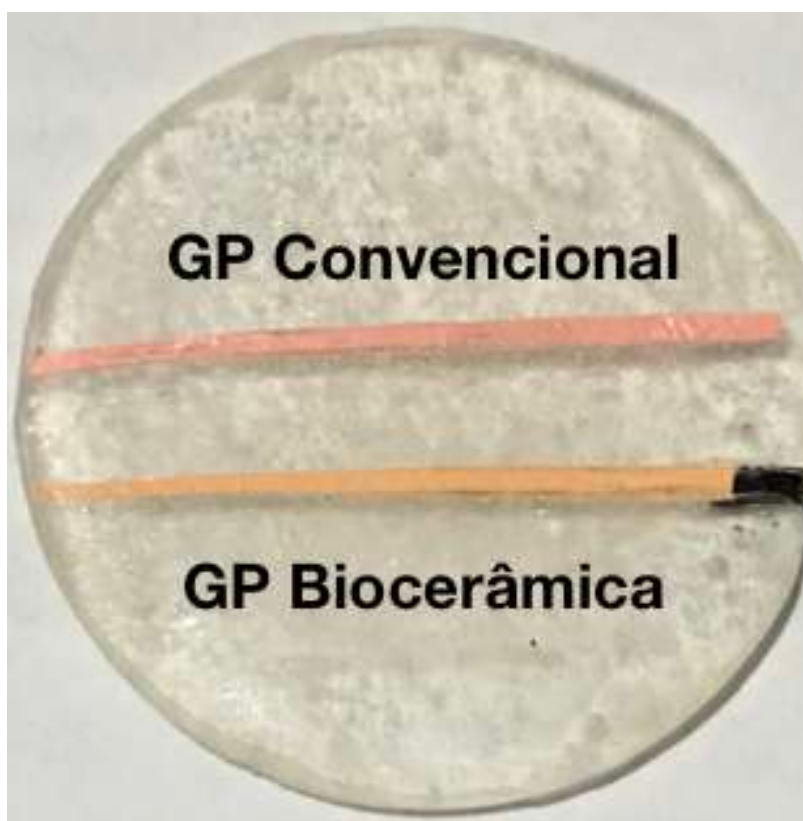


Figura 18 - Imagem da gutapercha BC e convencional embutidas.

Para ensaio de dureza foi utilizado o Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) com penetrador diamantado Berkovich. Devido a falta de dados disponíveis na literatura ou norma, foi necessário realizar ensaios prévios para definir os parâmetros do procedimento de medida de E. Para isso foi utilizado o ensaio dinâmico de carga e descarga, com cargas de 10mN, 20mN, 30mN, 50mN e 100mN. Após análise das impressões na gutapercha ilustradas nas Figuras 19 e 20, a carga escolhida para o ensaio foi de 20mN.

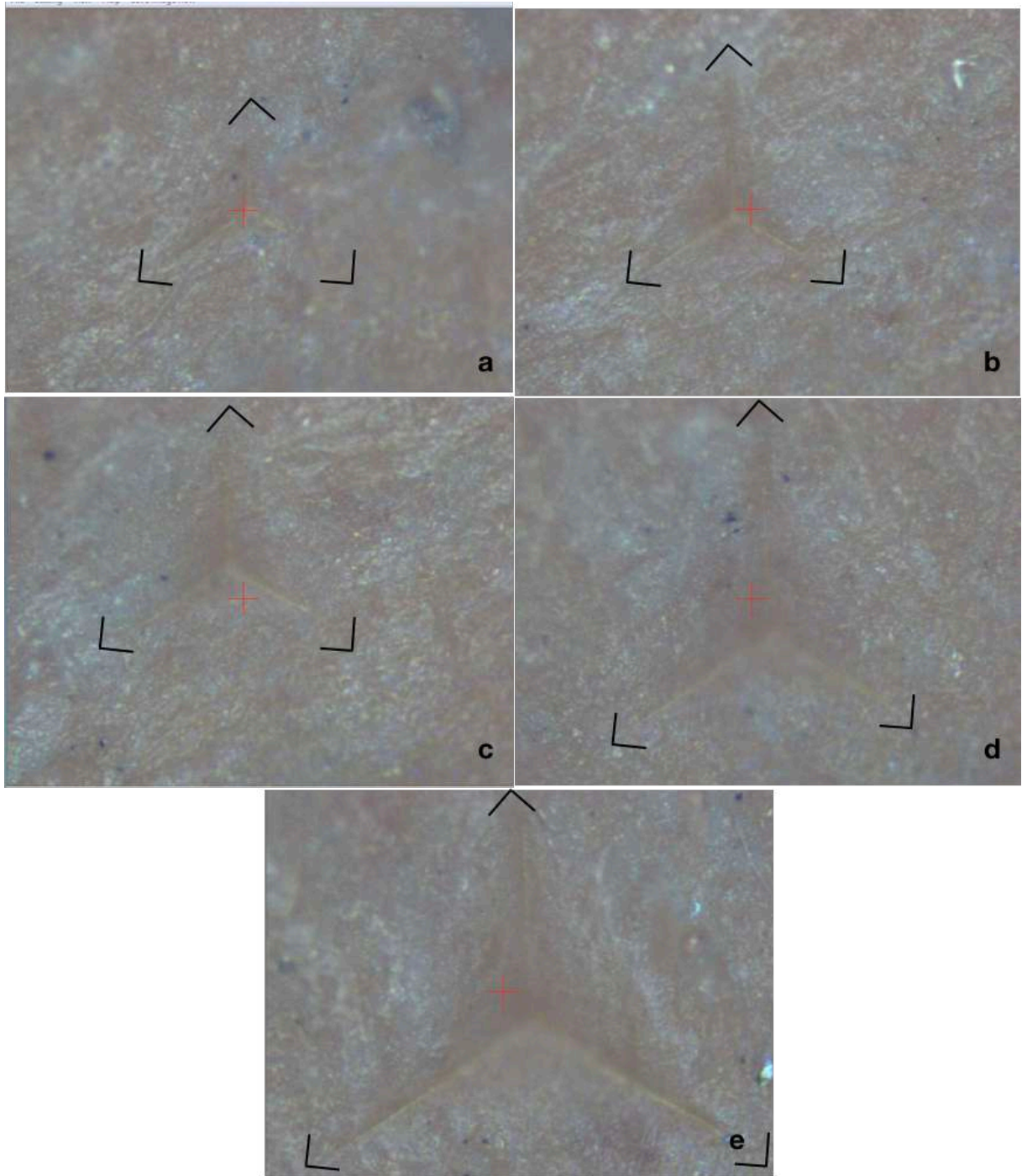


Figura 19 - Impressões de dureza Berkovich na guta-percha: a) carga de 10mN; b) carga de 20mN; c) carga de 30mN; d) carga de 50mN; e) carga de 100mN.

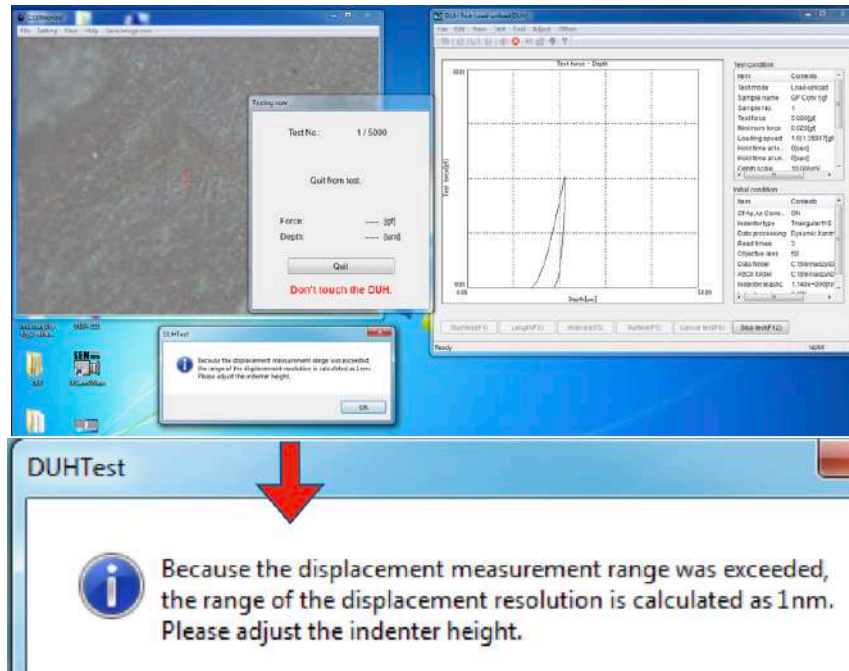


Figura 20 - Mensagem exibida pelo DUH quando utilizado a carga a partir de 30mN

O mesmo procedimento foi realizado para determinar os parâmetros de medida do módulo de elasticidade do cimento biocerâmico (BC) (FKG Dentaire AS, Switzerland), no qual foi realizado o ensaio com as cargas 10 mN e 20 mN. Nas cargas maiores que 30 mN o equipamento não conseguiu realizar a leitura, devido a mensagem de erro de altura exibida no equipamento. Portanto a carga de 20 mN foi a maior carga que possibilitou o ensaio de dureza na guta-percha e no cimento.

Após definição da carga ideal, foi realizado o ensaio de dureza Berkovich na GP e no cimento BC do dente com tratamento de canal, seccionado axialmente, ilustrado na Figura 21, onde foram realizadas 10 impressões separadas 200 μ m respeitando a área que sofre com tensões residuais após o ensaio.

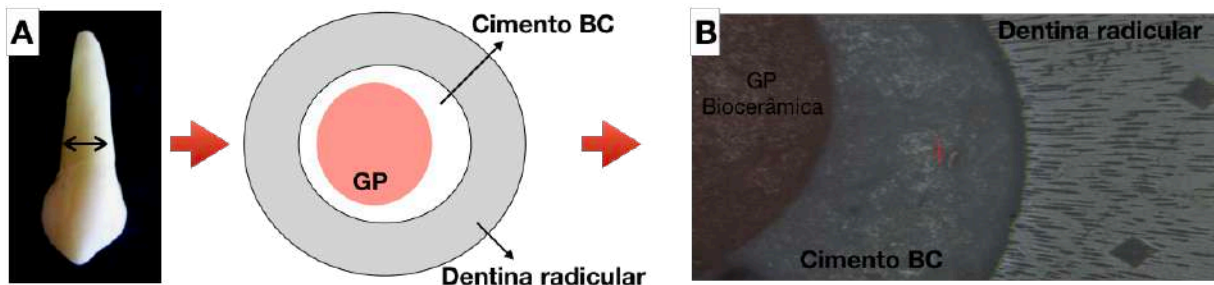


Figura 21 – Imagem do corte axial do dente tratado endodonticamente: A) desenho esquemático; B) com lente de 10X no DUH.

As caracterizações dos materiais foram realizadas devido a grande variação dos valores de E e metodologias de ensaios encontrados na literatura. Neste estudo foi empregado uma metodologia precisa, segura e reprodutível.

Após o ensaio calculou-se a média e desvio padrão dos valores de E.

4.3 CARACTERIZAÇÃO MORFOLÓGICA

4.3.1 Dentina radicular

As amostras utilizadas para a caracterização morfológica foram as mesmas utilizadas no ensaio de dureza. Para a visualização dos túbulos dentinários nas amostras previamente preparadas, fez-se o tratamento com ácido fosfórico 50%, sendo o ácido aplicado com microbrush por 5 segundos. Após esse processo as amostras foram lavadas em água corrente e mantidas úmidas até a realização dos ensaios. Esse procedimento remove a lama dentinária proveniente do corte da amostra, permitindo a visualização dos túbulos dentinários.

Foi empregado o Microscópio Confocal Interferométrico Leica DCM 3D (Leica Microsystems, Alemanha) do Laboratório Multiusuário de Caracterização de Materiais (LMCM) do ICEX, na UFF, para a obtenção das imagens fotográficas dos túbulos utilizando a lente objetiva de 50X e led azul (460nm).

A primeira análise topográfica foi com lente de aumento de 10x para uma análise geral da amostra. Após definir as melhores regiões foram empregados aumento maiores de cada terço das duas amostras.

4.4 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

Foram desenvolvidas três etapas para análise do MEF: a construção de um modelo a ser estudado durante o pré-processamento, o desenvolvimento das cargas e solução do problema para o processamento e a análise dos resultados após a simulação no pós-processamento.

Para a construção dos modelos foi utilizado o software SolidWorks 2015 (SolidWorks Corp., Massachusetts, USA). Foi criado um modelo de dente tratado endodonticamente e restaurado para análise da distribuição de tensões do dente quando submetido ao esforço mastigatório fisiológico, variando-se o valor do módulo de elasticidade da dentina radicular. Após a definição do E da dentina radicular fez-se a simulação do mesmo desenho com variação do E da guta-percha, valores estes

encontrados previamente na caracterização mecânica dos materiais e na literatura. Posteriormente, foi desenhado um novo modelo de dente com variação da geometria do preparo corono-radicular interno (CRI) no tratamento endodôntico.

Os desenhos foram salvos no formato IGS (International Graphics Exchange Specification), o qual permite a troca de informações entre programas CAD (Computer-aided design).

Os dentes pré-molares foram escolhidos para esta etapa de simulação computacional por serem os que possuem o maior índice de fratura na cavidade oral devido sua forma anatômica, volume de coroa e proporção coroa/raiz desfavorável (REIS, 2010). Foi realizado o desenho bidimensional no corte sagital por haver maior rapidez de processamento, facilidade na confecção do desenho, e principalmente por atender satisfatoriamente o estudo de tensões empregadas ao dente. Na Figura 22 é possível visualizar o modelo utilizado, mostrando as estruturas do dente.

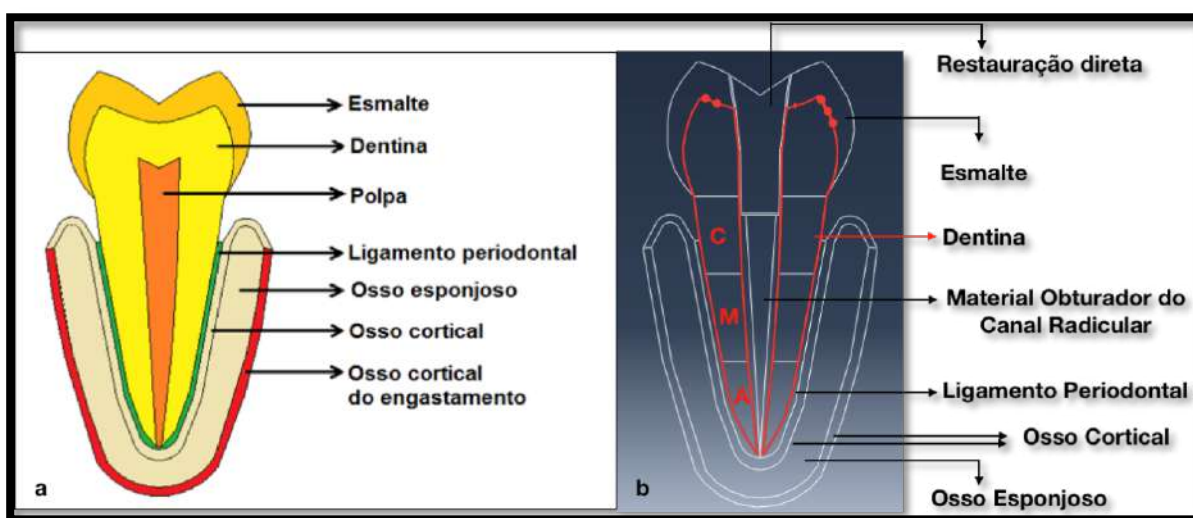


Figura 22 - Desenho esquemático das estruturas discretizadas no modelo computacional: a) dente hígido (TEIXEIRA, 2016); b) dente com tratamento endodôntico e a dentina radicular dividida em terços cervical (C), médio (M) e apical (A).

4.4.1 Carregamentos e condições de contorno

O software utilizado para a simulação computacional por método de elementos finitos foi Abaqus/CAE 6.14-5.

Gibbs et al, (1981) observaram que durante a mastigação a carga aplicada nos pré-molares é de 90 N. Este valor foi utilizado nas simulações.

Neste trabalho para que o processo de mastigação fosse representado de forma similar à funcional durante os movimentos mastigatórios, a carga axial

aplicada foi de 90 N. A força foi dividida em dez nós, totalizando 10 forças de 9 N. A carga oblíqua foi aplicada a 35° em relação ao eixo longitudinal do dente, sendo decomposta numa força de 31,5 N em x, dividida em 10 nós de 6,3 N, cinco de cada lado, de acordo com a Figura 23.

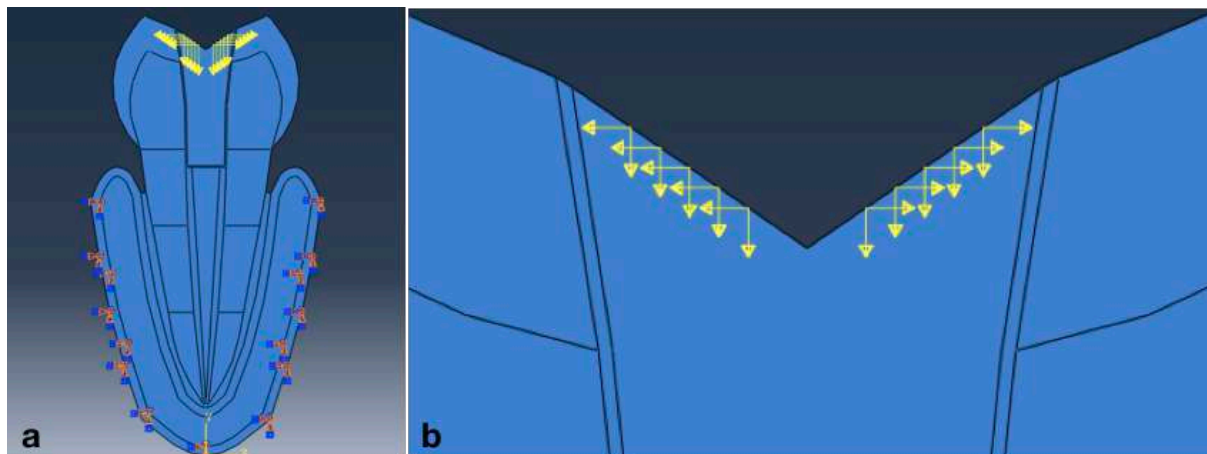


Figura 23 – Modelo computacional: a) Desenho mostrando engaste externo inferior; b) ampliação do desenho a mostrando a distribuição de forças em x e y, que representam a carga oclusal fisiológica.

No modelo de carregamento foi usada esfera na oclusal do dente para obter a distribuição da força e evitar a concentração num único ponto.

Todos os elementos utilizados no estudo foram considerados isotrópicos. Segundo Munari (2012), após estudo sobre a influência da isotropia ou anisotropia na modelagem por elementos finitos do esmalte, concluiu que independente da opção escolhida não havia mudanças significativas nos resultados. Portanto, para simplificar, deve-se considerar o esmalte como material isotrópico.

Foram consideradas simplificações inerentes à análise estática e os deslocamentos provocados por ações exteriores, por serem muito pequenos se comparados às dimensões do dente, sendo por tanto desconsiderado deslocamentos da amostra. Admite-se que não há modificação da geometria inicial, sendo uma análise linear geométrica, e a relação entre tensões e deformações é linear.

Como condição de contorno foi considerado que o dente estava engastado na porção externa do osso cortical, de forma rígida, sem liberdade de movimento, como destacado em vermelho na Figura 23.

A malha gerada no dente hígido foi no tamanho 0.2 com 7786 números de nós, 7654 número de elementos, sendo 7530 linear quadrilátero do tipo CPS4R e 124 linear triangular do tipo CPS3. Existe o comportamento assintótico da solução

que determina o número e tamanho ideal da malha, porém isso gera modelos muito refinados necessitando de computadores mais sofisticados e utilizando um maior tempo para a simulação, o que inviabilizaria a pesquisa. Todos os modelos tiveram sua malha criada com o mesmo tamanho de malha e tipo, além de serem gerados automaticamente.

4.4.2 Propriedades mecânicas

Para o desenvolvimento dos modelos, foram utilizados os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson apresentados na Tabela 3. Os valores de coeficiente de Poisson dos materiais foram obtidos na literatura e os valores do E nos terços da dentina radicular, da guta-percha e do cimento endodôntico foram determinados nesta pesquisa nos ensaios dinâmicos de dureza.

Foi realizado uma simulação prévia variando o valor do módulo de elasticidade da guta-percha, devido ter sido encontrado dois resultados na sua caracterização mecânica.

Tabela 3 - Propriedade mecânica dos materiais e estruturas dentárias.

Material	Módulo de Elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Câmara Pulpar	2.0 *	0,45 *	* Rubin et al., 1983
Dentina Coroa	20000 *	0,3	*Melo-Silva, 2017 Cuy et al., 2002.
Esmalte	80000 *	0,3	* Teixeira, 2016; Cuy et al., 2002.
Ligamento Periodontal	11.8 *	0,45 *	* Ichim et al., 2007.
Osso Cortical	13700 *	0,3 *	* Ko et al., 1992.
Osso Esponjoso	1370 *	0,3 *	* Ko et al., 1992.
Sistema Adesivo	4000 *	0,3	* Melo-Silva, 2017; Misra et al., 2004.
Compósito Resinoso (Bulk Fill)	10000 *	0.3	* Melo-Silva, 2017; 3M Espe, 2010.
Guta-Percha	1700 *	0,45	* Fonte Própria. Reinhardt et al. 1983.
Cimento Endodôntico	1700 *	0,45	* Fonte própria. Estimado.

Neste trabalho foram realizados 3 estudos de distribuição de tensões, todos com o dente tratado endodonticamente:

1. Estudo com modelos variando o E da dentina radicular, com valores da média e desvio padrão.
2. Estudo com os dois valores da GP encontrados na caracterização deste material.
3. Estudo com três modelos variando a geometria do preparo radicular interno no tratamento do canal radicular, sendo com preparo mínimo, mediano e grande, comparado ao dente hígido.

Os três estudos são dependentes entre si, sendo o terceiro realizado após o resultado do segundo, e o segundo só realizado após o resultado do primeiro.

E finalmente, para a análise dos resultados das simulações, foi analisado o estudo fundamental das tensões principais de tração e compressão, ou seja, tensão máxima principal (S1) e tensão mínima principal (S3), respectivamente, por se caracterizar como material com comportamento frágil.

4.4.3 Variação do E da dentina radicular

Para esta análise, três modelos foram desenvolvidos para a análise de elementos finitos, sendo simulada a variação do módulo de elasticidade de acordo com os valores encontrados na caracterização mecânica realizada previamente.

No primeiro modelo foi utilizado o valor de 20GPa para o E da dentina coronária e radicular. No segundo e terceiro modelos, os valores do E foram inseridos no modelo separados por terço radicular para realização da simulação, conforme descrito na Tabela 4. Na Figura 24 estão ilustrados os modelos 1, 2 e 3.

Tabela 4 - Valores do módulo de elasticidade da dentina radicular dividida em terços.

Material	Terço Radicular	Módulo de Elasticidade (MPa) (Fonte própria)	Coefficiente de Poisson (Cuy et al., 2002)
Dentina Radicular 1	Cervical	7.000	0,3
	Médio	10.000	
	Apical	12.000	
Dentina Radicular 2	Cervical	19.000	0,3
	Médio	18.000	
	Apical	14.000	

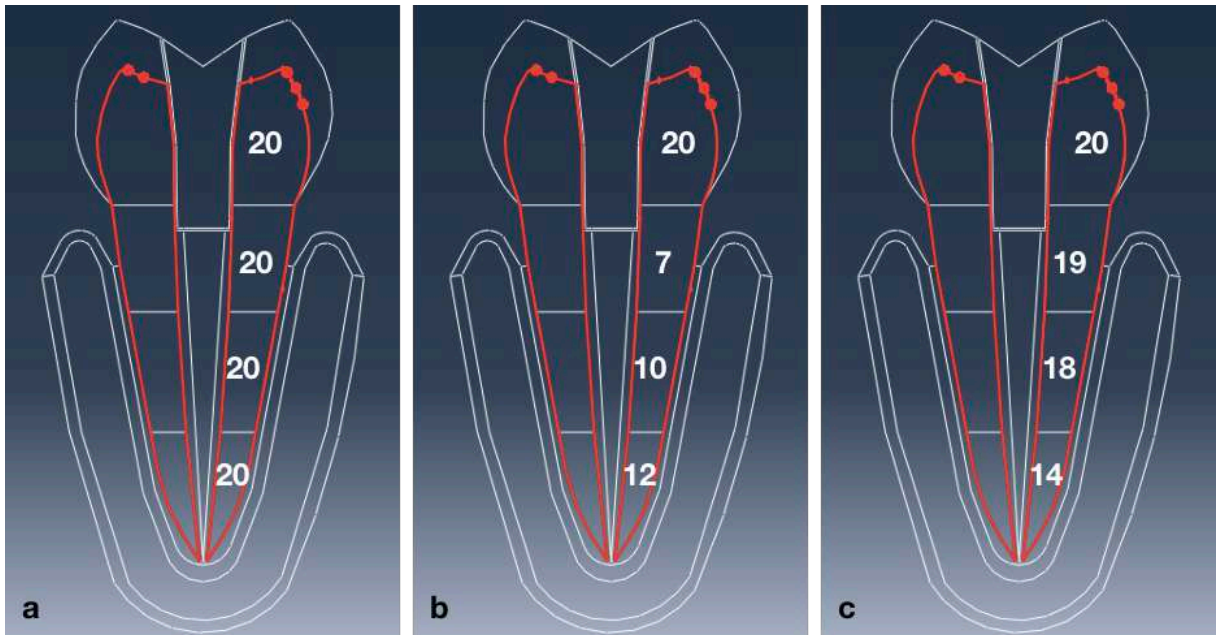


Figura 24 - Modelos computacionais variando E da dentina radicular: a) $E=20\text{GPa}$ na dentina coronária e na radicular; b) terço cervical: $E= 7\text{GPa}$, terço médio: $E= 10\text{GPa}$, terço apical: $E= 12\text{GPa}$; c) terço cervical: $E= 19\text{GPa}$, terço médio: $E= 18\text{GPa}$, terço apical: $E= 14\text{GPa}$.

4.4.4 Variação do E da gutta-percha

Neste trabalho o cimento e a gutta-percha foram caracterizados mecanicamente e por resultar em valores diferentes entre si, foram discretizados para simulação computacional e inseridos suas propriedades separadamente. Portanto, foi simulado o dente com preparo 1 e E da dentina radicular igual a 20GPa em todos os terços, variando somente o valor da GP encontrado previamente na caracterização mecânica ($E_1= 1,7\text{GPa}$; $E_2= 0,7\text{GPa}$) e na literatura ($E_3=0,14\text{GPa}$ por Friedman et al., em 1975; $E_4=6,9\times 10^{-4}\text{GPa}$ por Reinhardt et al., em 1983), conforme Figura 25.

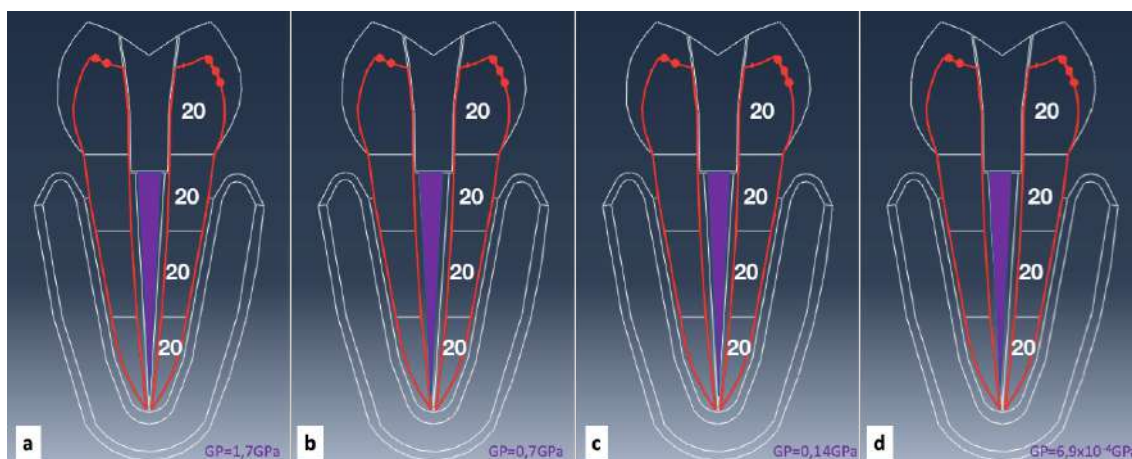


Figura 25 - Modelos computacionais variando E da guta-percha: a) $E_1=1,7\text{GPa}$; b) $E_2=0,7\text{GPa}$; c) $E_3=0,14\text{GPa}$; d) $E_4=6,9 \times 10^{-4}\text{GPa}$.

Para simplificar o desenho, o cimento endodôntico não é frequentemente discretizado nos desenhos de dentes tratados endodonticamente em simulações computacionais (FILHO, 2009; KO et al., 1992). Contudo, no trabalho de Belli et al. (2011) ficou claro que quanto maior o número de interfaces adesivas, maiores são as tensões nos modelos dos ensaios de MEF.

Também no trabalho de Belli et al. (2016), com MEF 3D, os autores concluíram a influência do uso da guta-percha na obturação endodôntica com ou sem um tampão de MTA Angelus® (Londrina, PR, Brasil) observaram que a tensão gerada na dentina do dente diminuiu com envolvimento endodôntico e periodontal em relação ao não uso da guta-percha, usando apenas o cimento endodôntico a base de MTA. Corroborando o presente estudo.

Baseado no conceito descrito por Belli et al. (2011) de que as interfaces de materiais com diferentes módulos de elasticidade representam o ponto fraco de um sistema restaurador, devido ao desajuste de resistência/rigidez que influencia na distribuição de tensão, foi utilizado o valor semelhante de E da guta-percha e cimento endodôntico de $1,7\text{GPa}$.

4.4.5 Variação da geometria do preparo em dentes tratados endodônticamente

Para esta análise foram construídos quatro modelos bidimensionais para simulação computacional variando a geometria do preparo CRI (corono-radicular interno) do canal, sendo um modelo com o dente hígido e outros três modelos com variação da geometria do preparo CRI, conforme ilustrado na Figura 26.

O preparo mínimo simula o tratamento endodôntico com um mínimo desgaste da estrutura coronária, Figura 26b; o preparo mediano que simula o desgaste considerado suficiente para boa visualização e facilidade de desinfecção durante o tratamento endodôntico, Figura 26c; e o preparo grande simula o dente com maior perda de estrutura dentária após o tratamento endodôntico, Figura 26d.

Os valores do módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson utilizados estão descritos na Tabela 3, exceto da dentina radicular que foi definida com a simulação realizada anteriormente e estão descritas na Tabela 4.

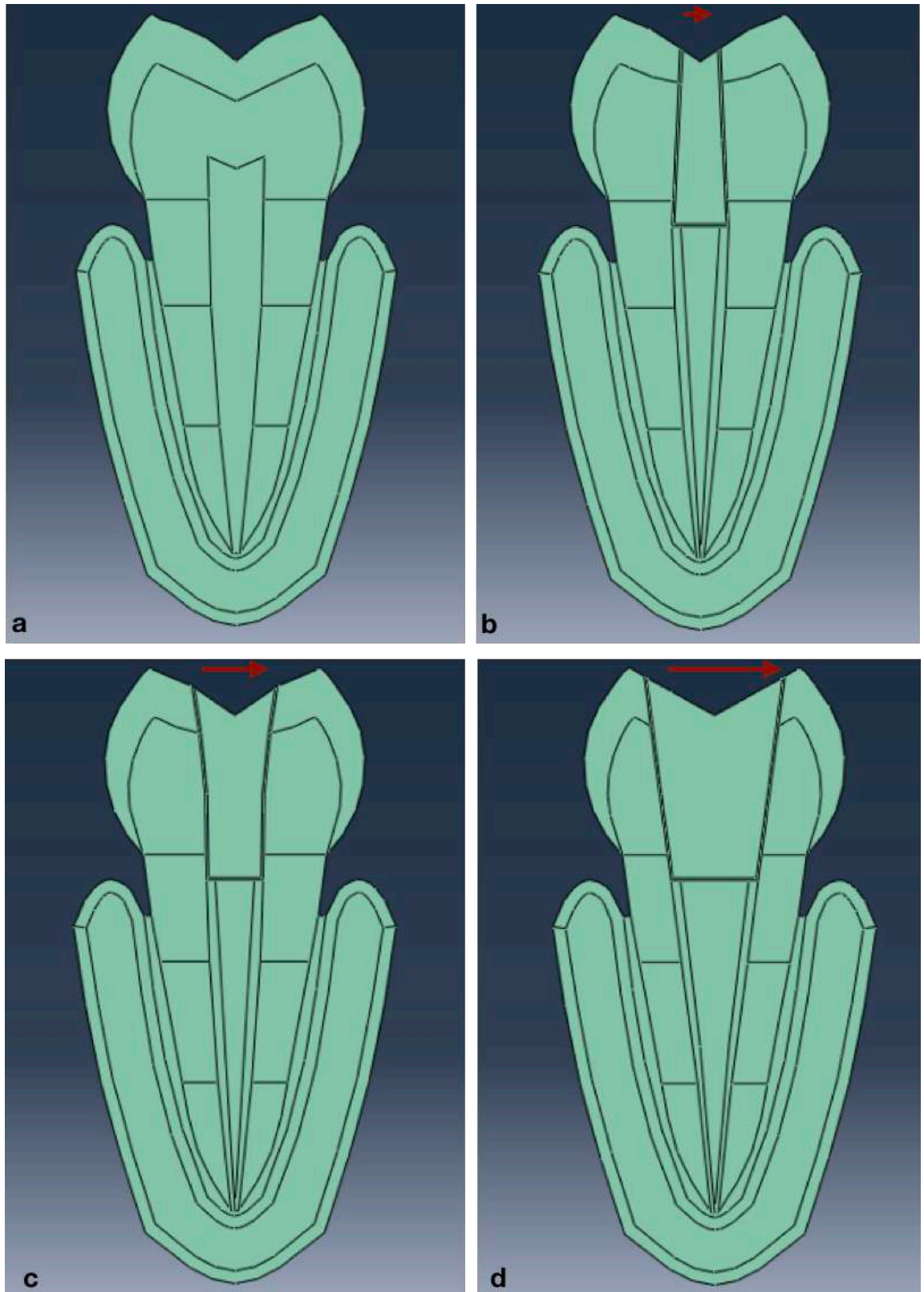


Figura 26 - Modelo computacional variando a geometria do preparo corono-radicular interno: a) dente hígido; b) preparo mínimo; c) preparo mediano; d) preparo grande.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Este capítulo discorre sobre o resultado e a discussão sendo trabalhados juntos de maneira a tornar dinâmico e direto esta etapa da tese. Inicialmente foi analisado o módulo de elasticidade da dentina radicular, da GP e do cimento endodôntico BC e correlacionado com sua morfologia. A seguir foi analisada e discutido a distribuição de tensão do dente tratado endodonticamente simulado por MEF com os valores de E obtidos na caracterização mecânica. E por último, identificou-se e discutiu-se a distribuição de tensões variando a geometria do preparo corono-radicular interno comparado ao dente hígido.

5.1 CARACTERIZAÇÃO

5.1.1 Caracterização mecânica e morfológica da dentina radicular

Os resultados apresentados nesta seção foram publicados por Nunes et al. (2019) cujo artigo completo encontra-se no apêndice.

Os módulos de elasticidade e as morfologias dos terços cervical, médio e apical da dentina radicular das duas amostras com plano de análise longitudinal, são mostrados nas Tabelas 5 e 6 e nas Figuras 27 e 28.

Tabela 5 - Valores do módulo de elasticidade (média e desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical da amostra 1 da dentina radicular.

		Longitudinal 1 F 10gf HT 0								MÉDIA E DESVIO PADRÃO
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	
CERVICAL	E 1 (GPa)	5,9	6,6	6,9	7,9	8,2	8,4	7,4		
	E2 (GPa)	6,4	5,9	6,1	7	8,2	8,7	8,4	8,1	
Média		6,15	6,25	6,5	7,45	8,2	8,55	7,9	8,1	7,39±0,96
MÉDIO	E 1 (GPa)	8,8	8,5	10	10,2	11,3				
	E2 (GPa)	8,3	9,6	10,2	10,2	10,4				
Média		8,55	9,05	10,1	10,2	10,85				9,75±0,93
APICAL	E 1 (Gpa)	10,7	11,9	13,5	12,9	13,8	11,1			
	E2 (Gpa)	9,6	11,7	12,9	12,8	12,6	11,8			
Média		10,15	11,8	13,2	12,85	13,2	11,45			12,11±1,21

Tabela 6 - Valores do módulo de elasticidade (média e desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical da amostra 2 da dentina radicular.

		Longitudinal 2 F 10gf HT 0										MÉDIA E DESVIO PADRÃO
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	1800µm	2000µm	
CERVICAL	E 1 (Gpa)	15,4	16,8	18,5	18,5	19,7	21,8	23,5	22,2	22,7	19,4	
	E2 (Gpa)	17,5	14,3	15,7	18,1	20	20,5	22	20,8			
Média		16,45	15,55	17,1	18,3	19,85	21,15	22,75	21,5	22,7	19,4	19,48±2,58
MÉDIO	E 1 (Gpa)	18	16,7	18,7	19,2	18						
	E2 (Gpa)	18,3	16,7	17,4	21,3	17,7	17					
Média		18,15	16,7	18,05	20,25	17,85	17					18±1,25
APICAL	E 1 (Gpa)	15,3	14,6	15,5	14,8	13						
	E2 (Gpa)	13,5	14,9	14,2	12,5							
Média		14,4	14,75	14,85	13,65	13						14,13±0,79

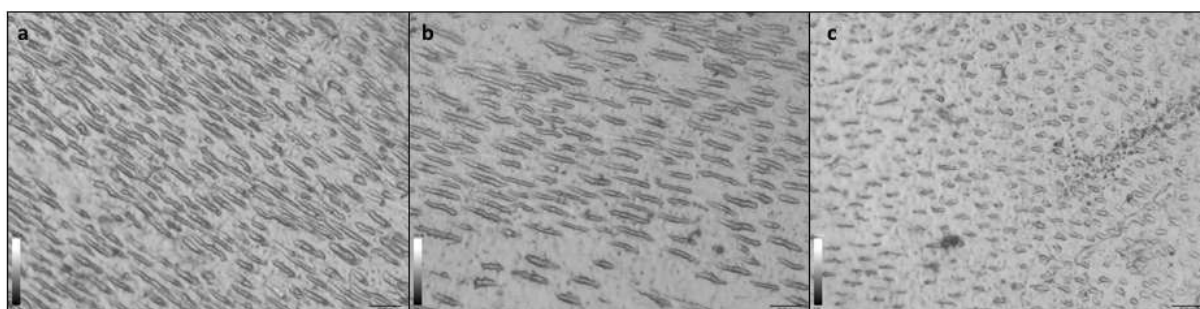


Figura 27 – Morfologia dos dentes. Amostra 1. Terço: cervical (a), médio (b) e apical (c). Aumento 50X.

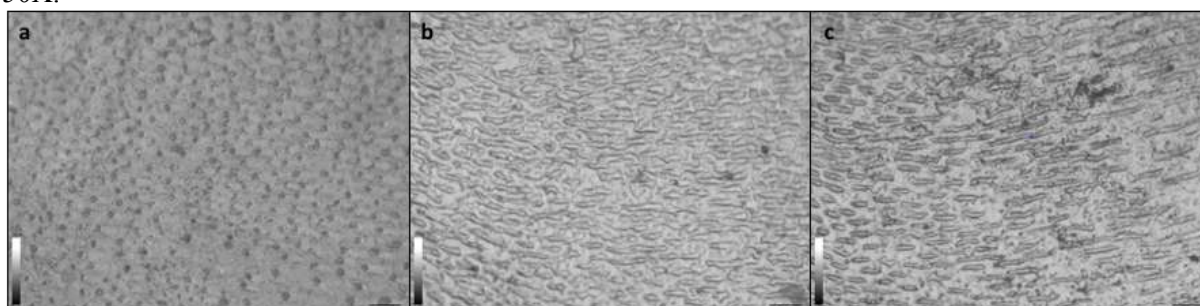


Figura 28 - Morfologia dos dentes. Amostra 2. Terço: cervical (a), médio (b) e apical (c). Aumento 50X.

Na Tabela 5 e na Figura 27, observa-se o terço cervical da amostra 1, que apresentou maior densidade tubular e menor valor de módulo de elasticidade (7,39GPa) quando comparado aos outros terços, médio (9,75GPa) e apical (12,11GPa), o que vai de acordo com os dados encontrados no trabalho de Pashley et al. (1985), Fuentes et al. (2003) e Nascimento et al. (2016) que afirmaram que a maior quantidade de túbulos está relacionada a menor rigidez da dentina.

Ainda na amostra 1, foi encontrado maior módulo de elasticidade no terço apical (12,11GPa). Nesta região os túbulos dentinários são paralelos à aplicação do carregamento. Resultado semelhante foi apresentado por de Miura et al. (2009), Han et al. (2012) e Ziskind et al. (2011), os quais afirmaram que o maior módulo de elasticidade na dentina ocorre quando o carregamento é aplicado paralelamente ao

longo eixo do túbulo dentinário. Isso acontece também no terço cervical da amostra 2, que pode ser visto na Figura 34a e na Tabela 6, onde os túbulos orientados paralelamente a aplicação da força (C: 19,48GPa), já o inverso acontece quando o carregamento é aplicado perpendicular ao longo eixo dos túbulos dentinários, conforme Figura 28c, resultando um menor valor de E (A: 14,13GPa). Verificou-se que o módulo de elasticidade depende da orientação do túbulo em relação ao penetrador.

Os túbulos dentinários possuem ramificações colaterais finas, anastomoses tubulares, com túbulos intertubulares com diâmetro entre 25nm a 1,0 μ m, divididos e conectados a túbulos mais próximos através da dentina intertubular formando uma rede tridimensional (AGEMATSU et al., 1990; MJOR et al., 1996). Como a ponta do penetrador em média resultou numa impressão de diagonal com comprimento aproximado de 17 μ m, abrangendo assim uma considerável quantidade de túbulos em sentidos variados, como pode ser visto na Figura 17. A variação dos valores de microdureza na mesma amostra e entre as amostras pode ser associada à dimensão da indentação.

Poolthong et al. (2001), comprovaram o maior E da dentina peritubular (28 GPa) em relação a intertubular (14 GPa). Também observaram que a medida com penetrador de maior diâmetro na região contendo a dentina peri e intertubular, o valor é de 19 GPa. Com base nestes resultados, é possível supor que se a impressão com penetrador abordar uma região com mais dentina peritubular, no qual possui um anel mineralizado de apatita, provavelmente o módulo de elasticidade será maior. Porém, com o microscópio confocal utilizado no presente trabalho, não foi possível visualizar a largura da dentina peritubular, para afirmar se a impressão ocorreu em uma área com maior dentina peritubular ou intertubular.

Chu et al. (2010) realizaram um estudo microestrutural da dentina radicular e coronária nos diferentes terços e profundidades, e encontraram que na dentina radicular próximo a polpa não há dentina peritubular espessa, já na dentina média em direção ao cimento é encontrado o oposto. Justificando os valores de E menores na região próxima à polpa na dentina radicular encontrados no presente estudo, comparado aos valores da dentina média e externa. A dentina peritubular possui maior E (KINNEY et al., 1996; POOLTHONG et al., 2001).

Inoue et al. (2009) encontraram valores menores do módulo de elasticidade na raiz (20 GPa) comparado a coroa (26 GPa) de dentes bovinos, corroborando com

o presente estudo que mostra nas tabelas 5 e 6 que a dentina radicular possui menor E comparado a dentina coronária com o valor de 20GPa, valor encontrado por Teixeira (2016) e Melo-Silva (2017)..

Neste estudo ficou evidenciado que o valor do E da dentina varia com a orientação tubular da dentina.

5.1.2 Caracterização mecânica da guta-percha e do cimento endodôntico

Após pesquisa sobre qual a carga ideal para ensaio de dureza Berkovich no equipamento Ultramicrodurômetro da GP convencional e biocerâmica, no seu longo eixo e axialmente, e do cimento endodôntico biocerâmico axialmente, obteve-se os valores do módulo de elasticidade destes materiais, descritos na Tabela 7.

Tabela 7 - Valores da média e desvio padrão do E da GP e do cimento biocerâmico endodôntico.

MÓDULO de ELASTICIDADE (GPa + desvio padrão)

Carga (mN)	GP Convencional	GP Biocerâmica	GP Biocerâmica AXIAL
20	1,693±0,0010	1,734±0,0002	0,686±0,0170

Não houve diferença significativa do módulo de elasticidade entre a guta-percha convencional (1,69GPa) e biocerâmica (1,73GPa) determinados com a carga de 20mN através do ensaio de dureza no longo eixo do material. Corroborando com o estudo de Osiri et al. (2018) que realizou ensaio de flexão de três pontos e obtiveram valores do E da GP convencional (0,28GPa) e BC (0,20GPa) sem diferença estatística entre elas.

O valor do E encontrado no presente trabalho é maior que os encontrados na literatura de 0,14GPa (FRIEDMAN et al., 1975; OSIRI et al., 2018). Isso pode ser justificado pela variação da composição da guta-percha entre os fabricantes. Porém, não justifica o valor de 6.9×10^{-4} GPa citado por Reinhardt et al. (1983) ,e que segundo Ruse (2008) teve esse dado propagado por centenas de trabalhos de simulação computacional. Segundo Souza (2012) três erros foram observados na transcrição de valores equivocados do módulo de elasticidade na literatura: 1) erro da transformação de unidades (ex. kg/cm² para GPa; N/mm² para MPa); 2) erro no valor citado (citação correta, porém valor incorreto); e 3) citação inexistente.

Quando a endentação do ensaio de dureza é realizada na direção perpendicular ao longo eixo, que equivale a direção da força recebida no material

obturador de um dente tratado endodonticamente durante a mastigação, o valor do E da GP biocerâmica (0,686GPa) foi menor. Considerando os valores de E igual 0,6GPa e 1,7GPa neste estudo, nas simulações por MEF foram usados os dois valores e comparado a distribuição de tensões com a variação destes.

Segundo Osiri et al (2018) o cone de GP BC e o cimento endodôntico BC aderem à dentina radicular e aumentam a resistência à fratura das raízes tratadas endodonticamente. E Wang et al. (2018) mostraram que ocorre ótima penetração do cimento biocerâmico nos túbulos dentinários radiculares combinada com sua boa bioatividade, podendo melhorar o sistema de vedação do canal radicular e adesão.

5.2 SIMULAÇÃO COMPUTACIONAL

5.2.1 Distribuição das Tensões

O padrão de distribuição das tensões no interior da estrutura dentinária para todos os modelos avaliados foi baseado na variação da cor, em que cada cor corresponde ao intervalo de valores de tensão. A cor vermelha representa os maiores valores de tensão e a cor azul na parte inferior da barra representa os menores valores de tensão. Os valores positivos relacionados à tensão trativa e os valores negativos são da tensão compressiva, como mostrado nas Figuras 29 à 32.

Os modelos com elementos finitos podem produzir diferentes resultados, pois as características físicas dos tecidos variam de acordo com o local, e de indivíduo para indivíduo. Por causa destas limitações, os resultados quantitativos dos estudos com elementos finitos podem ter significância limitada fora do contexto do modelo. No entanto, as tendências qualitativas observadas são significativas.

Além disso, comparar quantitativamente os valores das tensões geradas nos ensaios computacionais com outros trabalhos é inviável devido a grande variação metodológica do carregamento, dente desenhado, modelo tri ou bidimensional, variação dos valores de E dos materiais utilizados, maior ou menor discretização dos desenhos tendo modelos mais simples e outros mais complexos, e também, o tamanho e forma da malha gerada. Isto pode ser visto na Tabela 8, no qual é mostrada a grande variação de valores de tensão gerados nas simulações de MEF. Portanto, a comparação e discussão dos resultados deste trabalho foi baseada numa análise qualitativa da distribuição de tensões no dente.

Tabela 8 – Valores das tensões resultantes de ensaios MEF encontrados na literatura.

Referências	Bi / Tridimensional	Carga (N)	Dentes		Malha	Resultado da Tensão (MPa)		
			Hígido/Restaurado	Região Esmalte/Dentina		von Mises	Máxima Principal	Minima Principal
Ko et al., 1992.	3D	1	ICS / Restaurado	Vestibular / Dentina	Quad	–	0,67	-0,67
			ICS / Hígido			–	30	–
Rees & Hammadeh, 2004.	2D	100	PMS / Hígido	Cervical / Esmalte	Quad	–	0,8	–
			CS / Hígido			–	2	–
Bello, 2004.	3D	100	ICS / Hígido	–	Tetra	16,5	8,6	-9,3
Soares, 2006.	2D	5	PMI / Hígido	–	Quad	30	–	–
Filho, 2009.	3D	100	ICS / Hígido	–	Tri	50	50	-50
Belli, 2011.	3D	300	ICS / Hígido	–	Tetra	18-22	–	–
Souza, 2012.	3D	100	PMS / Hígido	–	Tri	30	25	–
Munari, 2012.	3D	90	PMS / Hígido	Esmalte	Tri	–	–	–
Kantardzic et al., 2012.	3D	200	2PMS / Restaurado	Esmalte / Dentina	Tetra	97	23	–
Jakupovic et al., 2016.	3D	200	PMI / Hígido	Cervical / Esmalte	Quad	11	–	–

Os resultados dos estudos com o MEF não devem ser generalizados a partir de um modelo específico, pois segundo Holmes, Diaz-Arnold e Leary (1996) após comparar os resultados dos estudos utilizando o MEF, relataram que os possíveis erros se devem à manipulação das variáveis nos estudos. A omissão ou representação errônea das características principais do modelo, como propriedades dos materiais, geometria e carregamento, pode resultar numa análise distorcida. Por esta razão, fez-se necessário simular os modelos com variação dos valores de módulo de elasticidade da dentina radicular encontrados previamente na caracterização por ensaio de dureza Vickers.

5.2.1.1 Variação do E da dentina radicular

O valores da tensão principal de compressão e tração são apresentados na Tabela 9 e na Figura 29. A distribuição da tensão é apresentada na forma de imagens com a presença da distribuição de tensões com a escala de cor e valores numéricos obtidos em mega Pascal dos dentes simulados variando o valor do módulo de elasticidade da dentina radicular. No qual E_{20} equivale ao modelo computacional com os módulos de elasticidade da coroa e todos os terços da dentina radicular de 20GPa. No grupo E_2 utilizou o módulo de elasticidade da coroa, terço cervical, médio e apical de 20, 7, 10 e 12 GPa, respectivamente. E no grupo E_3 utilizou o módulo de elasticidade da coroa, terço cervical, médio e apical de 20, 19, 18 e 14 GPa, respectivamente.

Tabela 9 - Valores da tensão máxima de tração (S1) e de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a valor do E dos terços da dentina radicular.

Modelo analisado (E=GPa)	Tensões Principais (MPa)			
	S1 (Tração)		S3 (Compressão)	
	min.	máx.	min.	máx.
Preparo Mediano				
E ₂₀ = 20/20/20/20	0	39	-149	0
E ₁ = 20/7/10/12	0	37	-137	0
E ₂ = 20/19/18/14	0	38	-142	0

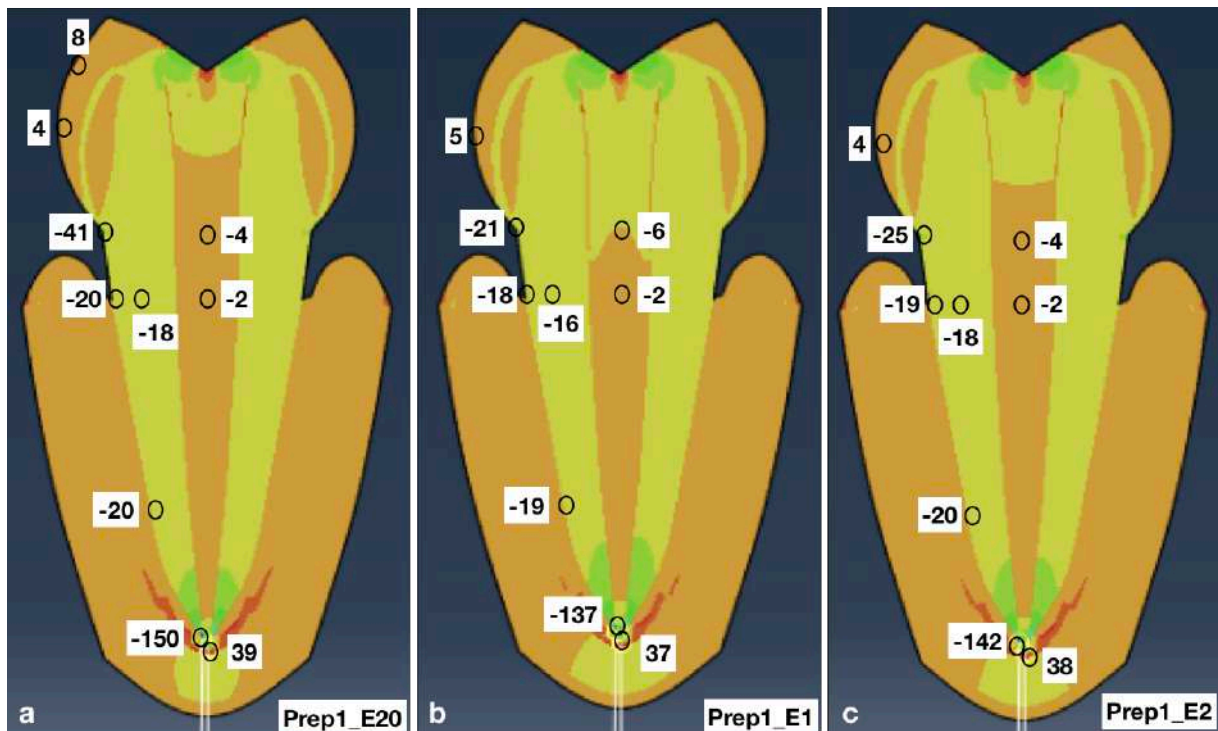


Figura 29 - Simulação em MEF, distribuição das tensões principais ao longo do dente tratado endodonticamente, com variação do E da dentina radicular: a) E₂₀; b) E₁ e c) E₂.

Ao variar o valor de E nos terços da dentina radicular houve aumento de 9% da tensão principal mínima entre o desenho E₁ (S3= -137MPa) e o E₂₀ (S3=-150MPa), e aumento de 5% na tensão principal máxima entre o desenho E₁ (S1= 37MPa) e o E₂₀ (S1= 39MPa), que foram os valores máximos e mínimos de compressão e tração, respectivamente. Essa variação foi considerada insignificante ao ponto de não justificar as simulações computacionais seguintes, variando esses valores de E nos terços da dentina radicular.

Pode-se observar na figura 29 que na junção amelocementária (JAC) do modelo E₂₀ (S3= -41MPa), o valor da tensão de compressão foi maior que os valores dos desenhos E₁ (S3= -21MPa) e E₂ (S3= -25MPa). Lembrando que no desenho E₂₀ e E₂ foram usados valores de E de transição da dentina da coroa (E_{E20}= 20GPa /

$E_{E2} = 20\text{GPa}$) para o terço cervical ($E_{E20} = 20\text{GPa} / E_{E2} = 19\text{GPa}$) da raiz bem próximos.

Segundo Stanford et al. (1958) a tensão de falha em compressão do esmalte é entre 134-278MPa. Portanto, mesmo resultando um aumento de 95% da tensão de compressão gerada na junção amelo-cementária do desenho E_1 ($S_3 = -21\text{MPa}$) para o desenho E_{20} ($S_3 = -41\text{MPa}$), pode-se afirmar que não é o suficiente para haver a falha nesta região por estas tensões de compressão geradas serem menores que a tensão de falha. Além disso, o comportamento das estruturas dentárias sob a ação de cargas oclusais e às demandas dos dentes exigem que estes sejam capazes de receber uma ampla variação de magnitude de cargas e dissipar tensões sem sofrer fratura.

Os pontos de maior tensão de tração e compressão ocorrendo na região apical dos dentes tratados endodonticamente, o que pode ser observado clinicamente devido ao alto índice de falhas devido ao tratamento na área radicular o que afeta a estrutura e integridade do dente.

5.2.1.2 Variação do E da guta-percha

As propriedades mecânicas da guta-percha são indicativas de um material polimérico viscoelástico parcialmente cristalino. As principais diferenças nas propriedades mecânicas das diversas marcas foram consideradas em função da concentração de óxido de zinco da guta-percha (FRIEDMAN et al., 1975).

Após simular o dente com preparo 1 e E da dentina radicular igual a 20GPa em todos os terços, variando somente o valor da GP encontrado previamente na caracterização ($E_1 = 1,7\text{GPa}$; $E_2 = 0,7\text{GPa}$), não houve diferença quantitativa e nem qualitativa na distribuição das tensões máxima e mínima principais, assim como para o valor de $E_3 = 0,14\text{GPa}$ citado por Friedman et al.(1975). Diferente do que foi encontrado utilizando-se o valor proposto por Reinhardt et al.(1983) de $E_4 = 6,9 \times 10^{-4}$ GPA, que acabou proporcionando maiores valores de tensões principais tanto tratativas quanto compressivas, como pode ser visto na Tabela 10 e Figura 30.

Tabela 10 – Valores da tensão máxima de tração (S1) e tensão máxima de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a valor do E da guta-percha.

Guta-Percha (E=GPa)	Tensões Principais (MPa)			
	S1 (Tração)		S3 (Compressão)	
	min.	máx.	min.	máx.
E1 = 1,7	0	39	-149	0
E2 = 0,7	0	39	-149	0
E3=0,14	0	39	-151	0
E4= $6,9 \times 10^{-4}$	0	46	-194	0

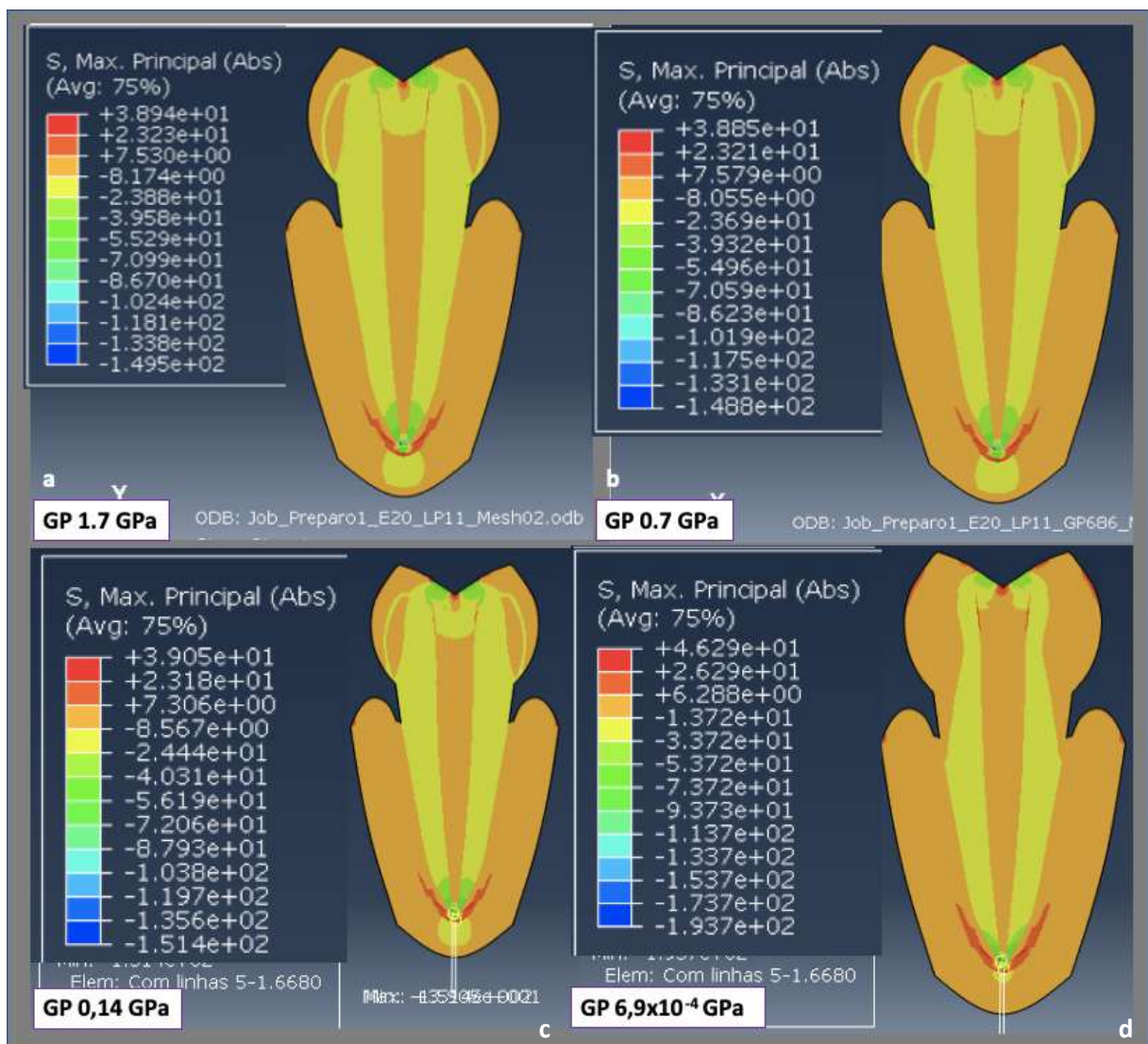


Figura 30 - Simulação em MEF, distribuição de tensão máxima principal e mínima principal do dente tratado endodonticamente. Valores de E da GP de: a) 1,7GPa; b) 0,7GPa; c) 0,14GPa; d) $6,9 \times 10^{-4}$ GPa.

Para as simulações computacionais por MEF é necessário aplicar corretamente as propriedades elásticas dos materiais odontológicos e estruturas biológicas. Segundo Souza (2012) os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson corretamente aplicados são essenciais para que os modelos computacionais apresentem comportamento o mais próximo possível do real. O que valida a importância do estudo destas propriedades mecânicas.

É possível observar na Figura 30a os resultados para a guta-percha com quatro valores distintos, sendo que não houve comportamento distinto entre as três primeiras análises, tendo sido os dois primeiros dados utilizados para a simulação obtidos neste estudo após análises e ensaio mecânico. Na quarta análise houve diferença na forma como ocorre a distribuição de tensões, tendo como consequência maiores valores resultantes de tensões principais, que acabam ultrapassando os valores de resistência das estruturas encontrados na literatura conforme na Tabela 11.

Clinicamente não ocorrem falhas em todos os casos de restauração que utilizam a guta-percha, conclui-se que o valor proposto por Reinhardt et al.(1983) de $E=6,9 \times 10^{-4} \text{GPa}$, não condiz com os casos reais. Devendo então ser desconsiderado os resultados obtidos por simulações computacionais, por induzir a valores de tensão destoantes.

Tabela 11 - Valores encontrados na literatura de tensão de falha em MPa da dentina.

Comportamento de Falha da Dentina			
Referências	Teste	DENTINA Coroa (MPa)	DENTINA Raiz (MPa)
Arola et al. (2012)	Tração	35 a 110	30 a 120
Las Casas et al. (2003)	Tração	41,4	
	Compressão	298	

Osiri et al. (2018) afirmam que provavelmente o que reforça o dente após a obturação com a guta-percha e cimento biocerâmicos é a adesão entre a estrutura e o material obturador, e não pelo monobloco produzido visto que o E do material obturador radicular é bem menor que do dente. Esta região central do dente é uma zona mais neutra, onde são encontrados baixos valores de tensão e deformação, não justificando a utilização de um material com alto E. Porém, devido a maior destruição coronária e necessidade de retenção adicional são colocados pinos intraradiculares, os quais possuem E maior que da guta-percha e do dente.

5.2.1.3 Variação da geometria do preparo corono-radicular interno

A conclusão de que não há diferença significativa na distribuição das tensões nas simulações computacionais variando o módulo de elasticidade nos terços da dentina radicular e da guta-percha, os valores das tensões máximas e mínimas variando a geometria do preparo interno do dente tratado endodonticamente e do dente hígido, são mostrados na Tabela 12.

Tabela 12 - Valores da tensão máxima de tração (S1) e de compressão (S3) encontrados na simulação computacional variando a geometria do preparo CRI e do dente hígido.

Modelo analisado (E=20 GPa)	Tensões Principais (MPa)			
	S1 (Tração)		S3 (Compressão)	
	min.	máx.	min.	máx.
Dente Hígido	0	85	-134	0
Preparo Mínimo	0	34	-118	0
Preparo Mediano	0	39	-149	0
Preparo Grande	0	48	-117	0

5.3 ANÁLISE DOS RESULTADOS

As tensões geradas com a aplicação de carga na estrutura dental podem resultar em deformações estruturais se estas forem maiores que o limite elástico do material podendo resultar em ruptura da estrutura (SOARES, 2008; SOUZA, 2012). A resistência do dente tratado endodônticamente é menor que a do dente não tratado (YAN et al., 2019).

Em todos os casos de simulação com o tratamento endodôntico, os maiores valores das tensões compressivas foram na região apical da raiz. Altos valores de tensões trativas foram observados no sulco principal da região oclusal do dente entre a cúspide vestibular e lingual é no centro entre os dois locais onde a carga é aplicada, conforme ilustrado na Figura 31. Esse comportamento era esperado, pois o princípio de Saint Venant explica que o perfil de tensão nas proximidades do ponto de aplicação da força é de difícil análise, sendo necessários métodos matemáticos avançados para a determinação destas tensões. No entanto, à medida que se afasta dessa região pode-se considerar distribuição uniforme de tensões. Por isso que, nos pontos de aplicação das cargas existe uma maior concentração de tensão, e a medida que vai removendo o material dentário e substituindo por restauradores, esta distribuição se dará de maneira diferente da anterior, justamente pela variação do módulo de elasticidade de cada material e gerando outros pontos de tensão máxima.

Portanto, o dente por ser fixado ao longo de toda sua raiz pelo ligamento periodontal e após o tratamento endodôntico ser restaurado com diversos materiais com módulo de elasticidade diferentes, a distribuição de tensões geradas ao longo da sua estrutura foi estudada para avaliar uma possível falha e uma fratura catastrófica.

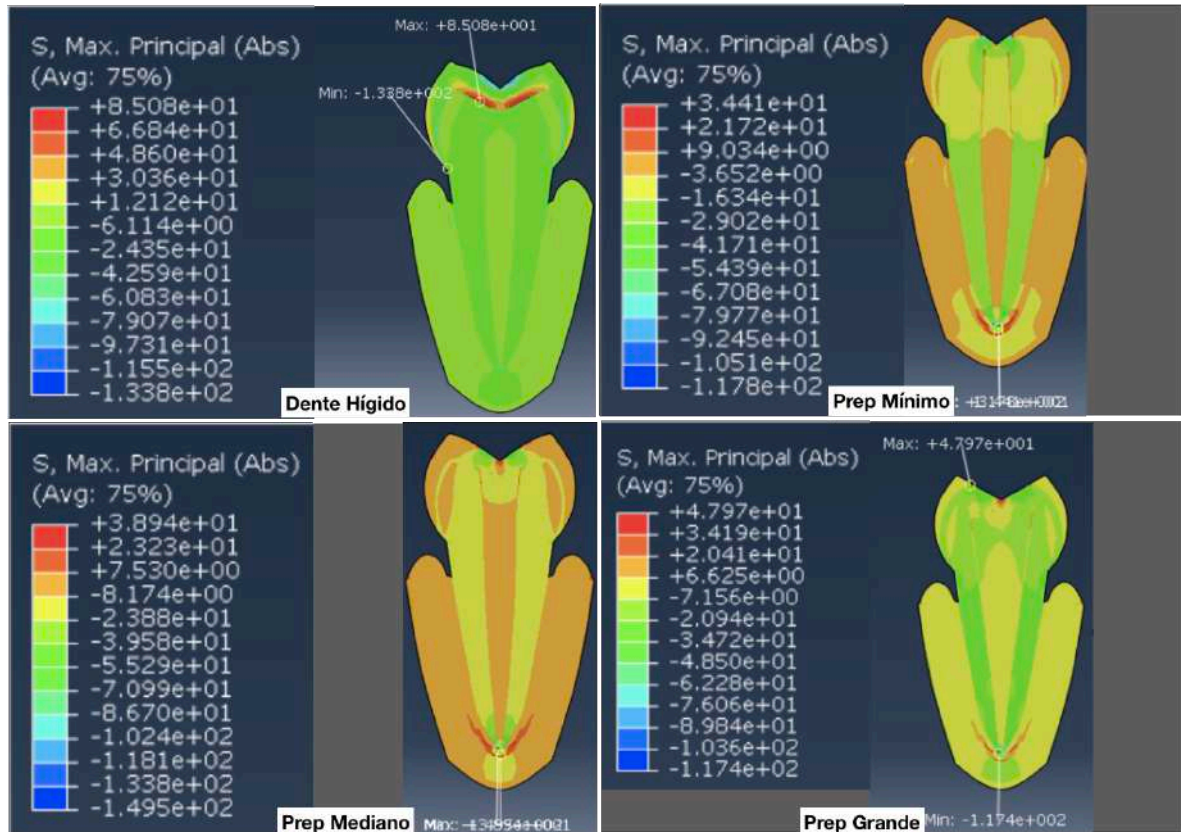


Figura 31 – Simulação em MEF, distribuição de tensão máxima principal e mínima principal do dente hígido (a) e dos dentes tratado endodonticamente, com variação da geometria do preparo coronaradicular interno: preparo mínimo (b); preparo mediano (c) e preparo grande (d).

Em concordância com o presente trabalho, alguns estudos mostraram que cargas recebidas na coroa simulando a mastigação, promovem flexão dentária, resultando em tensões de tração e compressão na região cervical (BORCIC et al., 2005; CORNACCHIA et al., 2000; LEE & EAKLE, 1996; TANAKA et al., 2003), o que pode ser visualizado no dente hígido, conforme pode ser visto na figura 31a.

Segundo o trabalho de Stanford et al. (1958) a resistência a compressão do esmalte é de 18.200 – 40.200psi (134 – 278 MPa), da dentina 50,400 psi (347 MPa) e do esmalte com a dentina juntos de 34.200psi (236 MPa), estando os resultados da tensão máxima principal de compressão (S3) do dente hígido (-134MPa) deste trabalho bem próximos ou até dentro da faixa deste valor havendo a possibilidade de falha do esmalte por compressão.

Na junção amelocementária todos os modelos com preparo corono-radicular internos (mínimo: -42MPa; mediano: -41MPa; grande: -38MPa) estão menos susceptíveis de ter falha na região da coroa, pois foram menores que os valores de resistência a compressão encontrados na literatura e descritos na Tabela 11.

A maior resultante de tensão compressiva foi no ligamento periodontal na região apical, local que mecanicamente, possui flexibilidade e resiliência do osso alveolar e ligamento periodontal, diminuindo a possibilidade de falha. Além disso, o LP também possui a capacidade de se adaptar às alterações funcionais, de forma que quando a demanda funcional aumenta, a largura do mesmo pode aumentar em até 50%, assim como a espessura dos seus feixes de fibras (TEN CATE, 2008 – apud MUNARI, 2012).

Uma limitação da simulação computacional, é que não prevê a fratura, ou seja, a falha do material (KO et al, 1992). Essa interpretação é feita com a análise comparativa dos valores das tensões geradas com os valores encontrados na literatura da resistência a tração, compressão e cisalhamento.

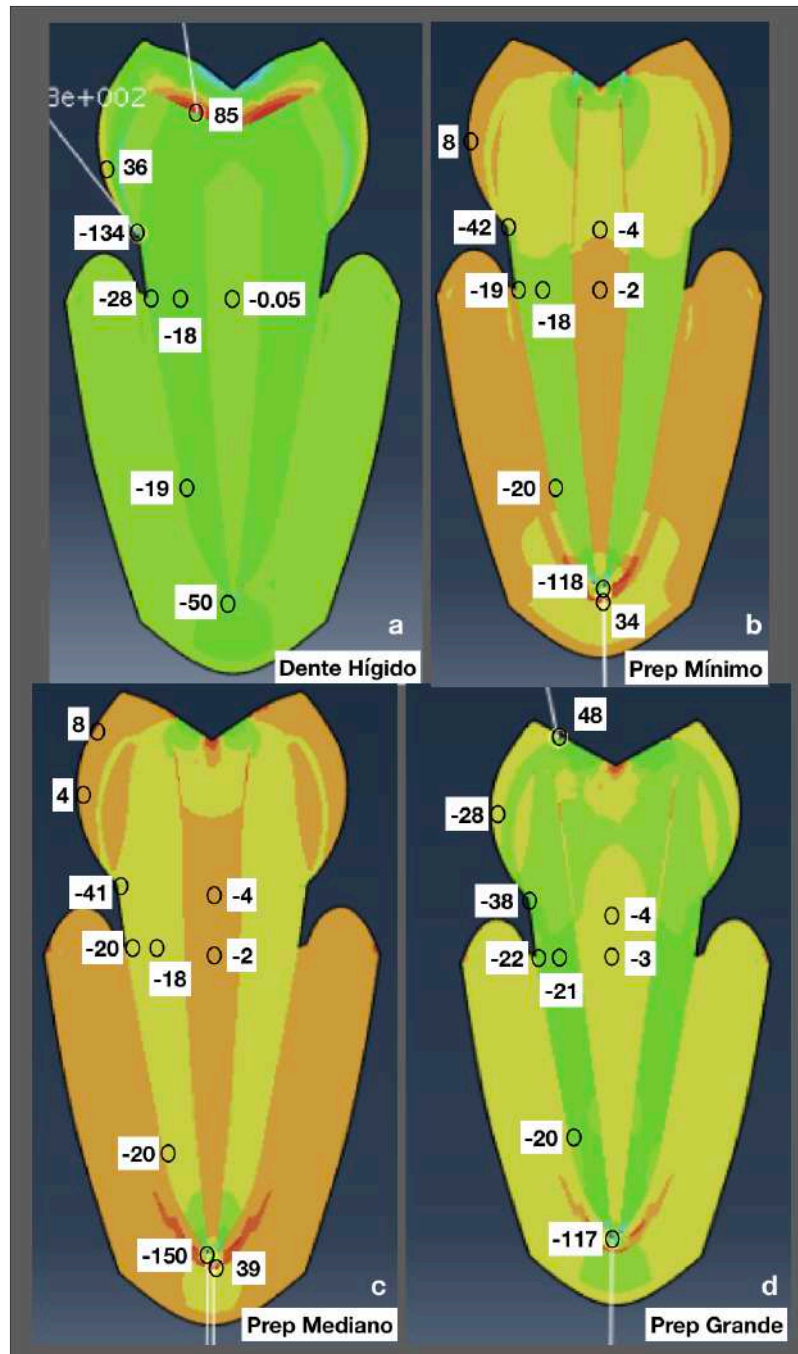


Figura 32 – Esboço dos resultados das simulações pelo MEF e distribuição de tensão de tração e compressão ao longo do dente hígido (a) dos dentes tratado endodonticamente, com variação da geometria do preparo corono-radicular interno: (b) preparo mínimo; (c) preparo mediano e (d) preparo grande.

Na região média da coroa, o modelo com preparo CRI grande foi o único que gerou tensão compressiva (-28MPa) comparado ao preparo CRI mediano (4MPa), mínimo (8MPa) e dente hígido (36MPa). Por isso, pode-se afirmar que o dente hígido possui a distribuição de tensões S1 e S3 maiores que os dentes com tratamento endodôntico e concentradas na coroa dental. Já os dentes tratados

desenvolvendo maiores tensões principais de tração e compressão na região apical do dente, ficando evidenciado a partir das simulações que o ponto de fragilidade dental seria na parte inferior do dente.

5.4 COMENTÁRIOS FINAIS

Quando se compara a distribuição de tensões do dente hígido com o dente tratado endodonticamente, no MEF, o valor máximo da tensão principal de tração foi reduzida, corroborando os resultados de Ko et al. (1992). A diferença pode ser atribuída à dependência da distribuição de tensões de acordo com o valor do módulo de elasticidade do material. Portanto quando o dente é restaurado, ou seja, substituído por materiais com E diferentes do material biológico, toda a distribuição de tensões é modificada e distribuída ao longo do dente de maneira diferente comparado ao dente hígido. Além disso, no dente tratado endodonticamente existe a polpa ($E=2\text{MPa}$) a qual é substituída por guta-percha e cimento endodôntico ($E=1,7\text{GPa}$) que possuem o E maior, ocasionando um leve efeito de cunha no dente, distribuindo a tensão resultante da carga aplicada ao longo de todo o comprimento do dente e material restaurador em direção ao ápice da raiz.

O dente hígido, devido à ótima combinação de esmalte e dentina, possui a união perfeita e única entre dureza, resistência e resiliência (MAGNE; BELSER, 2003). Os procedimentos restauradores, assim como as alterações na integridade estrutural dos dentes podem facilmente violar este equilíbrio. Por essa razão, os estudos na área de materiais restauradores e suas técnicas de utilização têm-se direcionado para os avanços de suas propriedades mecânicas, na tentativa de mimetizar cada vez mais esse complexo sistema dental.

Portanto, a preservação da estrutura hígida e emprego de princípios de biomimetismo durante os procedimentos restauradores, favorecem a maior longevidade do complexo dente-restauração. Isto também foi comprovado no estudo realizado por Soares (2008), por MEF, o qual mostrou que a remoção da estrutura dental altera o padrão de distribuição das tensões no dente, tornando-os mais suscetíveis à fratura por diminuir a área de distribuição de tensão. Logo os valores encontrados neste estudo vão de encontro ao presente trabalho, pois a tensão máxima de tração aumentou em 41% em dentes com preparo grande ($S1= 48\text{MPa}$) comparado ao preparo mínimo ($S1= 34\text{MPa}$). Além disso, a utilização de materiais restauradores adesivos diretos promove redução das tensões no interior da dentina

umentando consideravelmente a resistência a fratura e modificando a distribuição das tensões do dente. Este resultado mostra a importância da restauração adesiva, já que esta substitui o tecido perdido, corroborando com o estudo de Bello (2004).

Clinicamente, dentes posteriores restaurados podem sofrer deformações, como consequência da aplicação de cargas oclusais, as quais podem estar associadas a altos índices de concentração de tensões no interior do complexo dente-restauração. Entretanto, se as deformações ultrapassar a resistência das estruturas dentais, pode haver comprometimento da restauração, formação de fendas na interface adesiva, microinfiltração, formação de trincas e até fratura (Hansen & Asmussen, 1990). Esta tendência de comportamento pode ser visto na Figura 32d onde tem-se a maior tensão S1 localizado na junção restauração-dente.

De acordo com Arolla et al. (2012), as fraturas de dentes tratados endodonticamente não são raras. No entanto, existem poucos estudos que analisam o comportamento mecânico intrínseco da dentina e sua relevância para a incidência das fraturas. Além disso, existe alguma controvérsia sobre se a fratura dos dentes é atribuída à perda da estrutura dentária ou se outros fatores contribuem. Uma compreensão abrangente da estrutura e comportamento mecânico da dentina é de importante para o sucesso da terapia endodôntica. Especificamente, a importância das análises das fraturas por fadiga das estruturas dentárias e a resistência dos tecidos tanto na iniciação como na propagação das fissuras não são intensivamente analisadas. Ademais, variações regionais nas propriedades e a contribuição das mudanças na microestrutura para o comportamento em fadiga e fratura não são bem compreendidas.

A modificação da geometria do preparo com maior ou menor desgaste da estrutura dental, altera a distribuição de tensões no modelo, gerando tensões maiores nos dentes com maior desgaste (SOARES, 2008). Isto foi confirmado no presente trabalho com o valor máximo gerado de 39 MPa da tensão máxima de tração no dente com preparo mediano, comparado a 34 MPa no dente com preparo mínimo. O aumento foi 15% na tensão principal de tração em relação ao dente com preparo mediano, não justificando prejudicar a técnica do tratamento de canal para esta diminuição de tensão. Segundo Lin et al. (2001) a largura do preparo é o fator menos prejudicial à estrutura dentária remanescente.

Deve-se considerar que o preparo muito conservador dificulta a localização dos canais radiculares, limpeza e desinfecção. Além disto resulta em maior desvio

do trajeto original do canal após a instrumentação por limitação de espaço para o instrumento trabalhar. Todos os inconvenientes citados não aumentam a resistência mecânica em relação ao tratamento com geometria de preparo minimamente invasivo (MOORE et al., 2016; CHLUP et al., 2017; ROVER, 2017; ÖZYÜREK et al., 2018; NEELAKANTAN et al, 2018).

6 CONCLUSÃO

Após caracterização mecânica e morfológica dos materiais biológicos e odontológicos, pode-se concluir que:

1. O módulo de elasticidade da dentina radicular medido no ensaio de dureza é menor com a indentação perpendicular ao longo do eixo dos túbulos dentinários do que da direção paralela aos túbulos.
2. O E do cimento endodôntico biocerâmico e das GPs convencionais e revestidas no plano de análise longitudinal são iguais (1700 MPa). Já no plano de análise axial, o valor do E da GP revestida foi de 0,7 GPa.

Após analisar a distribuição de tensões em dente tratado endodonticamente, através do método de elementos finitos utilizando os E dos materiais biológicos e restauradores caracterizados, conclui-se que:

3. Não houve influência significativa na distribuição das tensões em dente tratado endodônticamente variando os valores do E da dentina radicular nos terços apical, médio e cervical, justificando o uso do mesmo valor do E para dentina coronária e radicular nas simulações para diminuir o número de interfaces de materiais.
4. Não houve influência significativa na distribuição das tensões em dente tratado endodônticamente com variação dos valores do E da GP. Portanto, justifica realizar o desenho para simulação computacional com o mesmo valor do E para GP e para o cimento endodôntico.
5. A geometria do preparo corono-radicular mediano é a melhor opção de acesso para tratamento endodôntico, visto que possibilita boa abertura para visualização, limpeza e desinfecção do sistema de canais radiculares sem aumento significativo da tensão principal gerada no dente comparado ao preparo corono-radicular mínimo. Além disso, os dentes tratados endodonticamente possuem maiores tensões principais de tração e compressão na região apical, diferente do que é encontrado no dente hígido, onde as tensões principais ocorrem principalmente na região cervical.

7 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

- a) Análise por elementos finitos empregando modelos numéricos tridimensionais, pois permitem maior realidade nas alterações anatômicas e no contato dispositivo-amostra;
- b) Substituição da aplicação de carga estática por cargas cíclicas;
- c) Variação na análise do tipo de geometria de preparo, como por exemplo, preparos extensos com recobrimento de cúspides e pinos intrarradiculares.
- d) Analisar a influência da rugosidade, uma vez que a adesão é uma característica importante para o sucesso do preenchimento do espaço do canal radicular (NUNES et al., 2019). No caso específico no emprego da GP, que deve passar por um processo de desinfecção (e pode acarretar alterações físicas em sua superfície), a análise da rugosidade já é um método estabelecido na literatura odontológica como um recurso para verificar a perda de material ou alteração de superfície externa do material provocada pela desinfecção com produtos oxidantes (VALOIS et al. 2005; MISHRA et al., 2018; TOPUZ et al., 2011; JOHN et al., 2017; PRADO et al., 2012; TILAKCHAND et al., 2014; PRADO et al., 2014).
- e) Antes de simular os dentes restaurados com a inclusão da GP é de extrema importância conhecer características do material como propriedades mecânicas e superficiais, notadamente no que concerne às mudanças provocadas por meio de desinfecção. Foi realizado previamente um estudo preliminar sobre a caracterização de rugosidade de materiais guta-percha, que demonstrou inclusive resultados promissores, gerando inclusive artigo para revista qualificada. Propõe-se avançar com estes estudos, analisando melhor a caracterização mecânica da guta-percha após protocolo de desinfecção química para obtenção da dureza e módulo de elasticidade.
- f) Realizar a simulação por MEF com a introdução da guta-percha levando em consideração a rugosidade para o processo de adesão com os outros materiais.

REFERÊNCIAS

- ABOU-ELNAGA, M. Y.; ALKHAWAS, M. A. M.; Kim, H.; REFAI, A. S. Effect of Truss Access and Artificial Truss Restoration on the Fracture Resistance of Endodontically Treated Mandibular First Molars. **J Endod**, v. 45, n. 6, p. 813-817, 2019.
- AGEMATSU, H.; WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; FUKAYAMA, M.; KANAZAWA, T.; MIAKE K. Scanning electron microscopic observation of microcanals and continuous zone of interglobular dentin in human deciduous incisal dentin. **The bulletin of Tokyo Dental College**, v. 30, n. 2, p. 163-177, 1990.
- ALMEIDA, J. Filling of Artificial Lateral Canals and Microleakage and Flow of Five Endodontic Sealers. **International Endodontic Journal**, v.40, n.9, p. 692-99, 2007.
- ALMEIDA, J. S. F. **Efeitos de diferentes materiais restauradores na formação de biofilme – análise do ângulo de contato, rugosidade da superfície 3D e microscopia confocal** [dissertação]. Uberlândia: Faculdade de Odontologia de Uberlândia, FOUFU - Univ Federal de Uberlândia, 2013.
- ANDERSEN, K. L.; MORTENSEN, H. T.; PENDERSEN, E. H.; MELSEN, B. Determination of stress levels and profiles in the periodontal ligament by means of an improved three dimensional finite element model for various types of orthodontic and natural force systems. **J. Biomed. Eng.**, v. 13, p. 293-303, 1991.
- ANDRADE, A. P. Monitoramento do processo de desmineralização e remineralização do esmalte dental humano durante e após o clareamento dental [Dissertação]. Universidade de São Paulo. 2012.
- AROLA, D.; IVANCIK, J.; MADJ, H.; FOUAD, A.; BAJAJ, D.; ZHANG, X.; EIDELMAN, N. Microstructure and mechanical behavior of radicular and coronal dentin. **Endodontic Topics**, v. 20, p. 30–51, 2012.
- ASSIF, D.; OREN, E.; MARSHAK, B. L.; AVIV, I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. **J Prosthet Dent.**, v. 61, n. 5, p. 535-543, 1989.
- ATMARAM, H. F.; MOHAMMED, H. Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. **J. Dent. Res.**, v. 60, p. 873- 877, 1981.
- AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C. L.; RENGO, S. 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin- based composites. **J Biomech.**, v. 34, n. 10, p. 1269-77, 2001.
- AYDEMIR, H. Effect of immediate and delayed post space preparation on the apical seal of root canals obturated with different sealers and techniques. **Journal of Applied Oral Scienc.**, v.17, n.6, p. 605-10, 2009.

BALOOCH, G.; MARSHALL, G. W.; MARSHALL, S. J.; WARREN, O. L.; ASIF, S. A.; BALOOCH, M. Evaluation of a new modulus mapping technique to investigate microstructural features of human teeth. **J Biomech.**, v. 37, n. 8, p. 1223–32, 2004.

BALSHIN, M. Relation of mechanical properties of powder metals and their porosity and the ultimate properties of porous-metal ceramic materials. **Dokl Akad SSSR**, v.67, p. 831–834, 1949.

BELLI, S.; ERASLAN, O.; ESKITASCIOGLU, G. Effect of Root Filling on Stress Distribution in Premolars with Endodontic-Periodontal Lesion: A Finite Elemental Analysis Study. **J Endod.**, v.42, n.1, 2016.

BELLI, S.; ERASLAN, O.; ESKITASCIOGLU, G.; KARBHARI, V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. **Int Endod J**, v.44, p.817–26, 2011.

BELLO, F. J. C. Influência de procedimentos restauradores e endodônticos na distribuição de tensões analisada pelo método dos elementos finitos tridimensional. Dissertação. Programa de Pós-graduação da faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais. 2004.

BLACK, G. V. An investigation of the physical character of human teeth in relation to their disease, and to practical dental operations, together with the physical character of filling material. **Dental Cosmos**, v. 37, p. 353-421, 1895.

BOCCACCINI, A. R.; ONDRACEK, G.; MOMBELLO, E. Determination of stress concentration factors in porous materials. **Journal of Materials Science Letters**, v.15 n.6, p.534–536, 1996.

BOMBANA, V. A.; FERRARI, P. H. Infecção endodôntica e sua resolução. Editora Santos, 2010.

BORCIC, J.; ANIC, I.; SMOJVER, I.; CATIC, A.; MILETIC, I.; RIBARIC, S. P. 3D finite element model and cervical lesion formation in normal occlusion and In malocclusion. **J Oral Rehabil.**, v.32, n.7, p. 504-510, Jul, 2005.

BOURAUUEL, C.; FREUDENREICH, D.; VOLLMER, D.; KOBE, D.; DRESCHER, D. Simulation of orthodontic tooth movements—a comparison of numerical models. **J Orofac Orthop.**, v. 60, p. 136–51, 1999.

BOWEN, R. L.; RODRIGUEZ, M. S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. **J Amer Dent Assoc**, v. 64, n. 1, p.378-87, 1962.

BRAGA, R. R.; BALLESTER, R. Y.; FERRACANE, J. L. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. **Dent Mater.**, v. 21, n. 10, p. 962-70, 2005.

BRAGA, R. R.; BOARO, L. C.; KUROE, T.; AZEVEDO, C. L.; SINGER, J. M. Influence of cavity dimensions and their derivatives (volume and 'C' factor) on shrinkage stress development and microleakage of composite restorations. **Dent Mater.**, v. 22, n. 9, p. 818-23, 2006.

BRAUER, D. S.; HILTON, J. F.; MARSHALL, G. W.; MARSHALL, S. J. Nano- and micromechanical properties of dentine: investigation of differences with tooth side. **Journal of Biomechanics**, v. 44, p. 1626-1629, 2011.

CARDOSO, C. L.; REDMERSKI, R.; BITENCOURT, N. L. R.; KOTAKA, C. R. Effectiveness of different chemical agents in rapid decontamination of gutta-percha cones. **Braz J Microbiol.** v. 31, p. 67-71, 2000.

CARDOSO, R.; GONÇALVES, E. Endodontia/Trauma - São Paulo: Artes Médicas, v. 2, 2001.

CAVALER, L. C. C. **A Micro-Fabricação aplicada ao processo de Micro-Injeção.** [Tese] Porto Alegre, 2010.

CHANDRAPPA, M. M.; MUNDATHODU, N.; SRINIVASAN, R.; NASREEN, F.; KAVITHA, P.; SHETTY, A. Disinfection of gutta-percha cones using three reagents and their residual effects. **J Conserv Dent.**, v. 17, p. 571-574, 2014.

CHERON R. A.; MARSHALL, S. J.; GOODIS, H. E.; PETERS, O. A. Nanomechanical properties of endodontically treated teeth. **Journal of Endodontics**, v.37, n.11, 2011.

CHLUP, Z.; ŽIŽKA, R.; KANIA, J.; PŘIBYL, M. Fracture behaviour of teeth with conventional and mini-invasive access cavity designs. **J Eur Ceram Soc**, v.37, n. 14, p. 4423-4429, 2017.

CHU, C. Y.; KUO, T. C.; CHANG, S. F.; SHYU, Y. C.; LIN, C. P. Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study . **Journal of Dental Sciences**, v. 5, n. 1, p. 14-20, 2010.

CHUNG, S. M.; YAP, A. .; KOH, W. K.; TSAI, K. T.; LIM, C. T. Measurement of Poisson's ratio of dental composite restorative materials. **Biomaterials**, v. 25, n. 13, p. 2455-60, 2004.

COHEN, S.; BERMAN, L. H.; BLANCO, L.; BAKLAND, L.; KIM, J. S. A demographic analysis of vertical root fractures. **J Endod.**, v.32, n.12, p. 1160-3, 2006.

COOK, S. D.; WEINSTEIN, A. M.; KLAWITTER, J. J. A three dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. **J. Dent. Res.**, v. 61, p. 25-29, 1982.

CORNACCHIA, T. P. M.; LANZA, M. D.; LAS CASAS, E. B.; CIMINI, C. A. Distribuição das tensões nas lesões de abfração por elementos finitos. **Arquivos em Odontologia**, v.1, n.36, p. 101-113, 2000.

CORRÊA, R. D. et al. Fractal structure of digital speckle patterns produced by rough surfaces. **Physica A**, v. 392, p. 869-874, 2013.

CUY, J. L.; MANN, A. B.; LIVI, K. J.; TEAFORD, M. F.; WEIHS, T. P. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. **Arch. Oral Biol**, v. 47, p. 281-291, 2002.

Dental anatomy; Dental anatomy educational teaching resource, 2014. Disponível em: <<http://www.slideshare.net/scarydentist/dental-anatomy-educational-teaching-resource>> Acessado em: 20/07/2016.

DONG-XU, L.; HONG-NING, W.; CHUN-LING, W.; HONG, L.; PING, S.; XIAO, Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. **Angle Orthodontist**, v. 81, n. 2, 2011.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEROUEH, K. A. Finite element analysis of three- and four-unit bridges. **J. Oral Rehabil.**, v. 16, p. 603-611, 1989.

FENNIS, W. M.; KUIJS, R. H.; KREULEN, C. M.; ROETERS, F. J.; CREUGERS, N. H.; BURGERSDIJK, R. C. A survey of cusp fractures in a population of general dental practices. **Int J Prosthodont.**, v. 15, n. 6, p. 559-63, 2002.

FERRACANE, J. L. Resin composite-State of the art. **Dent Mater.**, v. 27, p. 1, p. 29-38, 2011.

FILHO, P. C. F. S. Biomecânica restauradora de dentes tratados endodonticamente – Análise por elementos Finitos. Tese (Clínica Odontológica), Faculdade de Odontologia de Piracicaba, 2009.

FRIEDMAN, C. M.; SANDRIK, J. L.; HEUER, M. A.; RAPP, G. W. Composition and Mechanical Properties of Gutta-Percha Endodontic Points. **J Dent Res.**, 1975.

FUENTES, V.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; CARVALHO, R. M. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. **J Biomed Mater Res.**, v. 66, p. 850-853, 2003.

GAO, J.; XUA, W.; DINGB, Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. **Comput methods and programs in biomed.**, v.82, n.2, p. 97– 105, 2006.

GHNOEIM, A. G.; LUTFY, R. A.; SABET, N. E.; FAYYAD, D. M. Resistance to Fracture of Roots Obturated with Novel Canal-filling Systems. **J Endod.** v. 37, p. 1590–1592, 2011.

GIBBS, C.H.; MAHAN, P. E.; LUNDEEN, H. C.; BREHNAN, K.; WALSH, E. K.; HOLBROOK, W. B. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. **J Prosthet Dent.**, v. 46, n. 4, p. 443-449, 1981.

GOEL, V. K.; KHERA, S. C.; GURUSAMI, S.; CHEN, R. C. S.; SCHLUGER, R.; YOUDELIS, R. C.; PAGE, R. H.; JOHNSON. Effect of cavity depth on stresses in a restored tooth. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 67, 174-183, 1992.

GOMES, B. P. F. A.; VIANNA, M. E.; MATSUMOTO, C. U.; ROSSI, V. P. S.; ZAIA, A. A.; FERRAZ, C. C. R.; SOUZA FILHO, F. J. Disinfection of gutta-percha cones with chlorhexidine and sodium hypochlorite. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** v. 100, n. 4, p. 512-7, 2005.

GONÇALVES, F.; KAWANO, Y.; BRAGA, R. R. Contraction stress related to composite inorganic content. **Dent Mater.**, v. 26, n. 7, p. 704-9, 2010.

GONÇALVES, F.; PFEIFER, C. C.; STANSBURY, J. W.; NEWMAN, S. M.; BRAGA, R. R. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. **Dent Mater.**, v. 26, n. 7, p. 697-703, 2010.

GONÇALVES, F.; PFEIFER, C. S.; FERRACANE, J. L.; BRAGA, R. R. Contraction stress determinants in dimethacrylate composites. **J Dent Res.**, v. 87, n. 4, p. 367-71, 2008.

GONÇALVES, F.; PFEIFER, C. S.; MEIRA, J. B.; BALLESTER, R. Y.; LIMA, R. G.; BRAGA, R. R. Polymerization stress of resin composites as a function of system compliance. **Dent Mater.**, v. 24, n. 5, p. 645-52, 2008.

GRIGORATOS, D.; KNOWLES, J. N. G. Y. L.; GULABIVALA, K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **International Endodontic Journal**, v. 34, p.113 –119, 2001.

GRIPPO, Jonh. Abrasions: a new classification of hard tissue lesions of teeth. **J Esthet Dent.**, v.3, n.1, p. 14-19,1991.

GUIMARÃES, L. P.; SOEIRO, F. J. C. P. **Análise de tensões no primeiro pré-molar superior utilizando o método dos elementos finitos.** VIII Congresso Nacional de Estudantes, Salvador – BA, 2001.

GUVEN, N.; TOPUZ, O.; YIKILGAN, I. Evaluation of Different Restoration Combinations Used in the Reattachment of Fractured Teeth: A Finite Element Analysis. **Applied Bionics and Biomechanics**, p. 1-8, 2018.

HABELITZ, S.; MARSHALL, G. W.; BALOOCH, M.; MARSHALL, S. J. Nanoindentation and the storage of teeth. **J Biomechan.**, v. 35, p. 995-998, 2002.

HABELITZ, S.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W.; JR, et al. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. **Arch Oral Biol**, v.46, p.173–183, 2001.

HAN, C.; WU, B.; CHUNG, C.; CHUANG, S.; LI, W.; LIN, J. Stress–strain analysis for evaluating the effect of the orientation of dentin tubules on their mechanical properties and deformation behavior. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 12, p. 1–8, 2012.

HANSEN, E. K.; ASMUSSEN, E. In vivo fractures of endodontically treated posterior teeth restored with enamel-bonded resin. **Endod Dent Traumatol.**, v. 6, p. 218-225, 1990.

HASEGAWA, A.; SHINYA, A.; NAKASONE, Y.; LASSILA, L. V.; VALLITTU, P. K.; SHINYA, A. Development of 3D CAD/FEM Analyses System for Natural Teeth and Jaw Bone Constructed from X-Ray CT Images. **Int J Biomater.** pii: 659802. Epub, Jul 18, 2010.

HE, L. H.; SWAIN, M. V. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. **Dent. Mat.**, v. 23, p. 814–821, 2007.

HO, S. P.; YU, B.; YUN, W.; MARSHALL, G. W.; RYDER, M. I.; SALLY, J.; MARSHALL, S. J. Structure, chemical composition and mechanical properties of human and rat cementum and its interface with root dentin. **Acta Biomaterialis**, v. 5, p.707–718, 2009.

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

HOOD, J. A. Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications. **Int Dent J.**, v. 41, n. 1, p. 25-32, 1991.

ICHIM, I.; LIB, Q.; LOUGHRAN, J.; SWAIN, M. V.; KIESERE, J. Restoration of non-carious cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. **Dent mater.**, v.23, n.12, p. 1553–1561, 2007.

INOUE, et al. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. **Dental Material Journal**, v. 22, n. 1, p. 39-47, 2003.

JANTARAT, J.; PALAMARA, J. E. A.; LINDNER, C.; MESSER, H. H. Time-dependent properties of human root dentin. **Dental Materials**, v. 18, p. 486-493, 2002.

JOHN, B. M.; PURRA, A.; DUTTA, A.; ZARGAR, A. W. Topographical effects of gutta percha immersed in deferente concentration of sodium hypochlorite disinfection at diferente time interval: na atomic force microscopy study. **Intern J of Oral Health Dentistry.** v. 3, n. 1, p. 54-58, jan- fev. 2017.

JOHNSON, W. W. Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach. **Journal of Prosthodontics**, v. 11, n. 3, p. 224–5, 2002.

JUNIOR, M. M. et al. Etch and rinse versus self-etching adhesives systems: Tridimensional micromechanical analysis of dentin/adhesives interface. **International Journal of Adhesion & Adhesives**, v. 35, p. 114-119, 2012.

KANTARDZIC, I.; PUSKAR, T.; VASILJEVIC, D. M. Computed-tomography scan based finite element analysis of stress distribution in premolars restored with composite resin, **Phys. Scr.** T149, 2012. doi:10.1088/0031-8949/2012/T149/014075

KING, P. A.; SETCHELL, D. J. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J Oral Rehabil**, v. 17, n. 6, p. 599-609, 1990.

KINNEY, J. H. et al. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. **J. Dent. Res.**, v. 82, n. 12, p. 957-961, 2003.

KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W.; WEIHS, T. P. Atomic force microscope measurements of the hardness and elasticity of peritubular and intertubular human dentin. **J Biomech Engineering.**, v. 118, p. 133-135, 1996.

KO, C. C.; CHU, C. S.; CHUNG, K. H.; LEE, M. C. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 68, p. 421-7, 1992.

KORIOOTH, T. W. P.; HANNAM, A. G. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. **J. Dent. Res.**, v. 73, p. 56-66, 1994.

KOSE, C.; PAULA, E. A.; SERRANO, A. P. M. et al. Aplicação de um novo sistema adesivo universal: relato de um caso. **Revista da Associação Paulista de Cirurgios Dentistas**, v. 67, n. 3, p. 202-206, 2013.

KRELLING, A. P.; TEIXEIRA, F.; COSTA, C. E.; ALMEIDA, E. A. S.; ZAPPELINO, B.; MILAN, J. C. G. Microabrasive wear behavior of borided steel abraded by SiO₂ particles. **J Mater Res Technol.**, 2018.

LAS CASAS, E. B.; CORNACCHIA, T. P. M.; GOUVÊA, P. H.; CIMINI, J. R. C. B. Abfraction and anisotropy – effects of prism orientation on stress distribution. **Comput. Method. Biomec.**, v. 6, n. 1, p. 65-73, 2003.

LAURICHESSE, J. M. Obturation of the radicular space. **Endodontia clínica**. Guanabara; Rio de Janeiro, 1989.

LEE, W. C.; EAKLE, W. S. Stress-induced cervical lesions: review of advances in the past 10 years. **J Prosthet Dent.**, v. 75, p. 487–94, 1996

LEE, WC; EAKLE, WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. **J Prosthet Dent.**, v.52, n.3, p. 374-80, 1984.

LEKIC, P.; MCCULLOCH, C. A. Periodontal ligament cell population: the central role of fibroblasts in creating a unique tissue. **The Anatomical Record.**, v. 245, 327–341, 1996.

LEONARDO, M. R.; BONIFÁCIO, K. C.; ANDRÉ, R. F.; SILVA, L. A.; ITO, I. Y. Evaluation of the sterility and antimicrobial activity of gutta-percha cones. **Braz Endod J.**, v. 2, n. 1, p. 51-4, 1997.

LEPRINCE, J.; PALIN, W. M.; MULLIER, T.; DEVAUX, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. **J Oral Rehabil.**, v. 37, n. 5, p. 364-76, 2010.

LIN et al. Multifactorial analysis of an MOD restored human premolar using auto-mesh finite element approach. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 28; p. 576-585, 2001.

LLENA-PUY, M. C.; FORNER-NAVARRO, L.; BARBERO-NAVARRO, I. Vertical root fracture in endodontically treated teeth: a review of 25 cases. **Oral Surg, Oral Med, Oral Pathol, Oral Radiol Endod.**, v. 92, n. 5, p. 553-5, 2001.

LO GIUDICE, G.; CUTRONEO, G.; CENTOFANTI, A.; ARTEMISIA, A.; BRAMANTI, E.; MILITI, A. et al. Dentin morphology of root canal surface: a quantitative evaluation based on a scanning electronic microscopy study. **Bio Med Res Int.**, 2015.

LOGUERCIO, A. D.; REIS, A.; SCHROEDER, M.; BALDUCCI, I.; VERSLUIS, A.; BALLESTER, R. Y. Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations. **J Dent.**, v. 32, n. 6, p. 459-70, 2004.

LOPES, H. P.; SIQUEIRA, JR J. F. Endodontia – Biologia e técnica. Editora Elsevier, 4ª Edição, 2015.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006.

MANNOCCI, F. et al. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. **Dental Material**, v. 20, p. 293-296, 2004.

MARENDING, M.; LUDER, H. U.; BRUNNER, T. J.; KNECHT, S.; STARK, W. J.; ZEHNDER, M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine – mechanical, chemical and structural evaluation. **International Endodontic Journal**, v. 40, p. 786–793, 2007.

MARENDING, M.; PAQUÉ, F.; FISCHER, J.; ZEHNDER, M. Impact of Irrigant Sequence on Mechanical Properties of Human Root Dentin. **Journal of Endodontic**, v. 33, p.1325–1328, 2007.

MARSHALL, G. W. et al. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, v. 25, n. 6, p. 441-458, 1997.

MCCOY, G. The etiology of gingival erosion. **J Oral Implantol.**, v.10, n. 3,p. 361-2, 1982.

MEIRA, J.B.; BRAGA, R. R.; DE CARVALHO, A. C.; RODRIGUES, F. P.; XAVIER, T.A.; BALLESTER, R. Y. Influence of local factors on composite shrinkage stress development--a finite element analysis. **J Adhes Dent.**, v. 9, n. 6, p. 499-503, 2007.

MEIRELES, J. B. et al. Effect of metallic surface roughness on the speckle pattern formation at diraction plane. **Optics and Lasers in Engineering**. v. 50, p. 1731-1734, 2012.

MELO-SILVA, T. C. F; MELO-SILVA, C. L.; CARVALHO, C. F.; TEIXEIRA, A. B.; LINS, J. F. C.; GOUVÊA, J. P. Evaluation of Mechanical Properties of Composite Materials Used in Dentistry Varying the Inorganic Composition. **Mater. Sci. Forum**, v. 820, p. 320-324, 2015.

MELO-SILVA, T. C. F. Análise de Tensões nas restaurações dentárias adesivas diretas utilizando método de elementos finitos e ensaio de compressão. [Tese de doutorado], Universidade Federal Fluminense, 2017.

MEMON, S.; MEHTA, S.; MALIK, S. et al. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the endodontically treated maxillary central incisor by glass fiber post and dentin post. **Journal Indian Prosthodont.**, v. 16, p. 70-74, 2016.

MIN, S. H.; FERRACANE, J.; LEE, I. B. Effect of shrinkage strain, modulus, and instrument compliance on polymerization shrinkage stress of light-cured composites during the initial curing stage. **Dent Mater.**, v. 26, n. 10, p. 1024-33, 2010.

MISHRA, P.; TYAGI, S. Surface analysis of gutta percha after disinfecting with sodium hypochlorite and silver nanoparticles by atomic force microscopy: An in vitro study. **Dent Res.**, v. 15, p. 242-247, 2018.

MISRA, A.; SPENCER, P.; MARANGOS, O.; WANG, Y.; KATZ, J. L. Micromechanical analysis of dentin/adhesive interface by the finite element method. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v.70, p.56-65, 2004.

MIURA, J.; MAEDA, Y.; NAKAI, H.; MASARU, Z. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied force. **Dental Materials**, v. 25, p. 67-73, 2009.

MJÖR, IA, NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. **Archives of Oral Biology**, v. 41, p. 401–12, 1996.

MOHAMMED, A.; ROEBICK; ARIO, S. Bulk Fill Resin Composit Materials Cured with Single-Peak versus Dual-Peak LED LCUs. **Acta Medica Marisiensis**, v. 1, n. 62, p. 5-14. 2016.

MONTOYA, C.; AROLA, D.; OSSA, E. A. Importance of tubule density to the fracture toughness of dentin. **Archives of Oral Biology**, v.67, p. 9–14, 2016.

MONTOYA, C.; AROLA, D.; OSSA, E. A. Time dependent deformation behavior of dentin. **Archives of Oral Biology**, v.76, p. 20–29, 2017.

MOORE, B.; VERDELIS, K.; KISHEN, A.; DAO, T.; FRIEDMAN, S. Impacts of Contracted Endodontic Cavities on Instrumentation Efficacy and Biomechanical Responses in Maxillary Molars. **J Endod**, v. 42, n. 12, p. 1779–1783, 2016.

MUNARI, L. S. **Distribuição de tensões em um modelo tridimensional do primeiro pré-molar superior com esmalte anisotrópico e isotrópico: Análise comparativa pelo método de elementos finitos.** ; Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais; Belo Horizonte – MG, 2012.

NASCIMENTO, T. E.; SOUZA-FLAMINI, L. E.; PALMA-DIBB, R. G.; SILVA, R. G.; SAQUY, P. C.; PÉCORA, J. D.; CRUZ-FILHO, A. M. Morphological study and analysis of microhardness and permeability of the furcation of maxillary premolars. **Brazilian Dental Journal**, v. 27, n. 5, p. 562-567, 2016.

National Research Council - USA. Characterization of materials. **Publication MAB-229-M.**, 1967.

NEELAKANTAN, P.; KHAN, K.; NG, G. P. H.; YIP, C. Y.; ZHANG, C.; CHEUNG, G. S. P. Does the Orifice-directed Dentin Conservation Access Design Debride Pulp Chamber and Mesial Root Canal Systems of Mandibular Molars Similar to a Traditional Access Design? **J Endod.**, v. 44, n. 2, p. 274–279, 2018.

NELSON, S. J.; ASH, JR M. M. **Wheeler Anatomia Dental, Fisiologia e Oclusão**, Elsevier Editora Ltda, 9 ed., p.32, 2012.

NUNES, A. M., GOUVEA, J. P.; SILVA, L. Influence of different disinfection protocols on gutta-percha cones surface roughness assessed by two different methods. **J Mater Res Technol.**, 2019.

NUNES, A. M.; CARDOSO, R. J. A.; BARROSO, L. S.; MELO, R. O. N.; KLIPPEL, G. G. P. Avaliação da presença de tags intratubular na região apical de dentes anteriores unirradiculares, variando a técnica de manipulação do cimento resilon. **Cadernos UniFOA**, n. 31, p. 103-112, 2016.

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Editora Elsevier, 6ª edição; Rio de Janeiro, 2008.

OLIVER, W. C.; PHARR, G. M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. **J. Mater. Res.**, v. 7, n. 6, 1992.

OSIRI, S.; BANOMYONG, D.; SATTABANASUK, V.; YANPISET, K. Root Reinforcement after Obturation with Calcium Silicate–based Sealer and Modified Gutta-percha Cone . **J Endod.**, v. 44, n. 12, p. 1843–1848, 2018.

ÖZYÜREK, T.; ÜLKER, O.; DEMIRYÜREK, E. O.; YILMAZ, F. The Effects of Endodontic Access Cavity Preparation Design on the Fracture Strength of Endodontically Treated Teeth: Traditional Versus Conservative Preparation. **J Endod.**, v. 44, p. 800–805, 2018.

PAGNUSSAT, D. T. **Efeito da temperatura de queima de blocos cerâmicos sobre a resistência de aderência à tração de revestimentos de argamassa**. [tese] Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013.

PAIVA, J. G.; ANTONIAZZI, J. H. Endodontia: bases para a prática clínica. **Artes Médicas**, p. 647-73, São Paulo, 1991.

PAIVA, Jr. R. D.; MURATSUMO, M. Desenvolvimento de um rugosímetro a laser. **Revista de Física Aplicada e Instrumentação**. v.7, n.2, p. 60-69, 2004.

PALAMARA, D.; PALAMARA, J. E. A.; TYAS, M. J.; MESSER, H. H. Strain patterns in cervical enamel of teeth subjected to occlusal loading. **Dent Mater.**, v.16, n.6, p. 412– 419, 2000.

PALIN, W. M.; FLEMING, G. J.; NATHWANI, H.; BURKE, F. J.; RANDALL, RC. In vitro cuspal deflection and microleakage of maxillary premolars restored with novel low- shrink dental composites. **Dent Mater.**, v. 21, n. 4, p. 324-35, 2005.

PANG, N. S.; JUNG, I. Y.; BAE, K. S.; BAEK, S. H.; LEE, W. C.; KUM, K. Y. Effects of short-term chemical disinfection of gutta-percha cones: identification of affected microbes and alterations in surface texture and physical properties. **J Endod.**, v. 33, n. 5, p. 594-598, 2007.

PASHLEY, D. H. Dentin predentin complex and its permeability: Physiologic overview. **J Dent Res.**, v. 64, p.613-620, 1985.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J Dent.**, v. 25, n. 5, p. 355-372, 1997.

PINA-VAZ, I.; BARROS, J.; NOITES, R.; CARVALHO, M. F.; VILLA-VIGIL, A.; LORDELO, J. Restauração de dentes com tratamento endodôntico: importância da estrutura dentária remanescente, 2011.

POIATE, I. A.; VASCONCELLOS, A. B.; MORI, M.; POIATE, E. Jr. 2D and 3D finite element analysis of central incisor generated by computerized tomography. **Comput Methods Programs Biomed.**, v.104, n. 2, p. 292-9, 2011.

POOLTHONG, S.; MORI, T.; SWAIN, M. V. Determination of Elastic Modulus of Dentin by Small Spherical Diamond Indenters. **Dental Materials Journal**, v. 20, n. 3, p. 227-236, 2001.

PRADO, M.; ASSIS, D. F.; SIMÃO, R. A. Efeito da desinfecção química nas superfícies de gutta-percha e Resilon Effects of short-term chemical disinfection on gutta-percha and Resilon surfaces. **RFO**, v. 19, n. 1, p. 21-26, 2014.

PRADO, M.; GUSMAN, H.; GOMES, B.; SIMÃO, R. Effect of disinfectant solutions on gutta-percha and resilon cones. **Microscopy research and technique**, v. 75, p. 791-5, 2012.

QIANA, L.; TODOA, M.; MORITAA, Y.; MATSUSHITAB, Y.; KOYANOB, K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. **Dental materials**, v. 25, p. 1285–1292, 2009.

REEH, E. S.; MESSER, H. H.; DOUGLAS, W. H. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. **J Endod.**, v.15, p. 512- 6, 1989.

REES, J. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **J O Rehabil.**, v.28, n.5, p. 425-432, May, 2001.

REES, J. S.; HAMMADEH, M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: A finite element study. **Eur J Oral Sci.**, v.112, p. 347-52, 2004.

REES, J. S.; JACOBSEN, PH. Elastic modulus of the periodontal ligament. **Biomat.**, v.18, p.995–999, 1997.

REES, J. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. **J O Rehabil.**, v.29, n.2, p. 188-193, 2002.

REINHARDT, R. A.; KREJCI, R. F.; PAO, Y. C.; STANNARD, J. G. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res.**, v.62, p. 1002–8, 1983.

REIS, B. R. **Influência da configuração cavitária e tipo de material restaurador no comportamento biomecânico de pré-molar superior. Análise por elementos finitos.** (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia – MG, 2010.

ROVER, V. Influência do acesso endodôntico minimamente invasivo na localização dos canais radiculares, eficácia da instrumentação e resistência à fratura de molares superiores. Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, área de concentração: Endodontia. 2017.

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J Dent Res.**, v. 62, n.2, p. 82- 86, Feb, 1983.

RUEGGERBERG, F.A.; FREDERICK, A. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 364-379, 2002.

RUSE, N. D. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: A story of broken links. **Dental Materials.** v. 24, p. 1717-1719, 2008.

SAKAGUCHI, R. L; POWERS, J. M. Craig, materiais dentários restauradores. Tradução da 13ª edição: Editora Elsevier, Rio de Janeiro – RJ, 2012.

SANMARTÍ, M.; MALET, A.; FARGAS, G. Influencia del granallado en los aceros Inoxidables austeníticos metaestables. **Jornades de Recerca Euetib.**, p. 101-106, 2013.

SHORT, R. D.; DORN, S. O.; KUTTLER, S. The crystallization of sodium hypochlorite on gutta-percha cones after the rapid-sterilization technique: an SEM study. **J Endod.**, v. 29, n. 10, p. 670-3, 2003.

SILVA, A. de O. Protocolo de modelagem tridimensional do primeiro pré-molar superior para o método dos elementos finitos e análise das concentrações de tensões na região cervical do esmalte. Tese (Doutorado em Odontologia), Faculdade de Odontologia - Universidade Estadual Paulista; Araraquara - SP, 2008

SIM, T. P. C.; KNOWLES, J. C. N. G. Y. L.; SHELTON, J.; GULABIVALA, K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **International Endodontic Journal**, v. 34, p. 120–132, 2001.

SISO, S. H.; HURMUZLU, F.; TURGUT, M.; ALTUNDASAR, E.; SERPER, A.; ER, K. Fracture resistance of the buccal cusps of root filled maxillary premolar teeth restored with various techniques. **Int Endod J.**, v. 40, n. 3, p. 161-8, 2007.

SOARES, H. C.; et. al. Hurst exponent analysis of moving metallic surfaces, **Physica A**, v. 392, p. 5307-5312, 2013.

SOARES, I. J.; GOLDBERG, F. **Endodontia: técnicas e fundamentos**. Editora Artmed; 2ª ed.; Porto Alegre, 2011.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C.; GOMIDE, H. A.; ARAUJO, C. A.; MARTINS, L. R.; SOARES, C. J. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. **J Prosthet Dent.**, v. 99, n. 2, p. 114-22, 2008.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C.; MARTINS, L. R.; SOARES, C. J. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part I: fracture resistance and fracture mode. **J Prosthet Dent.**, v. 99, n. 1, p. 30-7, 2008.

SOARES, P. V.; SANTOS-FILHO, P. C.; QUEIROZ, E. C.; ARAUJO, T. C.; CAMPOS, R. E.; ARAUJO, C. A. *et al.* Fracture resistance and stress distribution in endodontically treated maxillary premolars restored with composite resin. **J Prosthodont.**, v. 17, n. 2, p. 114-9, 2008.

SOUZA, L. V. **Influência da abfração, morfologia radicular e carregamento no comportamento biomecânico de pré-molares superiores**. Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia - MG, 2012.

SPEARS, I. R.; VAN NOORT, R.; CROMPTON, R. H.; CARDEW, G. E.; HOWARD, I. C. The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. **J. Dent. Res.**, v. 72, p. 1526-31, 1993.

SRIREKHA, A.; BASHETTY, K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. **Indian J Dent Res.**, v.21, n.3, p. 425-432, Jul-Set, 2010.

STANFORD, J. W.; PAFFENBARGER, G. C.; KUMPULA, J. W.; SWEENEY, W. T.; WASHINGTON, A. D. Determination of some compressive properties of human enamel and dentin. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 57, p. 487-495, 1958.

STOUT, K. J.; SULLIVAN, P. J.; DONG, W. P.; MAINSAH, E.; LUO, N.; MATHIA, T.; ZAHOUANI, H. The Development of methods for the characterization of roughness in three dimensions. **Birmingham: University of Birminhan: European Comunity Contract No 3374/0/170/90/2**, 1993.

TAKAHASHI, N.; KITIGAMI, T.; KOMORI, T. Behaviour of teeth under various loading conditions with finite element method. **J. Oral Rehabil.**, v. 7, p. 453-461, 1980.

TAMSE, A.; FUSS, Z.; LUSTIG, J.; KAPLAVI, J. An evaluation of endodontically treated vertically fractured teeth. **J Endod.**, v.25, n.7, p. 506-8, 1999.

TANAKA, M.; NAITO, T.; YOKOTA, M.; KOHNO, M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. **J O Rehabil.**, v.30, n.1, p. 60-67, 2003.

TANNE, K.; SAKUDA, M. Initial stress induced in the periodontal tissue at the time of the application of various types of orthodontic force: three dimensional analysis by means of the F.E.M. **J. Osaka Univ. Dent. School**, v. 23, p. 143-171, 1983.

TEIXEIRA, A. B. Influência Da Variação Do Módulo De Elasticidade Na Distribuição De Tensões Em Restauração Dentária. Dissertação (Engenharia de Materiais), Universidade Federal Fluminense, 2016.

THRESHER, R. W.; SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. **J. Biomech.**, v. 6, p. 443-449, 1973.

TILAKCHAND, M.; NAIK, B.; SHETTY, A.S. A comparative evaluation of the effect of 5.25% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine on the surface texture of guttapercha and resilon cones using atomic force microscope. **Journal of Conservatite Dentistry**, v. 17, n. 1, p. 18-21, 2014.

TOLEDANO, M.; OSORIO, E.; CABELLO, I.; AGUILERA, F. S.; LOPEZ-LOPEZ, M. T.; TOLEDANO-OSORIO, M. et al. Nanoscopic dynamic mechanical analysis of resin-infiltrated dentine, under in vitro chewing and bruxism events. **J Mech Behav Biomed Mater.**, v. 54, p. 33-47, 2016.

TOPUZ, O.; SAĞLAM, B. C.; ŞEN, F.; ŞEN, S.; GÖKAĞAÇ, G.; GÖRGÜL, G. Effects of sodium hypochlorite on gutta-percha and resilon cones: an atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 112, n. 1, p. e21-e26, New York, 2011.

TORNECK, C. D.; TEN CATE, R. Oral histology, development, structure and function, p. 169-217, St. Louis, 1994.

URABE, I.; NAKAJIMA, S.; SANO, H.; TAGAMI, J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. **Am. J. Dent.**, v. 13, n. 3, p. 129-35, 2000.

VALOIS, C. R. A.; SILVA, L. P.; AZEVEDO, R. B. Structural effects of sodium hypochlorite solutions on gutta-percha cones: atomic force microscopy study. **J Endod.** v. 31, n.10, p. 749-51, 2005.

VASCO, J. O. C. **A Micro-Fabricação aplicada ao processo de Micro-Injecção.** [Dissertação] Universidade do Minho, 2006.

VERSLUIS, A. T. D. Relationship between shrinkage and stress. A, D, editor. Hershey, PA: IGI Global; 2009.

VERSLUIS, A.; DOUGLAS, W. H.; CROSS, M.; SAKAGUCHI, R. L. Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? **J Dent Res.**, v. 75, n. 3, p. 871-8, 1996.

VERSLUIS, A.; TANTBIROJN, D.; LEE, M. S.; TU, L. S.; DELONG, R. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. **Dent Mater**, v. 27, n. 2, p. 126-33, 2010.

WANG, L.; ZHAO, Y.; MEI, L.; YU, H.; MUHAMMAD, I.; PAN, Y.; HUANG, S. Effect of application time of maleic acid on smear layer removal and mechanical properties of root canal dentin. **Acta Odontologica Scandinavica**, 2016.

WANG, R.; NIU, L.; LI, Q.; LIU, Q.; ZUO, H. The peritubular reinforcement effect of porous dentine microstructure. **PLoS ONE**, v. 12, n. 8, e0183982, 2017.

WANG, W.; ROUBIER, N.; PUEL, G.; ALLAIN, J-M.; INFANTE, I. C.; ATTAL, J-P.; VENNAT, E. A New Method Combining Finite Element Analysis and Digital Image Correlation to Assess Macroscopic Mechanical Properties of Dentin. **Materials**, v. 8, p. 535-550, 2015.

WANG, Y.; LIU, S.; DONG, Y. In vitro study of dentinal tubule penetration and filling quality of bioceramic sealer. **PLoS ONE**, v. 13, n. 2, p. 1-11, 2018.

WEINMANN, W.; THALACKER, C.; GUGGENBERGER, R. Siloranes in dental composites. **Dent Mater**. v. 21, n. 1, p. 68-74, 2005.

WEINSTEIN, A. M.; KLAWITTER, J. J.; COOK, S. D. Implant–bone interface characteristics of bioglass dental implants. **J Biomed Mater Res**, v. 14, p.23–9, 1980.

WILLIAMS, K. R.; EDMUNDSON, J. T. Orthodontic tooth movement analysed by the finite element method. **Biomaterials**, v. 5, p.347-351, 1984.

WILLIAMS, L. Laticiferous plants of economic importance. Resources of gutta-percha Lallaquim species (sapotaceas) economic botany. IN: De Deus. **Endodontia. Medsi**, p.385, Rio de Janeiro, 1988.

WILSON, A. Linear and non-linear analysis of orthodontic tooth movement. [Tese de doutorado], University of Wales, 1991.

WITZEL, M. F.; BALLESTER, R. Y.; MEIRA, J. B.; LIMA, R. G.; BRAGA, R. R. Composite shrinkage stress as a function of specimen dimensions and compliance of the testing system. **Dent Mater.**, v. 23, n. 2, p. 204-10, 2007.

WRIGHT, K. W. J. On the mechanical behaviour human tooth structures. Ph.D. Thesis, Brunel University, 1975.

XU, C.; WANG, Y. Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine revisited. **Arch Oral Biol.**, v. 57, n. 4, p. 383–91, 2012.

YAN, W.; MONTOYA, C.; OSSA, A.; PARANJPE, A.; ZHANG, H.; AROLA, D. Contribution of Root Canal Treatment to the Fracture Resistance of Dentin. **Journal of Endod.**, v. 45, n. 2, 2019.

YANG, Y.; TANG, W. Analysis of mechanical properties at different levels of the periodontal ligament. **Biomedical Research**, v. 28, n. 20, p. 8958-8965, 2017.

YETTRAM, A.L.; WRIGHT, K.W.J.; PICKARD, H.M. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. **J. Dent. Res.**, v. 55, p. 1011-1044, 1976.

ZARONE, F.; SORRENTINO, R.; APICELLA, D.; VALENTINO, B.; FERRARI, M.; AVERSA, R. et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater**, v. 22, n. 11, p. 1035-44, 2006.

ZASLANSKY, P.; SHAHAR, R.; FRIESEM, A. A.; WEINER, S. Relation between shape, materials properties, and function in biological materials using laser speckle interferometry: in situ tooth deformation. **Advanced Functional Materials**, v. 16, p. 1925-1936, 2006.

ZISKIND, D.; HASDAY, M.; COHENB, S. R.; WAGNER, H. D. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. **Journal of Structural Biology**; v.174, p.23–30, 2011.

APÊNDICE**Apêndice A – Artigo publicado 1.**



Available online at www.sciencedirect.com
jmr&t
 Journal of Materials Research and Technology
www.jmrt.com.br



Original Article

Influence of different disinfection protocols on gutta-percha cones surface roughness assessed by two different methods

A.M. Nunes^{a,b,*}, J.P. Gouvea^a, L. da Silva^{a,c}

^a Programa de Pós-Graduação em Engenharia Metalúrgica, Escola de Engenharia Industrial Metalúrgica de Volta Redonda, Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda - RJ, CEP 27.255-125, Brazil

^b Graduação em Odontologia e Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Centro Universitário de Volta Redonda, Volta Redonda - RJ, CEP 27.240-560, Brazil

^c Departamento de Física, Instituto de Ciências Exatas, Universidade Federal Fluminense, Volta Redonda - RJ, CEP 27.213-145, Brazil

ARTICLE INFO

Article history:

Received 29 December 2018

Accepted 5 September 2019

Available online xxx

Keywords:

Filling materials

Endodontics

Roughness

Confocal microscope

ABSTRACT

The objectives of this study were to evaluate how different disinfection protocols affect the surface roughness of gutta-percha (GP) cones used for the dental root canal filling using DIN 4768 standard and another alternative process for assessing roughness of small surface area (multiple profile), comparing both methods in order to identify similarities. The GP cones used were the conventional (C) and a new one impregnated with zirconia oxide, known as the coated cone (CC). Samples were distributed for each group and they were immersed in the correspondent chemical solution as follows: Group 1 (G1), sodium hypochlorite (NaOCl) at 5.25% for 1 min; Group 2 (G2), sodium hypochlorite at 2.5% for 10 min; and Group 3 (G3), chlorhexidine gluconate (CHX) at 2% for 5 min, as recommended by dentistry protocols. The averages and standard deviations of the surface roughness parameters—average roughness (R_a) and root mean square deviation roughness (R_q)—were calculated. Statistical analysis was made before and after immersion by paired t-test. Results showed a statistically significant difference for C GP cones after immersion in 2% CHX and 2.5% NaOCl ($p < 0.01$). No difference was found in CC GP cones. DIN 4768 standard and multiple profile measurements showed similar trends and behavior.

© 2019 The Authors. Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

1. Introduction

Endodontic treatment is intended to prevent contamination and/or sufficiently remove micro-organisms from within the dental root canal to ensure clinical success [1].

The root obturation is the filling of the dentin canal in all its extension, completely sealing all the space previously occupied by the dental pulp. The material used for the filling of the root canal is gutta-percha (a solid material) associated with the endodontic sealer (a fluid material) that must fill the

* Corresponding author at: Av. dos Trabalhadores, 420, Vila Santa Cecília, Volta Redonda - RJ, CEP 27.255-125, Brazil.

E-mail: adrianamarquesnunes@id.uff.br (A. Nunes).

<https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.09.014>

2238-7854/© 2019 The Authors. Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

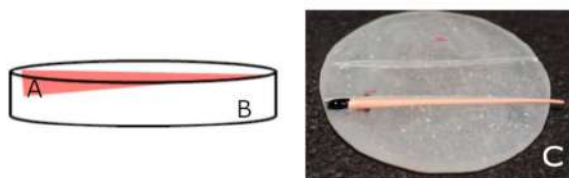


Fig. 1 – Schematic design of the homemade GP holder: (A) GP position indicated in pink, (B) acrylic resin holder and (C) image of the homemade sample holder with GP.

entire internal region three-dimensionally, in order to form a monobloc between GP, sealer and dentin wall [2].

The GP cones must be disinfected by a chemical method due to its thermolability before its insertion into the root canal space. Therefore, heat is not appropriate and then chemical substances can be indicated for this purpose such as chlorhexidine, iodized alcohol, peracetic acid and sodium hypochlorite, which is the most commonly used substance in daily clinics [3].

Efficient protocols for disinfection of contaminated GP cones were proposed by Gomes et al. [4] with NaOCl solutions. Some studies show that sodium hypochlorite can induce morphological changes to the surface of the GP cones, by causing surface corrosion [5–8] and as a consequence roughness change [5,8–12]. Some authors [3,5–7,13–16] assume that physical changes in the GP cones may compromise its adaptation to the root canal walls.

Cardoso et al. [17] proposed the use of CHX solutions as an alternative to NaOCl solutions. CHX is a chemical compound with great antibacterial, anti-fungal and anti-viral activity and is not corrosive.

Assessing roughness is a way to study these physical changes, and it is already established in the dentistry literature as a resource for verifying material loss or material external surface alteration provoked by disinfection with oxidative products [5,8–12,14].

Nowadays two GP cones capture the attention of dentists: the conventional one, which is mainly constituted by zinc oxide and gutta-percha (a vegetal resin similar to latex). The other type of GP cone is also constituted by zinc oxide and gutta-percha, but it is coated with a layer of zirconium oxide. This GP cone is known as coated GP cone or bioceramic cone [18,19]. Both cones were developed to be used with calcium silicate sealers in order to enhance its root filling properties [1,19].

Coated GP cones are a new endodontic material. Few studies have been done about coated GP cones, regarding fracture resistance [18,19], adhesion [20], micro-infiltration [21], without considering the effect of disinfection on coated GP cones surface roughness. So, as disinfection of this material is an important step for the clinical use, it is important to evaluate the influence of these chemical protocols.

Surface roughness can be assessed in a variety of ways, commonly using a contact profilometer, optical profilometer, confocal microscope and atomic force microscopy, for instance. With confocal microscope the measurements can

be accomplished following DIN 4768 standard or a method named multiple profile, which is more appropriate for roughness assessment of small samples like dental materials.

The objectives of this paper were to evaluate the effect of different disinfection protocols on surface roughness of GP conventional cones and coated GP cones, using a confocal microscope, and compare the measures of DIN 4768 standard and multiple profile method in order to identify similarities.

2. Materials and methods

2.1. Materials

The materials used were the conventional GP cone (Tanari, Brazil) and the cone impregnated with zirconia oxide (FKG Dentaire, Switzerland). A total of 12 conventional cone samples as well as 12 coated cone samples were made.

The chemical disinfectants used were 5.25% sodium hypochlorite (NaOCl), 2.5% NaOCl and 2% chlorhexidine gluconate solution (CHX) (Fórmula e Ação, Brazil).

2.1.1. DIN 4768

For this analysis, it was created a homemade acrylic resin holder to cope with the conic shape of the samples. Thus, this holder increases stability and decreases the influence of the slope of the cone in the value of the roughness, illustrated in Fig. 1. The whole cone is used for this technique, due to the total length required for the test, which is 5.6 mm considering a contact profilometer, only possible in the longitudinal direction.

2.1.2. Multiple profile method

For this analysis, axial cuts were performed on the GP cone. Each cone was cut with a number 15 scalpel blade measuring 3 mm long. All 3 pieces of each sample were fixed with Super-Bond (Loctite, Brazil) at a metal bracket with 3 cm in diameter according to the type of disinfectant used. These samples can be seen in Fig. 2.

2.2. Methods

2.2.1. Chemical disinfection

The cones were sampled in three groups according to the chemical used for their disinfection:

Group 1: immersed for 1 min in 5.25% NaOCl;

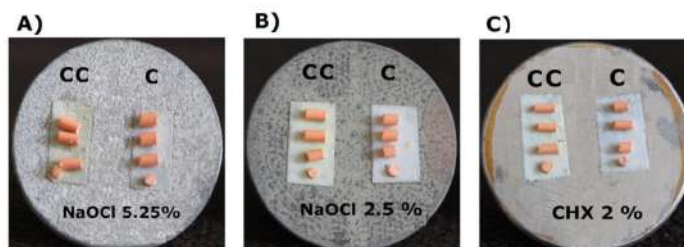


Fig. 2 – Image of the samples with the GP cones organized according to the chemicals used for disinfection: (A) 5.25% NaOCl, (B) 2.5% NaOCl and (C) 2% CHX.

Group 2: immersed for 10 min in 2.5% NaOCl;
Group 3: immersed for 5 min in 2% CHX.

In this study it was used the concentrations and time protocols for NaOCl solutions described by Gomes et al. [4]. They found that this protocol was enough for disinfecting resistant and more common micro-organisms found in contaminated cones. For each group, it is the minimal time needed to kill 100% of the microorganisms with the used concentrations. For the chlorhexidine gluconate solution, the concentration and time proposed by Cardoso et al. [17] were used.

After disinfection process, samples were rinsed with distilled water (Fórmula and Ação, Brazil) for residual removal and dried with absorbent paper [7,22,23]. For all samples, roughness analysis was performed before and after disinfection.

2.2.2. Confocal microscope measures

The confocal microscope has been widely used to characterize rough surfaces, mainly due to the fact that a high precision measurement can be achieved and non-contact measurements can be made without destruction of the sample. In addition, images can be readily taken with quality [24].

For a better understanding of the surface analyzed in the experiments, the Interferometric Leica DCM 3D confocal microscope (Leica Microsystems, Germany) was used.

The measures were carried out according to DIN 4768 and multiple profile method, a technique for small area samples roughness measurement. Both topographic and roughness analysis used 10× magnification lens and blue LED (460 nm).

2.2.2.1. Measuring roughness with DIN 4768. For surfaces with a non-periodic roughness profile, the procedure described in the DIN 4768 was performed.

It started with a topographic analysis of all the GP cones with 10× magnification lens, obtaining an estimate of R_a and R_q , to check the cut off it must be used. In all samples of this work, measures were coherent with a cut off of 0.8 mm. Then, five distinct measurements with a total length of 5.6 mm along the axis of the GP cone, before and after disinfection with the substances, were performed. In order to obtain the R_a of each line, an evaluation length of five cut off is considered (4.0 mm), once when using a contact profilometer, the first and last sampling length are discarded due to the acceleration and braking

of the contact of the stylus. In order to do this the cones were rotated around their longitudinal axes. All data are stored, so that a comparison between an optical microscope and a contact profilometer is possible.

Then, the average of the five values of each parameter R_a and R_q as well as their respective standard deviation were obtained. All data of before and after immersion were tabulated and statistically analyzed by paired t-test.

2.2.2.2. Measuring roughness with multiple profile method.

Firstly, topographical analysis of the surface of the GP cone was carried out with a confocal microscope. In this topographical analysis, the start values of R_a and R_q were obtained along the sample and it is possible to choose the region of interest. Then the roughness analysis was carried out with the multiple profile method, with the field of view (FOV) of 210.82 × 210.82 μm, which resulted in eight profiles of roughness. Regardless of the values of R_a and R_q , in this procedure, cut off was set at 0.8 mm. This area was chosen because it is the largest possible area where the value of R_a and R_q had similar values on the X-axis compared to the Y-axis of the topographical analysis of the samples. This suggests that the tapering of the sample was not significantly influenced by the value of the roughness at these dimensions.

The average and standard deviation of the results of R_a and R_q of the eight lines of each sample was performed and subsequently the same was done with the average and standard deviation of all samples. All measures were tabulated and also statistically analyzed by paired t-test.

3. Results and discussions

Fig. 3 shows the 2D and 3D topographical images of the coated GP cone before and after immersion in 5.25% NaOCl. Fig. 4 shows 2D and 3D topographical images of the conventional GP cone before and after immersion in 5.25% NaOCl. Comparing Figs. 3 and 4, coated GP cones present a homogeneous surface, whereas conventional GP cones present a more irregular surface, with apparent scratches and holes.

Considering conventional GP cones, the obtained values for R_a and R_q for both methods, i.e., DIN 4768 and multiple profile methods, are shown in Tables 1 and 3. It can be noticed, that there was a decrease in roughness (R_a and R_q) after immersion

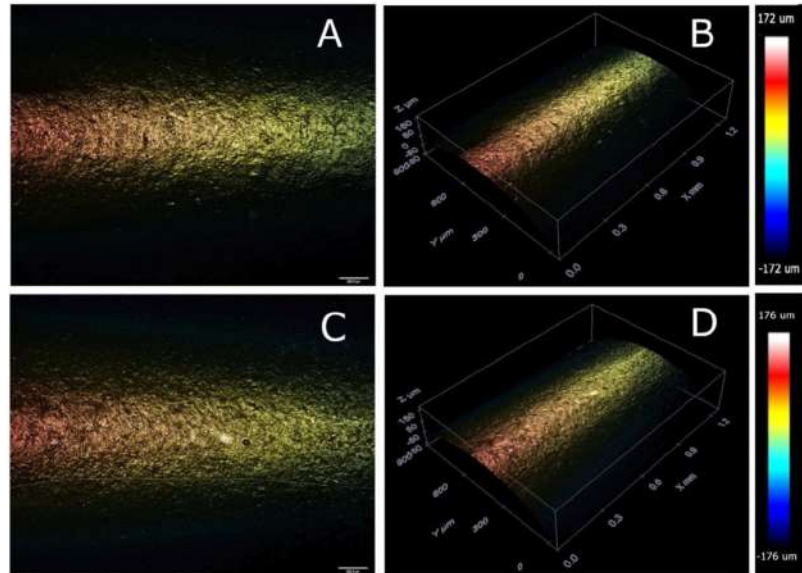


Fig. 3 – 2D and 3D representative topographical image of the coated GP cone before (A) and (B), and after (C) and (D) immersion in 5.25% NaOCl.

Table 1 – R_a values (average, standard deviation and percentage) before and after disinfection of the conventional GP cone.

	DIN 4768			Multiple profile		
	R_a before (μm)	R_a after (μm)	%	R_a before (μm)	R_a after (μm)	%
Conventional GP Cone (Average and Standard deviation)						
NaOCl 5.25%	1.074 ± 0.064	1.037 ± 0.12	(-) 3%	1.808 ± 0.209	1.806 ± 0.144	(-) 0.1%
NaOCl 2.5%	1.044 ± 0.093	1.034 ± 0.135	(-) 0.9%	2.297 ± 0.172	2.027 ± 0.107	(-) 12%
CHX 2%	0.885 ± 0.079	0.918 ± 0.124	(+) 4%	2.492 ± 0.032	2.493 ± 0.154	(+) 0.04%

Table 2 – R_a value (average, standard deviation and percentage) before and after disinfection of the coated GP cone.

	DIN 4768			Multiple profile		
	R_a before (μm)	R_a after (μm)	%	R_a before (μm)	R_a after (μm)	%
Coated GP Cone (Average and Standard deviation)						
NaOCl 5.25%	1.259 ± 0.068	1.262 ± 0.119	(+) 0.2%	2.459 ± 0.172	2.589 ± 0.04	(+) 5%
NaOCl 2.5%	1.317 ± 0.084	1.239 ± 0.201	(-) 6%	2.791 ± 0.236	2.514 ± 0.202	(-) 10%
CHX 2%	1.598 ± 0.134	1.455 ± 0.226	(-) 9%	3.014 ± 0.116	2.919 ± 0.161	(-) 3%

in 2.5% NaOCl and 5.25% NaOCl. However, immersed cones at 2% CHX showed an increase of roughness (R_a and R_q) after immersion.

For the coated GP cones, the results in Tables 2 and 4 show that after immersion in solutions of 2.5% NaOCl and 2% CHX, there was a reduction in the value of both R_a and R_q for both methods (DIN 4768 and multiple profile) whilst after immersion in 5.25% NaOCl there was an increase.

Quantitatively there was a difference between the values of the R_a and R_q parameters in the roughness analysis, using either DIN 4768 or multiple profile methods. Nevertheless, as both methods showed similar behavior regarding qualitative measurement, a validation of the multiple profile method may be considered to be used in small samples measurement as recommended for dental materials analysis.

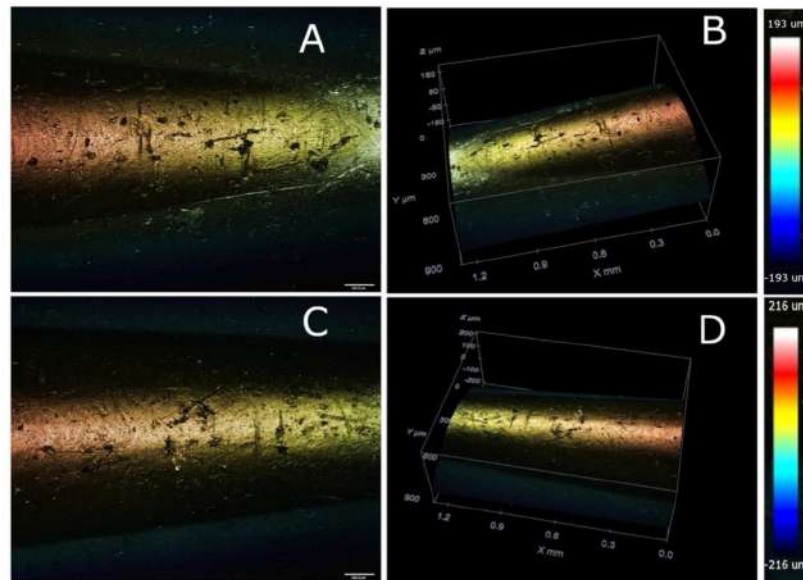


Fig. 4 – 2D and 3D representative topographical image of the conventional GP cone before (A) and (B), and after (C) and (D) immersion in 5.25% NaOCl.

Table 3 – R_q values (average, standard deviation and percentage) before and after disinfection of the conventional GP cone.

	Conventional GP Cone (Average and Standard deviation)					
	DIN 4768			multiple profile		
	R_q before (μm)	R_q after (μm)	%	R_q before (μm)	R_q after (μm)	%
NaOCl 5.25%	1.822 ± 0.122	1.676 ± 0.224	(-)8%	2.195 ± 0.262	2.178 ± 0.205	(-)0.7%
NaOCl 2.5%	1.558 ± 0.227	1.547 ± 0.196	(-)0.7%	2.858 ± 0.259	2.469 ± 0.146	(-)14%
CHX 2%	1.366 ± 0.135	1.451 ± 0.268	(+)6%	3 ± 0.12	3.031 ± 0.194	(+)1%

Table 4 – R_q values (average, standard deviation and percentage) before and after disinfection of the coated GP cone.

	Coated GP Cone (Average and Standard deviation)					
	DIN 4768			Multiple profile		
	R_q before (μm)	R_q after (μm)	%	R_q before (μm)	R_q after (μm)	%
NaOCl 5.25%	1.654 ± 0.082	1.655 ± 0.165	(+)0.06%	3.02 ± 0.236	3.169 ± 0.118	(+)5%
NaOCl 2.5%	2.017 ± 0.12	1.766 ± 0.352	(-)12%	3.37 ± 0.298	3.018 ± 0.216	(-)10%
CHX 2%	2.193 ± 0.155	1.996 ± 0.352	(-)9%	3.673 ± 0.166	3.598 ± 0.139	(-)2%

In order to obtain a statistically significant result, a paired t-test was performed, considering both surface roughness methods, using parameters R_a and R_q , taking into account the effect of disinfection protocols on both GP cones (conventional and coated), before and after disinfection protocols.

For conventional GP cones, the results showed that for Group 2, using multiple profile method, both parameters R_a and R_q presented a statistically significant decrease after

immersion ($p < 0.01$). This behavior may have occurred due to the immersion time and it could cause more loss of surface material than the greater concentration used in Group 1, but in a smaller time. Group 2 data showed that surface became less rough than before the immersion, and these results agree with those found by John et al. [10]. Indeed, they reported in conclusion that a decrease was observed in surface roughness of conventional GP surface in 2.5% NaOCl even at 10 min.

Please cite this article in press as: Nunes A, et al. Influence of different disinfection protocols on gutta-percha cones surface roughness assessed by two different methods. J Mater Res Technol. 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.09.014>

Group 3 also presented statistically significant differences ($p < 0.01$), using multiple profile method for parameter R_q , but not for R_a . In this case, this result can be attributed to the definition of parameter R_q , which further highlights the values of peaks and valleys of the surface heights in the roughness calculation.

Considering coated GP cones, both methods and parameters did not show any statistically significant differences ($p > 0.05$) for the used immersion times and chemical solutions.

Once that disinfection protocols are ultimately needed, the desired result is the null hypothesis, which yields that there are no differences regardless of the used disinfection protocol.

The study of Prado et al. [11] evaluated, by atomic force microscopy (AFM), the same area of conventional GP cones before and after disinfection and concluded that there was no significant change in the values of RMS surface roughness. Otherwise, authors such as Valois et al. [5], Mishra and Tyagi [8], John et al. [10] and Tilakchand et al. [12], who analyzed smaller and different areas before and after disinfection, found significant changes in the values of roughness. Such divergent results may be related to the methodological differences in relation to the analytical techniques like sample area, different submersion times, concentrations, size of the analyzed area and the equipment used.

In the present study it was found that GP cones of the same brand, size and lot presented different surface roughness values, which can be noticed inspecting the first and third columns of Tables 1, 2, 3 and 4. These values were obtained by different parameters (R_a and R_q) and methods (DIN 4768 and multiple profile) before disinfection procedures. This result is in accordance with others authors [10, 11 e 13], and this dispersion can also influence the results.

4. Conclusion

Under the conditions and circumstances of this study, it was possible to conclude that regarding the time and concentrations of the chemical disinfection protocols there was no statistically significant change in the surface roughness of coated GP cones. Moreover, there was no qualitative difference between the two methods used for surface roughness assessment as per DIN 4768 and multiple profile.

Conventional GP cones showed a statistical difference on surface roughness after immersion in CHX 2% ($p < 0.01$) and NaOCl 2.5% ($p < 0.01$) when measured by multiple profile. DIN 4768 measurements showed no statistical difference. Nevertheless, both methods showed similar trends of measures, before and after the immersion in all groups.

Conflicts of interest

The authors declare no conflicts of interest.

Acknowledgements

The authors thank the Brazilian Agency Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP) for the acquisition of the Confocal

Microscope and the Material Characterization Multiuser Laboratory of the Universidade Federal Fluminense for providing access and training for its use.

REFERENCES

- [1] Debelian G, Trope M. The use of premixed bioceramic materials in endodontics. *G Ital Endod* 2016;30:70-80, <http://dx.doi.org/10.1016/j.gien.2016.09.001>.
- [2] Lopes HP, Siqueira JF Jr. *Endodontia: Biologia e Técnica*. 4th ed Elsevier Editora Ltda; 2015.
- [3] Rosa PCF, Oliveira SHG, Vasconcelos RA. Morphological analysis of gutta-percha points subjected to different treatments and the influence on obturation sealing. *Braz Dent Sci* 2012;15(3):24-31, <http://dx.doi.org/10.14295/bds.2012.v15i3.800>.
- [4] Gomes BP, Vianna ME, Matsumoto CU, Rossi VP, Zaia AA, Ferraz CC, et al. Disinfection of gutta-percha cones with chlorhexidine and sodium hypochlorite. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2005;100(4):512-7, <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.10.002>.
- [5] Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB. Structural effects of sodium hypochlorite solutions on gutta-percha cones: atomic force microscopy study. *J Endod* 2005;31:749-51, <http://dx.doi.org/10.1097/01.don.0000158012.01520.e5>.
- [6] SMSM Brito. *Morphological analysis of the surface of the gutta-percha cones subjected to disinfection with sodium hypochlorite at 1% and 2% and its influence on marginal sealing of the obturation*. São José dos Campos: Faculty of Dentistry of São José dos Campos; 2007 [PhD thesis, UNESP].
- [7] Pang NS, Jung IY, Bae KS, Baek SH, Lee WC, Kum KY. Effects of short-term chemical disinfection of gutta-percha cones: identification of affected microbes and alterations in surface texture and physical properties. *J Endod* 2007;33:594-8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2007.01.019>.
- [8] Mishra P, Tyagi S. Surface analysis of gutta percha after disinfecting with sodium hypochlorite and silver nanoparticles by atomic force microscopy: an in vitro study. *Dent Res J (Isfahan)* 2018;15:242-7, <http://dx.doi.org/10.4103/1735-3327.237248>.
- [9] Topuz Ö, Sağlam BC, Şen F, Şen S, Gökağaç G, Görgül G. Effects of sodium hypochlorite on gutta-percha and resilon cones: an atomic force microscopy and scanning electron microscopy study. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2011;112:21-6, <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2011.03.002>.
- [10] John BM, Purra A, Dutta A, Zargar AW. Topographical effects of gutta percha immersed in different concentration of sodium hypochlorite disinfection at different time interval: an atomic force microscopy study. *Int J Oral Health Dent* 2017;3:54-8, <http://dx.doi.org/10.18231/2395-499X.2017.0012>.
- [11] Prado M, Gusman H, Gomes B, Simão R. Effect of disinfectant solutions on gutta-percha and resilon cones. *Microsc Res Tech* 2012;75:791-5, <http://dx.doi.org/10.1002/jemt.21126>.
- [12] Tilakchand M, Naik B, Shetty AS. A comparative evaluation of the effect of 5.25% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine on the surface texture of gutta-percha and resilon cones using atomic force microscope. *J Conserv Dent* 2014;17:18-21, <http://www.jcd.org.in/text.asp?2014/17/1/18/124102>.
- [13] Valois CRA, Silva LP, Azevedo RB, Costa JRED. Atomic force microscopy study of gutta-percha cone topography. *Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2004;98:250-5, <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2004.02.076>.
- [14] Prado M, Assis DF, Simão RA. Efeito da desinfecção química nas superfícies de gutta-percha e Resilon Effects of

- short-term chemical disinfection on gutta-percha and Resilon surfaces. *RFO* 2014;19(1):21-6, <http://dx.doi.org/10.5335/rfo.v19i1.3590>.
- [15] Goldberg F, Gurfinkel J, Spielberg C. Microscopic study of standardized gutta-percha points. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol* 1979;47:275-6, [http://dx.doi.org/10.1016/0030-4220\(79\)90153-1](http://dx.doi.org/10.1016/0030-4220(79)90153-1).
- [16] Goldberg F, Massone EJ, Pruskin E, Zmener O. SEM study of surface architecture of gutta-percha cones. *Endod Dent Traumatol* 1991;7:15-8, <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-9657.1991.tb00177.x>.
- [17] Cardoso CL, Redmerski R, Bitencourt NLR, Kotaka CR. Effectiveness of different chemical agents in rapid decontamination of gutta-percha cones. *Braz J Microbiol* 2000;3:67-71, <http://dx.doi.org/10.1590/S151783822000000100016>.
- [18] Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *J Endod* 2011;37(11):1590-2, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2011.08.008>.
- [19] Osiri S, Banomyong D, Sattabanasuk V, Yanpiset K. Reinforcement after obturation with calcium silicate-based sealer and modified gutta-percha cone. *J Endod* 2018;44(12):1843-8, <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2018.08.011>.
- [20] Pawar AM, Pawar S, Kfir A, Pawar M, Kokate S. Push-out bond strength of root fillings made with C-Point and BC sealer versus gutta-percha and AH Plus after the instrumentation of oval canals with the Self-Adjusting File versus Wave One. *Int Endod J* 2016;49(4):374-81, <http://dx.doi.org/10.1111/iej.12455>.
- [21] Yanpiset K, Banomyong D, Chotvorarak K, Srisatjaluk RL. Bacterial leakage and micro-computed tomography evaluation in round-shaped canals obturated with bioceramic cone and sealer using matched single cone technique. *Restor Dent Endod* 2018;43(3):e30, <http://dx.doi.org/10.5395/rde.2018.43.e30>.
- [22] Chandrappa MM, Mundathodu N, Srinivasan R, Nasreen F, Kavitha P, Shetty A. Disinfection of gutta-percha cones using three reagents and their residual effects. *J Conserv Dent* 2014;17:571-4, <http://dx.doi.org/10.4103/0972-0707.144607>.
- [23] Short RD, Dorn SO, Kuttler S. The crystallization of sodium hypochlorite on gutta-percha cones after the rapid-sterilization technique: an SEM study. *J Endod* 2003;29:670-3, <http://dx.doi.org/10.1097/00004770-200310000-00015>.
- [24] Krelling AP, Teixeira F, Costa CE, Almeida EAS, Zappelino B, Milan JCG. Microabrasive wear behavior of borided steel abraded by SiO₂ particles. *J Mater Res Technol* 2018, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmrt.2018.06.004>.

Apêndice B - Artigo publicado 2.

CADERNOS UniFOA

Edição 39 | Abril de 2019

Submetido em: 16/08/2018 Aprovado em: 19/11/2018

ISSN: 1809-9475
e-ISSN: 1982-1816

Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

*Determination of the root dentin elasticity modulus through vickers hardness test*¹ Adriana Marques Nunes adriana.nunes@foa.org.br² Jose Augusto Oliveira Huguenin³ Jayme Pereira de Golvêa

¹ Cirurgiã-dentista, doutoranda em Engenharia de Materiais e Metalurgia (UFF - Volta Redonda/RJ), Mestre e Especialista em Endodontia (São Leopoldo Mandic – Campinas/SP), Especialista em Ortodontia (IEPC - Cruzeiro/SP), Docente da Graduação e Pós-graduação do UniFOA.

² Doutor e Pós-doutor em Física (UFF/RJ), Professor Associado, Departamento de Física (Universidade Federal Fluminense - Volta Redonda/RJ).

³ Doutor e Mestre em Engenharia Mecânica (PUC/RJ), Professor Titular, Departamento de Engenharia Mecânica (Universidade Federal Fluminense - Volta Redonda/RJ).

Resumo

O objetivo deste estudo foi caracterizar o comportamento mecânico e a estrutura morfológica da dentina radicular. A caracterização mecânica foi feita utilizando o ensaio de dureza de Vickers dinâmico para obtenção dos valores do módulo de elasticidade (E) e a morfologia foi analisada a partir das imagens topográficas obtidas no microscópio confocal com aumento de 50X. Para os ensaios foram utilizados raízes de dois dentes terceiros molares humanos incluídos no corte longitudinal. Após a preparação das amostras, o ensaio de dureza foi realizado nos terços cervical (C), médio (M) e apical (A). Os resultados do ensaio de dureza mostraram que houve variação do módulo de elasticidade entre cada amostra e seus terços. Para a análise dos resultados foi utilizado a média dos valores obtidos, no qual a amostra 1 o valor foi 7GPa (C), 10 GPa (M) e 12GPa (A); e na amostra 2, 19GPa (C), 18GPa (M), 14GPa (A). Na análise morfológica pelas imagens topográficas observou-se que a quantidade e posição dos túbulos dentinários entre os terços foi inconstante. Concluiu-se que a variação da distribuição tubular proporciona variação dos valores do módulo de elasticidade nos terços radiculares, de uma raiz para outra e entre os terços radiculares da mesma amostra.

Palavras-chave:

Ensaio de dureza dinâmico. Dente. Caracterização mecânica. Morfologia.

Abstract

The purpose of this study was to characterize the mechanical behavior and morphological structure of root dentin. The mechanical characterization was done using the dynamic Vickers hardness test to obtain the values of the elasticity modulus (E) and the morphology was analyzed from the topographic images obtained in the confocal microscope with 50X magnification. For the tests, the roots of two human third molar teeth embedded in the longitudinal section were used. After preparation of the samples, the hardness test was performed in the cervical (C), middle (M) and apical (A) thirds. The results of the hardness test showed that there was a variation of the elasticity modulus among each sample and its thirds. The average of all values obtained was used to analyze the results, thus sample 1 had the value of 7GPa (C), 10 GPa (M) and 12GPa (A), and sample 2, 19GPa (C), 18GPa (M), 14GPa (A). In the morphological analysis with topographic images, it was observed that the quantity and position of the dentinal tubules among the thirds were variable. It was concluded that the variation of the tubular distribution provides the variation of the elasticity modulus values in the root thirds, from one root to another and among root thirds of the same sample.

Keywords:

Dynamic hardness test. Tooth. Mechanical characterization. Morphology.

Como você deve citar?

NUNES, Adriana Marques; HUGUENIN, Jose Augusto Oliveira; GOLVÊA, Jayme Pereira de. Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers. *Cadernos UniFOA*, Volta Redonda, n. 39, p. 5-15, abril 2019.

www.unifoa.edu.br/revistas



1 INTRODUÇÃO

A dentina é o tecido mineralizado mais abundante no dente humano. Portanto, o conhecimento de suas propriedades mecânicas é essencial para compreender os efeitos de procedimentos odontológicos restauradores, que vão desde o preparo da cavidade até a escolha do material restaurador. Apesar dessa importância, mais de meio século de pesquisa não conseguiu fornecer valores consistentes das propriedades mecânicas da dentina (KINNEY et al., 2003). As características físicas e mecânicas das estruturas dentárias de dentes permanentes e decíduos vêm sendo muito estudadas (BORODIN et al., 2018; GUZEL et al., 2018, TORRES et al., 2018) com objetivo de compreender seu comportamento mecânico, a fim de se evitar fraturas dentárias e melhorar a adesão dos materiais restauradores que devolvem sua forma, função e estética.

A dentina é constituída por dentina coronária e dentina radicular, havendo diferença microestrutural entre elas. É importante conhecer sua microestrutura para compreender a correlação da estrutura e suas propriedades. É formada por túbulos dentinários que variam de 6400 a 66313 mm², diminuindo progressivamente da coroa em direção ao terço apical. A dentina radicular possui menor densidade tubular nas regiões próximas à polpa, se comparado à dentina coronária. E a dentina peritubular próxima à polpa da dentina coronária é maior que qualquer outra região do dente. Foram encontradas diferenças significativas entre dentina periférica e interna no terço cervical e médio, enquanto que o número de túbulos na dentina periférica foi encontrado para ser constante em toda a raiz (CHU et al., 2010; LO GIUDICE et al., 2015).

Comparativamente, poucos estudos determinam a relação entre a detalhada microestrutura e a propriedade mecânica da dentina. A região da dentina intertubular pode ser considerada quase isotrópica, com um leve aumento do módulo de elasticidade, quando a força aplicada paralela à direção do túbulo (~22GPa), comparada ao valor obtido (~17GPa), quando a força aplicada for perpendicular à direção do túbulo (ZISKIND et al., 2011).

A determinação correta do módulo de elasticidade (E) dos dentes é importante para simulação computacional ou modelagem matemática, na avaliação do desempenho estrutural de restaurações em dentes. O teste de dureza, em escala nanométrica, oferece uma forma alternativa de determinar E, a partir da relação gráfica da força x deslocamento (POOLTHONG et al., 2001).

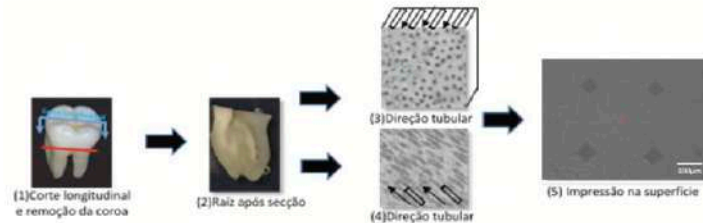
No presente estudo, foi avaliado o módulo de elasticidade e a morfologia da dentina radicular, comparando-se os terços cervical, médio e apical, e correlacionando os valores com a disposição dos túbulos dentinários dessas regiões.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram obtidos dois dentes terceiros molares permanentes inferiores inclusos humanos, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro Universitário do Unifoa (COEPS) em 13/07/2018, com CAAE 91 697018.7.0000.5237, que não haviam sofrido esforços mastigatórios até o momento da retirada, mantendo, assim, sua integridade na composição química. Os dentes foram mantidos armazenados hidratados com solução salina de Hank numa câmara úmida a 36°C. Esse processo de armazenamento é feito para que haja manutenção das propriedades referentes à hidratação dos túbulos dentinários, reproduzindo-se as condições do dente no meio bucal.

No corte longitudinal separou-se a porção vestibular da palatina, conforme ilustrado na figura 6, para se avaliar as propriedades da dentina radicular nos terços cervical, médio e apical. O estudo foi feito utilizando-se apenas a parte radicular do dente, descartando-se as coroas.

Figura 6 - Esquema de preparação da amostra.



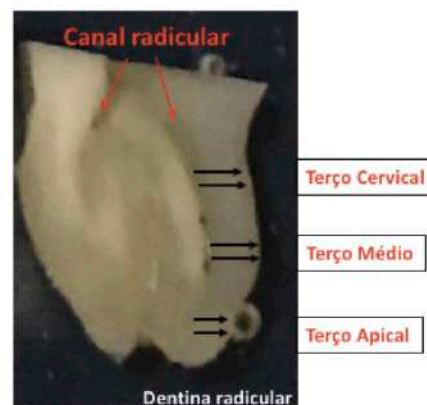
Fonte: autores, 2019.

Os dentes foram seccionados na máquina de corte ISOMET 1000 com disco diamantado em baixa rotação (de 250 a 300 rpm), refrigerados com água, seguindo a ISO/TS 11405. Após o corte, foram embutidos em matrizes com resina acrílica incolor autopolimerizável, ativada quimicamente, da marca Jet Clássica®. Devido à necessidade de um acabamento superficial, as amostras foram lixadas, utilizando-se a máquina de polir Aropol S, com lixas d'água de carbureto de silício de granulação 800, 1000, 1200 e 2000, e a seguir, polidas com panos autoadesivos e alumina de granulação de 0,5 e 1 µm. Para o processo de remoção de precipitados, as amostras foram lavadas em água corrente com sabão neutro e esfregadas com hastes de algodão, devido à possibilidade de fratura na estrutura biológica, que pode ser causada quando utilizado o processo de ultrassom (URABE et al., 2000). Após esse procedimento, as amostras foram armazenadas em câmara úmida até a realização do ensaio.

2.1 Ensaio de dureza

O ensaio de dureza foi realizado a fim de se obter resultados do módulo de elasticidade dos terços em diferentes profundidades da dentina radicular, começando próximo da polpa em direção à superfície externa da raiz, onde se localiza a JDC, como exibido na figura 8.

Figura 8 - Desenho representativo do dente no corte longitudinal, contendo as representações de como foi realizado o ensaio nos terços cervical, médio e apical, seguindo em direção da polpa até a extremidade do cimento externamente.



Fonte: autores, 2019.

Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

Em vista do que foi exposto, este trabalho tem por objetivo analisar os valores do módulo de elasticidade da dentina radicular, de forma a obter um valor mais consistente que possibilite sua utilização em trabalhos computacionais com maior validade e reprodutibilidade.

Para o ensaio de dureza, foi utilizado o equipamento Ultramicrodurômetro (SHIMADZU, modelo: DUH – Dynamic Ultra Micro Hardness Tester) com penetrador diamantado do tipo Vickers. Em todos os cortes, foram realizadas as impressões com distância de 200µm entre elas, e também, na direção da polpa até a região próxima JDC, totalizando 37 penetrações na amostra 1 e 38 na amostra 2. Essa distância é justificada, segundo protocolo de Urabe et al. (2000), que preconiza que a distância de uma impressão e outra deve ser três vezes o valor da impressão gerada no material, respeitando-se a área que sofre com as tensões residuais após o ensaio.

Foi utilizado a carga de 100mN e Coeficiente de Poisson 0,3. O *hold time* utilizado foi zero, pois, segundo Teixeira (2016), essa condição não influencia no valor de módulo de elasticidade a ser obtido. E, por último, a taxa de aplicação de carga foi $v= 70,07$ mN/s, também avaliado no trabalho de Teixeira (2016), que afirmou não haver variação significativa do módulo de elasticidade da dentina alterando esse valor da velocidade.

2.2 Microscópio confocal

As amostras utilizadas foram as mesmas utilizadas no ensaio de dureza, porém a área analisada foi aquela onde não havia impressões decorrentes do ensaio.




Para a visualização dos túbulos nas amostras previamente preparadas, fez-se o tratamento com ácido fosfórico 50%, sendo o ácido aplicado com *microbrush* por 5 segundos. Após esse processo, as amostras foram lavadas em água corrente e mantidas úmidas até a realização do ensaio topográfico.

Foi empregado o Microscópio Confocal Interferométrico Leica DCM 3D (Leica Microsystems, Alemanha) e, para a obtenção das imagens fotográficas dos túbulos, utilizou-se a lente objetiva de 50X e led azul (460nm).

3 RESULTADO E DISCUSSÃO

Este trabalho foi desenvolvido para se obter valores mais confiáveis de módulo de elasticidade para utilização na simulação computacional, devido à variação de valores encontrados na literatura, como pode ser visto na tabela 1.

Tabela 1 - Variação de valores de módulo de elasticidade da dentina radicular entre diversos autores.

Referência	Tipo de teste	Forma	N (Dentina radicular)	Dimensões (mm)	Dente	E (GPa) da dentina radicular
Wang et al. (2016)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	60	-	Pré-molar unirradicular	19,9 ± 2,5
Cheron et al. (2011)	Nanodureza	Seccionado longitudinalmente	18	-	Raiz distal de molar inferior Raiz palatina de molar superior	18,9 ± 2,2
Ho et al. (2009)	Nanodureza	Seccionado transversalmente	-	-	Molares inferiores	14,2 ± 5,1
Marending et al. (2007) ¹	Flexão	Seccionado longitudinalmente	32	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	12,1 ± 0,7
Marending et al. (2007) ²	Flexão	Seccionado longitudinalmente Túbulo paralelo a base de apoio	55	0,8 x 1,2 x 10	Terceiro molar	11
Jantarat et al. (2002)	Compressão		-	6 a 10 comprimento 3,5 e externo	Incisivo e canino superior	13,3 ± 1,3
Grigoratos et al. (2001)	Flexão		121	1 x 1 x 11,7	-	52 ± 11
Sim et al. (2001)	Flexão		50	0,8 x 0,8 x 11,7	Segundo pré-molar inferior	15,1 ± 2,1

Fonte: autores, 2019.

Após pesquisa sobre os módulos de elasticidade dos terços cervical, médio e apical da dentina radicular das duas amostras com corte longitudinal no equipamento Ultramicrodurômetro, chegou-se aos seguintes resultados das médias e desvio padrão, descritos nas tabelas 1 e 2. Este estudo de medida de módulo de elasticidade a partir do ensaio de dureza se baseou em estudos previamente desenvolvidos por Oliver & Pharr (1992) também utilizado nos trabalhos de Ho et al. (2009), Inoue et al. (2009), Ziskind et al. (2011), Poolthong et al. (2001), Miura et al. (2009), Kinney et al. (1996) e He et al. (2007). O equipamento de ensaio de dureza dinâmico gera o traçado da curva de carga-descarga, no qual representa a evolução da carga aplicada com a profundidade de penetração. E a forma da curva de descarga e a quantidade total de deslocamento recuperado pelo material ao se retirar o penetrador estão diretamente relacionados ao módulo de elasticidade e ao tamanho da área de impressão (OLIVER e PHARR, 1992).

Tabela 2 - Valores do módulo de elasticidade (média, desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical, na amostra 1.

		Longitudinal 1 F 10gf HT 0								MÉDIA E DESVIO PADRÃO
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	
CERVICAL	E 1 (GPa)	5,9	6,6	6,9	7,9	8,2	8,4	7,4		
	E 2 (GPa)	6,4	5,9	6,1	7	8,2	8,7	8,4	8,1	
Média		6,15	6,25	6,5	7,45	8,2	8,55	7,9	8,1	7,39±0,96
MÉDIO	E 1 (GPa)	8,8	8,5	10	10,2	11,3				
	E 2 (GPa)	8,3	9,6	10,2	10,2	10,4				
Média		8,55	9,05	10,1	10,2	10,85				9,75±0,93
APICAL	E 1 (Gpa)	10,7	11,9	13,5	12,9	13,8	11,1			
	E 2 (Gpa)	9,6	11,7	12,9	12,8	12,6	11,8			
Média		10,15	11,8	13,2	12,85	13,2	11,45			12,11±1,21

Fonte: autores, 2019.

Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

Tabela 3 - Valores do módulo de elasticidade (média, desvio padrão) dos terços cervical, médio e apical, na amostra 2.

		Longitudinal 2 F 10gf HT 0										MÉDIA E DESVIO PADRÃO
		200µm	400µm	600µm	800µm	1000µm	1200µm	1400µm	1600µm	1800µm	2000µm	
CERVICAL	E 1 (Gpa)	15,4	16,8	18,5	18,5	19,7	21,8	23,5	22,2	22,7	19,4	
	E 2 (Gpa)	17,5	14,3	15,7	18,1	20	20,5	22	20,8			
Média		16,45	15,55	17,1	18,3	19,85	21,15	22,75	21,5	22,7	19,4	19,48±2,58
MÉDIO	E 1 (Gpa)	18	16,7	18,7	19,2	18						
	E 2 (Gpa)	18,3	16,7	17,4	21,3	17,7	17					
Média		18,15	16,7	18,05	20,25	17,85	17					18±1,25
APICAL	E 1 (Gpa)	15,3	14,6	15,5	14,8	13						
	E 2 (Gpa)	13,5	14,9	14,2	12,5							
Média		14,4	14,75	14,85	13,65	13						14,13±0,79

Fonte: autores, 2019.

É possível visualizar, na figura 10 e na tabela 2, o terço cervical da amostra 1 com maior densidade tubular e menor valor de módulo de elasticidade (7,39GPa), comparado aos outros terços médio (9,75GPa) e apical (12,11GPa), podendo ser justificado, segundo o trabalho de Pashley et al. (1985), Fuentes et al. (2003) e Nascimento et al. (2016), que afirmaram que a maior quantidade de túbulos está relacionada à menor dureza da dentina.

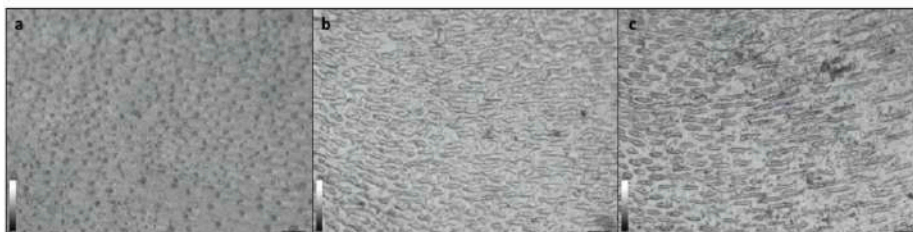
Ainda na amostra 1, foi encontrado maior módulo de elasticidade no terço apical (12,11GPa) que possui os túbulos paralelos à aplicação do carregamento, indo de encontro com a conclusão do trabalho de Miura et al. (2009), que afirmaram um maior módulo de elasticidade na dentina, quando o carregamento é aplicado horizontalmente ao longo eixo do túbulo dentinário. Isso acontece também no terço cervical da amostra 2, que pode ser visto na figura 11 e na tabela 3, os túbulos orientados paralelamente à aplicação da força (C: 19,48GPa). Já o inverso acontece, quando o carregamento é aplicado perpendicularmente ao longo do eixo dos túbulos dentinários, conforme figura 11, resultando um menor valor de E (A: 14,13GPa).

Figura 10 – Imagem com lente objetiva 50X da amostra 1, dos terços: cervical (a), médio (b) e apical (c).



Fonte: autores, 2019.

Figura 11 - Imagem com lente objetiva 50X da amostra 2, dos terços: cervical (a), médio (b) e apical (c).



Fonte: autores, 2019.

Os túbulos dentinários possuem muitas ramificações colaterais finas, anastomoses tubulares, com túbulos intertubulares com diâmetro que vão de 25nm a 1,0 μ m, divididos e conectados a túbulos mais próximos através da dentina intertubular, formando uma rede tridimensional (AGEMATSU et al., 1990; MJOR et al., 1996). A ponta do Ultramicrodurômetro resultou numa impressão de diagonal com comprimento aproximado de 17 μ m, abrangendo uma quantidade significativa de túbulos em sentidos variados, portanto, isso justifica essa variação dos valores tanto de uma amostra para outra, quanto nos diferentes terços das mesmas amostras.

Kinney et al. (1996) e Ziskind et al. (2011) investigaram o E da dentina intertubular e peritubular através do microscópio de força atômica (AFM), e confirmaram que a dentina intertubular possui o E menor que o da dentina peritubular, sendo que, na dentina intertubular, Kinney et al. (1996) encontraram 21 GPa JDE e 17 GPa próximo à polpa e, na dentina peritubular, 26 GPa, Ziskind et al. (2011) encontraram 22 GPa paralelo e 18 GPa perpendicular, na dentina intertubular, e 0-42 GPa, na dentina peritubular.

Vale ressaltar que as microindentações são suficientemente grandes para incluir túbulos nas áreas indentadas. Assim, os valores da microdureza obtidas podem depender também da densidade tubular, diâmetro do lúmen tubular e matriz de colágeno (TORRES et al., 2018).

Já o estudo realizado por Poolthong et al. (2001), além de comprovar esse maior E da dentina peritubular (28 GPa) comparado à intertubular (14 GPa), também realizou a medida combinada com penetrador com maior diâmetro, carregando uma região com a dentina peri e intertubular, que resultou num valor de 19 GPa. A partir desses trabalhos, pode-se afirmar que, se a impressão realizada pelo penetrador abordar uma região com mais dentina peritubular, a qual possui um anel mineralizado de apatita, provavelmente esse módulo de elasticidade será maior. Porém, com o microscópio confocal utilizado neste trabalho, não foi possível visualizar a largura da dentina peritubular, para afirmar que a impressão abordou uma área com maior quantidade da dentina peritubular ou intertubular.

Chu et al. (2010) realizou um estudo microestrutural da dentina radicular e coronária nos diferentes terços e profundidades e encontrou que, na dentina radicular próximo à polpa, não há dentina peritubular espessa; já na dentina média em direção ao cimento, é encontrado, justificando os valores mais baixos do E próximo à polpa na dentina radicular, comparado aos valores da dentina média e externa. Inoue et al. (2009) também encontraram valores menores do módulo de elasticidade (20 GPa) na raiz comparado à coroa (26 GPa) em dentes bovinos que são aceitos para pesquisa odontológicas, afirmando que a dentina radicular possui menor E comparado à coroa.

Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

De acordo com este estudo, Mannocci et al. (2004) concluíram que a densidade tubular interfere na propriedade mecânica da dentina radicular, pois, em seu estudo, relacionou a morfologia (MEV) e a propriedade mecânica (resistência a tensão) e teve como resultado a região com menor densidade de túbulos dentinários (terço apical) na região com maior resistência à tração (UTS).

4 CONCLUSÃO

A partir do ensaio de dureza dinâmico e análise das imagens topográficas, é possível se visualizar a diferença considerável nas propriedades, se comparados às amostras 1 e 2. Os terços cervical, médio e apical da dentina radicular das duas amostras apresentaram uma variação considerável nos valores de módulo de elasticidade, localizados próximos ao canal radicular em direção ao cimento radicular. A análise mostrou a variação morfológica com uma maior concentração de túbulos na parte cervical diminuindo em direção à apical.

Observou-se que o carregamento, quando aplicado perpendicularmente ao longo eixo do túbulo dentinário ou próximo à polpa ou região com maior densidade tubular, tem o valor do módulo de elasticidade menor. Já, quando essa força é aplicada paralelamente ao longo eixo do túbulo dentinário ou na região média em direção ao cimento ou com menor densidade tubular, o valor do módulo de elasticidade é maior.

5 AGRADECIMENTOS

Agradecemos à UFF, por ter disponibilizado o Laboratório Multiusuário de Caracterização de Materiais (LMCM) do ICEx.

REFERÊNCIAS

- AGEMATSU, H.; WATANABE, H.; YAMAMOTO, H.; FUKAYAMA, M.; KANAZAWA, T.; MIAKE K. Scanning electron microscopic observation of microcanals and continuous zone of interglobular dentin in human deciduous incisal dentin. *The bulletin of Tokyo Dental College*, v. 30, n. 2, p. 163-177, 1990.
- BORODIN, E. N.; SEYEDKAVOOSI, S.; ZAITSEV, D.; DRACH, B.; MIKAELIAN, K. N.; PANFILOV, P. E.; GUTKIN, M. Yu.; SEVOSTIANOV, I. Viscoelasticity and Plasticity Mechanisms of Human Dentin. *Physics of the Solid State*, v. 60, n. 1, p. 120–128, 2018.
- CHU, C. Y.; KUO, T. C.; CHANG, S. F.; SHYU, Y. C.; LIN, C. P. Comparison of the microstructure of crown and root dentin by a scanning electron microscopic study. *Journal of Dental Sciences*, v. 5, n. 1, p. 14-20, 2010.
- CRAIG, R. G.; PEYTON, F. A. Elastic and mechanical properties of human dentin. *J. Dent. Res.*, v. 37, p. 710, 1958.
- FUENTES, V.; TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; CARVALHO, R. M. Microhardness of superficial and deep sound human dentin. *J Biomed Mater Res.*, v. 66, p. 850-853, 2003.

GRIGORATOS, D.; KNOWLES, J. N. G. Y. L.; GULABIVALA, K. Effect of exposing dentine to sodium hypochlorite and calcium hydroxide on its flexural strength and elastic modulus. **International Endodontic Journal**, v. 34, p.113 –119, 2001. 11

GUZEL, K. G. U.; ALTUN, A. C.; KIRZIOGLU, Z. In vitro evaluation of onlay restorations on primary teeth. **International Journal of Artificial Organs**, v. 40, n. 12, p. 709-713, 2017.

HE, L. H.; SWAIN, M. V. Nanoindentation derived stress–strain properties of dental materials. **Dent. Mat.**, v. 23, p. 814–821, 2007.

HO, S. P.; YU, B.; YUN, W.; MARSHALL, G. W.; RYDER, M. I.; SALLY, J.; MARSHALL, S. J. Structure, chemical composition and mechanical properties of human and rat cementum and its interface with root dentin. **Acta Biomaterialia**, v. 5, p.707–718, 2009.

HU, X.; LING, J.; GAO, Y. Effects of Irrigation Solutions on Dentin Wettability and Roughness Xiaoli. **Journal of Endodontic**, v. 36, n. 6, p.1064-1067, 2010.

INOUE et al. Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. **Dental Material J**, v.22, n. 1, p. 39-47, 2003.

IOUNE, T.; SAITO, M.; YAMAMOTO, M.; DEBARI, K.; KOU, K.; NISHIMURA, F.; MIYAZAKI, T. Comparison of nanohardness between coronal and radicular intertubular dentin. **Dental Materials Journal**, v. 28, n. 3, p. 295-300, 2009.

JANTARAT, J.; PALAMARA, J. E. A.; LINDNER, C.; MESSER, H. H. Time-dependent properties of human root dentin. **Dental Materials**, v. 18, p. 486-493, 2002.

KINNEY, J. H.; BALOOCH, M.; MARSHALL, S. J.; MARSHALL, G. W. Jr.; WEIHS, T. P. Hardness and Young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. **Arch Oral Biol.**, v. 41, p. 9-13, 1996.

KINNEY, J.H. et al. The importance of intrafibrillar mineralization of collagen on the mechanical properties of dentin. **J. Dent. Res.**, v. 82, n. 12, p. 957-961, 2003.

LO GIUDICE, G.; CUTRONEO, G.; CENTOFANTI, A.; ARTEMISIA, A.; BRAMANTI, E.; MILITI, A. et al. Dentin morphology of root canal surface: a quantitative evaluation based on a scanning electronic microscopy study. **Bio Med Res Int.**, 2015.

MANNOCCI, F. et al. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. **Dental Material**, v. 20, p. 293-296, 2004.

MARENDING, M.; LUDER, H. U.; BRUNNER, T. J.; KNECHT, S.; STARKW, J.; ZEHNDER, M. Effect of sodium hypochlorite on human root dentine – mechanical, chemical and structural evaluation. **International Endodontic Journal**, v. 40, p. 786–793, 2007.

MARENDING, M.; PAQUÉ, F.; FISCHER, J.; ZEHNDER, M. Impact of Irrigant Sequence on Mechanical Properties of Human Root Dentin. **J Endod.**, v. 33, p.1325–1328, 2007.

MIURA, J.; MAEDA, Y.; NAKAI, H.; MASARU, Z. Multiscale analysis of stress distribution in teeth under applied force. **Dental Materials**, v. 25, p. 67-73, 2009.

Determinação do módulo de elasticidade da dentina radicular por meio de ensaio de dureza de vickers

MJÖR, I. A.; NORDAHL, I. The density and branching of dentinal tubules in human teeth. **Archives of Oral Biology**, v.41, p.401–12, 1996.

NASCIMENTO, T. E.; SOUZA-FLAMINI, L. E.; PALMA-DIBB, R. G.; SILVA, R. G.; SAQUY, P. C.; PÉCORÁ, J. D.; CRUZ-FILHO, A. M. Morphological study and analysis of microhardness and permeability of the furcation of maxillary premolars. **Brazilian Dental Journal**, v. 27, n. 5, p. 562-567, 2016.

NELSON, S.J.; ASH Jr, M.M. **Wheeler anatomia dental, fisiologia e oclusão**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

OLIVER, W. C.; PHARR, G. M. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. **J. Mater. Res.**, v. 7, n. 6, 1992.

PASHLEY, D. H.; CARVALHO, R. M. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.**, v. 25, n. 5, p. 355-372, 1997.

PASHLEY, D. H. Dentin predentin complex and its permeability: Physiologic overview. **J Dent Res.**, v. 64, p.613-620, 1985.

PEYTON, F. A.; MAHLER, D. B.; HERSHENOV, B. Physical properties of dentin. **J. Dent.**, v.31, p.366, 1952.

POOLTHONG, S.; MORI, T.; SWAIN, M. V. Determination of Elastic Modulus of Dentin by Small Spherical Diamond Indenters. **Dental Materials Journal**, v.20, n.3, p.227-236, 2001.

SAKAGUCHI, R. L.; POWERS, J. M. **Craig, materiais dentários restauradores**. Tradução. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

SIM, T. P. C.; KNOWLES, J. C. N. G. Y. L.; SHELTON, J.; GULABIVALA, K. Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. **International Endodontic Journal**, v.34, p.120–132, 2001.

SOARES, I. J.; GOLDBERG, F. **Endodontia: técnicas e fundamentos**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2011.

TEIXEIRA, A. B. **Influência da Variação do Módulo de Elasticidade na Distribuição de Tensões em Restauração Dentária**, Dissertação (Engenharia de Materiais), Universidade Federal Fluminense, 2016.

TORNECK, C. D.; TEN CATE, R. **Oral histology, development, structure and function**, p. 169-217, St. Louis, 1994.

TORRES, C. P.; GOMES-SILVA, J. M.; MENEZES-OLIVEIRA, M. A. H.; SOARES, L. E. S.; PALMA-DIBB, R. G.; BORSATTO, M. C. FT-Raman spectroscopy, m-EDXRF spectrometry, and microhardness analysis of the dentin of primary and permanent teeth. **Microsc Res Tech**, v. 81, p. 509–514, 2018.

URABE, I.; NAKAJIMA, S.; SANO, H.; TAGAMI, J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. **Am. J. Dent.**, v. 13, n. 3, p. 129-35, 2000.

VIEIRA et al. **Atlas de anatomia de dentes permanentes: coroa dental**. 2. ed. São Paulo: Livraria Santos Editora, 2013.

Adriana Marques Nunes | Jose Augusto Oliveira Huguenin | Jayme Pereira de Golvêa

WANG, L.; ZHAO, Y.; MEI, L.; YU, H.; MUHAMMAD, I.; PAN, Y.; HUANG, S. Effect of application time of maleic acid on smear layer removal and mechanical properties of root canal dentin. **Acta Odontologica Scandinavica**, 2016.

WANG, R.; WEINER, S. Human Root Dentin: Structural Anisotropy and Vickers Microhardness Isotropy. **Connective Tissues Research**, v. 19, n. 4, p. 269-279, 1998.

ZASLANSKY, P.; SHAHAR, R.; FRIESEM, A. A.; WEINER, S. Relation between shape, materials properties, and function in biological materials using laser speckle interferometry: in situ tooth deformation. **Advanced Functional Materials**, v. 16, p. 1925-1936, 2006.

ZISKIND, D.; HASDAY, M.; COHENB, S. R.; WAGNER, H. D. Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. **Journal of Structural Biology**, v.174, p.23-30, 2011.

Apêndice C – Parecer consubstanciado do comitê de ética e pesquisa aprovando o uso de material biológico para pesquisa.



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DETERMINAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DA DENTINA RADICULAR ATRAVÉS DO ENSAIO DE DUREZA DE VICKERS

Pesquisador: ADRIANA MARQUES NUNES

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 91697018.7.0000.5237

Instituição Proponente: FUNDACAO OSWALDO ARANHA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.769.918

Apresentação do Projeto:

O estudo buscará determinar o comportamento mecânico da dentina radicular e suas estruturas através do ensaio de dureza de Vickers dinâmico para obtenção dos valores do módulo de elasticidade e imagens topográficas no microscópio confocal para o estudo da morfologia. Para os ensaios foram utilizados dentes terceiros molares humanos inclusos, doados pelo banco de dentes do UniFOA. A coroa será removida e a porção radicular será seccionada no sentido longitudinal em uma cortadora de precisão com disco diamantado em baixa rotação refrigerado com água. As amostras serão embutidas em resina acrílica e polidas com lixa d'água de granulação 800, 1200, 2000 e panos autoadesivos com alumina de 0,5m e 1m. Após, as amostras serão levadas para ensaio de dureza dinâmica dos terços cervical, médio e apical, sendo a direção das impressões da polpa em direção do cimento. As imagens topográficas em microscópio confocal serão feitas nas mesmas amostras do ensaio de dureza, com aumento de 50X.

Objetivo da Pesquisa:

Caracterizar o comportamento mecânico e a estrutura morfológica da dentina radicular cuja finalidade será dar prosseguimento as pesquisas futuras de simulação computacional de ensaio mecânico.

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeps@foa.org.br



Continuação do Parecer: 2.769.918

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Não há.

Benefícios: Conseguir valores do modulo de elasticidade da dentina radicular para permitir ensaio mecânico computacional, simulando condições mais próximas da realidade clinica dos esforços mastigatórios.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa será de grande valor e importância para desenvolver o conhecimento mecânico e biológico do comportamento da dentina.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Estão em acordo com as normas.

Recomendações:

Apresentar ao CoEPS, via plataforma Brasil, os relatórios parciais e final do estudo.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1153201.pdf	11/07/2018 17:41:55		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto2.docx	11/07/2018 17:41:26	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Outros	Uff.pdf	11/07/2018 13:35:54	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Outros	FOLHA_DE_ROSTO_ADRIANA_NUNES_ASSINADA.pdf	29/06/2018 14:49:59	Ana Carolina Gioseffi	Aceito
Outros	etica_20180612120433.pdf	12/06/2018 12:08:43	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	08/06/2018 15:00:47	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Outros	autorizar.pdf	08/06/2018 14:54:28	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Folha de Rosto	Folharosto.pdf	08/06/2018	ADRIANA	Aceito

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeeps@foa.org.br



Continuação do Parecer: 2.769.918

Folha de Rosto	Folharosto.pdf	14:52:47	NUNES	Aceito
----------------	----------------	----------	-------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

VOLTA REDONDA, 13 de Julho de 2018

Assinado por:

**Walter Luiz Moraes Sampaio da Fonseca
(Coordenador)**

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeps@foa.org.br

**Apêndice D – Parecer consubstanciado do comitê de ética e pesquisa
aprovando o uso de material biológico para pesquisa.**



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: DETERMINAÇÃO DO MÓDULO DE ELASTICIDADE DA DENTINA RADICULAR, DA GUTA-PERCHA E DO CIMENTO ENDODONTICO BIOCERÂMICO ATRAVÉS ENSAIO DE DUREZA DE VICKERS

Pesquisador: ADRIANA MARQUES NUNES

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 07535018.5.0000.5237

Instituição Proponente: FUNDACAO OSWALDO ARANHA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.152.745

Apresentação do Projeto:

A pesquisa pretende obter o valor do módulo de elasticidade da guta-percha, do cimento obturador endodôntico biocerâmico e da dentina radicular, para serem inseridos no programa de simulação computacional de método de elementos finitos, a fim de avaliar a distribuição de tensões do dentes tratado endodonticamente submetido aos esforços mastigatórios. Para esta análise será obtido um dente pré molar unirradicular de um paciente com termo de doação e TCLE preenchido e assinado na clínica Integrada da faculdade de Odontologia do UniFOA. Este dente submeterá a obturação endodôntica com o cimento endodôntico biocerâmico e guta-percha biocerâmica. Após 7 dias deste tratamento será seccionado axialmente as raízes separando em terços cervical, médio e apical e embutidas em resina acrílica autopolimerizável. Após este processo será realizado o ensaio de dureza vickers dinâmico para obtenção do valor do módulo de elasticidade dos materiais odontológico e da dentina radicular no corte axial. Serão obtidos 10

endentações de cada material e realizados a média e desvio padrão dos resultados.

Objetivo da Pesquisa:

- 1) Determinar a guta-percha- o cimento endodontico biocerâmico e a dentina radicular as características mecânica por meio de ensaio de dureza no corte axial.
- 2) Obter os valores do módulo de elasticidade da guta-percha, cimento endodontico ne dentina radicular para inserir no ensaio de simulação computacional por método de elementos finitos.

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeps@foa.org.br



Continuação do Parecer: 3.152.745

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Não há.

Benefícios: Obter dados que serão inseridos no sistema computacional de elementos finitos que simulará situações clínicas de esforços mastigatórios em dentes tratados endodonticamente.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trabalho de grande relevância que aumenta a capacidade de compreensão do comportamento mecânico dos materiais utilizados na clínica odontológica.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos foram entregues.

Recomendações:

Não há.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há pendência.

Considerações Finais a critério do CEP:

Apresentar ao CoEPS, via Plataforma Brasil, relatórios parcial e final do estudo.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_adriana.pdf	18/02/2019 17:44:24	Walter Luiz Moraes Sampaio da Fonseca	Aceito
Outros	FOLHA_DE_ROSTO_ADRIANA_MARQUES_ASSINADA.pdf	12/02/2019 15:33:02	Ana Carolina Gioseffi	Aceito
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1258662.pdf	01/02/2019 14:17:46		Aceito
Folha de Rosto	ROSTO.pdf	16/11/2018 17:15:04	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Outros	DOACAO.pdf	16/11/2018 17:14:41	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
Outros	ANUENCIA.pdf	16/11/2018 17:14:18	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	T.pdf	16/11/2018 17:13:42	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeps@foa.org.br



Continuação do Parecer: 3.152.745

Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto.docx	16/11/2018 16:41:01	ADRIANA MARQUES NUNES	Aceito
---	--------------	------------------------	--------------------------	--------

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

VOLTA REDONDA, 18 de Fevereiro de 2019

Assinado por:

**Walter Luiz Moraes Sampaio da Fonseca
(Coordenador(a))**

Endereço: Avenida Paulo Erlei Alves Abrantes, nº 1325
Bairro: Prédio 03, Sala 05 - Bairro Três Poços **CEP:** 27.240-560
UF: RJ **Município:** VOLTA REDONDA
Telefone: (24)3340-8400 **Fax:** (24)3340-8404 **E-mail:** coeops@foa.org.br