



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica

Modelagem Tridimensional em Elementos Finitos para
Análise e Validação do comportamento mecânico de
instrumentos endodônticos e sua interação com canal
radicular.

Eng. Msc. Camilo Mesquita Neto

Orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa

Coorientador: Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan

Bauru

2019

CAMILO MESQUITA NETO

**Modelagem Tridimensional em Elementos Finitos para Análise
e Validação do comportamento mecânico de instrumentos
endodônticos e sua interação com canal radicular.**

Tese apresentada à Faculdade de Engenharia de Bauru, no programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, na Área de Projeto Mecânico, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa
Coorientador: Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan

BAURU

2019

Mesquita Neto, Camilo.

Modelagem Tridimensional em Elementos Finitos
para Análise e Validação do comportamento
mecânico de instrumentos endodônticos e sua
interação com canal radicular / Camilo Mesquita
Neto, 2019

107 f. : il.

Orientador: Prof. Dr. Edson Antônio Capello
Sousa

Tese (Doutorado)-Universidade Estadual
Paulista. Faculdade de Engenharia, Bauru, 2019

1. Instrumentos. 2. Modelo tridimensional. 3.
Método de elementos finitos. 4. Canal radicular

ATA DA DEFESA PÚBLICA DA TESE DE DOUTORADO DE CAMILO MESQUITA NETO, DISCENTE DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA, DA FACULDADE DE ENGENHARIA - CÂMPUS DE BAURU.

Aos 23 dias do mês de agosto do ano de 2019, às 14:00 horas, no(a) Anfiteatro do DTI/FEB, reuniu-se a Comissão Examinadora da Defesa Pública, composta pelos seguintes membros: Prof. Dr. EDSON ANTONIO CAPELLO SOUSA - Orientador(a) do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Bauru - UNESP, Prof. Dr. JOSE HENRIQUE RUBO do(a) Departamento de Prótese / Faculdade de Odontologia de Bauru/USP, Prof. Dr. MARCIO ANTONIO BAZANI do(a) Departamento de Engenharia Mecânica / Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, Prof. Dr. MURILO PRIORI ALCALDE do(a) Curso de Odontologia / Universidade do Sagrado Coração - USC, sob a presidência do primeiro, a fim de proceder a arguição pública da TESE DE DOUTORADO de CAMILO MESQUITA NETO, intitulada **Avaliação da interação entre um instrumento endodôntico e o canal radicular através de um modelo tridimensional em elementos finitos e avaliação experimental**. Após a exposição, o discente foi arguido oralmente pelos membros da Comissão Examinadora, tendo recebido o conceito final: _____

APPROVADO. Nada mais havendo, foi lavrada a presente ata, que após lida e aprovada, foi assinada pelos membros da Comissão Examinadora.

Prof. Dr. EDSON ANTONIO CAPELLO SOUSA

Prof. Dr. CESAR RENATO FOSCHINI

Prof. Dr. JOSE HENRIQUE RUBO

Prof. Dr. MARCIO ANTONIO BAZANI

Prof. Dr. MURILO PRIORI ALCALDE

PROPOSTA DE ALTERAÇÃO DO TÍTULO

A BANCA EXAMINADORA PROPÕE A ALTERAÇÃO DO TÍTULO DO TRABALHO DO ALUNO:
CAMILO MESQUITA NETO

DE: "AVALIAÇÃO DA INTERAÇÃO ENTRE UM INSTRUMENTO ENDODÔNTICO E O CANAL
RADICULAR ATRAVÉS DE UM MODELO TRIDIMENSIONAL EM ELEMENTOS FINITOS E
AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL."

PARA:

*Modelagem tridimensional em Elementos Finitos
para análise e validação do comportamento
mecânico de instrumento endodôntico e sua
interação com canal radicular.*

Bauru, 23 de agosto de 2019.


Prof. Dr. Edson Antonio Capello Sousa

Orientador

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família meus pais Walter e Virginia, a meus irmãos Walter e Melina e principalmente a minha esposa Raquel pelo apoio e paciência.

AGRADECIMENTO

A Deus por me dar Saúde, bons amigos e uma família que sempre me apoiou.

A minha esposa Raquel por sempre estar ao meu lado me incentivando não deixando eu desistir.

A minha família principalmente pelo apoio e paciência.

Ao meu orientador Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa pela oportunidade, confiança, paciência e por sempre estar disponível quando preciso.

Ao meu Coorientador Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan

Aos amigos e parceiros da FOB, Prof. Dr. Marco Antonio Hungaro Duarte (SAL) e Prof; Dr. Murilo Priori Alcalde.

Aos amigos e amigas do Grupo de Bioengenharia e da pós-graduação da FEB, pelo apoio, por compartilhar seus conhecimentos. Em especial agradecer aos amigos Danilo, Júlio, Bruno por sempre me incentivar e me ajudar nos momentos que surgiram dúvidas no decorrer do projeto. Também, aos amigos Murilo, Danilo. Pedro e Carlos pelo apoio e pela amizade.

Aos professores Prof. Dr. Paulo José Paupitz Gonçalves, Marcos Silveira, Cesar Renato Foschini, Gilberto de Magalhães Bento Gonçalves, por compartilhar parte de seus conhecimentos, e pelo incentivo.

Ao Unesp e o Programa de Pós-Graduação da Engenharia Mecânica.

Aos funcionários do Departamento da Engenharia Mecânica e do Programa de Pós-Graduação da Engenharia Mecânica, pela disponibilidade e ajuda quando solicitado.

*“Uma vida **satisfeita** é melhor que uma vida bem sucedida. Porque o nosso sucesso é medido pelos outros, mas a nossa satisfação é medida pela sua própria **alma, mente e coração**”.*

Dalai Lama

Resumo

Atualmente a área da endodontia vem apresentando um grande número de pesquisas com o objetivo de encontrar métodos de preparo do canal radicular, que submetam a raiz do dente a menores esforços, e que permitam manter uma maior estrutura dentária, para evitar fraturas na raiz. Observando os trabalhos existentes é possível ver que eles focam no comportamento mecânico de cada instrumento ou nas tensões desenvolvidas na raiz após o preparo biomecânico, mas não as tensões desenvolvidas durante o tratamento endodôntico. Considerando esta área de pesquisa com ausência de trabalhos é que a pesquisa em questão foi realizada. O objetivo deste trabalho foi elaborar um modelo computacional tridimensional em elementos finitos para estudar o comportamento (interação) do instrumento e canal radicular durante o tratamento endodôntico. A modelagem tridimensional do instrumento e do canal foi elaborada a partir de imagens obtida por microtomografia computadorizada (μ CT) e o uso de software CAD. Para a construção do modelo em Elementos Finitos foi utilizado o software ANSYS. A validação do modelo foi realizada comparando os resultados obtidos através do Método de Elementos Finitos (MEF), com resultados de dados experimentais. A comparação dos resultados experimentais e numéricos mostrou que: o método de reconstrução da geometria foi muito eficaz; o modelo em MEF mostrou a mesma resposta que o método experimental; e a utilização deste modelo numérico, além de permitir o estudo das tensões desenvolvidas no instrumento e raiz do dente de forma separadas, também possibilita o estudo destas tensões desenvolvidas nos dois sistemas durante o preparo endodôntico.

Palavras-chave: Instrumentos; modelo tridimensional; método de elementos finitos; canal radicular.

Abstract

Nowadays, the area of endodontics has been presenting a large number of research aiming to find methods of root canal preparation, which subject the root of the tooth to lower efforts, and that allow maintaining a larger tooth structure to avoid root fractures. Looking at the existing works it is possible to see that they focus on the mechanical behavior of each instrument or on the stress which was developed in the root after biomechanical preparation, but not the stress developed during endodontic treatment. The research was performed considering this area of research. The objective of this work was to organize a three - dimensional finite element computational model to study the behavior (interaction) of the instrument and root canal during endodontic treatment. The three-dimensional modeling of the instrument and the canal were made based on computed microtomography (µCT) images and on the use of CAD software. We have used the construction of the Finite Element model, the ANSYS software. Model validation was performed by comparing the results obtained through the Finite Element Method (FEM) with results from experimental data. Numerical results of the comparison of experimental: the geometry reconstruction method was very effective; the FEM model showed the same response as the experimental method; the use of this numerical model, besides allowing the study of the stress developed in the instrument and the root of the tooth separately, also allows the study of these stress developed in both systems during the endodontic preparation.

Key words: Instruments; Three-dimensional Model; Finite Element Method; Root Canal.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. 1: a) Esquema representativo das estruturas dentárias; b) Representação da fase de preparo e limpeza do canal radicular.....	15
Figura 1. 2: Figura ilustrando a diferença anatômica para cada dente.....	16
Figura 2. 1: Esquema representativo das estruturas dentárias	19
Figura 2. 2: Representação da fase de preparo e limpeza do canal radicular	20
Figura 2. 3: Radiografia que mostra forma cônica do canal radicular apos prepara endodôntico.	22
Figura 2. 4: a) Forma da hélice dos instrumentos; b) Imagem instrumento tipo K e tipo Hedströen respectivamente.....	23
Figura 2. 5: Dimensões dos instrumentos.	23
Figura 2. 6: Desenho esquemático de uma lima de acordo com a norma ISO-3630-1-1992E.....	24
Figura 2. 7: Modelos de instrumentos rotatórios NiTi com 4 geometrias transversais diferentes e 3 passos diferentes (linhas) mostrando as dimensões, e propriedades geométricas para as várias seções transversais	26
Figura 2. 8: a) Imagem com a sequencia de instrumentos Mtwo; b) Imagem do blister como é comercializado o sistema MTwo..	28
Figura 2. 9: a) Imagem representando a variação da conicidade para os instrumentos tipo S; b) Imagem representando a variação da conicidade para os instrumentos tipo F.	29
Figura 2. 10: Fotomicroscopia do instrumento ProTaper a) seção transversal convexa triangular; b) seção transversal cônica triangular.....	29
Figura 2. 11: Fotomicroscopia do instrumento ProTaper a) Ponta não cortante; b) Ponta ativa	30
Figura 2. 12: Fotomicroscopia do instrumento Mtwo a) Seção transversal em forma de S; b) Ponta não cortante; c) Ponta ativa.....	30
Figura 2. 13: Foto do instrumento Mtwo a) Exemplo da variação do ângulo da hélice; b) instrumentos com diâmetros menores e ângulo de hélice menor; c) instrumentos com diâmetros maiores e ângulo de hélice maior.	31
Figura 2. 14: Figura ilustrando os tipos de Movimentos dos instrumentos não convencionais.....	32
Figura 2. 15: Secção e transversal triangular convexa modificada instrumento Wave One, com 3mm da parte ativa	33
Figura 2. 16: Secção e transversal triangular convexa instrumento Wave One, com 13 mm da parte ativa.	33

Figura 2. 17: Imagem da ponta do instrumento Wave one.....	34
Figura 2. 18: Imagem instrumento Wave one mostrado a diferença no comprimento de pitch, na região cervical (a) e coronária (b).	34
Figura 2. 19: Geometria da seção transversal e ponta inativa do instrumento Reciproc	35
Figura 2. 20: a) Radiografia de dente utilizado no estudo clinico; b) Foto do canal simulado em um tubo de aço utilizado no estudo de fadiga.	37
Figura 2. 21: Imagem dos blocos sobrepostos antes e depois do preparo som sistemas: (a) Reciproc; (b) WaveOne; (c) ProTaper; (d) Profile; (e) K-file	39
Figura 2. 22: Imagens sobrepostas antes de depois do preparo de canis no bloco de acrílico, utilizando instrumentos manuais de aço inoxidável; (a) PathFile; (b) ScoutRaCe (d) D, distal; M, mesial.	39
Figura 2. 23: Dispositivo para ensaio de flexão.....	41
Figura 2. 24: Dispositivo para ensaio de fadiga estática e dinâmica	42
Figura 2. 25: Condições de contorno utilizadas para ensaio de Flexão e torção.	44
Figura 2. 26: Configuração dos modelos em EF utilizados nos trabalhos realizados por Necchi e Gao respectivamente.	45
Figura 3. 1: Figura representativa do Instrumento Riciproc 25.08.....	49
Figura 3. 2: Desenho ilustrativo para demonstrar variação do diâmetro externo do instrumento.....	50
Figura 3. 3: Imagem da seção transversal da região cônica do instrumento Recirpoc R25.08.....	50
Figura 3. 4: Imagem obtida na microtomografia computadorizada.....	51
Figura 3. 5: Curvas (perfis) criados para construção do volume, software CAD SolidWorks.	52
Figura 3. 6: Utilização do comando Loft para ligar os perfis, para construção do volume, software CAD SolidWorks.....	53
Figura 3. 7: Imagem para visualizar linha de sincronização/alinhamento de perfis do comando Loft, software CAD SolidWorks	53
Figura 3. 8: Imagem produto final da construção, instrumento com volume, software CAD SolidWorks	54
Figura 3. 9: Imagem Projetor de perfil utilizado para obter geométrico do instrumento.....	54
Figura 3. 10: Desenho com o diâmetro externo e interno da seção do instrumento Reciproc 20.08.....	55

Figura 3. 11: Desenho com a reprodução da área da seção transversal em forma de S do instrumento Reciproc 20.08.	55
Figura 3. 12: Imagem do instrumento desenhado no Solidworks.	56
Figura 3. 13: Imagem de um bloco de acrílico escaneado por microtomografia computadorizada e reconstruído.	57
Figura 3. 14: Imagem na extensão stl, obtida na micrografia computadorizada.	57
Figura 3. 15: Imagem com planos e linha guia para construção do volume, software CAD SolidWorks	58
Figura 3. 16: Imagem produto final da construção, bloco com volume, software CAD SolidWorks.	58
Figura 3. 17: Imagem com modelo geométrico para Bloco.	59
Figura 3. 18: Imagem do bloco no software Ansys.	59
Figura 3. 19: a) Imagem do posicionamento do Instrumento no canal do bloco, realizado no Soliworks; b) Corte da seção transversal com detalhe do posicionamento.	60
Figura 3. 20: Elemento SOLID187	61
Figura 3. 21: Em azul superfícies com elemento de contato	62
Figura 3. 22: Imagem Instrumento no software Ansys	63
Figura 3. 23: Imagem instrumento com a malha no software Ansys	63
Figura 3. 24: Imagem condições de contorno instrumento; (a) Diagrama de corpo livre; (b) a malha e condições de contorno no software Ansys.	64
Figura 3. 25: Imagem do instrumento com geometria simplificada.	65
Figura 3. 26: Imagem Instrumento e Canal radicular posicionados.	65
Figura 3. 27: Imagem Instrumento e Canal radicular posicionados no software Ansys.	65
Figura 3. 28: Imagem com os elementos de contato no Instrumento e Canal radicular no software Ansys; a) Região no instrumento onde foi inserido o elemento CONTA175, b) Região no canal onde foi inserido o elemento TARGET170; c) Sistema Instrumento / Canal com os elementos de contato.	66
Figura 3. 29: Imagem condições de contorno instrumento/bloco; (a) Diagrama de corpo livre; (b) a malha e condições de contorno no software Ansys.	67
Figura 3. 30: Imagem mostrando o instrumento posicionada na maquina de ensaio de torção.	68
Figura 3. 31: Reconstrução da amostra representativa do canal simulado antes e após o preparo.	69

Figura 4. 1: a) Imagem instrumento reconstruído, b) Imagem canal (bloco) reconstruído	70
Figura 4. 2: Tensões de Von Mises obtidas no software Ansys.	71
Figura 4. 3: Deslocamento na direção Y (rotação)	72
Figura 4. 4: Imagens das Tensões de Von Mises para instrumento com maior rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.	73
Figura 4. 5: Imagens das Tensões de Von Mises para instrumento com menor rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.	74
Figura 4. 6: Imagens da Tensão principais S1, instrumento com maior rigidez.	75
Figura 4. 7: Imagens da Tensão principais S1, instrumento com menor rigidez.	76
Figura 4. 8: Imagens da Deformação resultante instrumento com maior rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.	77
Figura 4. 9: Imagens da Deformação resultante instrumento com menor rigidez; a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.	78
Figura 4. 10: Imagens da Deformação resultante instrumento com maior rigidez; a) Imagem da visão do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região com curvatura.....	80
Figura 4. 11: Imagens da Deformação resultante instrumento com menor rigidez; a) Imagem da visão do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região com curvatura.....	81
Figura 4. 12: Imagens das Tensões e Deformação resultante no bloco, sistema com maior rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.	82
Figura 4. 13: Imagens das Tensões e Deformação resultante no bloco, sistema com menor rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.....	83
Figura 4. 14: Imagens das Tensões e Deformação resultante no instrumento, sistema com maior rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.....	84
Figura 4. 15: Imagens das Tensões e Deformação resultante no instrumento, sistema com menor rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.....	85
Figura 5. 1: Figura que mostra região onde foi retirado os nós utilizados para encontrar ângulo de rotação.....	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 3. 1 : Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no modelo61

Tabela 5. 1: Resultados Obtidos no Experimento e Modelo Numérico88

Lista de abreviatura e símbolos

ISO/FDI – 3630-1 (1992) –

MEF – Método dos Elementos Finitos

EF - Elementos Finitos

μCT – microtomografo computadorizado

CAD - Computer Aided Design

TC - Tomografia Computadorizado

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	14
1.1. Objetivo	18
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	19
2.1. Tratamento endodôntico.....	19
2.2. Preparo Biomecânico.....	21
2.2.1. Métodos Clássicos	22
2.2.2. Métodos não convencionais	25
2.2.3. Método com instrumentação rotatório	26
2.2.4. Método com Instrumentação Oscilatória e Reciprocante.....	31
2.3. Pesquisas desenvolvidas	35
2.3.1. Modelagem por Elementos Finitos e verificação da funcionalidade do modelo	45
3. Metodologia	48
3.1. Construção do Modelo em Elementos Finitos.....	48
3.1.1. Considerações gerais.....	48
3.1.2. Modelo.....	48
3.1.3. Construção do Modelo do Instrumento.....	48
3.1.4. Construção do Modelo do Canal Radicular– Bloco de Acrílico.....	56
3.1.5. Composição do modelo Instrumento e Canal Radicular (bloco).	59
3.1.6. Discretização e propriedades mecânicas do material.....	60
3.1.7. Elementos de contato.....	62
3.1.8. Modelo em Elementos Finitos	62
3.1.8.1. Instrumento.....	62
3.1.8.2. Sistema instrumento / canal radicular (bloco)	64
3.1.9. Experimentos para Validação do Modelo em Elementos Finitos	68
3.1.9.1. Instrumento.....	68
3.1.9.2. Sistema Instrumento / Canal Radicular (bloco)	69
4. Resultados.....	70
4.1. Metodologia para construir modelo tridimensional.....	70
4.2. Instrumento endodôntico	70
4.3. Modelo Instrumento e Canal Radicular	72
5. Discussão:.....	86

5.2. Instrumento endodôntico	87
5.3. Modelo instrumento e Canal Radicular	89
6. Conclusão.....	94
7. Trabalhos Futuros.....	95
REFERÊNCIAS.....	96

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas décadas o desenvolvimento tecnológico que vem ocorrendo nas várias áreas do conhecimento humano como medicina, engenharia, eletrônica, informática, vem possibilitando que haja maior interação entre áreas que antes tinham dificuldades para se relacionarem. Medicina e engenharia, hoje, possuem uma ligação tão próxima que deram origem a uma nova área de conhecimento, a bioengenharia. Essa, tem por finalidade desenvolver equipamentos que visam auxiliar a medicina no tratamento e na recuperação de pacientes com doenças graves ou lesões.

A bioengenharia auxilia no desenvolvimento de novas tecnologias na área de implantes ortopédicos, próteses, equipamentos para exames clínicos, instrumental para cirurgias. Assim como na Medicina, a Odontologia vem se desenvolvendo intensamente com a bioengenharia.

Na odontologia uma das áreas com um grande número de trabalhos científicos desenvolvidos é a área de implantes dentários e próteses (YANG et al., 2007; TABATA et al., 2010). Nesta área existe um grande número de pesquisas que utilizam ferramentas da engenharia como o Método de Elementos Finitos (MEF). O MEF é utilizado para entender como ocorre a distribuição de tensões e deformações nas estruturas dos implantes e próteses, e principalmente como estas tensões e deformações são transmitidas para as estruturas biológicas (dentes e osso alveolar) (BAHRAMI et al., 2014;). Esta interação entre estruturas mecânicas e estruturas biológicas é que possibilita o desenvolvimento de novos produtos com maior eficiência.

Outra área da odontologia que vem ganhando destaque é o desenvolvimento de novos instrumentais, pois, além de ser uma parte fundamental em cirurgias para a colocação de implantes, existem áreas onde os mesmos são a principal ferramenta para o tratamento do paciente como ocorre na área da Endodontia (KIM et al., 2010,2012; VERSLUIS et al., 2012; DE-DEUS et al, 2010, 2014; EL-ANWAR et al., 2015, 2016, BONESSIO et al., 2015, EKEB et al., 2016).

A Endodontia é a área da Odontologia que trata das alterações da polpa dentária viva ou necrosada com o objetivo de manter a saúde dos tecidos ao redor do ápice do dente, permitindo que este dente permaneça em função (Figura 1.1).

São muitos os fatores que devem ser levados em consideração para que um tratamento endodôntico seja bem sucedido, uma vez que todas as etapas do tratamento estão interligadas. Uma dessas etapas é o preparo do canal radicular. (BÜRKLEIN et al., 2012; EL-ANWAR et al., 2015, 2016).

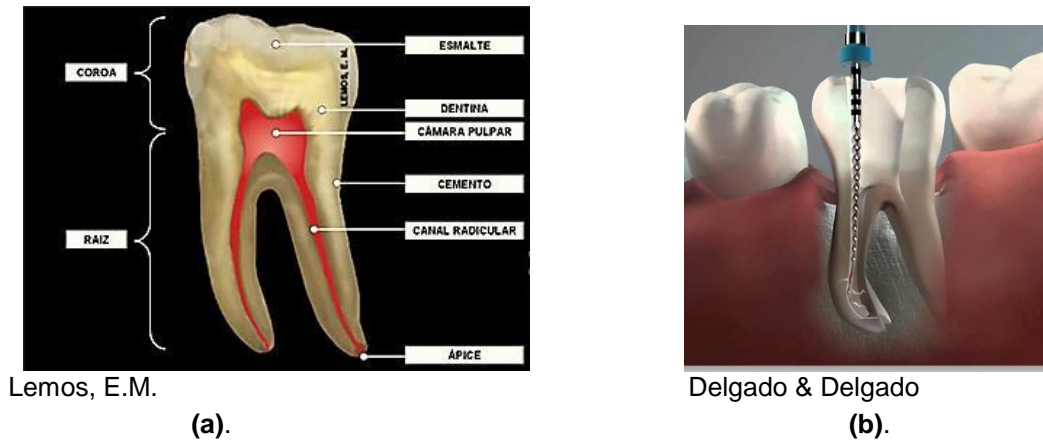
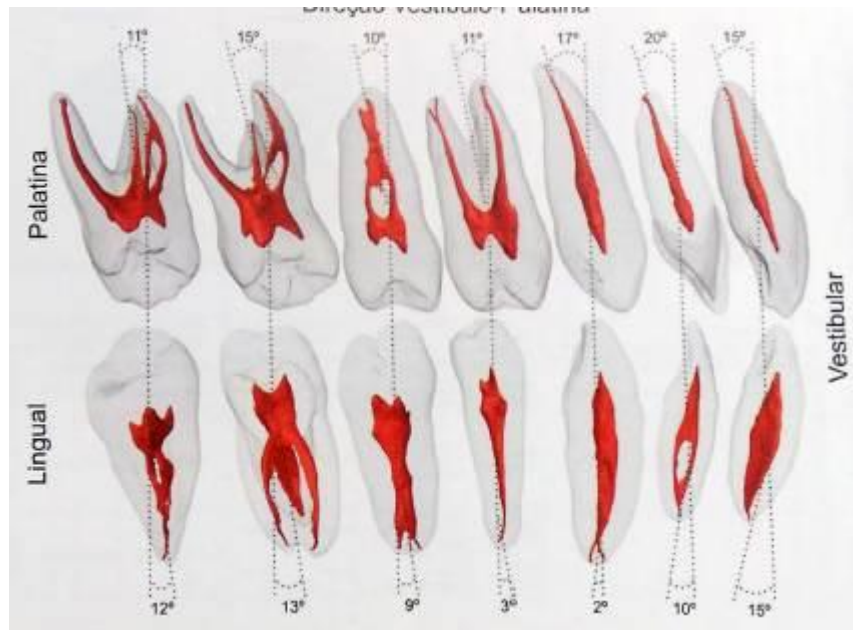


Figura 1. 1: a) Esquema representativo das estruturas dentárias; b) Representação da fase de preparo e limpeza do canal radicular.

A importância do preparo do canal radicular está no fato deste tratamento influenciar a eficácia de todos os tratamentos subsequentes, como a limpeza do canal (retirada da polpa ou tecidos necróticos), a modelagem do canal para possibilitar a administração de medicamentos e para uma obturação adequada (figura 1.2). Uma das maiores dificuldades encontradas na realização dessa etapa está na variação da anatomia do canal radicular. (EKEM et al., 2016; YOO; CHO, 2012).



Lopes & Siqueira, 2015.

Figura 1. 2: Figura ilustrando a diferença anatômica para cada dente

A variação da anatomia exige do dentista experiência suficiente para observá-la na radiografia e habilidade, ambas como o objetivo de adaptar a técnica de preparo para cada situação encontrada (YOO; CHO, 2012). O dentista precisa escolher qual o melhor instrumento para realizar o preparo do canal radicular (BRAGA et al., 2013,). Como pode ser vista na figura 1.3, a anatomia interna do dente pode exigir muito do instrumento, já que esse precisa suportar grandes tensões e ter flexibilidade adequada para realizar o preparo do canal radicular sem desvios. (GERGI et al. ,2014).

Devido à dificuldade de realizar o preparo do canal radicular, existe um grande número de instrumentos que podem ser utilizados. Há uma grande variedade de geometrias e ligas metálicas, o que irá influenciar na rigidez do instrumento. Cabe ao dentista conhecê-los e escolher qual o mais adequado para não ter grandes desvios da anatomia original e reduzir o risco de fratura do instrumento durante o preparo do canal radicular (DE-DEUS et al., 2010, 2014, YOO; CHO, 2012).

Devido a essa variedade de instrumentos, diversas pesquisas estão sendo realizadas para mostrar como cada modelo se comporta durante o uso. Estes estudos podem ser realizados através de ensaios físicos, onde vários instrumentos são utilizados para realizar o preparo de um canal radicular padronizado. Porém,

esses instrumentos são destruídos (ALCALDE et al, 2018; SILVA et al., 2015; AJUS et al, 2013; PEREIRA et al., 2012), ou através da utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) (VERSLUIS et al., 2012, KIM et al., 2016).

O Método dos Elementos Finitos (MEF) nos possibilita obter as tensões desenvolvidas no instrumento e dente, além de possibilitar visualizar como estas forças se distribuem pela estrutura, tanto do instrumento como do dente. (MONTALVÃO et al., 2014).

O MEF é uma das ferramentas potenciais nas aplicações biomecânicas, pois permite análises não lineares e trabalhos com estruturas, materiais, solicitações e comportamentos complexos. A precisão do método e a possibilidade de gerar modelos que sejam capazes de reproduzir, as condições reais de tensão e deformação de todo um conjunto e permitem solucionar uma grande variedade de problemas de forma não destrutiva (EL-ANWAR et al., 2015, 2016). Através desse método, podemos alterar parâmetros do sistema em estudo, como geometria, material, condições de contorno e forças aplicadas, e realizar o estudo deste comportamento de forma rápida. Também considerando que a utilização do MEF não exige a compra de equipamentos de ensaio e a utilização de instrumentos, este método se torna mais econômica que realizar estudos *in vitro*. (BONESSIO et al., 2015).

Geralmente, o desenvolvimento de modelos matemáticos coerentes e funcionais para as análises estruturais de situações biomecânicas é um processo complexo, pois esses modelos devem abranger as inúmeras variáveis que compõem o problema, tais como geometrias, solicitações e materiais. Quanto mais fidedigno o modelo, mais precisos e confiáveis serão os resultados e mais seguras serão as avaliações realizadas. Outro fator importante é comparar os resultados obtidos pelo modelo matemático com dados obtidos através de ensaios *in vitro*, para avaliar se o modelo numérico está respondendo adequadamente. (WAKABAYASHI et al., 2008).

Neste trabalho um modelo tridimensional em Elementos Finitos foi utilizado para analisar o comportamento mecânico do instrumento endodôntico e as tensões desenvolvidas na raiz devido à interação entre o instrumental e o canal radicular, durante o tratamento endodôntico. A importância dessa análise está no fato deste estudo mostrar a influência da geometria da raiz na região de

concentração de tensão do instrumento; a influência do instrumento utilizado na criação de fissuras, devido aos esforços de interação entre o instrumento e o canal do dente; observar os desvios produzidos no canal radicular em relação à anatomia original do dente.

Deve-se ressaltar que o MEF não tem a função de substituir os procedimentos experimentais. A combinação dos métodos analítico, numérico e experimental é de fundamental importância para o entendimento completo da natureza do comportamento biomecânico.

1.1. Objetivo

Construir um modelo computacional tridimensional em elementos finitos para estudar o comportamento (interação) do instrumento e canal radicular durante o tratamento endodôntico.

- Desenvolver um modelo tridimensional de um instrumento e canal radicular.
- Avaliar como a diferença de rigidez entre os instrumentos endodônticos influencia no desvio do preparo de um canal radicular.
- Avaliar a distribuição de tensões que ocorre no canal radicular devido ao preparo do canal.
- Utilizar dados obtidos em ensaios para validar os modelos computacionais.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

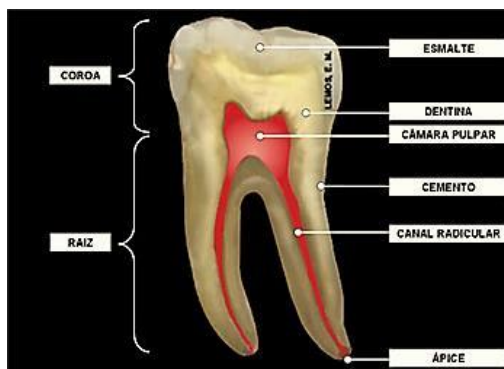
2.1. Tratamento endodôntico

Para entender como é realizado o tratamento endodôntico, é preciso conhecer a anatomia dentária. (LEONARO; LEONARDO, 2012; LOPES; SIQUEIRA, 2015).

A estrutura do dente é dividida em três partes:

- **Esmalte** – camada mais externa do dente.
- **Dentina** – camada situada abaixo do Esmalte é uma região que também possui uma alta resistência, e é responsável por distribuir e suportar todos os esforços desenvolvidos durante a mastigação, mas diferente do esmalte possui uma alta vascularização que permite a irrigação do dente.
- **Polpa** – tecido mole do dente, onde estão situadas as ligações nervosas e os vasos sanguíneos do dente. É este tecido que quando inflamado provoca dor no paciente.

A figura abaixo ilustra a morfologia do dente.



Lemos, E.M

Figura 2. 1: Esquema representativo das estruturas dentárias

A estrutura dentária também pode ser dividida em duas partes distintas:

- Coroa - porção mais externa, livre, que não está implantada no osso.
- Raiz – região que fica implantada no osso da mandíbula.

A coroa do dente é formada pela dentina e esmalte. Esta região tem como principal função suportar os esforços mastigatórios. Nessa região encontra-se a

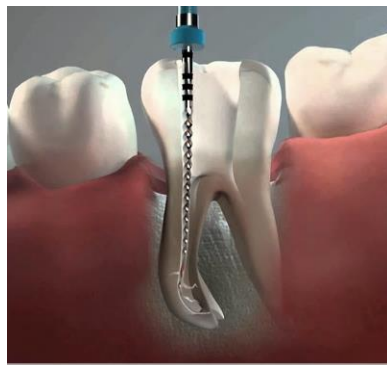
câmara pulpar. Já na raiz encontramos várias outras estruturas, que além de ter a função de resistir aos esforços externos, também transmite os impulsos nervosos e faz a irrigação sanguínea do dente.

- **Canal radicular** – canal (cavidade) por onde passam os vasos nervosos e sanguíneos; responsável por fazer a ligação entre o ápice do dente e a câmara pulpar.
- **Ápice** – parte extrema da raiz onde se dá a exteriorização do canal radicular por meio do forame apical responsável por fazer a conexão entre os vasos sanguíneos e nervos do dente.

Conhecendo a estrutura morfológica do dente, fica mais fácil entender porque e como é realizado o tratamento endodôntico.

O tratamento endodôntico (ou tratamento de canal), consiste na retirada da polpa da raiz do dente. No momento do tratamento esta polpa pode se encontrar em duas condições diferentes:

- a) Com vitalidade– onde a polpa está “viva”, desempenhando suas funções normais ou inflamada.
- b) Sem vitalidade– nesta condição a polpa está “morta” e infectada.



Delgado & Delgado

Figura 2. 2: Representação da fase de preparo e limpeza do canal radicular

Nas duas situações o paciente pode estar sentindo dor, mas os motivos para essa dor e a indicação para o tratamento são diferentes;

No caso do tratamento endodôntico onde a polpa é encontrada com vitalidade (Biopulpectomia), o tratamento é realizado para tirar a dor do paciente e prevenir uma futura infecção. Diferente da Biopulpectomia, a necropulpectomia (tratamento da polpa infectada), é indicada devido à dor que esta infecção provoca,

além do risco da mesma se agravar. A sequência do tratamento endodôntico é dada da seguinte forma:

1. Abertura coronária – para ter acesso à cavidade pulpar com a retirada da camada de dentina e esmalte do dente primeiramente realizada pelo cirurgião;
2. Remoção da polpa radicular – a polpa deve ser retirada totalmente da cavidade interna doente (quando vital);
3. Neutralização do conteúdo séptico/tóxico do canal radicular – depois da retirada da polpa do dente, a cavidade radicular deve ser limpa para evitar futuras infecções e nos casos de um dente já infectado, evitar que a mesma se espalhe;
4. Preparo Biomecânico – utilização de instrumentos para preparar o canal radicular para aplicação de medicamentos e vedação correta do dente;
5. Obturação do Canal – preenchimento da cavidade do canal radicular com material inerte ou antisséptico que permita o selamento correto da cavidade.

Apesar de o tratamento endodôntico ser organizado em várias fases, o foco deste trabalho está no preparo Biomecânico. Sendo assim, abaixo será mostrado com maiores detalhes, como é realizado esse preparo e quais os instrumentos utilizados nesse processo. (LEONARO; LEONARDO, 2012; LOPES; SIQUEIRA, 2015).

2.2. Preparo Biomecânico.

Segundo Leonardo e Leonardo (2012); *“O preparo biomecânico consiste em procurar obter um acesso direto ao forame apical através da câmara pulpar e do canal dentinário, preparando os canais radiculares para a perfeita desinfecção e simples obturação, o que resulta no sucesso do tratamento.”*

Neste preparo é realizada uma limpeza mecânica e uma química da câmara pulpar e canal radicular. Além dessa limpeza, o canal radicular é preparado (modelado) com uma forma cônica, figura 2.3, para facilitar o fechamento do mesmo

de forma tridimensional (obturação) evitando uma nova contaminação. (GIULIANI et al., 2014; BÜRKLEIN et al., 2012)



Lopes H. P., Siqueira J. F. J. 2015

Figura 2. 3: Radiografia que mostra forma cônica do canal radicular após preparo endodôntico.

De forma geral, a limpeza tem por objetivo retirar todo o material do canal, (tecido pulpar, restos necróticos e microrganismos), já ao preparo ou modelagem, tem a finalidade de atribuir ao canal uma forma cônica desde a câmara pulpar até o ápice da raiz, mantendo o máximo possível a anatomia do dente, pois assim irá facilitar a correta obturação. (Leonardo; Leonardo 2012; Lopes, Siqueira 2015, YOO; CHO, 2012).

Para realizar esse preparo, existem vários métodos com uma grande variedade de instrumentos, para a realização desse procedimento. Esses métodos são divididos em duas modalidades segundo Leonardo; Leonardo (2012):

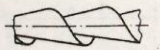
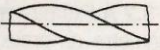
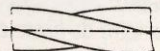
- Métodos Clássicos;
- Métodos não convencionais.

2.2.1. Métodos Clássicos.

Os instrumentos endodônticos são fabricados seguindo a norma ISO/FDI 3630-1 (1992). Está dividida em 3 partes. Na Parte 1 encontram-se os parâmetros de geometria dos instrumentos e inclui três tipos clássicos de instrumentos endodônticos (Leonardo; Leonardo, (2012); Lopes, Siqueira, (2015)):

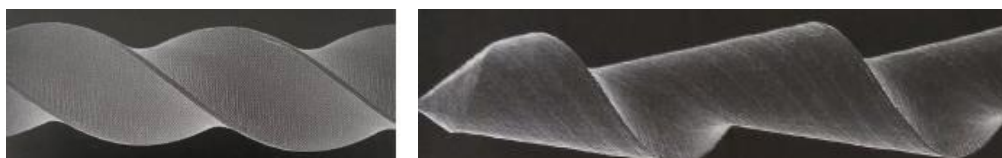
- Alargadores;
- Limas tipo K;

- Limas tipo Hedström;

Instrumentos	Detalhe da parte ativa
Limas tipo Hedström	
Limas tipo K	
Alargadores	

Fonte: Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012

(a)






Lopes H. P., Siqueira J. F. J. 2015

(b)

Figura 2. 4: a) Forma da hélice dos instrumentos; b) Imagem instrumento tipo K e tipo Hedström respectivamente.

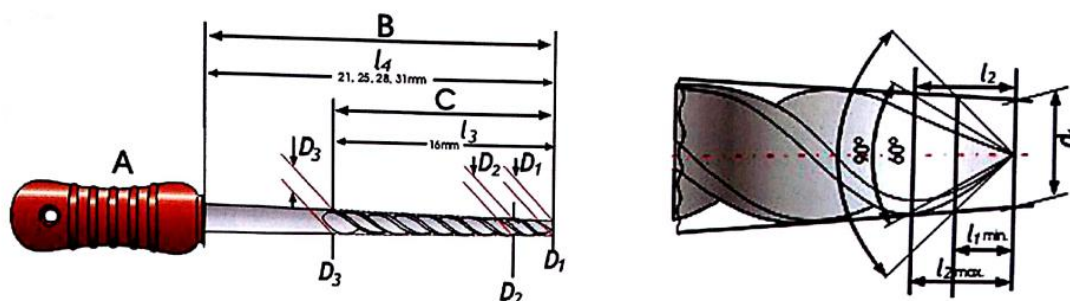
A norma apresenta todos os detalhes construtivos para os instrumentos. Para facilitar a identificação de cada tipo de lima, a norma traz um padrão de cores (figura 2.5) para as dimensões de cada lima, o que irá ajudar os dentistas a escolher os diâmetros de limas apropriados para cada anatomia de canal.

Denominação dos instrumentos (ISO)	Diâmetro D1 (Da ponta ativa) (Ref.)	Diâmetro D2		Diâmetro D3		ponto /2 (Comp.)	ponto /3 (Comp. mínimo)	código de cores
		A 3 mm da ponta	Tolerância	Base da parte ativa	Tolerância			
008	0,08 mm	0,14 mm	± 0,02	0,40 mm	± 0,02	3 mm da ponta	16 mm (parte ativa)	
010	0,10 mm	0,16 mm		0,42 mm				
015	0,15 mm	0,21 mm		0,47 mm				
020	0,20 mm	0,26 mm		0,52 mm				
025	0,25 mm	0,31 mm		0,57 mm				
030	0,30 mm	0,36 mm		0,62 mm				
035	0,35 mm	0,41 mm		0,67 mm				
040	0,40 mm	0,46 mm		0,72 mm				
045	0,45 mm	0,51 mm	± 0,04	0,77 mm	± 0,04	3 mm da ponta	16 mm (parte ativa)	
050	0,50 mm	0,56 mm		0,82 mm				
055	0,55 mm	0,61 mm		0,87 mm				
060	0,60 mm	0,66 mm		0,92 mm				
070	0,70 mm	0,76 mm		1,02 mm				
080	0,80 mm	0,86 mm	1,12 mm					
090	0,90 mm	0,96 mm	± 0,04	1,22 mm	± 0,04	3 mm da ponta	16 mm (parte ativa)	
100	1,00 mm	1,06 mm		1,32 mm				
110	1,10 mm	1,16 mm		1,42 mm				
120	1,20 mm	1,26 mm		1,52 mm				
130	1,30 mm	1,36 mm		1,62 mm				
140	1,40 mm	1,46 mm		1,72 mm				

Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012,

Figura 2. 5: Dimensões dos instrumentos.

Na figura abaixo podemos ver como são especificados os comprimentos do instrumento e como é a divisão da geometria das limas.



Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012,

Figura 2. 6: Desenho esquemático de uma lima de acordo com a norma ISO-3630-1-1992E.

A – cabo com cor que vai definir as dimensões do diâmetro;

B – Haste metálica, com comprimentos que podem ser de 21, 25, 28 ou 31 milímetros;

C – comprimento da parte ativa com no mínimo 16 mm, região que será a responsável pela realização da limpeza mecânica,

D₁ – Diâmetro da projeção do final da parte ativa da lima cujo diâmetro dá origem ao número da lima;

D₂ – Diâmetro medido a 3mm do final da parte ativa, região onde pode haver uma redução na conicidade.

D₃ – Diâmetro da base da parte ativa;

l₁ – comprimento da ponta,

l_{1min} – projeção com ângulo de 60°

l_{1max} – projeção com ângulo de 90°

l₂ – Comprimento no ponto D₂ (a 3 mm da ponta ativa)

l₃ – Comprimento do ponto D₃ (mínimo de 16mm)

l₄ – Comprimento total (de 21, 25, 28 ou 31 milímetros)

No método clássico de instrumentação, com limas manuais, o dentista utiliza várias limas com diâmetros diferentes, iniciando com menores diâmetros até os diâmetros maiores para ampliar gradualmente e em seguida limpar o canal

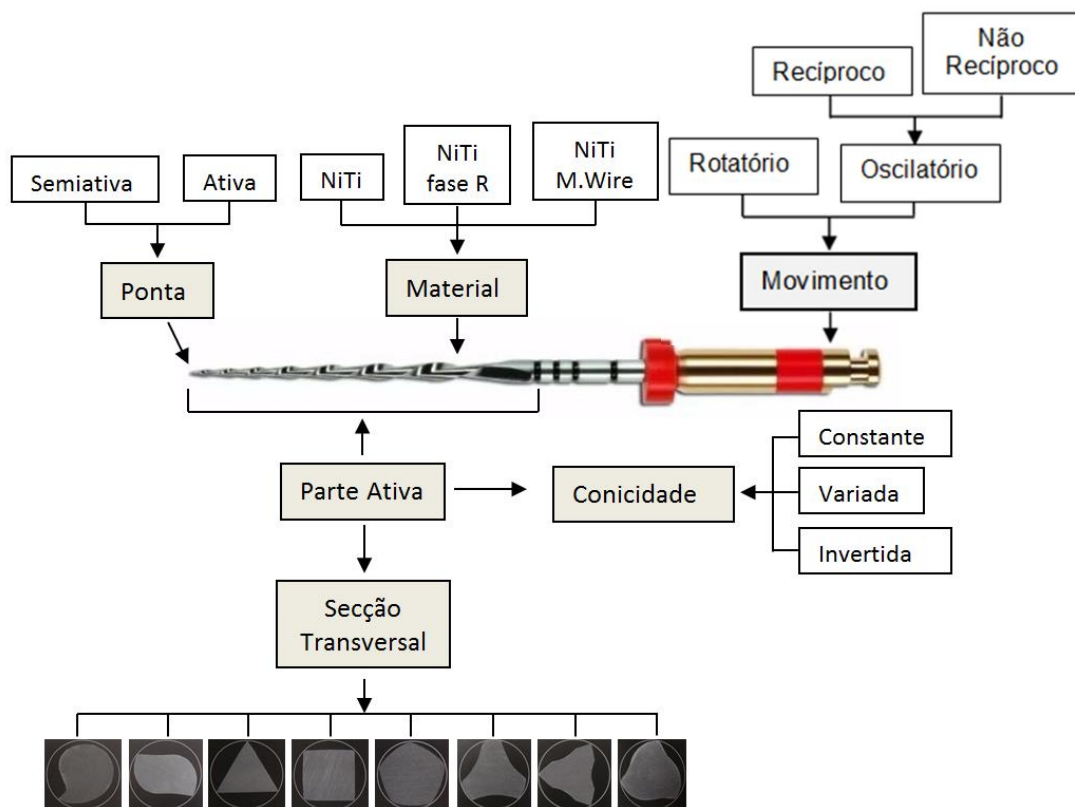
radicular, de acordo com a anatomia de cada um. O processo é finalizado quando a ampliação/limpeza desejada pelo dentista for alcançada (LEONARDO; LEONARDO, 2012).

Diferente do método clássico, onde o processo é realizado manualmente, nos processos não convencionais, o profissional tem o auxílio de um motor para realizar o preparo do canal radicular. Outra característica importante dos processos não convencionais é o menor tempo para a realização do o preparo, pois além da agilidade que o auxílio do motor traz, o número de instrumentos utilizado é menor, o que diminui bastante o tempo de preparo. (GERGI et al., 2014).

2.2.2. Métodos não convencionais

Os instrumentos utilizados nos métodos não convencionais são instrumentos diferentes do utilizados no método clássico. Apesar de todos os fabricantes destes instrumentos seguirem o padrão de dimensões dos instrumentos segundo a norma ISO/FDI 3630-1 (1992) (figura 2.5), as características geométricas e técnica variam de fabricante para fabricante.

A figura abaixo mostra as variáveis que estes sistemas podem ter:



Lopes e Siqueira, 2015

Figura 2. 7: Modelos de instrumentos rotatórios NiTi com 4 geometrias transversais diferentes e 3 passos diferentes (linhas) mostrando as dimensões, e propriedades geométricas para as várias seções transversais

Neste trabalho, analisaremos apenas dois métodos, mesmo existindo quatro não convencionais: o Método com Instrumentação Rotatória e Método com Instrumentação Oscilatória e Recíprocante. Os demais métodos não utilizam os instrumentos estudados neste trabalho. Outro ponto importante é entender que antes da utilização dos instrumentos não convencionais, sempre será utilizado um instrumento exploratório manual (instrumentos dos métodos clássicos), para exploração do canal.

2.2.3. Método com instrumentação rotatório

O sistema rotatório tem como característica a utilização de instrumento fabricado com ligas de níquel-titânio. Já os instrumentos do método clássico, utilizam aço inoxidável e a utilização de um motor com rotação de 360° para realizar o preparo do canal. A introdução deste novo material e a utilização do motor com

rotação de 360° promoveu um grande avanço no tratamento endodôntico, pois foi possível diminuir o número de instrumentos utilizados durante o preparo (ficando 1 a 6), diminuindo a quantidade dos instrumentos quebrados, bem como do tempo de preparo (YARED, 2008).

São vários os fabricantes de instrumentos rotatórios, e os mais pesquisados e utilizados pelos endodontistas são os sistemas: Profile. 04/06 (Dentisply/Maillefer – Suíça); ProTaper Universal (Dentisply/Maillefer – Suíça); Mtwo (VDW dental – Áustria); i-Race (FGK Dentaire – Suíça); K3 (Sybron/Endo – SDS – Kerr – Estados Unidos). Cada fabricante possui um projeto (geometria) de instrumento diferente, o que proporciona uma grande variação na rigidez dos instrumentos. Como consequência dessa variação do projeto, cada fabricante possui um método de trabalho diferente para se adequar ao seu instrumento e evitar falhas do mesmo (PETERS et al 2004).

Nos sistemas rotários não existe um método de preparo do canal padrão, pois cada fabricante desenvolveu o mais apropriado para obter o melhor desempenho para seus instrumentos. Desta forma, cada fabricante determina qual a rotação, o tempo de ação para cada instrumento, qual a sequência (diâmetros) e quantidade de instrumentos que devem ser utilizadas para fazer o tratamento (BÜRKLEIN et al., 2012). Para entender melhor como variam estes métodos, é importante observarmos o exemplo do sistema Profile e Mtwo

No sistema Profile 04/06 (Dentisply/Maillefer – Suíça) o método recomendado é:

Velocidade de rotação: 250rpm

Tempo de ação para cada instrumento: 2 a 5 segundos.

A cinemática do uso do instrumento pode avançar de 1 a 2 milímetros e seguido de um recuo (alívio). Esse processo deve ser repetido até que o instrumento encontre uma resistência. Assim que o instrumento não conseguir avançar, deverá ser trocado (BURKLEIN et al., 2012). A sequência para a utilização dos instrumentos é fornecida pelo fabricante:

1. Profile – orifece Shaper – nº 3 (40/.06) – três estrias vermelhas
2. Profile – orifece Shaper – nº 2 (30/.06) – três estrias amarelas
3. Profile – 25/.06 – duas estrias vermelhas

4. Profile – 20/.06 – duas estrias amarelas

E esta sequência continua até o profissional considerar que o preparo ideal tenha sido obtido.

No caso do dentista preferir utilizar o sistema Mtwo, o método é:

Velocidade de rotação: 250 a 350 rpm

Tempo de ação para cada instrumento: 1 a 2 segundos.

Já cinemática do uso do instrumento é a de avançá-lo até atingir o comprimento real de trabalho, sem forçar a penetração. Cada instrumento deve ser utilizado apenas uma vez e passar para o seguinte. Para este sistema, a sequência de instrumentos é dividida em conjuntos de quatro instrumentos, e cabe ao dentista escolher qual o conjunto ou sequência de conjuntos deve ser utilizada para cada anatomia (BURKLEIN et al., 2012). Por exemplo, o primeiro conjunto é composto por instrumentos com o tamanho da ponta variando de 0,10 a 0,25 milímetros, e com conicidade variando de 0,04 a 0,06 milímetros/milímetros (10/.04; 15/0.5; 20/.06; 25/.06) figura 2.7.



Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012

(a)



(b)

Figura 2. 8: a) Imagem com a sequência de instrumentos Mtwo; b) Imagem do blister como é comercializado o sistema MTwo..

Analisando o projeto do instrumento, cada fabricante tem o seu próprio projeto, mas para identificar o comprimento, diâmetros e conicidades a maioria utiliza o padrão estabelecido norma ISO/FDI 3630-1 (1992) (LEONARDO; LEONARDO, 2012).

Com relação às diferenças de projetos, cada fabricante possui um processo de fabricação que pode utilizar usinagem ou torção para fazer a hélice do

instrumento, geometria da seção transversal do instrumento, variação da conicidade do instrumento. (LEONARDO; LEONARDO, 2012, LOPES, SIQUEIRA, 2015).

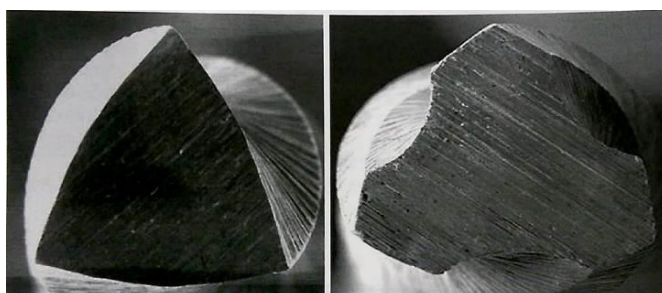
No sistema ProTaper Universal (Dentisply/Maillefer – Suíça) existe uma divisão dos instrumentos. Instrumentos com o código Sx, S1 e S2 são utilizados para modelar o canal e possuem característica da ponta com conicidade variável tipo torre Eiffel, figura 2.8 (a). Já os instrumentos com o código F1 a F5 são instrumentos para acabamento e possuem como característica a conicidade da parte ativa variável decrescente figura 2.8 (b).



Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012, p. 236

Figura 2. 9: a) Imagem representando a variação da conicidade para os instrumentos tipo S; b) Imagem representando a variação da conicidade para os instrumentos tipo F.

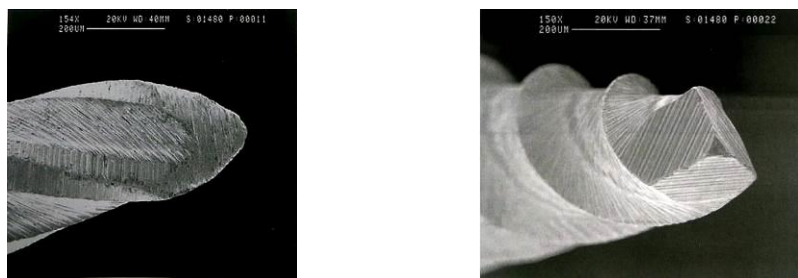
Com relação à seção transversal do instrumento, também temos dois grupos diferentes: nos instrumentos S1, S2, F1 e F2 a seção transversal é do tipo convexa triangular figura 2.9 a); nos instrumentos F3, F4 e F5 temos seção transversal cônica triangular figura 2.9 b).



Leonardo M. R.; Leonardo R. T. 2012, p. 236

Figura 2. 10: Fotomicroscopia do instrumento ProTaper a) seção transversal convexa triangular; b) seção transversal cônica triangular.

Além das diferenças citadas acima, este instrumento também possui dois tipos de ponta, que pode ser não cortante para situações de tratamento inicial cuja ponta tem função apenas de guiar o instrumento pelo canal figura 2.10 (a), ou com ponta ativa (cortante) que é utilizado para condições de retratamento. A ponta precisa cortar o material da obturação para modelar novamente o canal figura 2.10 (b) (Lopes; Siqueira, 2015).



Leonardo e Leonardo, 2012. p.p. 236 e237

(a)

(b)

Figura 2. 11: Fotomicroscopia do instrumento ProTaper a) Ponta não cortante; b) Ponta ativa

No sistema de instrumentos Mtwo, a seção transversal é a mesma para todos, e tem um formato de S figura 2.11 (a), a ponta destes instrumentos pode ser não cortante nos instrumentos específicos para tratamento inicial figura 2.11 (b) e pontas ativas para instrumentos utilizados para o retratamento figura 2.11 (c).



Leonardo e Leonardo p. 258 e 261.

(a)

(b)

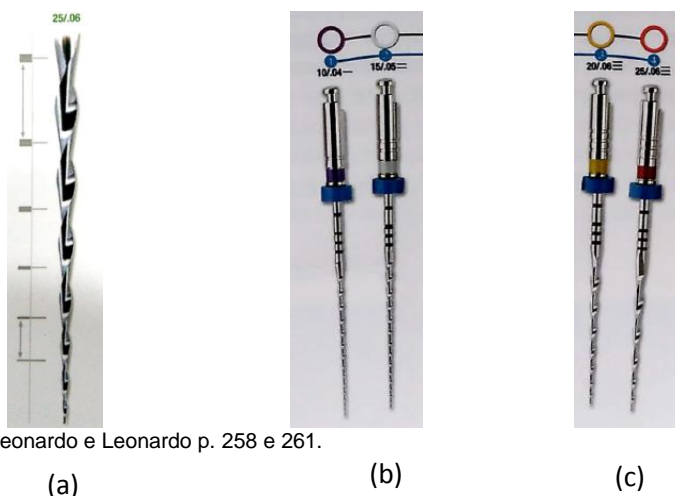
(c)

Figura 2. 12: Fotomicroscopia do instrumento Mtwo a) Seção transversal em forma de S; b) Ponta não cortante; c) Ponta ativa.

Já o ângulo da hélice, que é o ângulo formado pela superfície de corte do instrumento ao longo da sua seção longitudinal da parte ativa, varia de acordo com o diâmetro do instrumento figura 2.12 (a) e (b). Instrumentos diâmetro maior têm um ângulo de hélice aberto (maior), deixando estes instrumentos com uma superfície de corte menor e uma maior resistência mecânica. Essa característica se torna importante, pois esses instrumentos são utilizados nas fases iniciais do tratamento

que torna possível maior remoção de uma maior quantidade de debris e por consequência as forças envolvidas são maiores. (LOPES; SIQUEIRA, 2015).

Já os instrumentos com menores diâmetros possuem um ângulo de hélice menor e com uma superfície de corte maior, fazendo com que estes instrumentos fiquem mais flexíveis, para penetrar nas regiões do canal com um ângulo de curvatura maior. Estes instrumentos são utilizados nas fases finais do tratamento quando os esforços são menores, e precisamos apenas dar o acabamento do preparo.



Leonardo e Leonardo p. 258 e 261.

Figura 2. 13: Foto do instrumento Mtwo a) Exemplo da variação do ângulo da hélice; b) instrumentos com diâmetros menores e ângulo de hélice menor; c) instrumentos com diâmetros maiores e ângulo de hélice maior.

2.2.4. Método com Instrumentação Oscilatória e Reciprocante

Diferente dos métodos de instrumentação que utilizam movimento rotatório, para realizar o tratamento endodôntico, os métodos oscilatórios e recíprocantes possuem um movimento de rotação que oscila o grau de rotação entre o sentido horário e anti-horário no mesmo movimento. A diferença entre o sistema (ou método) oscilatório e recíproco e não recíproco, esta no ângulo que o instrumento rotaciona no sentido horário e anti-horário (YARED, 2008; LEONARDO; LEONARDO, 2012).

No sistema oscilatório recíproco os instrumentos possuem o mesmo ângulo de rotação nos dois sentidos. Por exemplo: rotacional 120° no sentido horário e 120° graus no sentido anti-horário. Já nos sistemas oscilatórios não recíprocos a rotação é diferente para cada sentido. Por exemplo: 30° no sentido horário e 120° no

anti-horário (YARED, 2008). Cabe lembrar que tanto no sistema oscilatório como no reciprocante, estes ângulos de rotação podem variar de acordo com o fabricante ou parametrização do motor realizada pelo cirurgião dentista (YOO; CHO, 2012)

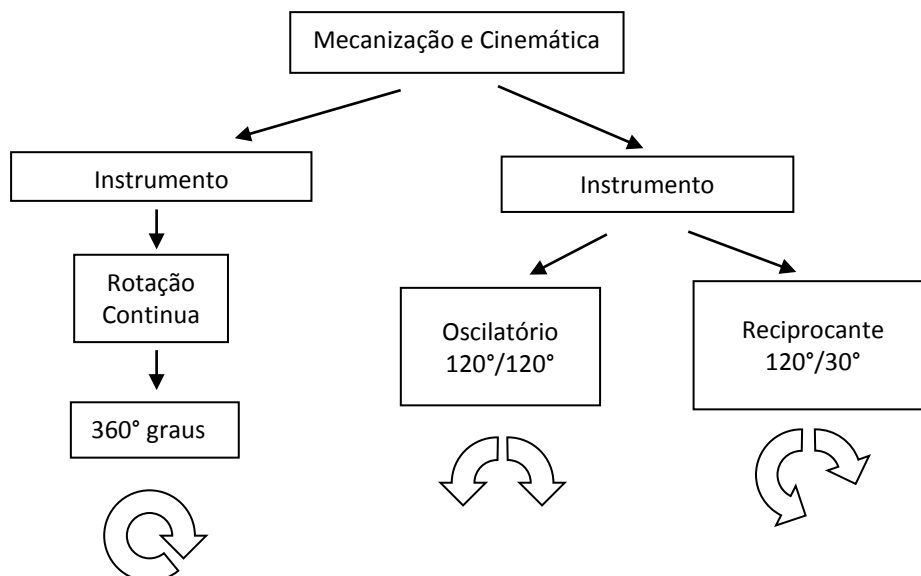


Figura 2. 14: Figura ilustrando os tipos de Movimentos dos instrumentos não convencionais.

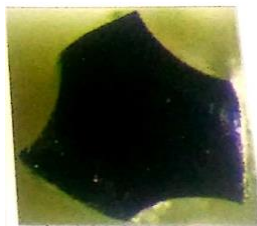
Além do tipo de rotação, outra diferença entre os métodos rotatório e oscilatório/reciprocante, está na quantidade de instrumentos utilizados para realizar o tratamento. Enquanto no sistema rotário será necessário utilizar por volta de 4 instrumentos, no sistema oscilatório ou reciprocante, na maioria dos casos, será preciso utilizar apenas um instrumento ou no máximo dois (GERGI et al., 2014). Esta característica torna o sistema oscilatório mais rápido e de menor custo. Outra justificativa para desenvolver este sistema com amplitude de rotação variada, está no fato desse processo facilitar a retirada das raspas de dentina excisadas do canal, o que diminui a tensão no instrumento e conseqüentemente o risco de fraturas diferente dos sistemas rotatórios comuns que tendem a compactar estas raspas na região apical do canal (Leonardo; Leonardo, 2012).

Existem vários fabricantes para estes sistemas, com exemplo serão mostrados dois: o sistema oscilatório WAVE ONE e RECIPROC.

O sistema oscilatório recíproco WAVE ONE tem sua composição formada por três instrumentos (YOO; CHO, 2012, BERUTTI et al 2012).

- Small – que é indicado para canais mais finos e atresiadados (estreitos). As características geométricas deste instrumento são: diâmetro de ponta (D_1) de 0,21 mm como conicidade constante ao longo de todo o instrumento de 6%.
- Primary – devido às suas características geométricas, este instrumento será indicado para a maioria dos canais radiculares. Essas características são: ponta de 0,25 mm com conicidade apical 0,08% que irá diminuir no sentido coronário.
- Large – será aplicada apenas em canais amplos. Possui um diâmetro de ponta de 0,4 mm e conicidade apical 8% que irá diminuir no sentido coronário.

Com relação à geometria do instrumento, todos possuem na parte apical de D1 a D8 uma secção triangular convexa modificada como mostra a figura 2.14, e na região de D9 a D16 a secção triangular convexa figura 2.15.



Leonardo e Leonardo p. 193

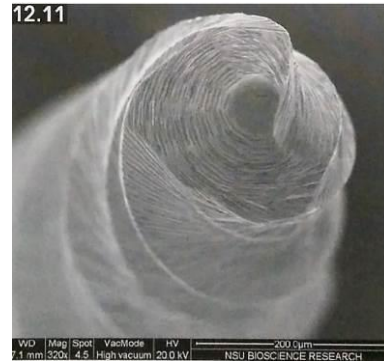
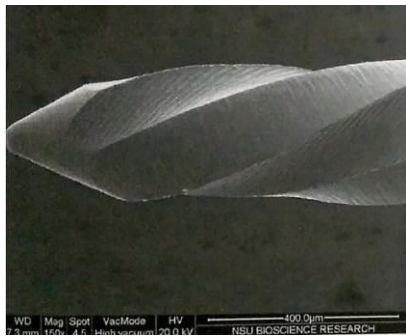
Figura 2. 15: Secção e transversal triangular convexa modificada instrumento Wave One, com 3mm da parte ativa



Leonardo e Leonardo p. 193

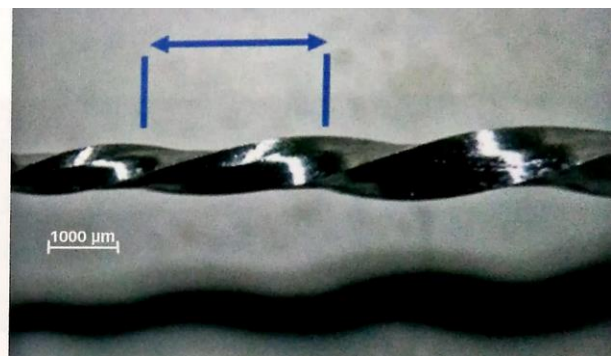
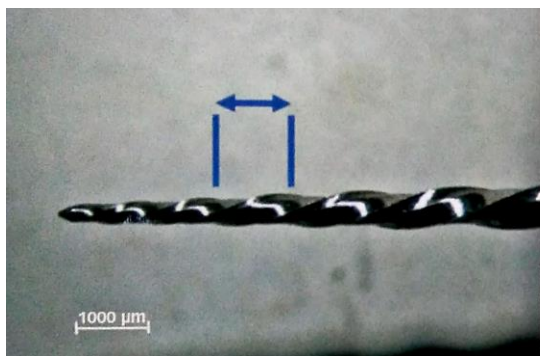
Figura 2. 16: Secção e transversal triangular convexa instrumento Wave One, com 13 mm da parte ativa.

Possuem uma ponta com ângulo de 50° inativa e modificada, figura 16, o que facilita que o instrumento acompanhe o canal com maior precisão, e comprimento de *pitch* (distância entre as hélices cortantes) menor na região apical e maior na região cervical (figura 2.17). Esta geometria foi projetada para resistir ao movimento reverso que o instrumento sofre.



Leonardo e Leonardo p. 193

Figura 2. 17: Imagem da ponta do instrumento Wave one.



Leonardo e Leonardo p. 193

(a)

(b)

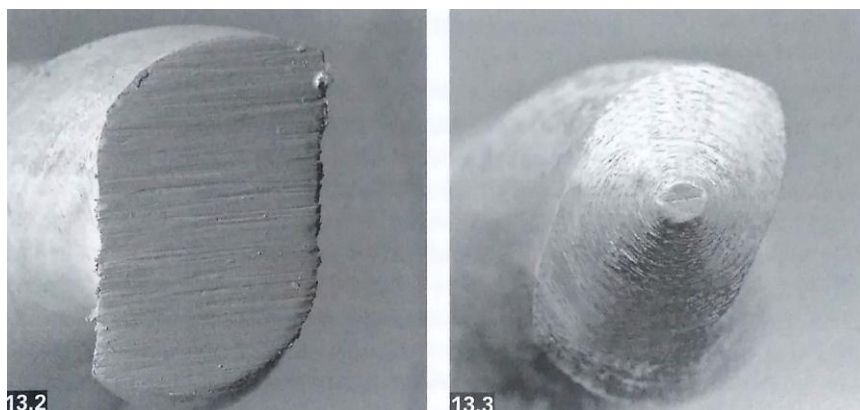
Figura 2. 18: Imagem instrumento Wave one mostrado a diferença no comprimento de pitch, na região cervical (a) e coronária (b).

Também é importante entender que apesar do instrumento ter como forma de trabalho o movimento no sentido horário e anti-horário, fará uma rotação completa de 360° após três ciclos. A indicação dos instrumentos depende da geometria do canal.

O sistema oscilatório não recíproco Reciproc também é formado por três instrumentos. (Lopes; Siqueira, 2015)

- Instrumento R25 - com ponta ISO de 0,25 mm, conicidade de 0,08 nos 3 milímetros apicais e conicidade de 0,04 no restante da parte ativa.
- Instrumento R40 – com ponta ISO de 0,4 mm, conicidade de 0,06 nos 3 milímetros apicais e conicidade de 0,04 no restante da parte ativa.
- Instrumento R50 – com ponta ISO de 0,5 mm, conicidade de 0,05 nos 3 milímetros apicais e conicidade de 0,04 no restante da parte ativa.

Devido ao movimento de trabalho deste instrumento, sua geometria foi desenvolvida com dois ângulos de corte, e com uma ponta inativa. A geometria da seção transversal do instrumento possui uma forma de S, com maior ângulo de corte no sentido de rotação do corte, o que facilita a progressão do instrumento e aumenta a resistência do mesmo na direção de maior esforço.



Leonardo e Leonardo p. 209

Figura 2. 19: Geometria da seção transversal e ponta inativa do instrumento Reciproc

De acordo com as imagens acima, há uma variedade muito grande de métodos e tipos de instrumentos. Por essa grande variedade de sistemas, há uma ampla necessidade de estudos para avaliar desempenho de cada um deles. São muitos os pesquisadores que trabalham para avaliar este desempenho, abaixo seguem alguns dos resultados obtidos.

2.3. Pesquisas desenvolvidas na área.

São muitos os métodos para realizar o tratamento endodôntico. É de competência do cirurgião dentista, avaliar se a estrutura do dente encontra-se em boas condições e por meio do tratamento endodôntico é possível remover a dor e manter o dente, evitando sua extração. Outra aplicação ocorre em situações onde a coroa do dente está danificada, mas a raiz está em boas condições. Sendo assim, o tratamento endodôntico tem uma função preparatória para colocação de uma prótese, que consiste em colocar um pino no interior do canal, servirá de suporte para uma nova coroa geralmente composta de metal e cerâmica.

Segundo Lopes et al. (1998), durante a limpeza e ampliação do canal por meio do preparo biomecânico (instrumentação), a manutenção da forma original do

canal e da posição do forame apical são fatores essenciais para a obtenção de sucesso no tratamento endodôntico. O autor utiliza dentes extraídos para estudar desvio após o preparo biomecânico utilizando instrumentos manuais. Atualmente, os instrumentos de níquel-titânio de rotação contínua têm sido amplamente utilizados no preparo dos canais radiculares. Estudos utilizando blocos de acrílicos e dentes extraídos, mostraram que esses instrumentos podem oferecer maior flexibilidade e eficiência de corte (PETERS, 2004; SCHÄFER et al., 2004, El-Anwar et al., 2015, 2016). E em sua maioria, produzem preparos rápidos, centralizados e com conicidade adequada com menores índices de desvios (SCHÄFER et al., 2006; SONNTAG et al., 2007).

Com isso, diversos estudos têm sido realizados comparando esses sistemas em relação a sua eficácia, na possibilidade de reduzir o tempo de trabalho, buscando a manutenção da qualidade do preparo. Foram então desenvolvidos sistemas com menor número de instrumentos, bem como técnicas que os preconizam (YARED, 2008).

Estudos clínicos realizados por Arens et al. (2003), mostram que mesmo com esse grande avanço, os instrumentos de níquel-titânio acionados por rotação contínua, parecem apresentar certo risco de fratura. O mesmo foi encontrado por Sattapan et al. (2000), que utilizou blocos de alumínio, para simular a geometria do canal radicular, para reproduzir os esforços decorrentes do preparo endodôntico. No entanto, a fratura ocasional de um instrumento em canais radiculares continua a ser um perigo inerente associado ao preparo do canal. Falhas devido à sobrecarga de torque foi relatada como a causa mais comum de fratura de instrumentos rotatórios de NiTi (SATTAPAN et al., 2000). A sobrecarga torcional, geralmente ocorre quando uma área substancial de um instrumento encontra atrito excessivo na parede do canal, principalmente quando a ponta de instrumento é maior do que o canal, ou quando existe a colocação de uma pressão excessiva. Estas situações podem bloquear a ponta, levando a grandes aumentos da tensão de torção. Ensaios realizados em máquinas de torção mostram que neste caso o torque desenvolvido pelo motor pode exceder um nível crítico, causando a deformação plástica do instrumento e a eventual perda de sua funcionalidade (BRAGA et al., 2013).

Em 2008, através de um estudo clínico uma nova técnica de rotação foi

proposta por Yared (2008). O uso da rotação alternada, em movimentos recíprocos. Neste, o instrumento oscila entre 150° no sentido anti-horário e 30° no sentido horário, segundo o fabricante, foi idealizada para prolongar a vida útil do instrumento de NiTi. Portanto, maior resistência à fadiga, em comparação com rotação contínua (YOU et al., 2010; DE-DEUS et al., 2010). Para estudar a resistência à fadiga os autores acima utilizaram um instrumento para fazer o preparo em vários canais até que ocorra a falha. Apesar de os canais utilizados para o estudo serem diferentes, Yared (2008) fez um estudo clínico, De-Deus (2010) utilizou um canal simulado em um tubo de aço e You et al. (2010) dentes extraídos, todos chegaram à mesma conclusão: que o movimento recíproco aumenta a vida em fadiga dos instrumentos, ou seja, este tipo de movimento permite que um mesmo instrumento possa ser utilizado para preparar um número maior de canais.



Yared et al 2008

(a)



De Deus et al 2010

(b)

Figura 2. 20: a) Radiografia de dente utilizado no estudo clínico; b) Foto do canal simulado em um tubo de aço utilizado no estudo de fadiga.

Além disso, esses novos instrumentos sofreram alterações de fabricação. Os mesmos recebem tratamentos térmicos especiais nos fios de NiTi, que proporcionam flexibilidade e resistência à fadiga superiores aos instrumentos fabricados com a tradicional liga NiTi, chamada de M-wire (PEREIRA et al., 2012).

Atualmente, dois sistemas são muito comercializados no mercado nacional. São os sistemas Reciproc (VDW, Munich, Alemanha) e WaveOne (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça).

Os instrumentos TF Adaptive (SybronEndo, Orange, CA) usam uma combinação de rotação contínua e recíproca. O instrumento usa a rotação contínua quando a quantidade de pressão é mínima. E usa movimento recíproco,

quando essa rotação envolve a dentina e a carga é nela aplicada. O fabricante alega que esta tecnologia e o fato de o instrumento ser fabricado por torção aumentam a flexibilidade e resistência à torção (GERGI et al., 2014). Um fio usinado dessa liga é submetido à uma tensão específica e a um tratamento térmico em várias temperaturas resultando em um material que inclui uma porção tanto na fase martensítica quanto na pré-martensítica fase-R, que mantém um estado pseudo-elástico.

Gergi et al. (2014) avaliaram o transporte (desvio) de canais curvos, após o preparo de dentes extraídos, utilizando o sistema TF Adaptive. Concluíram que o sistema TF apresentou menos desvio que os sistemas Reciproc e WaveOne.

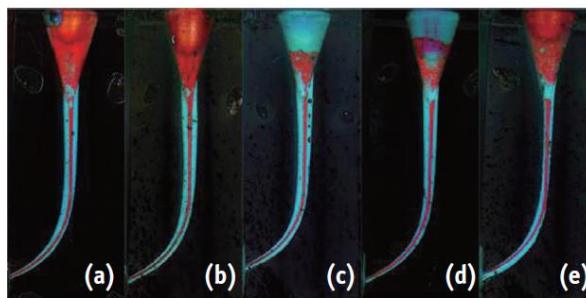
Outro instrumento inovador é o Hyflex CM (Coltene Whaledent, Cuyahoga, Falls, OH, EUA), os quais são produzidos por uma metodologia inovadora que utiliza um processo exclusivo para controlar a memória do material (um complexo de aquecimento e arrefecimento de tratamento). Saber et al. (2014) avaliaram a habilidade de preparo e limpeza do canal utilizando esse sistema. Os autores concluíram que o sistema Hyflex apresenta um menor desvio da anatomia do canal em comparação com os outros instrumentos ProTaper Next, iRaCe.

Estudos realizados em dentes extraídos, para avaliar a capacidade de limpeza e de manter a geometria do canal, foram realizados para avaliar diversos parâmetros, dados considerados ideais para um tratamento endodôntico de sucesso e com segurança (BÜRKLEIN et al., 2012). Esse estudo, com análise por meio de radiografias, não demonstrou variação na anatomia e na limpeza comparando instrumentos únicos de ProTaper, MTwo, Wave One e Reciproc. E mostrou que o instrumento Reciproc possui um menor tempo de preparo em comparação aos outros instrumentos utilizados no mesmo trabalho.

Berutti et al (2012) realizaram um trabalho em blocos de acrílico verificando por meio de radiografias digitalizadas. Eles analisaram as alterações na anatomia original como os desvios do canal, mostradas nas condições do estudo. Concluíram que não houve desvios significantes, sendo estes instrumentos passíveis de utilização na limpeza e preparo dos canais. Outro estudo de Berutti et al (2012) compararam o Wave One com o ProTaper, também em blocos de acrílico e demonstraram que o Wave One promoveu um preparo mais seguro em canais

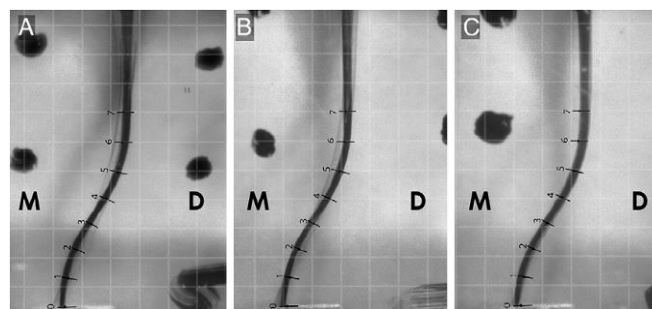
curvos.

Para avaliar a capacidade de preparo e limpeza de diferentes sistemas de instrumentação, o uso de blocos de resina com canais curvos artificiais tem sido muito utilizado (YOO; CHO, 2012; AJUZ et al., 2013; GIULIANI et al., 2014; BRISENO et al., 1993; THARUNI; PARAMESWARAN; SUKUMARAN, 1996; COLEMAN; SVEC, 1997; BERUTTI et al., 2004; FRANCO et al., 2011; BERUTTI et al., 2012). O emprego de canais artificiais foi introduzido por Weine, Kelly e Lio em 1975, que utilizaram resina transparente. Esses autores observaram que a instrumentação nesses canais artificiais se assemelhava à instrumentação em dentes extraídos, recomendando-os então como modelos experimentais. Este método permite a padronização da anatomia do canal que é um fator decisivo para a avaliação de variáveis de resultado como transporte do canal e capacidade de centralização do preparo (SILVA et al., 2015)



YOO; CHO, 2012

Figura 2. 21: Imagem dos blocos sobrepostos antes e depois do preparo com sistemas: (a) Reciproc; (b) WaveOne; (c) ProTaper; (d) Profile; (e) K-file



AJUZ et al., 2013

Figura 2. 22: Imagens sobrepostas antes e depois do preparo de canais no bloco de acrílico, utilizando instrumentos manuais de aço inoxidável; (a) PathFile; (b) ScoutRaCe (c) D, distal; M, mesial.

Kim et al. (2012) utilizaram um canal simulado em um cano de aço para avaliar a resistência à fadiga cíclica e resistência a torção de 2 sistemas: Reciproc e

Wave One. Os resultados mostraram que o sistema Reciproc apresentou maior resistência a flexão, enquanto que o Wave One maior resistência a torção.

Braga et al. (2013) avaliaram a flexibilidade, resistência à torção e características estruturais e dimensionais de dois instrumentos, com a mesma composição química, e produzidos por processos diferentes um por torção, instrumento TF, e outro produzido por usinagem, Race. Os autores compararam os sistemas TF e Race e observaram que os instrumentos TF apresentaram menores valores de dureza e maiores valores de flexibilidade do que os instrumentos Race.

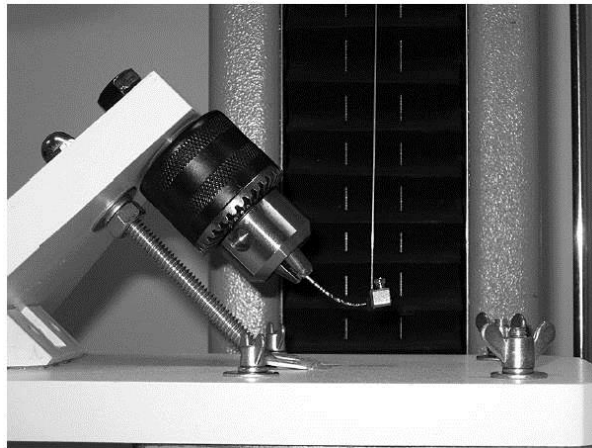
De-Deus et al. (2014) utilizaram uma máquina de ensaio universal e um canal simulado em um tubo de aço, para avaliar a resistência à flexão e à fadiga cíclica dos instrumentos Reciproc R40 e WaveOne Large. Keskin e Inan (2019), Ozyrek et al. (2017) fizeram um estudo de ensaio em fadiga cíclica com metodologia similar à De-Deus para avaliar a influência dos diferentes tipos de manufatura, como utilização de eletropolimento após usinagem e diferentes tratamentos térmicos nos instrumentos. Eles concluíram que o processo de fabricação influencia na rigidez do instrumento.

Os instrumentos WaveOne apresentaram resistência à flexão significativamente maior do que Reciproc. Além disso, os instrumentos Reciproc revelaram maior resistência à fadiga cíclica.

Alcalde, Tanomaru-Filho et al. (2017), utilizaram o ensaio de torção e fadiga cíclica para comparar a rigidez à torção e vida em fadiga dos instrumentos ProDesign R, Reciproc e o Unicone. Neste trabalho encontram que o ProDesign R possui uma maior resistência a fadiga e maior ângulo de rotação em comparação com o Reciproc e o Unicone, mas o Reciproc possui maior resistência à torção. Em 2018 Alcalde, Duarte et al.(2018), utilizaram a mesma metodologia para comparar os instrumentos Reciproc Blue, Prodesign R e WaveOne Gold, e encontraram que o Prodesign R possui uma maior resistência à fadiga cíclica e maior ângulo de rotação em comparação com o Reciproc Blue e WaveOne Gold. Com relação a resistência a torção, os instrumentos Prodesign R e WaveOne Gold apresentaram uma maior resistência.

Os estudos mostrados acima tem em comum o fato serem realizados fisicamente, são ensaios *in vitro*. Outro ponto importante é que estes ensaios se

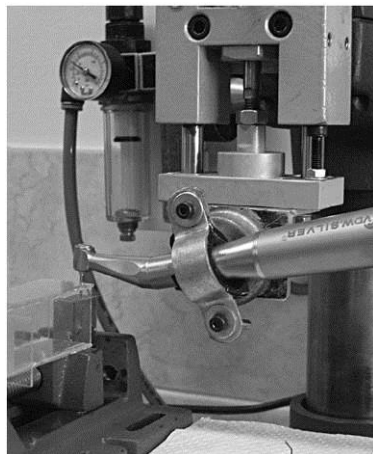
tornam muito caros uma vez que utilizam uma grande quantidade de instrumentos, dentes ou blocos simulados (canal radicular), que tem um custo alto e serão utilizados apenas uma vez. Um exemplo do material necessário para este tipo de estudo pode ser visto em Scelza et al. (2015), que menciona a utilização de 60 instrumentos de NITi (30 Reciproc e 30 WaveOne) divididos em grupos de 10, para ensaios de flexão, fadiga estática e fadiga dinâmica. O ensaio de flexão consiste em fixar a parte cilíndrica da instrumento em um mandril, e com um dispositivo de fixação na ponta do instrumento, realizar a flexão do mesmo até fraturar.



Scelza et al. 2015

Figura 2. 23: Dispositivo para ensaio de flexão.

Já o ensaio considerado fadiga estática consiste em introduzir o instrumento em um canal simulado, feito de aço polido, e aplicar a rotação utilizada no tratamento endodôntico, sem movimento na vertical, enquanto que no ensaio de fadiga dinâmico, utiliza-se o mesmo dispositivo figura 2.23, mas além da rotação aplica-se um movimento vertical, e em ambos, o ensaio irá parar no momento da fratura do instrumento. Após esses ensaios, todos os instrumentos foram analisados em um microscópio eletrônico para avaliar o tipo de fratura.



SCELZA 2015

Figura 2. 24: Dispositivo para ensaio de fadiga estática e dinâmica

Este tipo de estudo pode se mostrar eficiente e traz resultados relativamente rápidos, uma vez que para realiza-los é preciso ter o material e equipamentos necessários, mas são estudos comparativos, o que dificulta que os resultados sejam extrapolados para instrumentos diferentes, uma vez que os resultados são específicos para cada geometria, condição e tipo de ensaio utilizado.

Uma alternativa para esses ensaios é a utilização de métodos matemáticos para estudar o comportamento dos materiais. Neste caminho a bioengenharia têm obtidos grandes avanços devido à utilização de diversas técnicas, e um dos métodos mais empregados é o Método dos Elementos Finitos (MEF). Este método vem sendo utilizado há algumas décadas no estudo do comportamento de implantes e próteses. Segundo Baiamonte et al. (1996), é possível avaliar o comportamento das mecânicas do sistema de próteses odontológicas com a utilização do MEF, que é uma ferramenta precisa para tal finalidade. Devido ao grande número de trabalhos e os bons resultados apresentados na utilização do MEF para implantes e próteses, muitos pesquisadores passaram a utilizar este método para analisar o comportamento mecânico dos instrumentos endodônticos e raiz do dente.

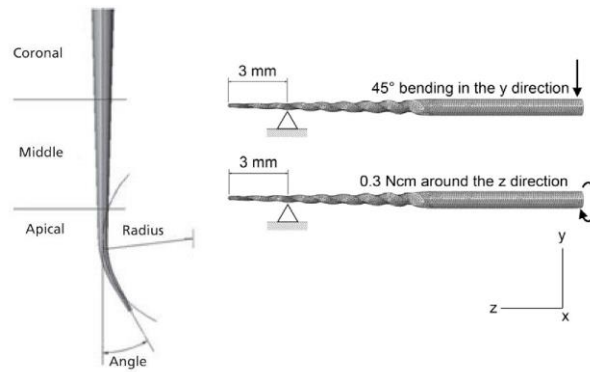
Eken R. et al 2016 utilizou a imagem digital de um dente humano para imprimir um modelo desta raiz utilizando uma impressora 3D. Os modelos impressos em resina foram utilizados para realizar o preparo biomecânico do canal utilizando 7 tipos diferentes de instrumentos. Depois do preparo, esses dentes de resina foram

escaneados em um microtomógrafo e a imagem obtida foi utilizada para construir um modelo em elementos finitos. Para avaliar qual influência do tipo de preparo realizado na distribuição das tensões na raiz do dente, foi aplicada uma carga de 300N com um ângulo de 45° e verticalmente a raiz. Os autores concluíram que as diferenças no preparo, devido aos tipos de instrumento utilizados, influenciam a destruição de tensões na raiz do dente. Lin et al. (2013) utilizou uma imagem obtida por microtomógrafo de um dente para construir um modelo em elementos finitos, a fim de avaliar a distribuição de tensão e risco de fratura em dentes com trincas que sofreram o tratamento endodôntico e três diferentes tipos de restauração.

Kim et al. (2010) utilizou um modelo em elementos finitos de três instrumentos reconstruídos através de uma imagem de microtomografia, com um modelo de canal com diâmetro interno pré-definido para introduzir o instrumento, com o objetivo de avaliar distribuição de tensões na região apical do canal.

Karamoos-Ravari e Deghani 2018, utilizaram um modelo em elementos finitos para estudar os efeitos da assimetria na resposta em flexão do NiTi nos instrumentos rotativas, com relação a deformação e tensões de Von Mises. Encontrou que a assimetria de material pode afetar a tensão máxima de Von Mises, além da flexão da parte apical do instrumento.

Para estudar propriedades mecânicas dos diferentes instrumentos, alguns pesquisadores utilizam o MEF com as condições de contorno similares aos ensaios mecânicos de flexão e torção dados pela norma ISO 3630-1 (1992). Esta norma abrange características dos instrumentos operados à mão e com força, utilizados pelo dentista para a preparação mecânica do canal radicular. Especifica condições gerais e requisitos, como comprimento, diâmetro e conicidade, além de métodos de teste. As condições de ensaios dadas pela norma são: encontrar o momento fletor de um instrumento, engastar 3 mm na sua ponta e aplicar uma deflexão de 45°, e para o obter o torque máximo utilizar o instrumento com 3 mm engastado na ponta e utilizar um torque de 0.3 N.cm. Estes parâmetros de ensaio podem ser encontrados em diversos artigos como em EL-Anwar et al. (2015, 2016) e Bonessio et al. (2015).



El-Anwar, Mandorah et al 2015

Figura 2. 25: Condições de contorno utilizadas para ensaio de Flexão e torção.

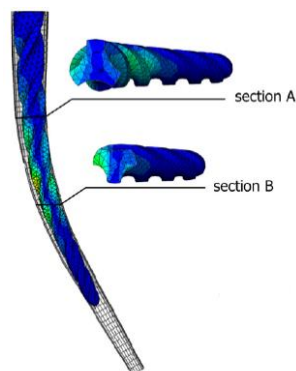
EL-Anwar et al. (2015, 2016) e Bonessio et al. (2015) utilizou as forças e condições de contorno da norma ISO 3630-1, para os ensaios de flexão e torção do instrumento. Concluiu que o material NiTi M-Ware possui uma melhor resistência à falha que o NiTi normal. Além do estudo acima, Bonessio et al. (2015), também realizou o ensaio físico, segundo ISO 3630-1 (1992), em um instrumento WaveOne para validar o modelo em elementos finitos. Baek et al. (2011), Versluis et al. (2012) através da simulação utilizando um modelo em elementos finitos de um ensaio de torção, estudaram a influência do passo da hélice, área e geometria da seção transversal na rigidez a torção de instrumentos, e concluíram que o aumento da área de seção transversal e diminuição do passo da hélice aumentam a rigidez a torção dos instrumentos.

Montalvão e Alcada (2011), Montalvão et al. (2014) para estudar os efeitos da utilização da liga de NiTi M-Wire em comparação com a liga NiTi em dois instrumentos com geometrias similares, utilizou o MEF com condições de contorno um pouco diferentes das encontradas na norma ISO 3630-1 citadas anteriormente. Para encontrar o momento fletor, utilizou um instrumento engastado na sua base, parte cilíndrica, e aplicou na ponta do instrumento uma força de 1 N. E para estudar os efeitos da torção, engastou 4 mm da ponta do instrumento e aplicou um torque de 2.5 N.mm e 1.25 N.mm concluindo que a utilização da liga M-Wire aumenta a flexibilidade e a resistência a torção dos instrumentos.

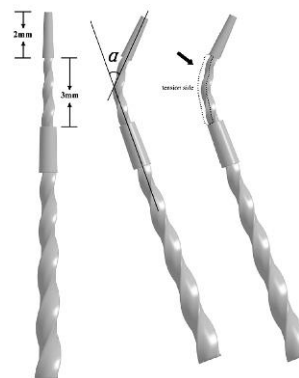
Necchi et al (2010) utiliza um modelo em elementos finitos composto pelo modelo de dois instrumentos, ProTaper e System GT, e um canal com oito configurações da geometrias diferentes em relação ao ângulo e raio. Além da

rotação, o instrumento possui um movimento vertical para simular o movimento de inserção e retirada do instrumento do canal. Neste trabalho ele avalia as tensões de flexão e torção nos instrumentos e encontrou que a variação do raio do canal tem uma maior influência nas tensões resultantes no instrumento que a variação do ângulo. Também concluiu que o instrumento System GT tem um melhor desempenho em flexão e o ProTaper em torção.

Gao et al. (2011) utilizou o MEF para estudar a influencia da curvatura do canal sobre a distribuição de tensão e deformação em um instrumento endodôntico, Pro Taper F2. Diferente de outros autores que constroem um modelo de canal completo com raio e ângulo fixos, Gao utilizou um par de tubos estreitos para representar a parte apical e coronal do canal e aplicar a flexão no instrumento. Através da variação da posição destes tubos, o autor estudou a influência da variação do comprimento do arco, ângulo e posição do arco em relação a parte apical e coronal. Os autores observaram que a variação de qualquer um dos fatores relacionados acima influencia na distribuição das tensões e deformações do instrumento.



Necchi et al. 2010



Gao et al. 2011

Figura 2. 26: Configuração dos modelos em EF utilizados nos trabalhos realizados por Necchi e Gao respectivamente.

2.3.1. Modelagem por Elementos Finitos e verificação da funcionalidade do modelo

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método numérico, que utiliza equações matemáticas para descrever uma estrutura física e seu

comportamento mecânico, a esta representação é dado o nome de modelo. Por se tratar de um modelo matemático, para que tenha uma boa precisão, é necessário colocar as informações sobre as características do sistema real. Quanto mais próximo do sistema real for o modelo melhor será sua capacidade de representar o sistema real. Cabe observar que a relação entre características do modelo, precisão e tempo computacional estão intimamente relacionados. Modelos mais detalhados exigirão um tempo computacional maior, sendo assim, deve-se considerar a melhor relação entre estas características.

Devido à necessidade de construir modelos utilizando o Método Elementos Finitos o mais próximo possível do real, várias técnicas têm sido usadas para aprimorar a sua construção. Uma delas é a aquisição de imagens através da microtomografia computadorizada e do escaneamento tridimensional.

A tomografia computadorizada (TC) e o escaneamento tridimensional são algumas das maneiras de se obter imagens internas e externas de uma geometria. É mais utilizada em processos médicos e odontológicos, a TC obtém imagens de seções de volume através de exposição aos raios-X. O escaneamento, por sua vez, utiliza o processo de fotografia sequencial que retrata a superfície do objeto obtendo seus contornos.

Essas técnicas de aquisição de imagens estão ligadas ao desenvolvimento da geometria. Além da geometria, outro ponto muito importante na construção do modelo está nas relações existentes entre as interfaces e os componentes do modelo. Na modelagem utilizando o MEF existem duas maneiras de se trabalhar um modelo com diversos componentes: considerando a interface dos componentes como “colados” ou pela introdução dos elementos de contato.

Na “colagem”, todos os componentes dos modelos são introduzidos, montados e unidos (“colados”) rigidamente. Com isto, o software interpreta o conjunto como sendo um único corpo, porém feito de diferentes materiais, ou seja, o modelo se comporta como uma unidade. No segundo método, são introduzidos elementos de contato nas interfaces entre os componentes. Com estes elementos, aqueles deixam de ser “grudados” e passam a se relacionar de forma independente, como um conjunto. Esta forma é a que mais se aproxima do modelo real, pois simula a interação entre as partes, isto é, fornece a individualização de cada componente.

Depois de construído o modelo, é preciso verificar sua confiabilidade e funcionalidade, sendo necessária a realização da comparação entre os resultados obtidos pelo modelo com os obtidos em procedimento experimental. Essa verificação, entre o modelo numérico e experimento é um requisito importante para qualquer simulação numérica, inclusive para o Método dos Elementos Finitos.

Na atualidade, os preparos do canal estão cada vez mais conservadores. Este fato tem o objetivo de manter mais estrutura dentária e conseqüentemente maior reforço ao dente, fazendo com que o prognóstico seja melhor em médio e longo prazo (EKEN et al. 2016). Nesse mesmo contexto, a ciência endodôntica busca um método de preparo que submeta a raiz do dente a menos esforços oriundos do movimento e da interação entre o instrumento e a raiz do dente. Nota-se que os trabalhos existentes estão voltados para o comportamento mecânico de cada instrumento ou nas tensões desenvolvidas na raiz após o preparo biomecânico. Porém, não há estudos sobre o comportamento da raiz diante dos esforços gerados por esses instrumentos durante o tratamento endodôntico. Diante da importância do assunto e da ausência de trabalhos na literatura, torna-se pertinente e oportuna a realização da presente pesquisa que tem como objetivo construir um modelo utilizando o Método de Elementos Finitos, possibilitando avaliar as tensões devido à interação entre os diferentes instrumentos endodônticos com o canal radicular, uma vez que os esforços excessivos gerados durante o preparo biomecânico podem provocar danos tanto no instrumento, quanto na raiz do dente.

3. Metodologia

3.1. Construção do Modelo em Elementos Finitos

3.1.1. Considerações gerais

A metodologia deste trabalho está dividida em três etapas:

1) Elaboração de um modelo tridimensional em Elementos Finitos para o instrumento endodôntico e o canal radicular.

2) Validação dos modelos desenvolvidos.

3) Avaliação das tensões na raiz do dente e no instrumental, resultantes do tratamento endodôntico.

3.1.2. Modelo

Devido à falta de informações e complexidade da geometria do instrumento endodôntico e canal radicular não foi possível fazer a modelagem diretamente no software de Elementos Finitos Ansys.

Para a construção do modelo foi utilizada a imagem obtida por microtomografia computadorizada. Para a manipulação final e criação de uma estrutura tridimensional foi utilizado softwares CAD (Computer Aided Design).

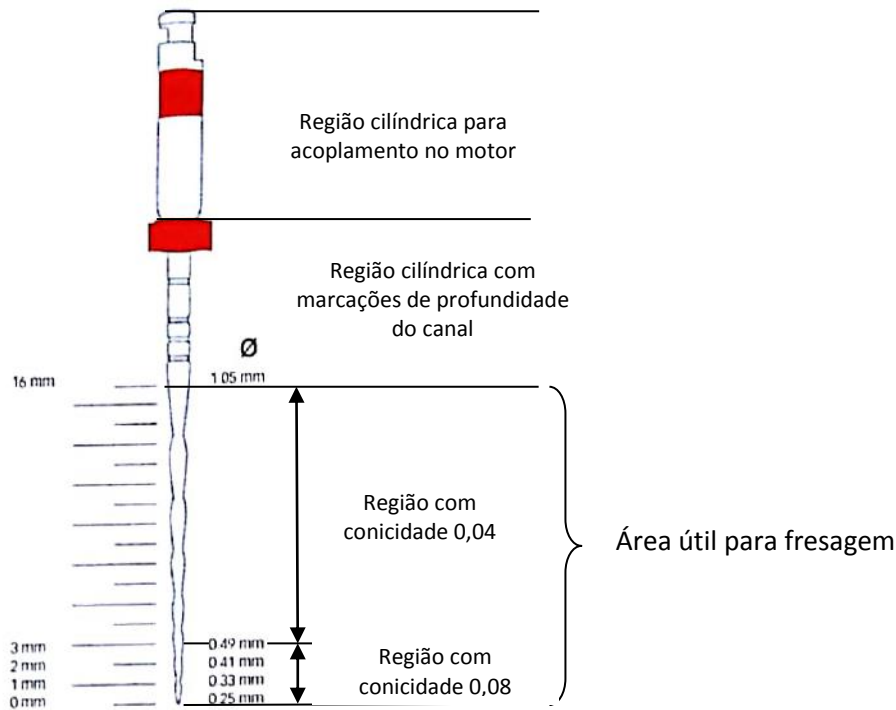
Após a completa modelagem geométrica do instrumento endodôntico e do canal radicular, esses foram exportados ao software de Elementos Finitos ANSYS, (versão 15) para a discretização do modelo e posterior simulação do problema.

Este método de modelagem foi escolhido, pois tomou como base a experiência do grupo de pesquisa do Laboratório de Bioengenharia da Faculdade de Engenharia de Bauru - FEB-UNESP na modelagem de implantes endodônticos, maiores detalhes podem ser vistos Freitas *et al.* (2013 e 2014).

3.1.3. Construção do Modelo do Instrumento

Para a construção do modelo do instrumento, foi utilizado como primeiro instrumento o Reciproc 25.08. Este Instrumento tem como característica um comprimento total de 25 mm, tendo sua área útil, que é utilizada para fazer a fresagem do canal, o comprimento de 16 mm. Esta área possui um perfil cônico

divididos em duas seções. Nos 3 milímetros iniciais (apicais) temos uma conicidade de 0,08 mm/mm, no restante temos a conicidade constante de 0,04 mm/mm figura 3.1.



Fonte: LEONARDO e LEONARDO. Tratamento de canais radiculares São Paulo, 2012 p209.

Figura 3. 1: Figura representativa do Instrumento Reciproc 25.08.

A conicidade está relacionada ao diâmetro externo do instrumento. Na figura 3.1 podemos ver como é distribuída esta conicidade. Na “ponta”, parte apical do instrumento, podemos ver que o diâmetro inicial é de 0,25 mm e o diâmetro aumenta em 0,08 milímetros por milímetro até atingir o diâmetro de 0,49 mm no final da primeira região. No restante do instrumento, até o limite da região ativa que será com 16 mm esta conicidade, ou aumento do diâmetro, terá uma variação de 0,04 mm/mm tendo como diâmetro final um valor de 1,05 mm, que dá origem à região cilíndrica onde o instrumento será conectado ao motor de rotação. A figura abaixo representa uma vista em corte para ilustrar a conicidade do instrumento.

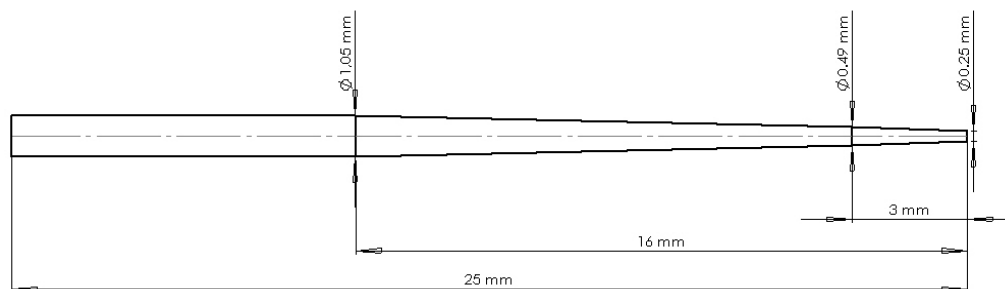
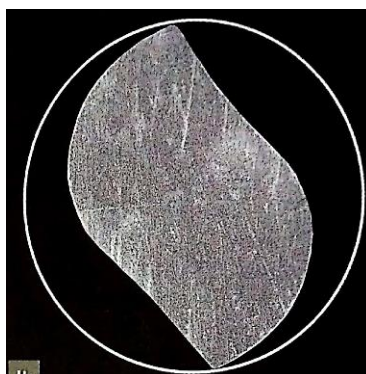


Figura 3. 2: Desenho ilustrativo para demonstrar variação do diâmetro externo do instrumento.

A informação da conicidade da parte externa é dada pelo fabricante, mas a dimensão da “alma”, ou diâmetro primitivo do instrumento, não são fornecidos pelos fabricantes.

Na região ativa a área de seção transversal possui uma forma de S com dois ângulos de corte figura 3.3. Além destas características construtivas, esta região também possui um formato helicoidal.



Fonte: LOPES e SIQUEIRA Jr. **Endodontia: Biologia e técnica** 4.ed. Rio de Janeiro, 2015 p309, fig. 10-95F

Figura 3. 3: Imagem da seção transversal da região cônica do instrumento Recirpoc R25.08.

Algumas informações sobre a construção do instrumento podem ser encontradas em artigos ou em dados fornecidos pelo fabricante, como conicidade, o tipo de geometria da seção transversal do instrumento e tipo de ponta. Mas essas informações não são suficientes para reconstruir a geometria do instrumento, pois ainda faltam informações como; número de hélices, dimensão da alma, variação da área da seção transversal e ângulo de corte.

Uma forma de identificar as características do instrumento é utilizar o equipamento de aquisição de imagens. O equipamento utilizado para obter esta

imagem foi o microtomografia computadorizada μ CT (Skyscan 1174, Bruker-microCT, Kontich, Bélgica).

O microtomógrafo tem o mesmo funcionamento que o tomógrafo computadorizado (TC), que através de várias imagens da seção transversal sobrepostas monta uma imagem tridimensional do objeto. A diferença é que o microtomógrafo aplica uma distância menor entre as seções da imagem que o TC. Esta imagem nada mais é do que uma malha formada através de uma nuvem de pontos que são geradas por essas seções e depois podem ser visualizadas no software da máquina. Para utilizar estas informações, precisamos converter e a imagem em um formato que possibilite utilizar os softwares do tipo CAD. Uma opção é converter esta imagem em um arquivo com extensão *.stl* (STereoLithograph – “estereolitografia”). O software do microtomógrafo possui a opção de exportar a imagem neste formato. O formato *.stl* conserva todas as informações da imagem, e permite que a imagem seja utilizada nos softwares CAD. Nesta tese, o software CAD utilizado foi o Solidworks 2012.



Figura 3. 4: Imagem obtida na microtomografia computadorizada

Neste formato, a imagem é apenas uma nuvem de pontos que dá forma a uma imagem tridimensional originada a partir da geometria externa do instrumento e não possuindo um volume.

O primeiro passo para converter nuvem de pontos em um sólido, é tratar esta malha para tirar qualquer imperfeição gerada pela aquisição de dados. Estas imperfeições podem ser superfícies sobrepostas, pontos abertos na malha, superposição de planos ou ponto etc. Para fazer este tratamento inicial, é possível usar softwares livres dedicados como *Meshlab*, ou ferramentas fornecidas pelos softwares CAD. Para fazer estes ajustes foi utilizado o pacote ferramentas *ScanTo3D* do software Solidworks.

Na maioria das vezes a ferramenta *ScanTo3D* não está ativada no Solidworks. Para ativá-la é preciso ir até a barra de ferramentas e selecionar a opção de suplementos. Este procedimento deve ser realizado antes de abrir a

imagem do instrumento, pois com a ferramenta *ScanTo3D* ativada, será possível selecionar a opção de abrir um arquivo *.stl*. É interessante utilizar as ferramentas oferecidas pelo *ScanTo3D*, pois esta ferramenta orienta o caminho para o tratamento da malha, e em cada passo é possível escolher entre fazer as alterações manualmente ou permitir que o software faça automaticamente.

Para tratar a imagem foi utilizado o *Assistente de Tratamento de Malha*. Esta ferramenta permite escolher a orientação da malha, remover os dados insignificantes, simplificar a malha ou suavizar a sua superfície. Depois de tratar a malha podemos usar dois métodos para criar a superfície/sólido. A primeira proposta é utilizar o próprio *Assistente de Superfície* da ferramenta *ScanTo3D*, que irá criar a superfície de forma automática ou guiada. A outra proposta é de criar a superfície/sólido, utilizando a ferramenta *Assistente de Curva*, que irá criar várias curvas (perfis), a partir dos planos de corte na seção transversal, como mostrado na figura 3.5, que podem ser usadas como base para utilizar a ferramenta *Loft* e construir o sólido.

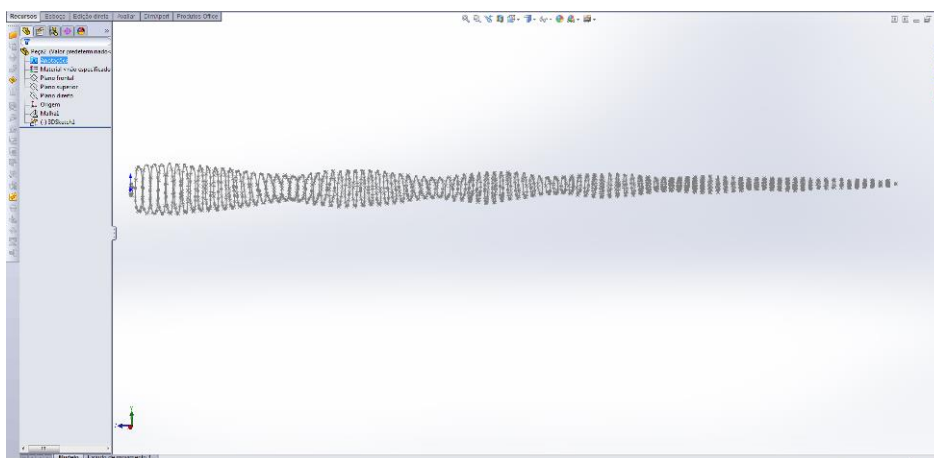


Figura 3. 5: Curvas (perfis) criados para construção do volume, software CAD SolidWorks.

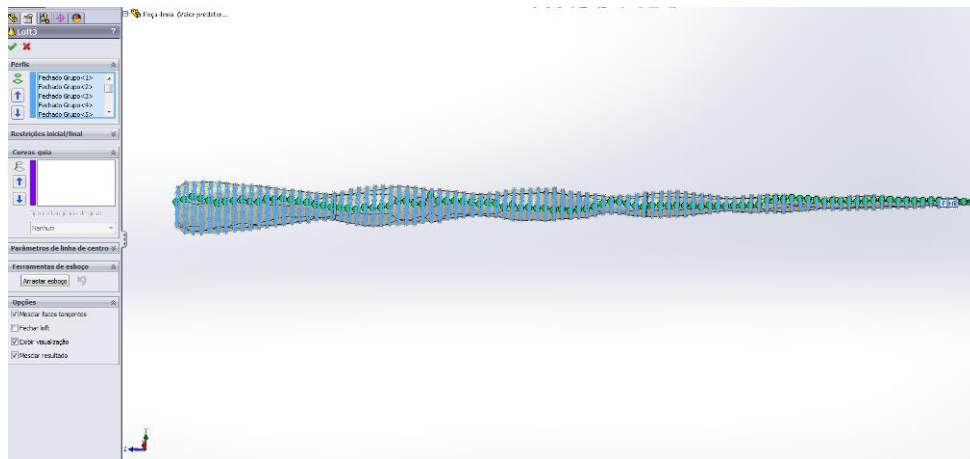


Figura 3. 6: Utilização do comando Loft para ligar os perfis, para construção do volume, software CAD SolidWorks.

Na figura 3.6 podemos ver uma linha de referência com pontos em verde, que é utilizada para sincronização entre os perfis de *Loft*, ou seja, ajustar o alinhamento entre eles. Essa ferramenta é importante, pois quando usamos a ferramenta *Loft*, precisamos selecionar os perfis na ordem correta de construção e muitas vezes estes planos precisam ser alinhados manualmente para representar corretamente a geometria do objeto construído. Na figura 3.7 temos uma imagem ampliada para visualizar melhor os perfis e a linha de sincronização/alinhamento.

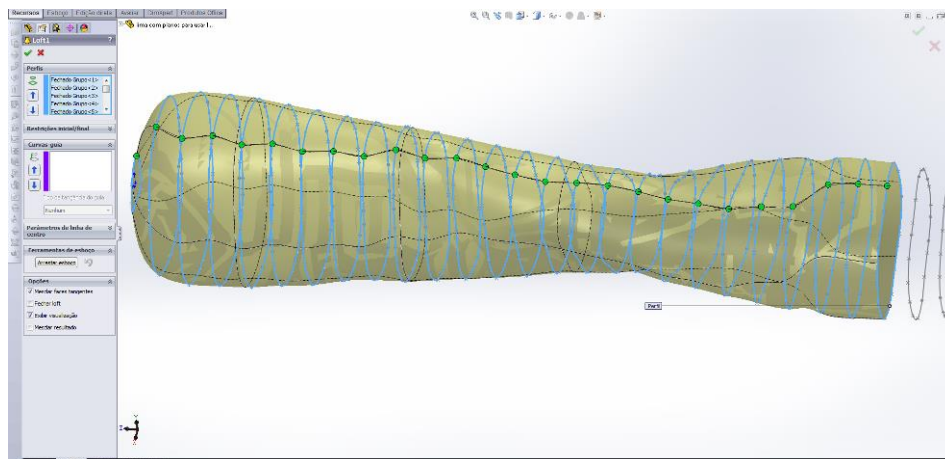


Figura 3. 7: Imagem para visualizar linha de sincronização/alinhamento de perfis do comando Loft, software CAD SolidWorks

Na figura 3.8 temos a imagem do instrumento reconstruído a partir dos dados de escaneamento.

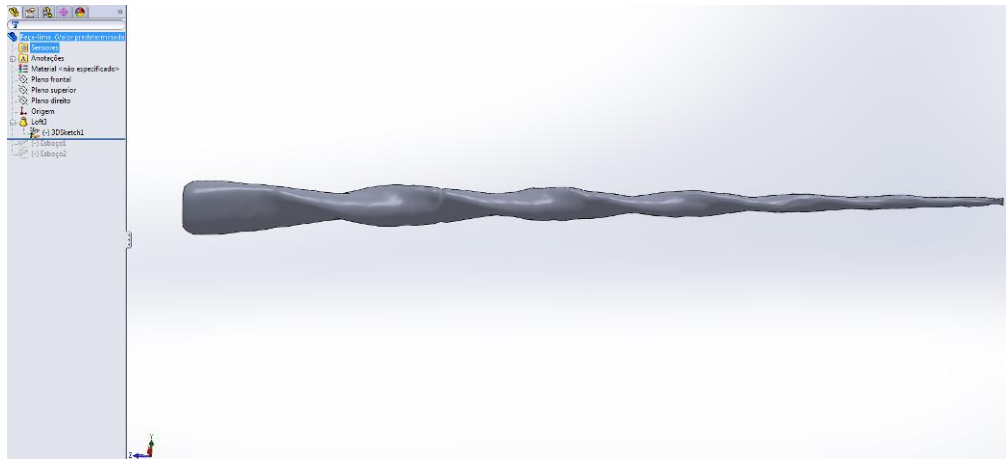


Figura 3. 8: Imagem produto final da construção, instrumento com volume, software CAD SolidWorks

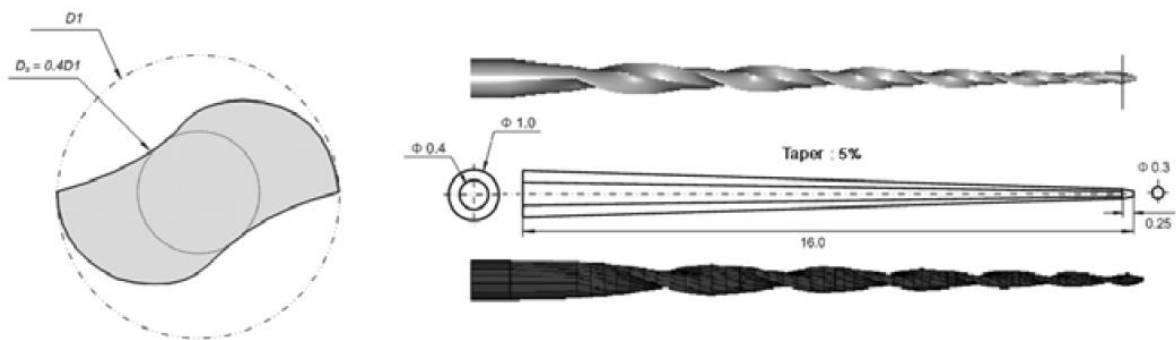
Observando a imagem do sólido obtido, é possível ver que possui todas as características geométricas da imagem obtida no escaneamento no microtomógrafo. Desta forma, poderia ser usada para construção do modelo em elementos finitos. Apesar desta qualidade da imagem, podemos observar que devido as interpolações dos pontos da malha original, o sólido teve um pequeno amortecimento nas arestas de corte e na região inicial do instrumento. Para que esta reconstrução do instrumento tenha maiores detalhes sobre a aresta de corte e a distinção da alma do instrumento, foram utilizados outros métodos para conseguir mais informações sobre a geometria do instrumento.

Para obter informação mais detalhadas sobre o diâmetro interno (alma) e externo do instrumento, além do número de hélices na região ativa, foi utilizado um projetor de perfil Mitutoyo (PJ-A3000), a figura 3.9.



Figura 3. 9: Imagem Projetor de perfil utilizado para obter geométrico do instrumento.

No artigo de Kim et al. (2009) e Lee et. al.(2009), há um desenho que mostra a relação entre o diâmetro externo e interno do instrumento figura 3.10. Observando este desenho e a imagem de cortes da seção transversal do instrumento, é possível ver que a geometria da seção transversal é simétrica. Esse desenho mostra a forma da seção transversal. Utilizando essas informações, foi possível fazer um desenho para reproduzir a geometria da seção transversal em formato de S. Para avaliar se a geometria desenhada estava representando o formato real do instrumento, foram feitos cortes na seção transversal do sólido obtido da imagem do escaneamento, para se saber o valor da área desta seção transversal e essa mesma área foi comparada com a do desenho realizado. A área do desenho foi ajustada até fornecer a mesma área da seção transversal do sólido. O desenho da seção transversal obtida pode ser visto na figura 3.11.



Kim H.C. et al 2009

Figura 3. 10: Desenho com o diâmetro externo e interno da seção do instrumento Reciproc 20.08.

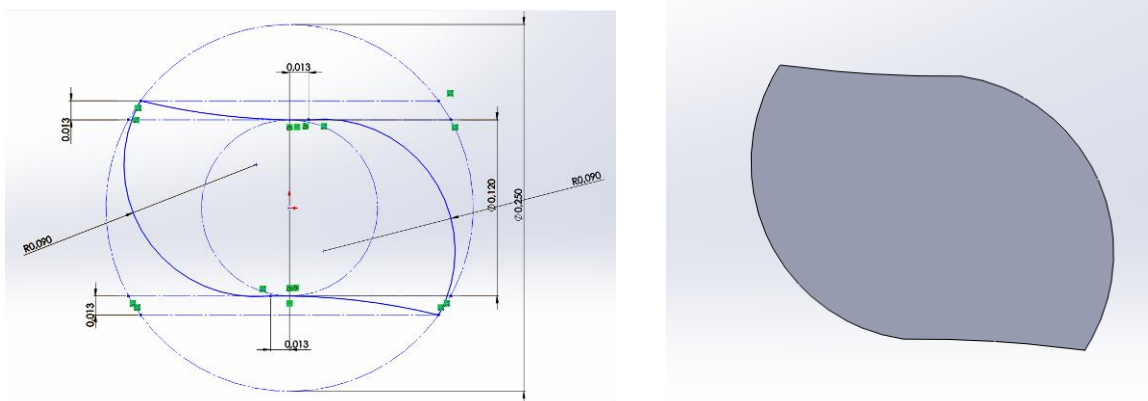


Figura 3. 11: Desenho com a reprodução da área da seção transversal em forma de S do instrumento Reciproc 20.08.

Como o artigo de Lee et. al. (2011) nos fornece apenas o diâmetro externo e interno da seção transversal da parte final do instrumento, parte coronária, para reconstruir o instrumento completo, foi necessário utilizar as informações obtidas no projetor de perfil. Com essas seções construídas, foi usada a ferramenta *Loft*, para obter o desenho do instrumento. A figura 3.12 mostra o desenho final do instrumento.

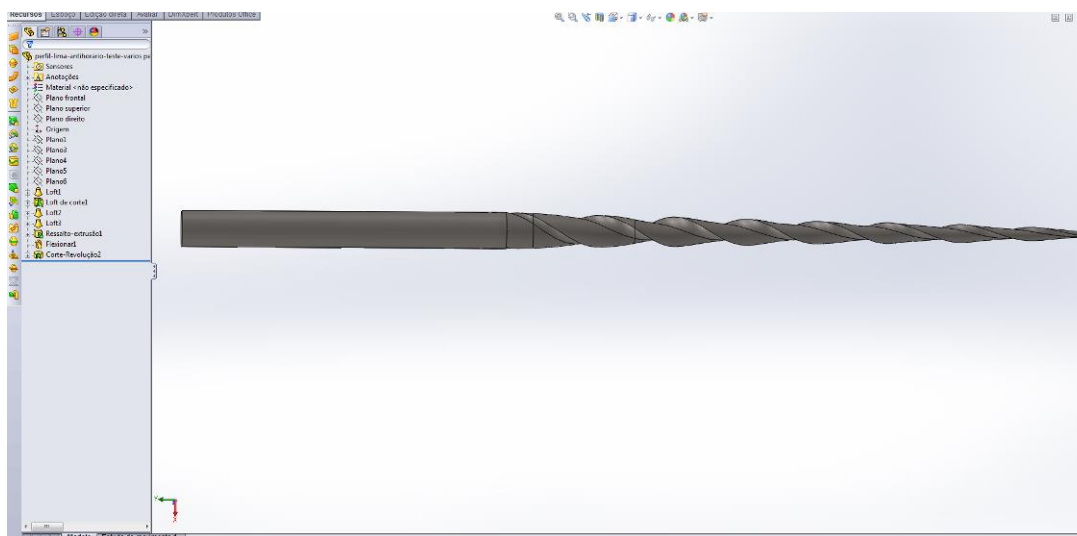


Figura 3. 12: Imagem do instrumento desenhado no Solidworks.

3.1.4. Construção do Modelo do Canal Radicular– Bloco de Acrílico

Devido à variação da anatomia do canal e da raiz do dente, para ser possível comparar o modelo em elementos finitos com resultados experimentais, foi utilizado um bloco de acrílico com um canal simulado para o desenvolvimento do modelo tridimensional. O bloco de acrílico possui no seu interior um furo com a mesma anatomia do canal radicular (figura 3.13). Estes blocos são réplicas da anatomia do canal do dente e são utilizados nas universidades para treinamentos dos alunos de odontologia. O objetivo é analisar procedimentos clínicos em laboratório e em pesquisas para avaliar a capacidade de preparo e limpeza de diferentes sistemas de instrumentação. Foi escolhido utilizar o bloco de acrílico devido à dificuldade de encontrar dois ou mais dentes com a mesma anatomia do canal, além da dificuldade de realizar ensaios em dentes naturais para verificar o comportamento mecânico.

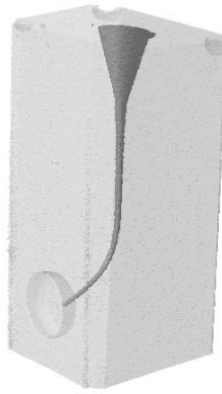


Figura 3. 13: Imagem de um bloco de acrílico escaneado por microtomografia computadorizada e reconstruído.

Da mesma forma que para o instrumento, não foi possível encontrar informações suficientes sobre as características geométricas do bloco com o canal, foi preciso utilizar o equipamento de aquisição de imagens por microtomografia computadorizada (Skyscan 1174 (Bruker-microCT, Kontich, Bélgica), como base para a construção do modelo geométrico tridimensional. Após a aquisição, a nuvem de pontos (malha) gerada foi exportada para um arquivo extensão *.stl* (STereoLithograph – “estereolitografia”), realizado pelo software do microtomógrafo figura 3.14.

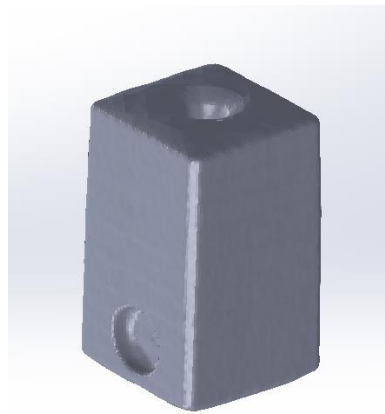


Figura 3. 14: Imagem na extensão *stl*, obtida na micrografia computadorizada.

Para reconstruir a geometria do bloco, foi utilizada a mesma metodologia da modelagem do instrumento. A malha foi tratada no SolidWorks, com as ferramentas do pacote fornecido pela Scanto3D. As figuras 3.15 e 3.16 mostram, respectivamente, a construção do volume e o resultado final deste procedimento.

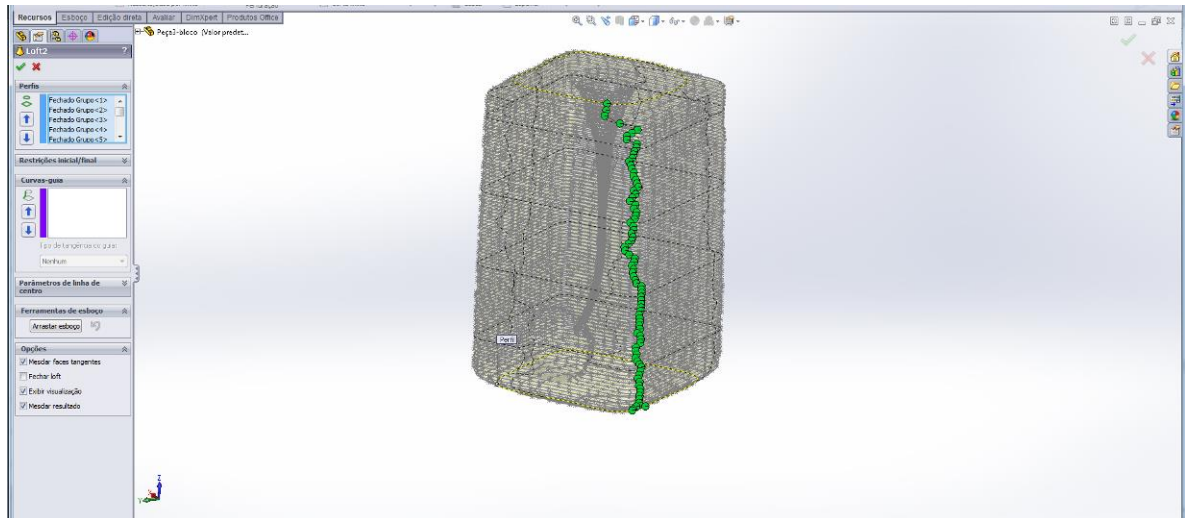


Figura 3. 15: Imagem com planos e linha guia para construção do volume, software CAD SolidWorks

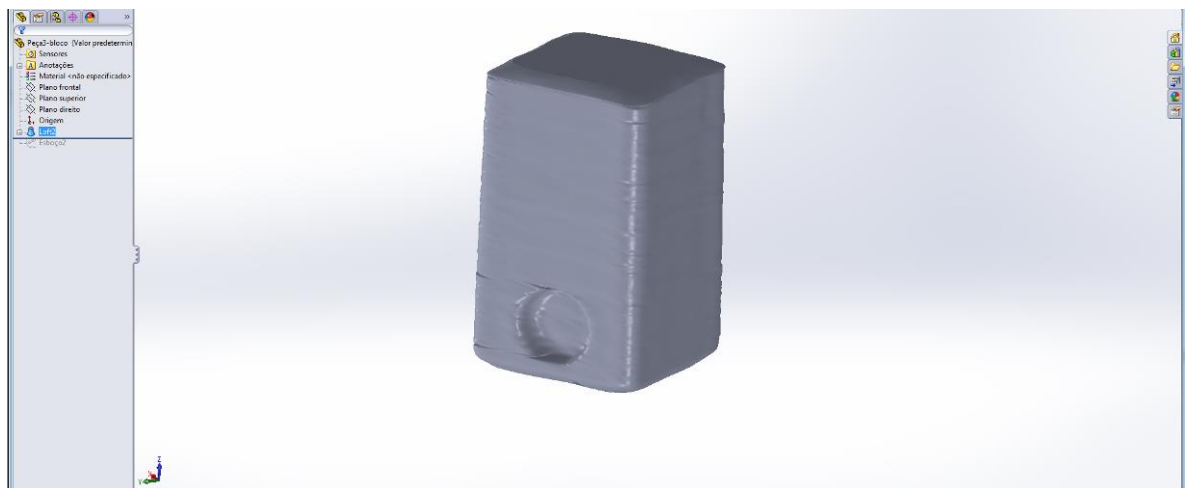


Figura 3. 16: Imagem produto final da construção, bloco com volume, software CAD SolidWorks

Trabalhando com a imagem gerada no SolidWorks, foi possível ver que o perfil do canal, estava com algumas discontinuidades. Através do corte da seção transversal do sólido gerado, foi possível ver que o canal estava com algumas falhas. Dessa forma, foi necessário redesenhar a geometria do bloco. Para realizar essa etapa, foram feitos vários cortes na seção transversal do sólido obtido através do escaneamento para conseguir os dados sobre a geometria do canal do bloco. Utilizando estes dados, a geometria foi reconstruída e o volume foi gerado. A figura 3.17 mostra a nova imagem do sólido obtido.

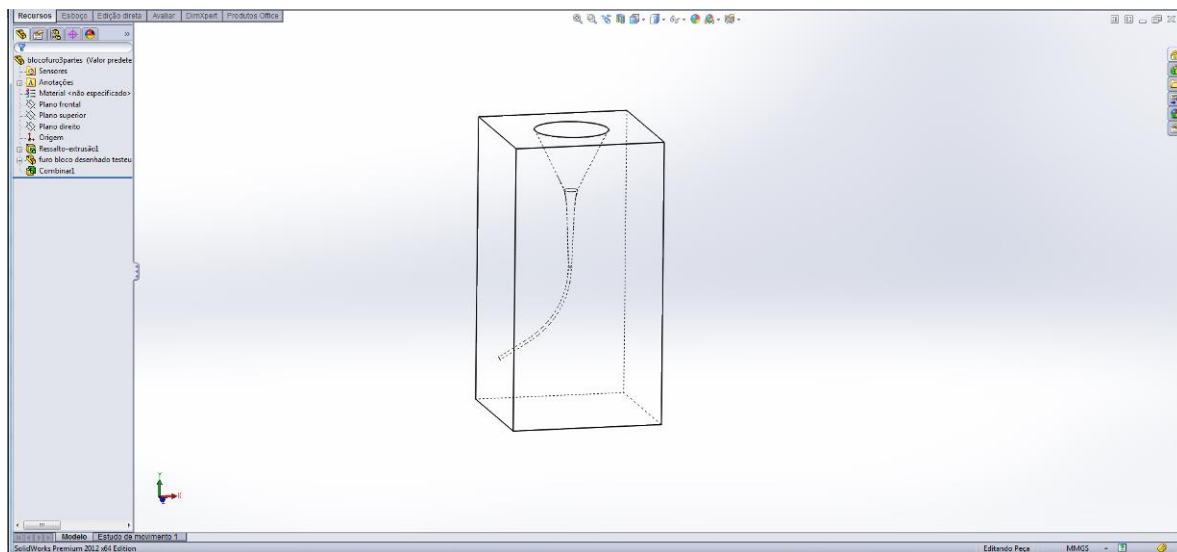


Figura 3. 17: Imagem com modelo geométrico para Bloco.

Após a finalização da modelagem geométrica no software Solidworks, a imagem do bloco foi exportada no formato de arquivo x_t. (Parasolid) para o software Ansys. A Figura 3.18 mostra o modelo geométrico final, sem a malha de Elementos Finitos, em ambiente Ansys.

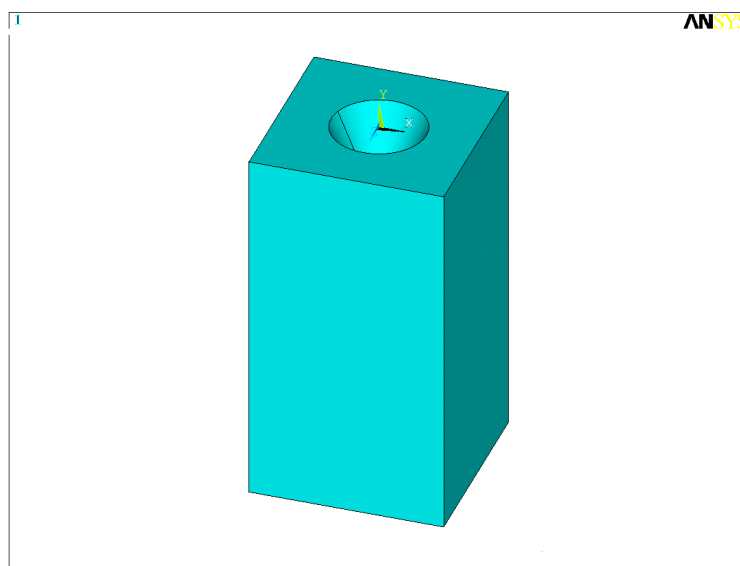


Figura 3. 18: Imagem do bloco no software Ansys

3.1.5. Composição do modelo Instrumento e Canal Radicular (bloco).

Antes da discretização do modelo, é necessário fazer a composição do instrumento com o canal radicular (bloco). Utilizando os modelos do instrumento e

do bloco modelados separadamente, é preciso montar o modelo final para avaliar a comportamento do sistema durante o tratamento endodôntico.

Para o modelo simular o deslocamento do instrumento dentro do canal radicular, inicialmente foi preciso posicionar o instrumento dentro do canal radicular do bloco. A distância entre as paredes do instrumento e do canal do bloco devem ficar o mais próximo possível, mas sem se tocar. Este posicionamento é importante, pois serão utilizados elementos de contato entre o instrumento e o canal radicular.

Devido à dificuldade de realizar este posicionamento diretamente no software Ansys, este posicionamento foi realizado no software Solidworks, figura 3.19.

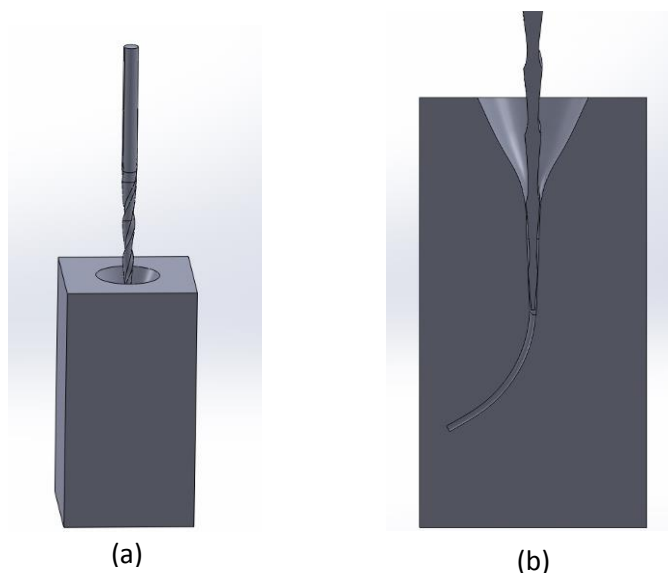


Figura 3. 19: a) Imagem do posicionamento do Instrumento no canal do bloco, realizado no Solidworks; b) Corte da seção transversal com detalhe do posicionamento.

3.1.6. Discretização e propriedades mecânicas do material

Cada componente do modelo foi caracterizado segundo as propriedades mecânicas de seus respectivos materiais. A tabela 1 mostra os valores do Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson para cada material junto às referências.

Tabela 3. 1 : Propriedades mecânicas dos materiais utilizados no modelo

Material	Modelo	Propriedade Mecânica	Coefficiente de Poisson	Referências
NiTi	Instrumento Endodôntico	$E = 36 \text{ GPa}$ $\sigma_S^{AS} = 504 \text{ MPa}$ $\sigma_f^{AS} = 600 \text{ MPa}$ $\sigma_S^{SA} = 346 \text{ MPa}$ $\sigma_f^{SA} = 250 \text{ MPa}$ $e_L = 0,07 \text{ MPa}$	0,3	Versluis et al., 2012, Baek et al. 2011, Lee et al., 2011
Acrílico	Bloco com Canal Radicular	$E = 2,24 - 3,24 \text{ GPa}$	0,33	Callister, 2002.

E – Modulo de Elasticidade; σ_S^{AS} - Tensão inicial de transformação de fase direta A (austenita) para S (martensita); σ_f^{AS} - Tensão final de transformação de fase direta A-S, σ_S^{SA} - Tensão inicial de transformação de fase reversa S-A, σ_f^{SA} - Tensão final de transformação de fase reversa S-A, e_L - Deformação residual máxima.

Com base na observação do comportamento mecânico do tratamento endodôntico e da geometria dos modelos, o elemento escolhido para gerar a malha em Elementos Finitos foi o SOLID187 do software Ansys. Este elemento é um sólido 3D, com função de interpolação quadrática, com dez nós, e três graus de liberdade por nó. Outro ponto importante é o fato da função deste elemento oferecer uma maior aproximação às condições reais do comportamento do sistema, e seu formato piramidal tem como característica se adaptar a malhas irregulares, mantendo suas propriedades constitutivas (Hernandez, 2015). A figura 3.20 mostra uma imagem do elemento.

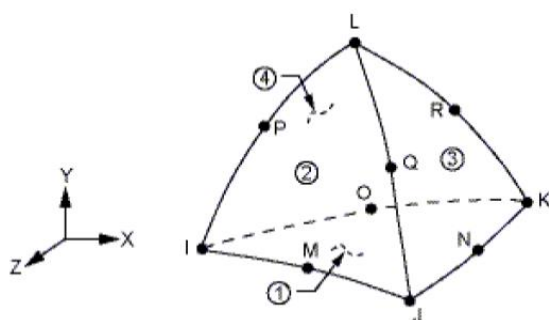


Figura 3. 20: Elemento SOLID187

3.1.7. Elementos de contato

Devido às características do tratamento endodôntico, que consiste na limpeza e preparo do canal radicular (ver item 2.1), para que o modelo responda adequadamente a este processo, foi preciso utilizar Elementos de Contatos para fazer esta interação entre instrumento e canal. Estes elementos são utilizados em pares, adicionados a superfície, e tem como função fazer a transferência de tensões e deformações entre duas superfícies. Neste trabalho foram utilizados os elementos CONTA175 e TARGET170, pois têm como característica a capacidade de simular plasticidade e não linearidades. Os elementos de contatos foram inseridos na superfície da região ativa do instrumento e na superfície do canal radicular do bloco. Na figura 3.21 podemos ver as superfícies onde foram colocados os elementos de contato.

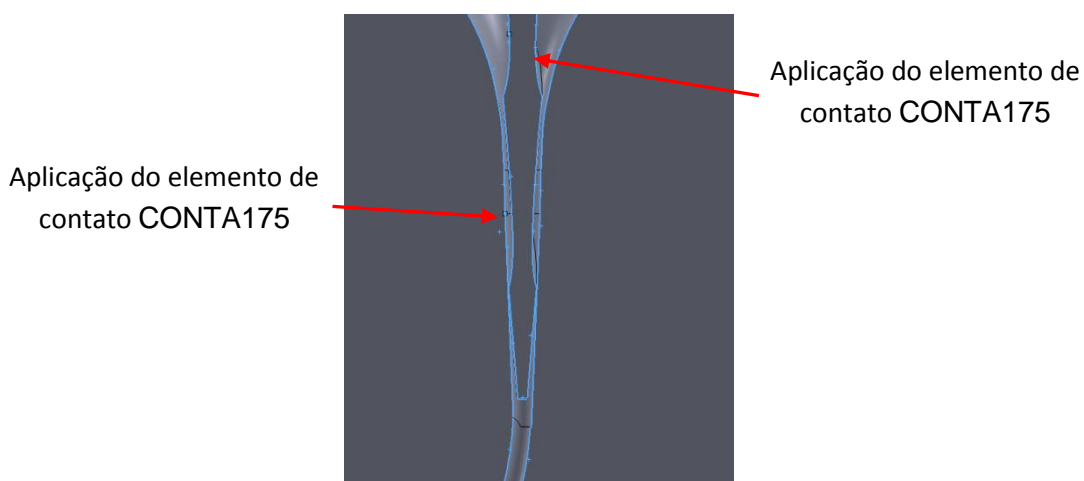


Figura 3. 21: Em azul superfícies com elemento de contato

É importante observar que este posicionamento inicial do instrumento com relação ao canal é uma parte importante do modelamento. O elemento só irá funcionar corretamente se durante o movimento relativo entre as duas superfícies os nós dos elementos de contatos se tocarem.

3.1.8. Modelo em Elementos Finitos

3.1.8.1. Instrumento.

Após a finalização da modelagem geométrica no software Solidwoks, o

modelo do instrumento foi exportado no formato de arquivo x_t. (Parasolid) para o software Ansys. A Figura 3.22 mostra o modelo final, sem a malha, em ambiente Ansys.

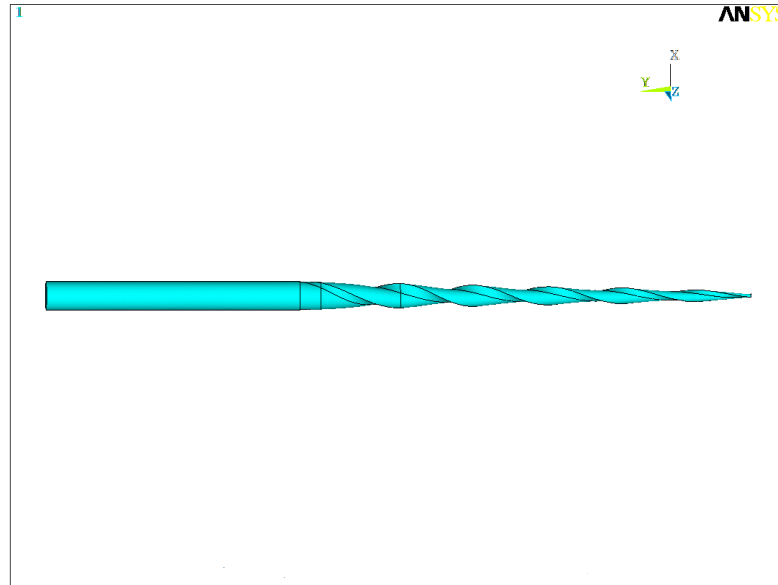


Figura 3. 22: Imagem Instrumento no software Ansys

Como já mencionado para a construção da malha foi utilizado o elemento do software Ansys SOLID187, com as propriedades mecânicas do material dadas pela tabela 3.1. A figura 3.23 mostra o instrumento com a malha.



Figura 3. 23: Imagem instrumento com a malha no software Ansys

Como condições de contorno para a simulação do modelo em elementos finitos foram utilizados os seguintes parâmetros: os 3 mm iniciais da ponta do instrumento (parte apical) foi engastada, e foi aplicado um torque de 14 N.mm na região coronal (face da parte cilíndrica) (figura 3.24). Estas condições de contorno são as mesmas utilizadas no experimento realizado por Alcalde et al. (2018). Como

resposta foi obtido o ângulo de torção do instrumento e as tensões resultantes.

Para avaliar se a resposta do modelo em elementos finitos corresponde ao comportamento mecânico do instrumento, os dados obtidos pelo modelo foram comparados com os valores obtidos no experimento realizado por Alcalde et al. (2018).

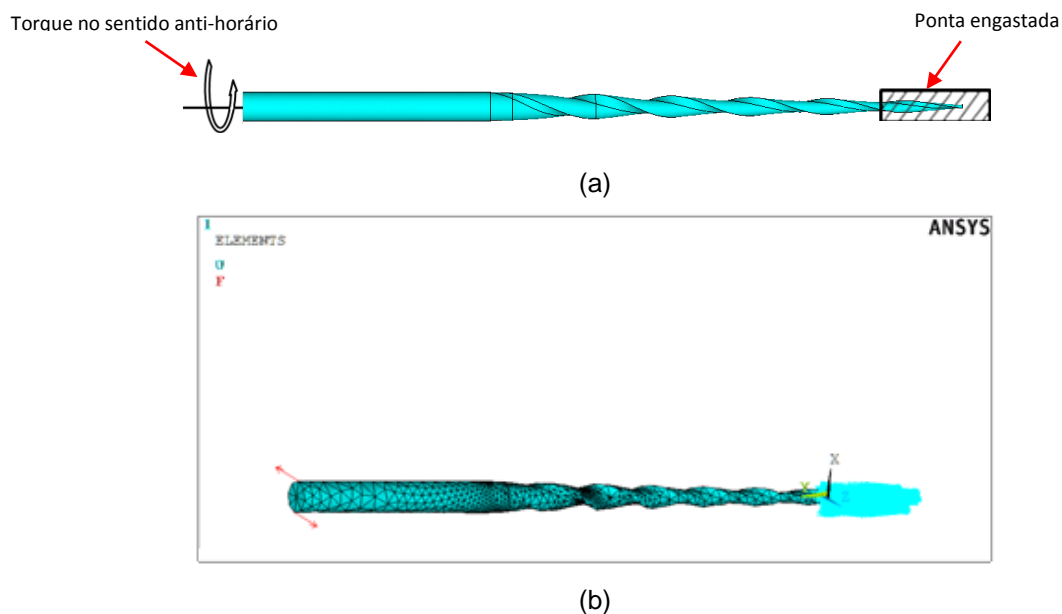


Figura 3. 24: Imagem condições de contorno instrumento; (a) Diagrama de corpo livre; (b) a malha e condições de contorno no software Ansys

3.1.8.2. Sistema instrumento / canal radicular (bloco)

Como discutido anteriormente durante a construção do modelo em elementos finitos, deve-se levar em consideração as características do modelo, precisão e tempo computacional. Da mesma forma que autores como Necchi et al.(2010), El-Anwar et al. (2015), Bonessio et al. (2015), neste trabalho foi necessário utilizar um modelo para o sistema instrumento/canal radicular com algumas simplificações.

Na figura 3.25 podemos ver que a geometria do instrumento foi simplificada para uma forma cônica, respeitando a conicidade e área de seção transversal estabelecidas no projeto do instrumento.



Figura 3. 25: Imagem do instrumento com geometria simplificada.

Com relação ao bloco, devido a área externa ser muito maior que a região do canal, foi retirado parte do material em excesso, mas a geometria do canal radicular foi utilizada sem qualquer simplificação. Observar a figura 3.26.

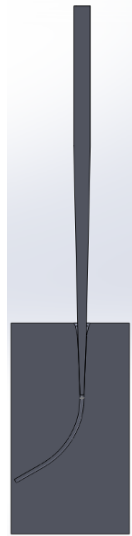


Figura 3. 26: Imagem Instrumento e Canal radicular posicionados

Depois de posicionado, o conjunto foi exportado no formato x_t (parasolid) para o software Ansys.

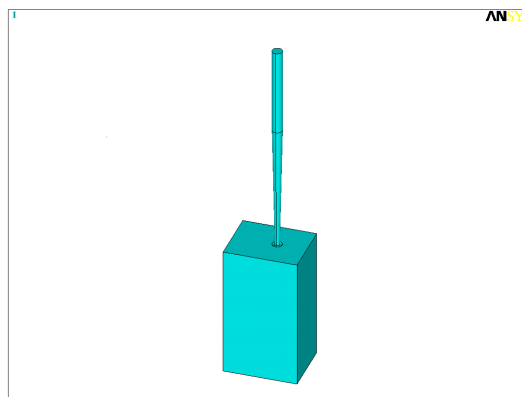


Figura 3. 27: Imagem Instrumento e Canal radicular posicionados no software Ansys.

Para a construção da malha foi utilizado o elemento SOLID187 para o bloco e instrumento.

Para avaliar se o modelo em elementos finitos está respondendo

corretamente, foi utilizado as mesmas condições estabelecidas pelo experimento desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Bauru – FOB. As propriedades mecânicas para o bloco foram utilizadas segundo a tabela 3.1. Com relação ao instrumento, foi utilizado o coeficiente de Poisson dado na tabela 3.1, mas o módulo de elasticidade (E) foi utilizado o valor de 100 GPa e 50 GPa para simular a variação na rigidez a flexão do instrumento, uma vez que a área de seção transversal ficou fixa.

Para realizar a simulação foram colocados os elementos de contato CONTA175 e TARGET170 na superfície do instrumento e canal radicular respectivamente (figura 3.28).

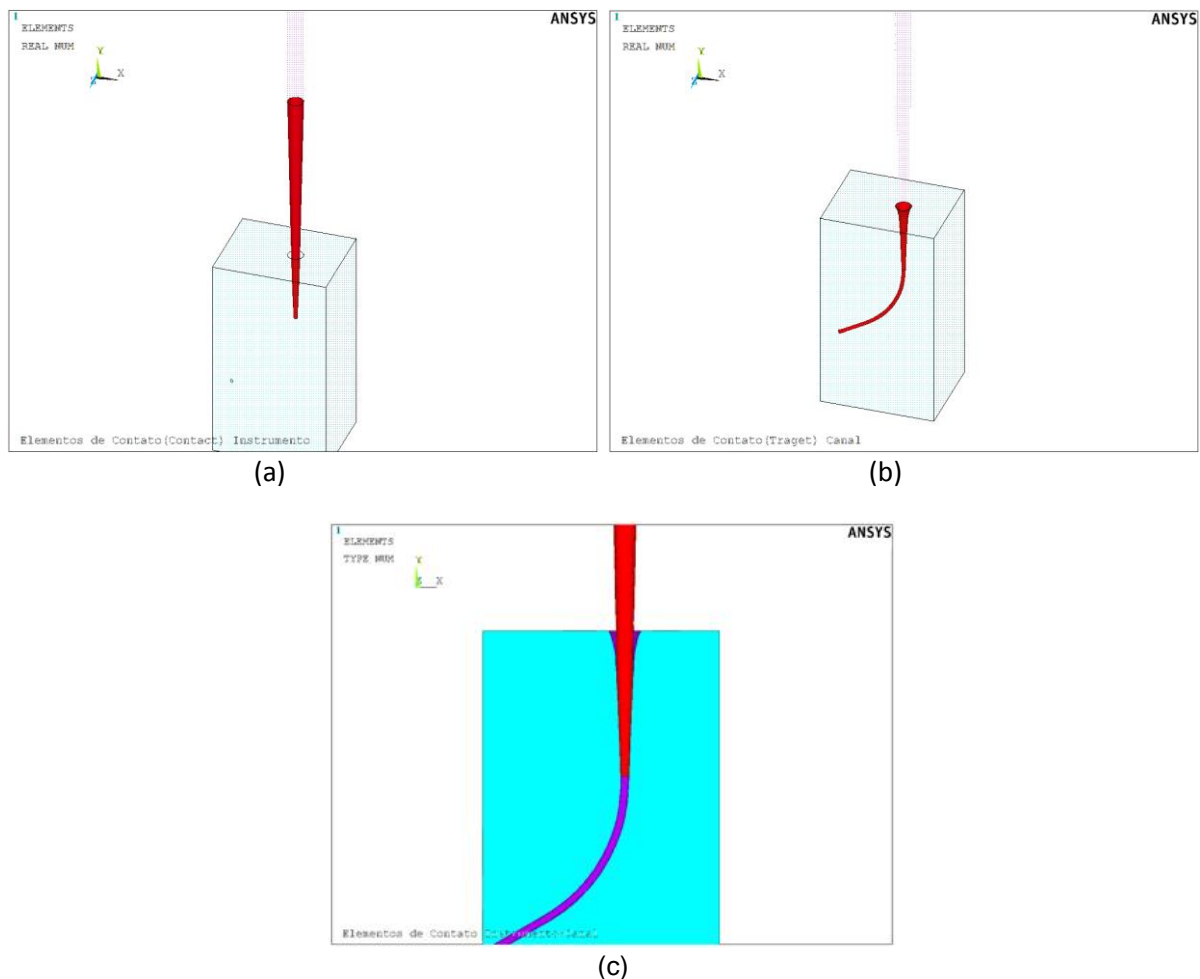


Figura 3. 28: Imagem com os elementos de contato no Instrumento e Canal radicular no software Ansys; a) Região no instrumento onde foi inserido o elemento CONTA175, b) Região no canal onde foi inserido o elemento TARGET170; c) Sistema Instrumento / Canal com os elementos de contato.

O bloco foi engastado na sua base e foi aplicado ao instrumento um deslocamento com sentido de penetrar no canal radicular. Também foi considerado um valor de coeficiente de atrito em relação ao contato instrumento canal radicular. Na literatura o coeficiente de atrito específico para o acrílico utilizado no bloco não foi encontrado, apenas encontramos o coeficiente de atrito em polímeros deslizando contra eles mesmos, contra metais ou cerâmicas e que estão na faixa entre 0,1 a 0,5 (Camporez, 2018; Rodrigues, 2006). Foi utilizado um valor de 0,1, o que corresponde a uma força de atrito com certa 10% em relação às forças de contato. Após a solução os dados obtidos foram comparados com os obtidos no experimento.

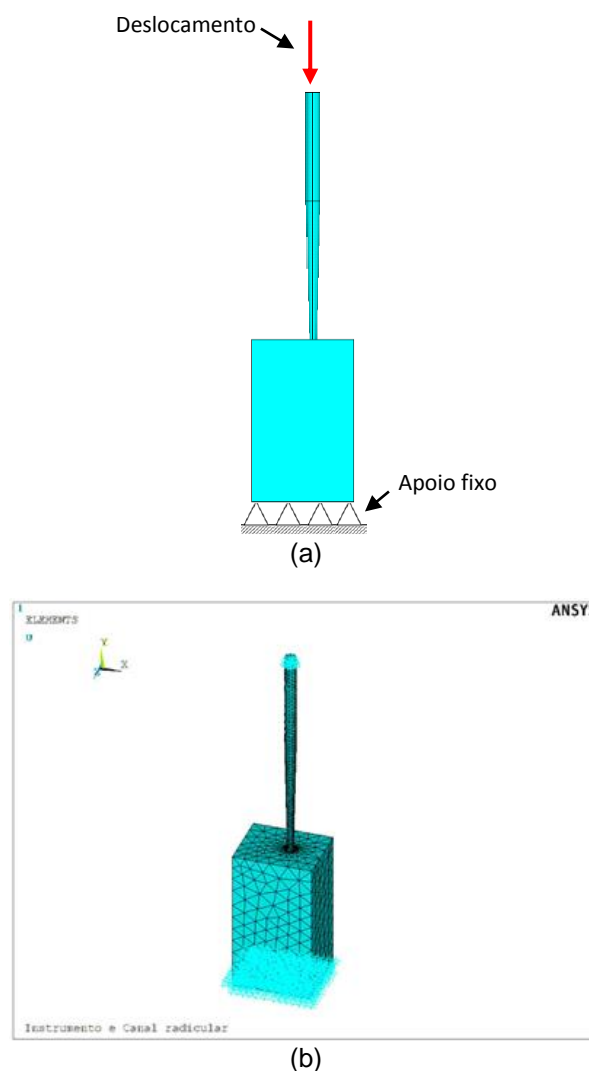


Figura 3. 29: Imagem condições de contorno instrumento/bloco; (a) Diagrama de corpo livre; (b) a malha e condições de contorno no software Ansys.

3.1.9. Experimentos para Validação do Modelo em Elementos Finitos

Devido à dificuldade de encontrar uma metodologia para desenvolver um ensaio que possibilite obter de forma direta as forças envolvidas no processo de instrumentação do canal radicular, optou-se por utilizar informações de dois experimentos. Para avaliar o modelo do instrumento, foi utilizado o ensaio de torção. Para verificar o comportamento do modelo do sistema bloco e instrumento, não foi possível desenvolver um método para avaliar diretamente as forças envolvidas, mas foi realizado um experimento que mostra o comportamento do sistema durante o processo de instrumentação do canal.

3.1.9.1. Instrumento

Para validar o modelo desenvolvido para o instrumento, foram utilizados os dados obtidos em um ensaio de torção, desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB - Universidade de São Paulo. Neste ensaio foram utilizadas 8 instrumentos Reciproc 25.08 que sofreram um esforço de torção até a falha (ALCALDE et al., 2017).

Para realizar o ensaio, o instrumento teve sua extremidade, aproximadamente 3 mm da ponta (parte apical), fixa ao dispositivo que continha uma célula de carga de torção. A outra extremidade (haste) foi fixada com um mandril conectado a um motor elétrico com a função de aplicar o torque (figura 3.30). Esta configuração foi escolhida levando em consideração o processo de instrumentação do canal e a norma ISO 3630-1. Observando o gráfico o torque x ângulo (figura 4.3) é possível verificar que o torque máximo suportado pelo instrumento foi de aproximadamente 14 N.mm, e o ângulo atingido de aproximadamente $224^\circ \pm 30^\circ$.

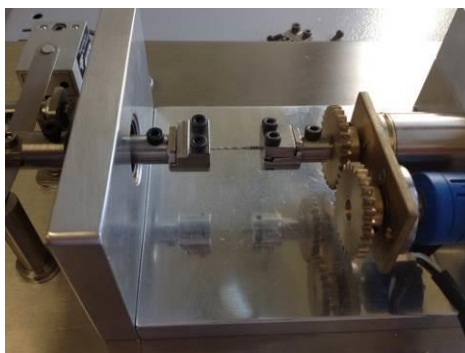


Figura 3. 30: Imagem mostrando o instrumento posicionada na maquina de ensaio de torção

3.1.9.2. Sistema Instrumento / Canal Radicular (bloco)

Para avaliar se o modelo numérico desenvolvido para estudar as tensões resultantes do procedimento de instrumentação (fresagem) do canal, foram utilizados os dados obtidos em um experimento desenvolvido na Faculdade de Odontologia de Bauru - FOB - Universidade de São Paulo, onde vários instrumentos, entre eles, a utilização do instrumento Recirpoc 25.08 para instrumentar canais em blocos de acrílico. Foi analisado o comportamento dos instrumentos, ou seja, o desvio que o instrumento sofre durante o processo de preparo do canal, e as regiões onde encontramos os maiores desgastes. Estes dados foram comparados com o apresentado no modelo numérico desenvolvido.

Metodologia do ensaio:

1. Todos os blocos de acrílicos foram escaneados no μ CT antes de serem instrumentados. Isto permite saber qual a geometria inicial do canal do bloco.

2. Foi realizada a instrumentação do canal, respeitando as metodologias de preparo indicadas para cada instrumento.

Após a instrumentação do canal, o bloco foi escaneado novamente. Foram realizadas análises dessas imagens em duas etapas. Uma bidimensional, na qual se utilizaram as secções transversais, comparando as imagens pré e pós-preparo, sendo avaliado o desvio do canal e a centralização. A outra forma de análise foi tridimensional, avaliando o volume total, pré e pós-instrumentação dos canais.

A figura 3.32 representa o canal simulado do bloco de acrílico antes e após a instrumentação com o instrumento Reciproc 25.08. A parte vermelha representa o canal simulado antes da instrumentação e a parte verde após a instrumentação. Com a sobreposição das imagens é possível ver o comportamento do instrumento durante sua ação.

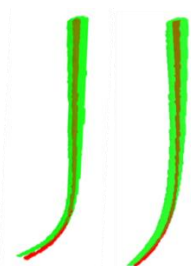


Figura 3. 311: Reconstrução da amostra representativa do canal simulado antes e após o preparo.

4. Resultados

4.1. Metodologia para construir modelo tridimensional

De acordo com os objetivos deste trabalho o primeiro resultado obtido foi a metodologia para modelagem do instrumento endodôntico e do dente e canal radicular, representado pelo bloco com o canal simulado, que pode ser visto no capítulo 3.

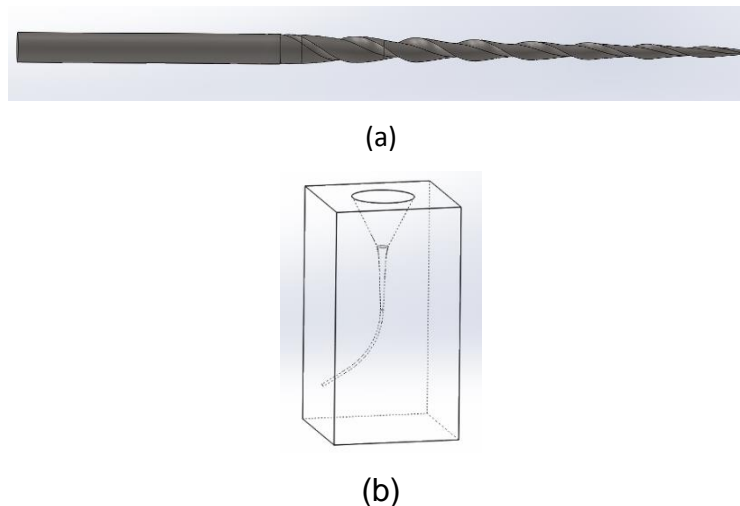


Figura 4. 1: a) Imagem instrumento reconstruído, b) Imagem canal (bloco) reconstruído

Observando as imagens do instrumento e canal radicular reconstruído, é possível avaliar que esta metodologia permite reconstruir imagens com detalhes da geometria.

4.2. Instrumento endodôntico

Para a análise dos resultados foram utilizadas as resposta em deformação, e para tensão a resposta através do critério de Von Misses, pois além deste ser o critério mais utilizado na literatura (na área de odontologia) para realizar a comparação das tensões nos diferentes instrumentos, também permite avaliar se o instrumento irá falhar em alguma região.

Utilizando as condições estabelecidas no subitem 3.1.8 Modelo em Elementos Finitos que mostra as condições de contorno e força aplicada ao instrumento, e os valores das propriedades mecânicas estabelecidas na tabela 3.1, a simulação numérica correspondente ao ensaio de torção no instrumento

endodôntico foi realizada. Os resultados obtidos são mostrados nas figuras abaixo.

Na figura 4.2 podemos ver que as tensões máximas estão concentradas na região apical do instrumento. A tensão nesta região varia entre 1667,9 MPa a 1877,6 MPa e diminui ao longo da parte ativa do instrumento.

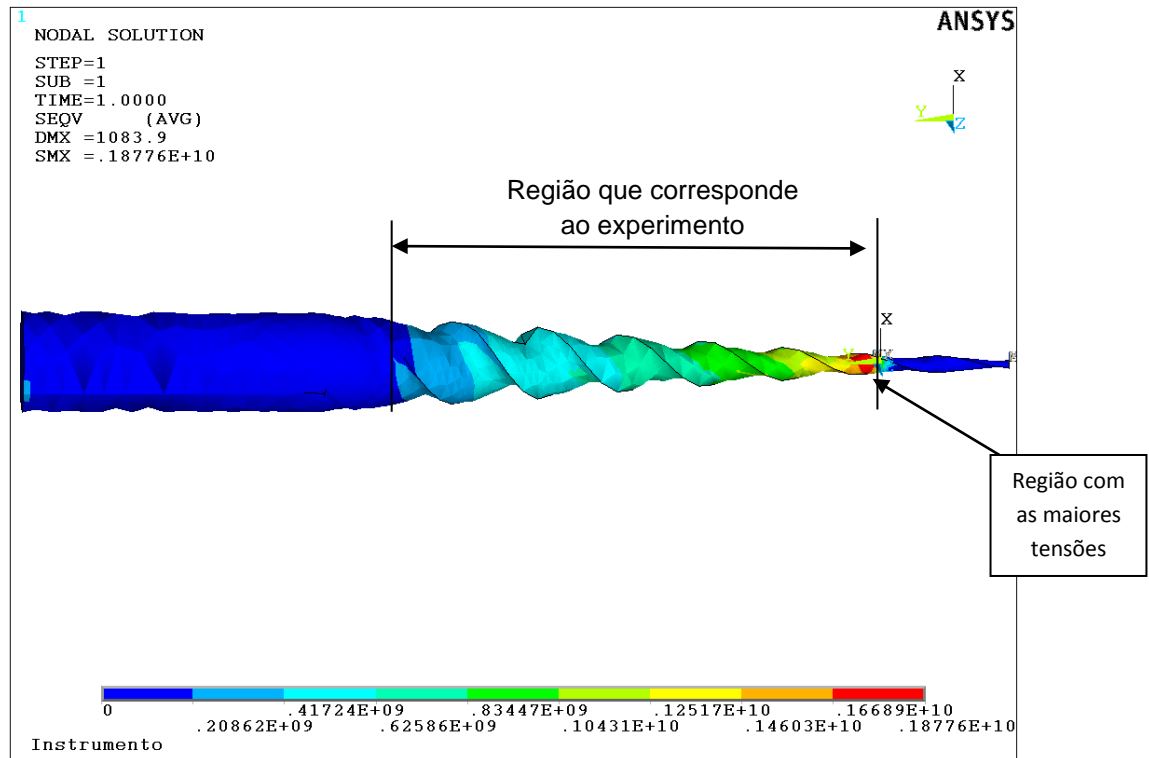


Figura 4. 2: Tensões de Von Mises obtidas no software Ansys.

A figura 4.3 fornece o deslocamento (deformação) sofrido pelo instrumento devido ao torque aplicado. É importante esclarecer que o elemento SOLID187 não fornece diretamente o ângulo de rotação, mas fornece o deslocamento nodal, que corresponde ao arco da circunferência. Sendo assim, é preciso utilizar as relações trigonométricas para converter o valor do arco da circunferência em valores de ângulo.

Na região apical encontramos os menores valores de deslocamento (deformação) e este deslocamento vai aumentando ao longo da área ativa do instrumento, atingindo seu valor máximo na região final da parte ativa. Por ser possível ao modelo em elementos finitos, calcular o deslocamento para todos os pontos do instrumento, sem considerar se haverá falha do instrumento, o valor para este ângulo de rotação varia de 0° na região apical a 2000° no final da região ativa do instrumento.

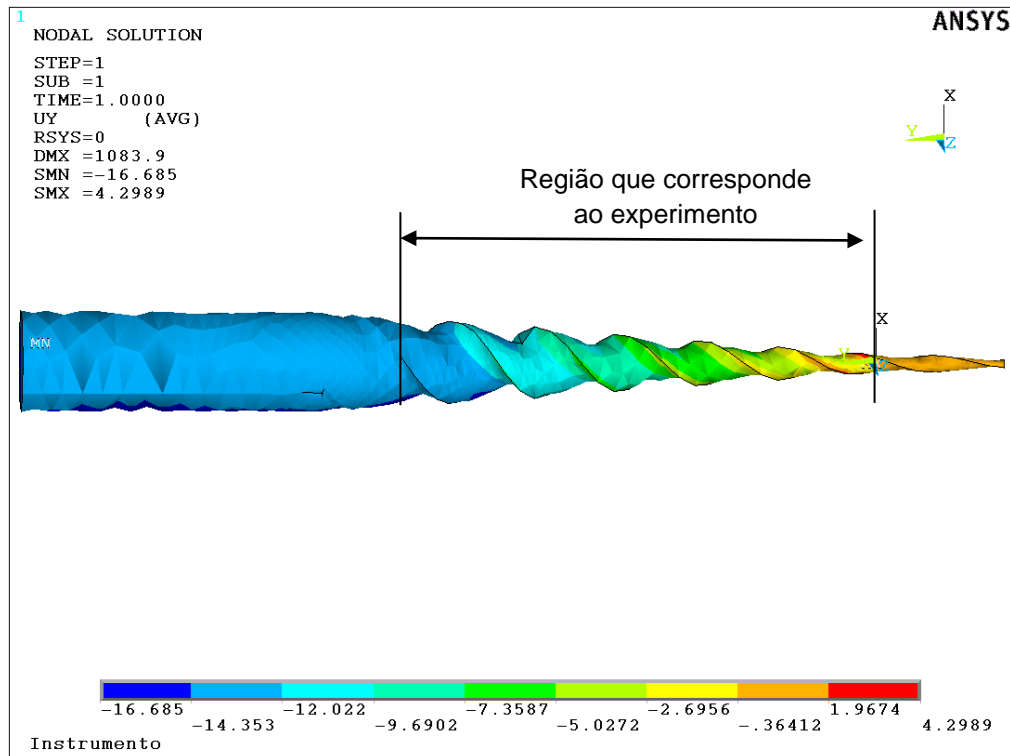


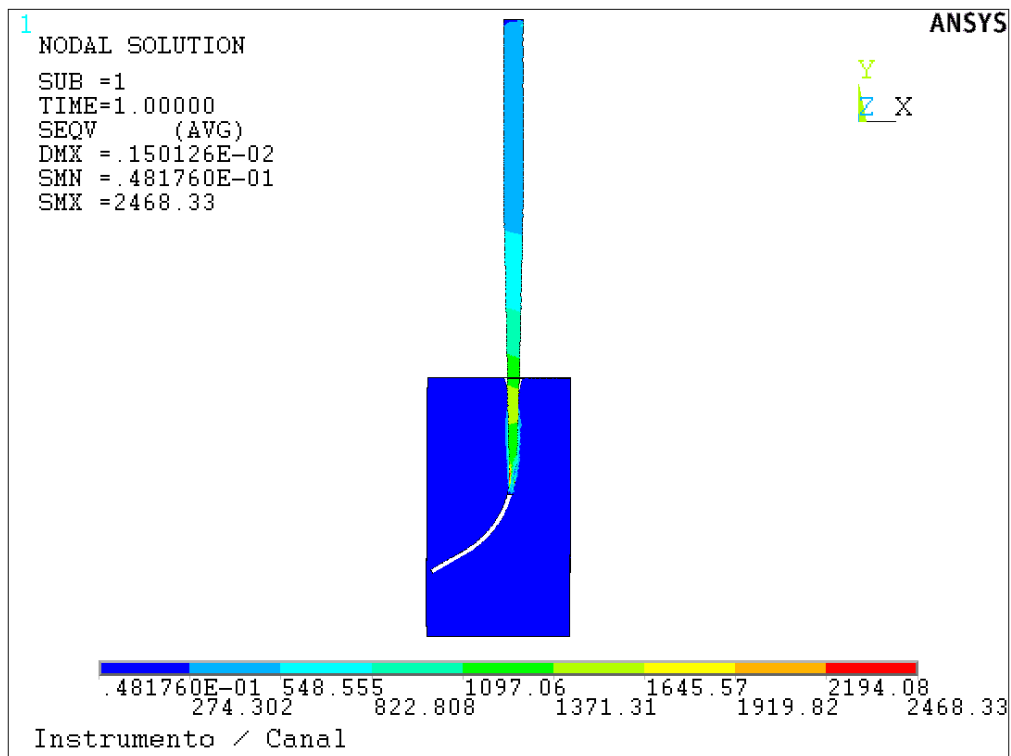
Figura 4. 3: Deslocamento na direção Y (rotação)

4.3. Modelo Instrumento e Canal Radicular

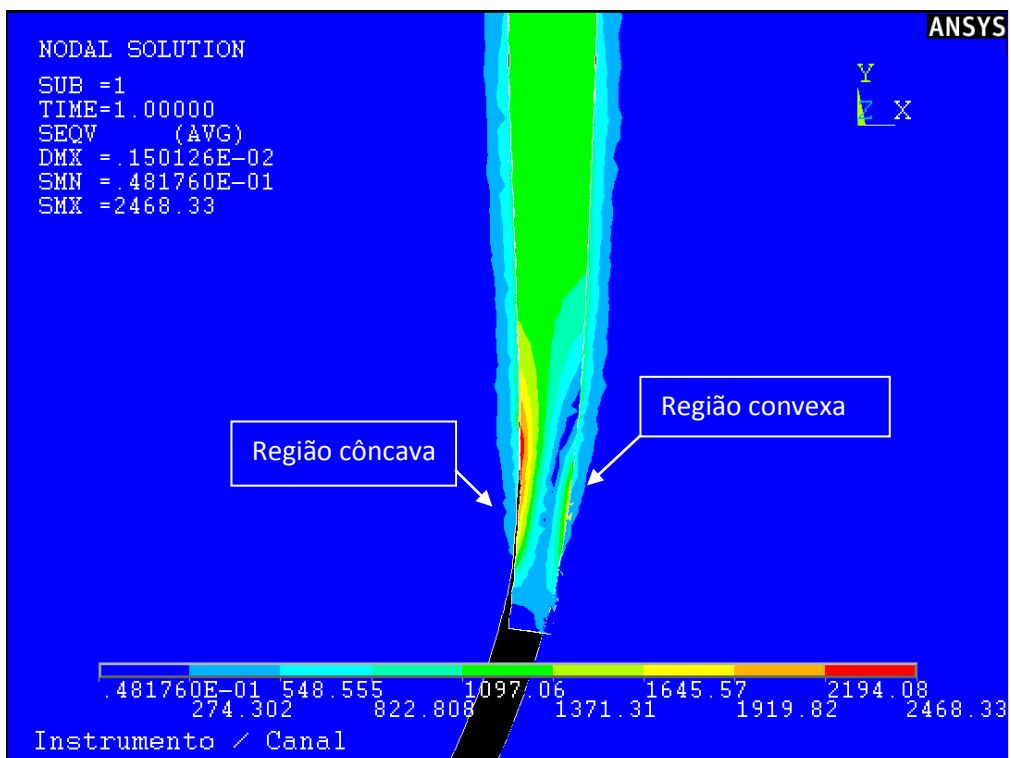
As condições de contorno e condição de deslocamento estabelecidas no subitem 3.1.8.2: Sistema instrumento / canal radicular (bloco foram impostas ao modelo em elementos finitos. Para facilitar o entendimento dos resultados foi usado o termo sistema com maior rigidez para o sistema onde o instrumento tem $E = 100$ GPa, e sistema com menor rigidez para o sistema com instrumento com $E = 50$ GPa. Para localizar a região de concentração de tensões ou desvio do instrumento foi utilizado região côncava ou convexa, figura 4.4 b.

Para possibilitar a visualização da distribuição de tensões e deformações no interior do canal e instrumento, foi utilizado a imagens do plano XY que mostra a ângulo de curvatura do canal.

A figura 4.4 e 4.5 mostra a solução obtida utilizando o critério de Von Mises para o modelo do sistema com maior e menor rigidez, respectivamente. Todos os resultados obtidos abaixo foram obtidos para um deslocamento relativo de 1,5 mm no sentido de penetração do instrumento no canal.

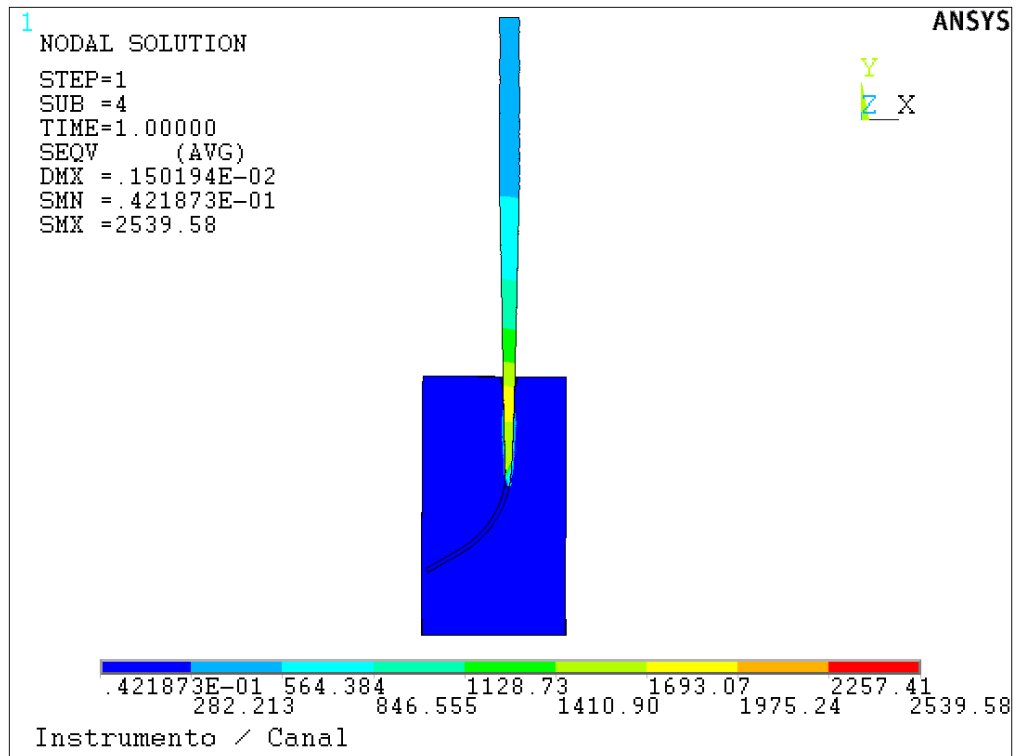


(a)

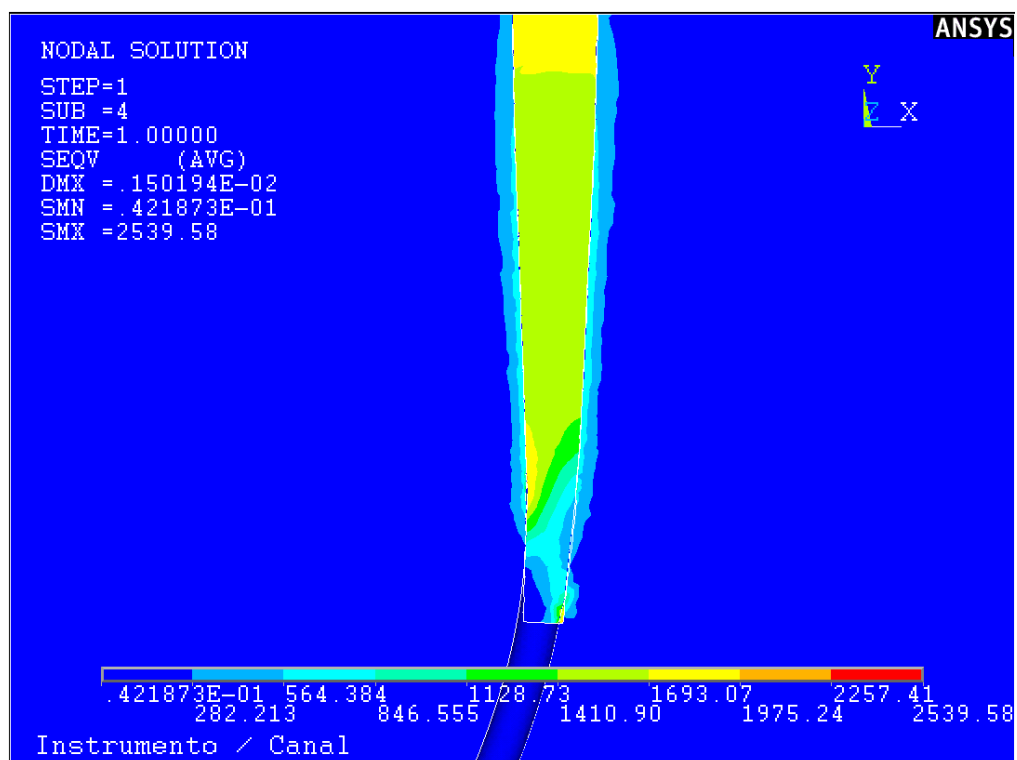


(b)

Figura 4. 4: Imagens das Tensões de Von Mises para instrumento com maior rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.



(a)



(b)

Figura 4. 5: Imagens das Tensões de Von Mises para instrumento com menor rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.

Na figura 4.4 podemos ver que no sistema com maior rigidez, há uma grande concentração de tensões na região apical do instrumento, principalmente na região côncava do canal, tensões máximas com valor entre 1645 MPa à 2468 MPa. Para o sistema com instrumento com menor rigidez (figura 4.5) esta distribuição de tensões é mais uniforme com uma região de concentração de tensões na região côncava do canal, mas com uma menor área e valor absoluto, tensões máximas com valor entre 1693 MPa à 1975 MPa.

As figuras 4.6 e 4.7 mostram a distribuição da Tensão principal S1 para o sistema de maior e menor rigidez, respectivamente.

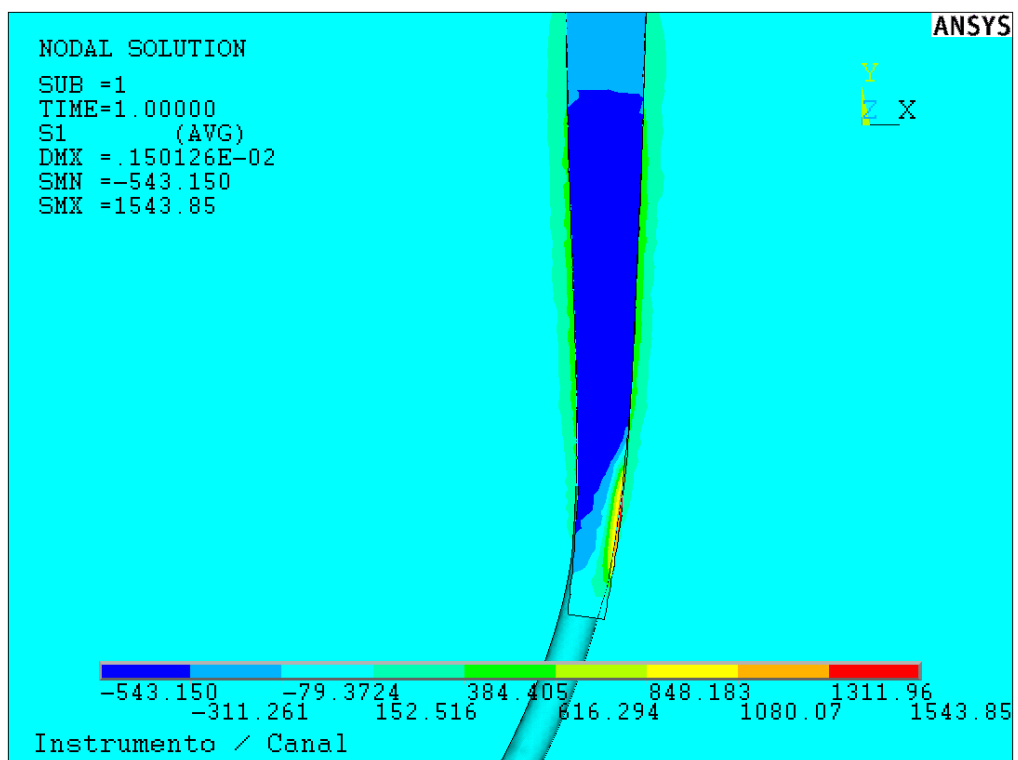


Figura 4. 6: Imagens da Tensão principais S1, instrumento com maior rigidez.

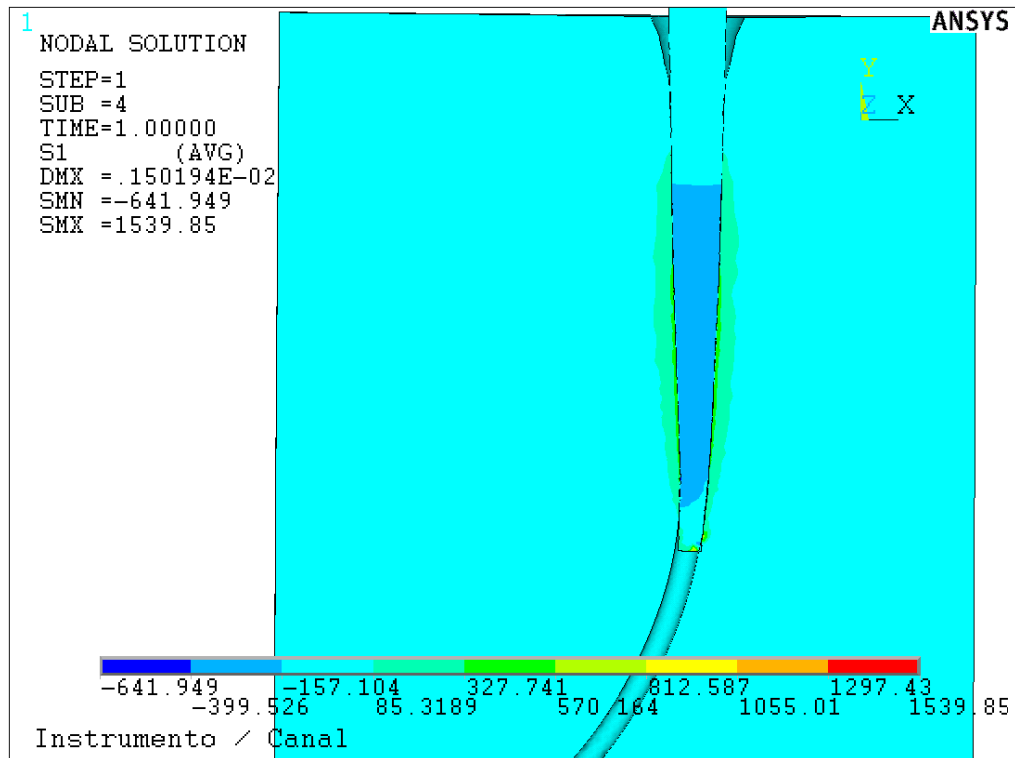
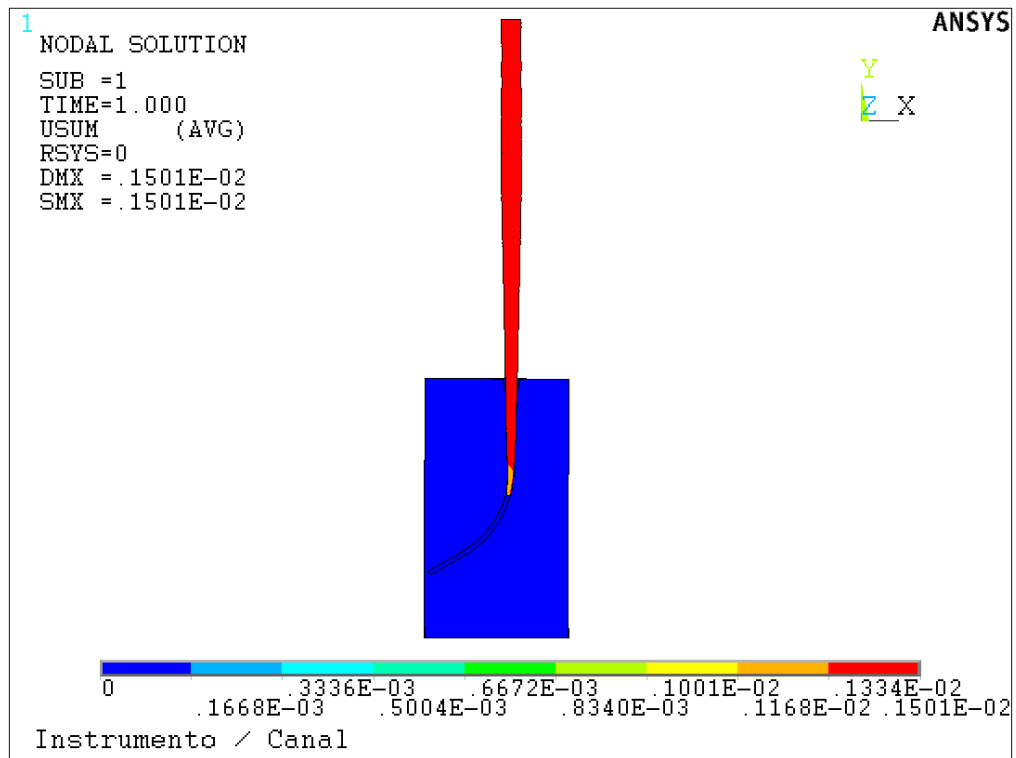


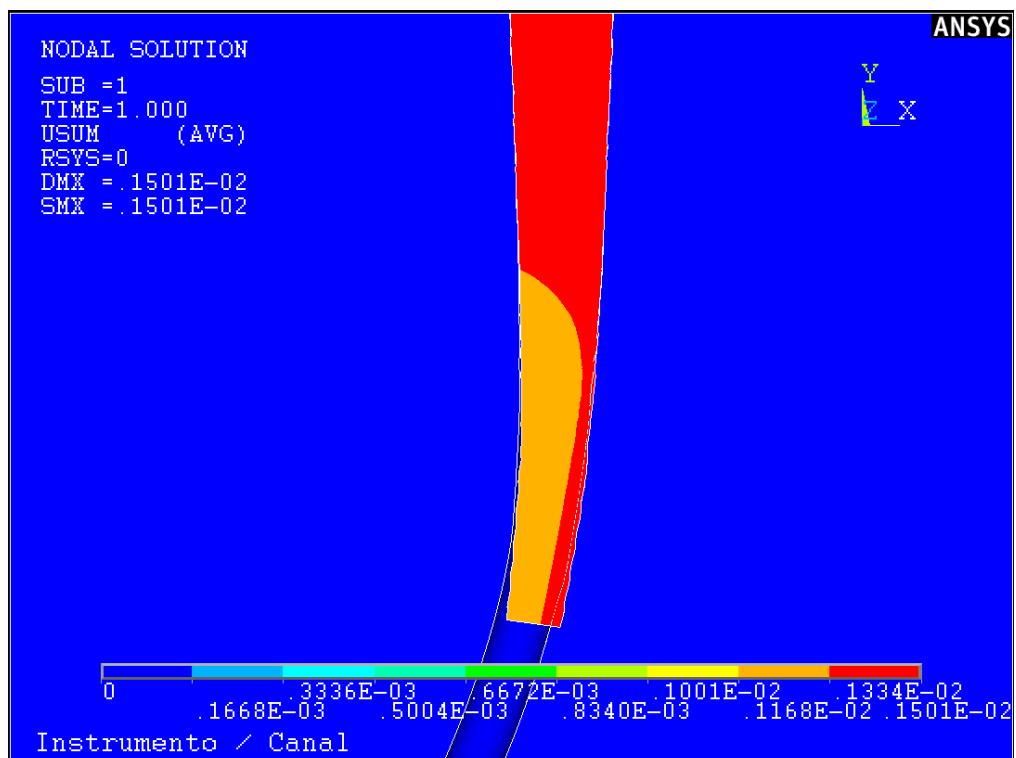
Figura 4. 7: Imagens da Tensão principais S1, instrumento com menor rigidez.

A figura 4.6 e 4.7 mostram que o sistema está sujeito predominantemente a tensões de compressão. Também podemos mencionar que as tensões de compressão estão distribuídas de forma mais uniforme e com valores maiores no sistema com menor rigidez, e o sistema com maior rigidez apresenta na região convexa uma concentração de tensões de tração.

Outra forma de analisar o comportamento do sistema durante o preparo do canal é através da distribuição de deformação, as figuras 4.8 e 4.9 mostram a deformação para o sistema com maior rigidez e menor rigidez, respectivamente.

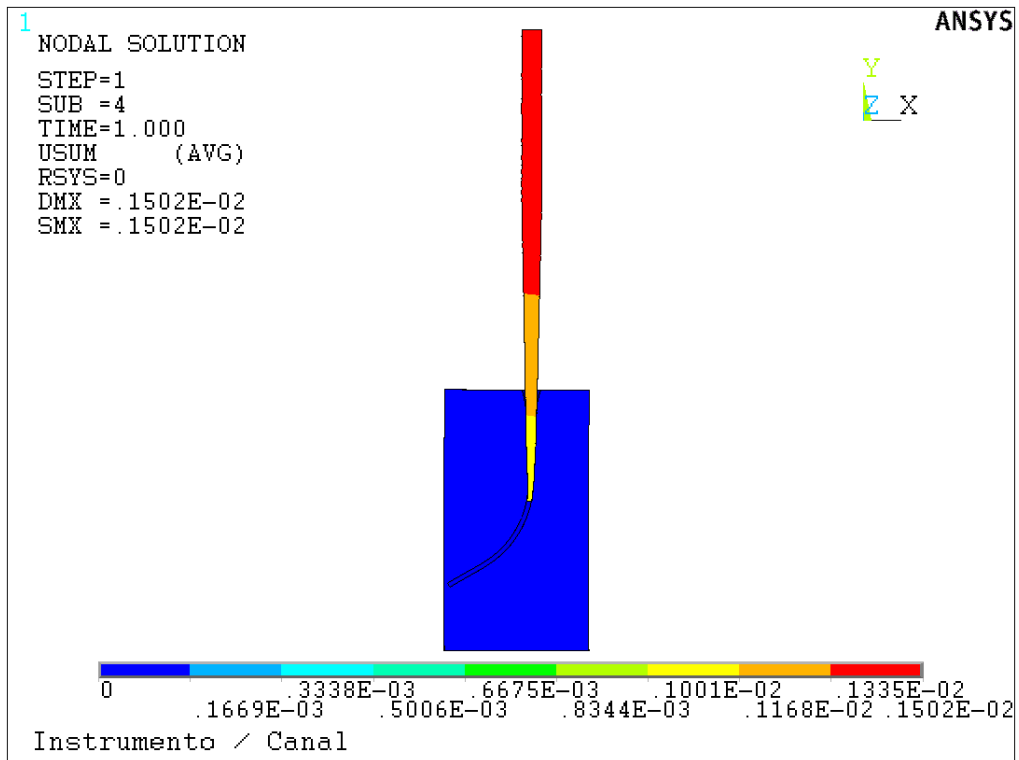


(a)

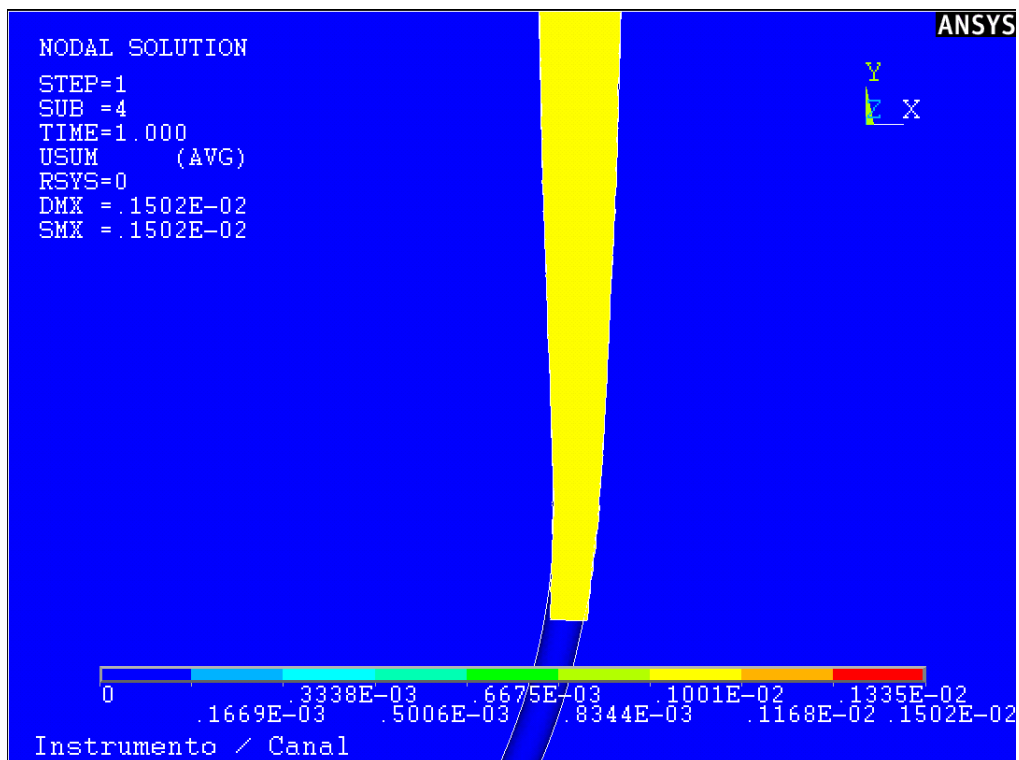


(b)

Figura 4. 8: Imagens da Deformação resultante instrumento com maior rigidez a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.



a) Imagem do conjunto completo

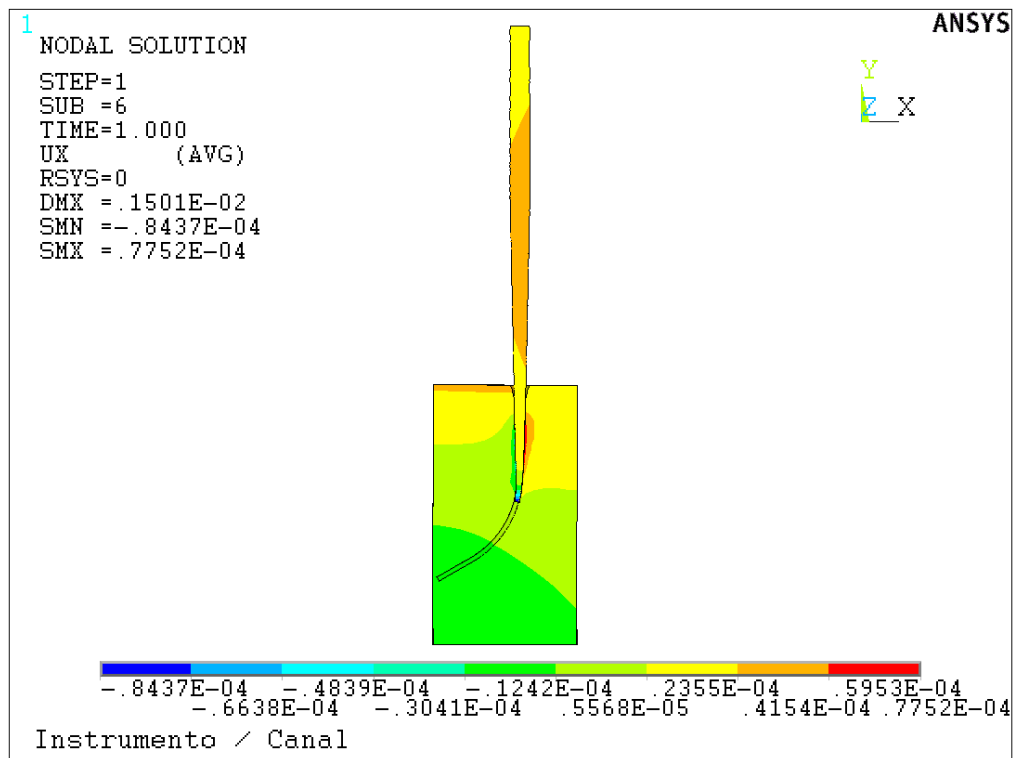


b) Imagem com detalhe na região com curvatura

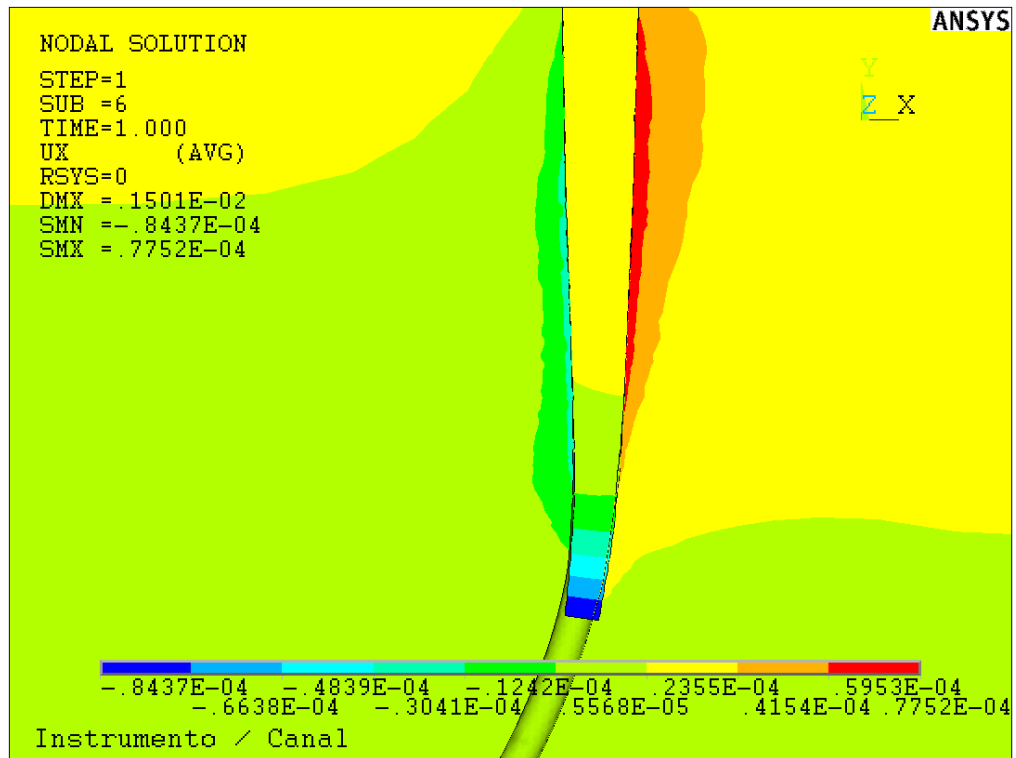
Figura 4. 9: Imagens da Deformação resultante instrumento com menor rigidez; a) Imagem do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região da curvatura.

Podemos ver na figura 4.8 que o instrumento com maior rigidez tem uma deformação uniforme por todo o corpo do instrumento até a região apical, onde as maiores deformações se concentram na região convexa do canal, e esta imagem mostra que o instrumento provoca um desvio na geometria do canal no sentido convexo. O instrumento com menor rigidez mostra que a distribuição de deformação é uniforme e dividida em regiões e que o instrumento não apresenta grandes desvios com relação ao canal radicular.

Quando observamos as imagens da Deformação resultante, podemos ver que as maiores deformação ocorrem no instrumento. Devido às deformações no bloco serem muito menores que no instrumento, as figuras acima não apresentam as deformações sofridas pelo bloco. Para visualizar a deformação do sistema podemos utilizar o gráfico que mostra a deformação na direção X, que é o plano onde ocorrem as maiores deformações. As figuras 4.10 e 4.11 mostram a distribuição de deformação para o sistema com o instrumento com maior e menor rigidez, respectivamente.

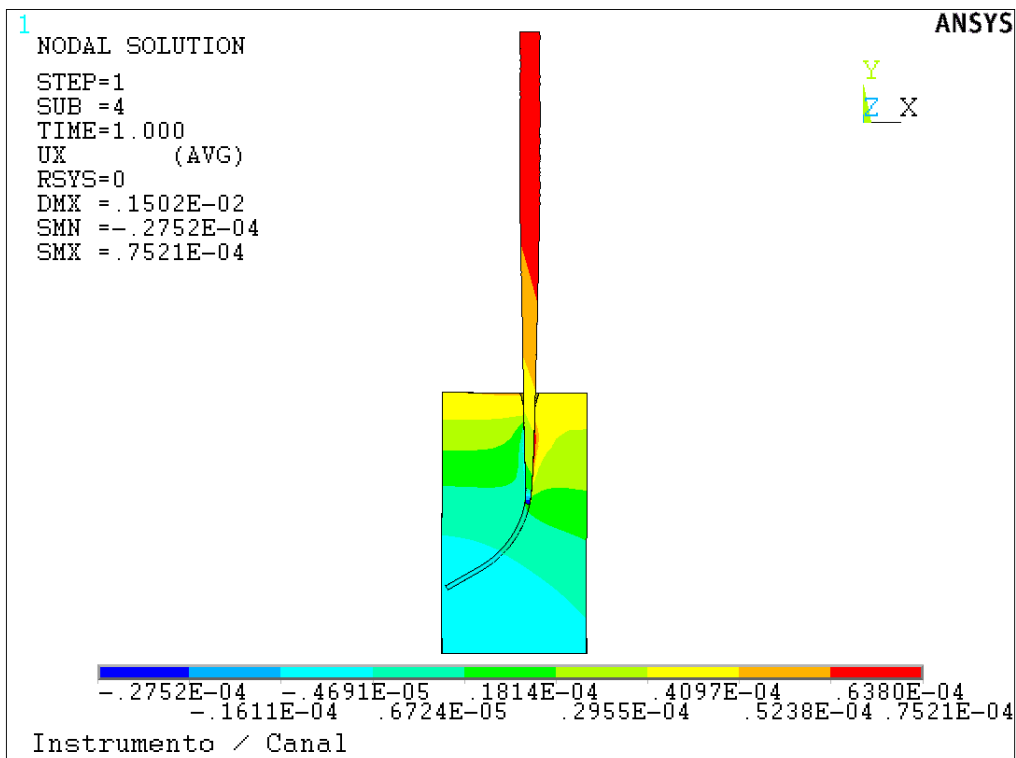


(a)

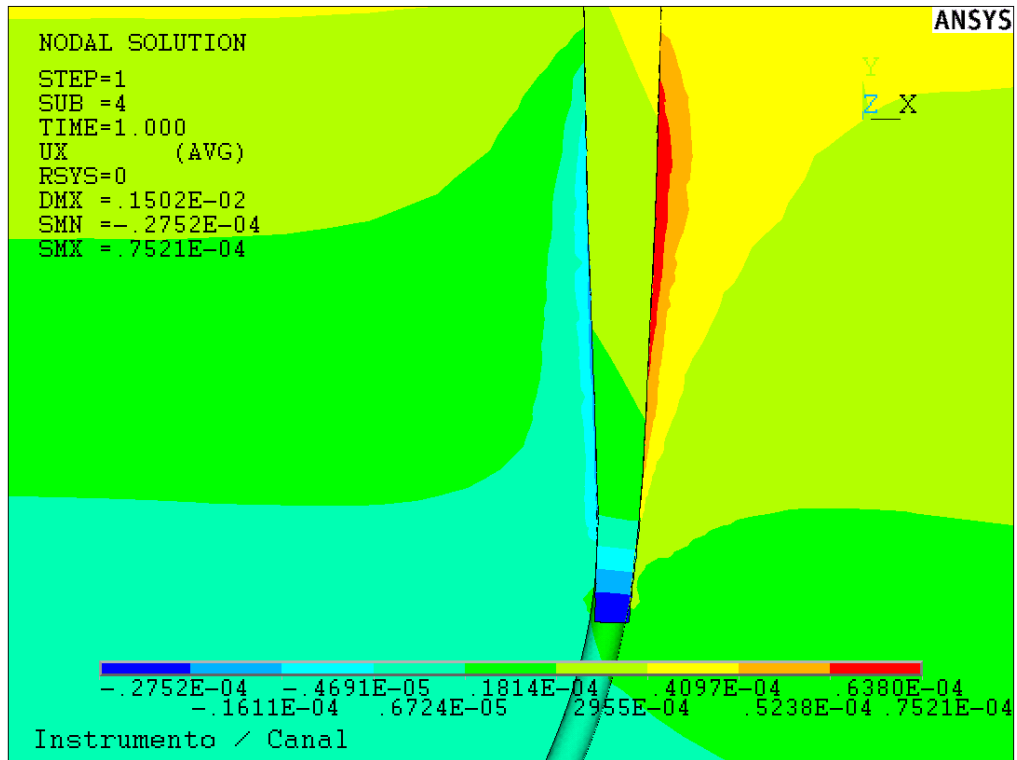


(b)

Figura 4. 10: Imagens da Deformação resultante instrumento com maior rigidez; a) Imagem da visão do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região com curvatura.



(a)

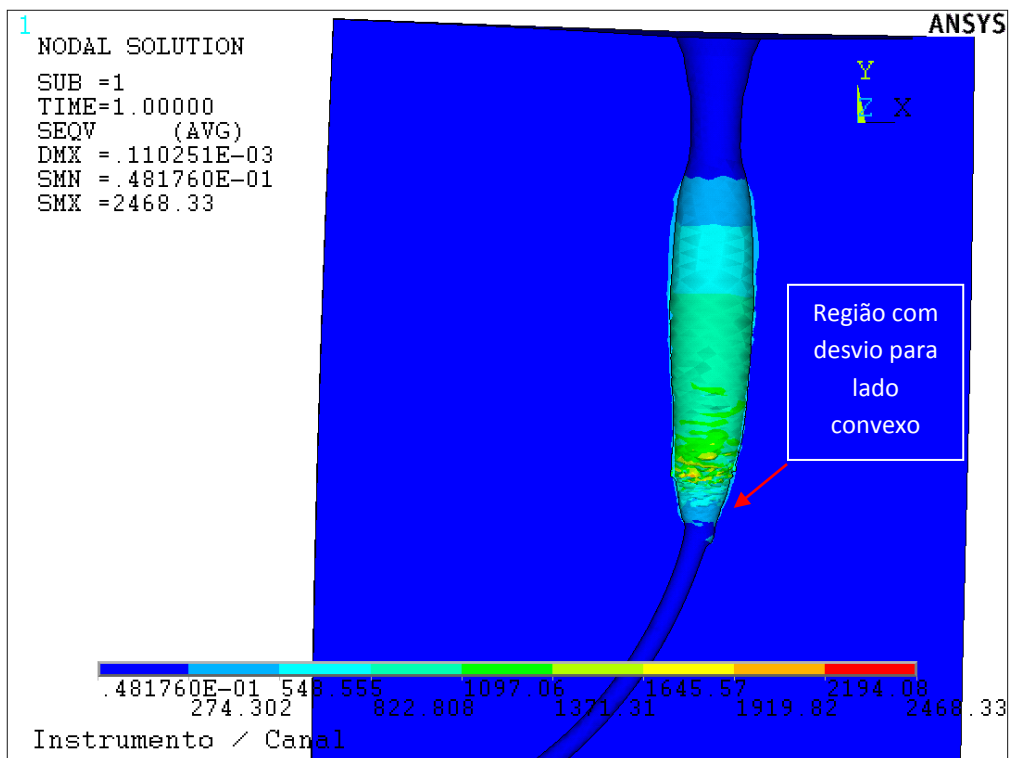


(b)

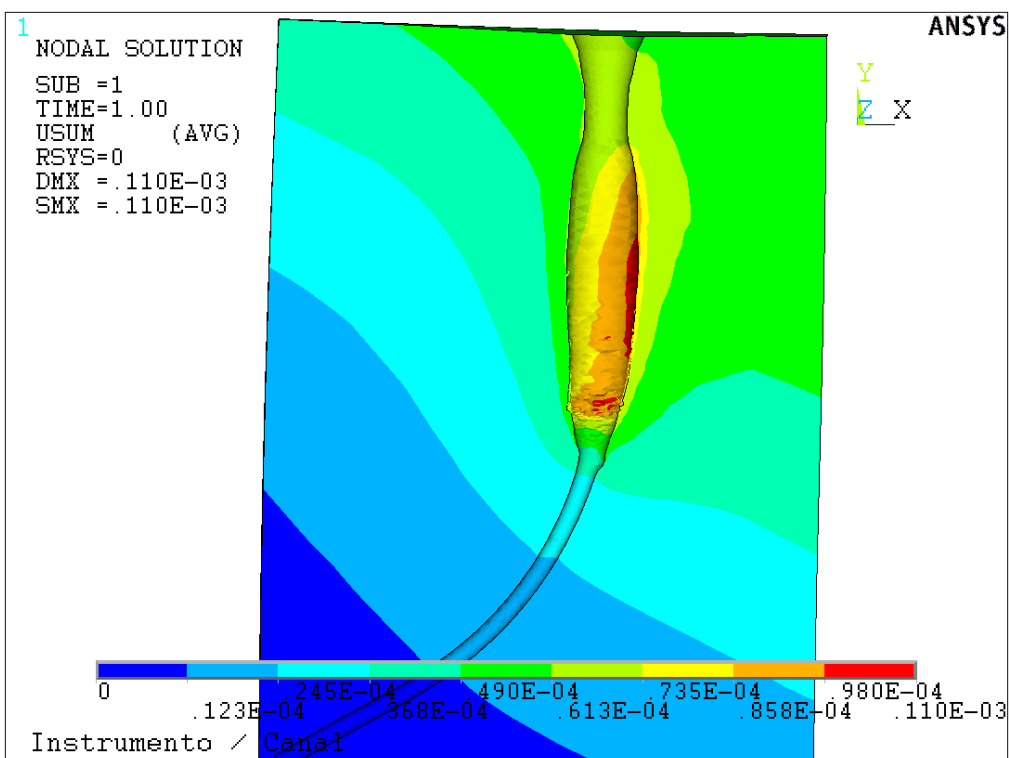
Figura 4. 11: Imagens da Deformação resultante instrumento com menor rigidez; a) Imagem da visão do conjunto completo; b) Imagem com detalhe na região com curvatura.

Nas figuras 4.10 e 11 é possível ver as deformações sofridas pelo canal ($0,7521 \cdot 10^{-4}$ mm), e que elas são bem menores que as sofridas pelo instrumento ($0,1502 \cdot 10^{-2}$ mm). Também pode ser visto que as maiores deformações se concentram na parede convexa do canal principalmente na região reta do canal.

Com o resultado obtido no sistema Instrumento / Canal radicular, podemos analisar quais as tensões desenvolvidas no canal e instrumento separadamente. A figura 4.12 e 4.13 mostram a distribuição de tensão e deformação no canal.

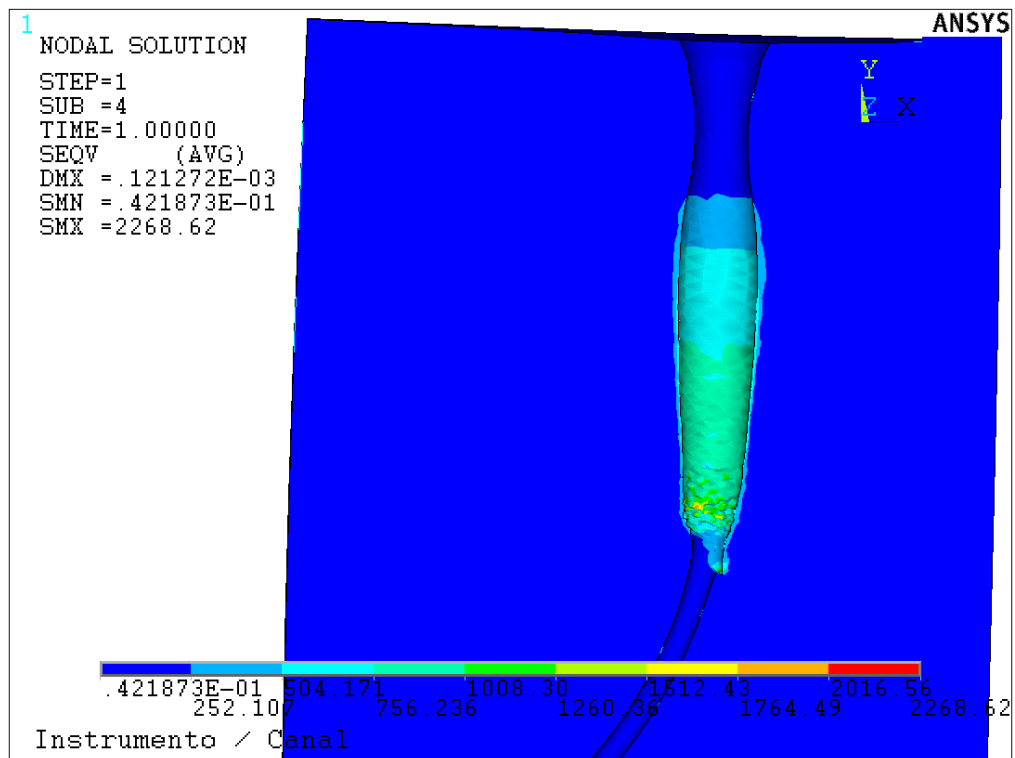


(a)

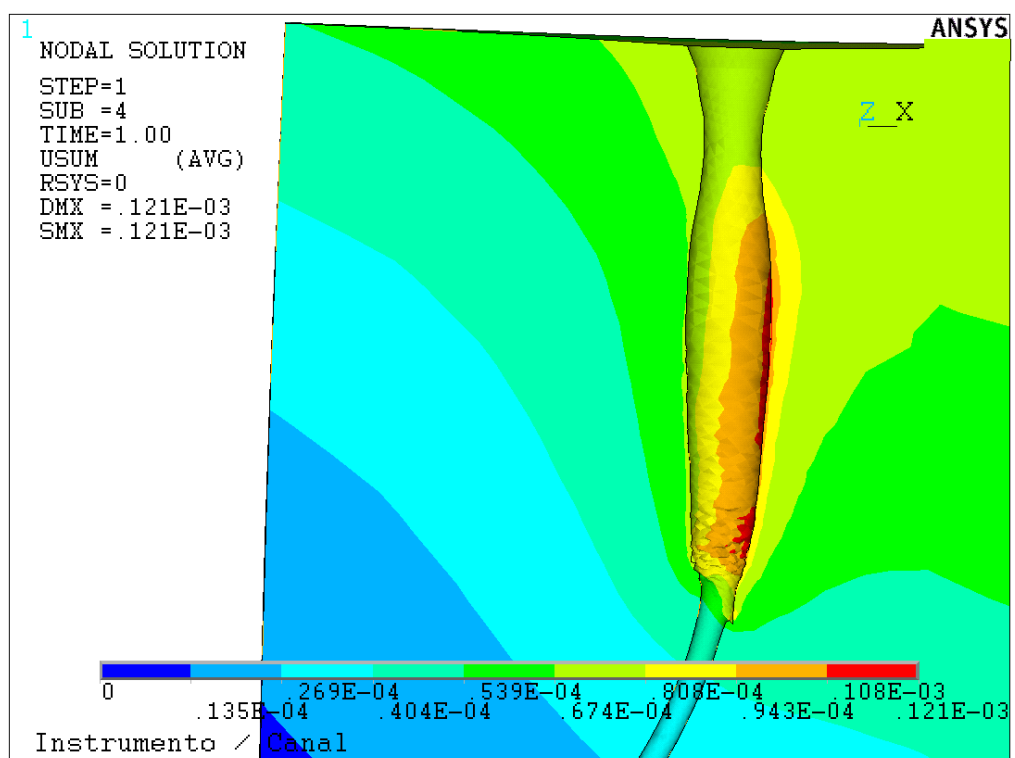


(b)

Figura 4. 12: Imagens das Tensões e Deformação resultante no bloco, sistema com maior rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.



(a)

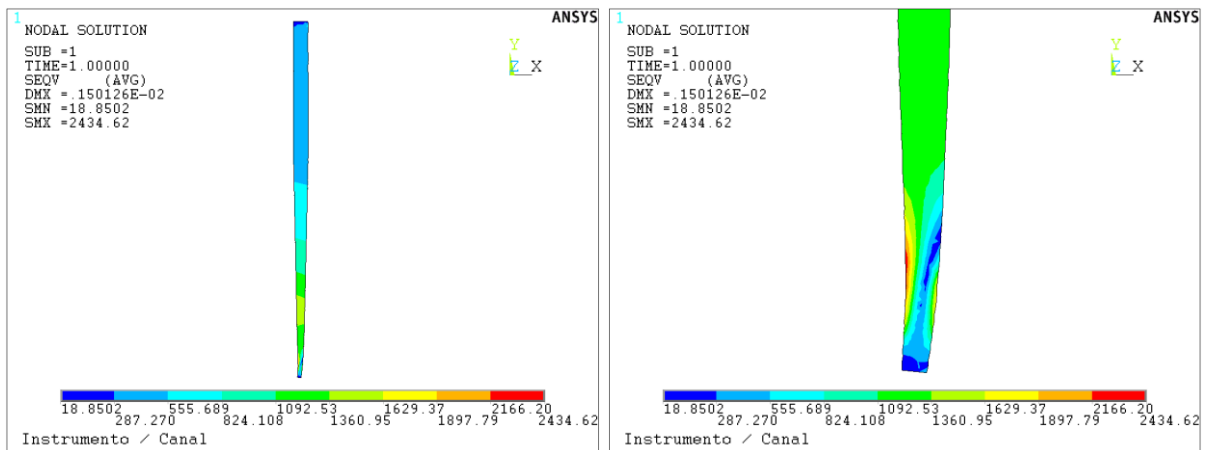


(b)

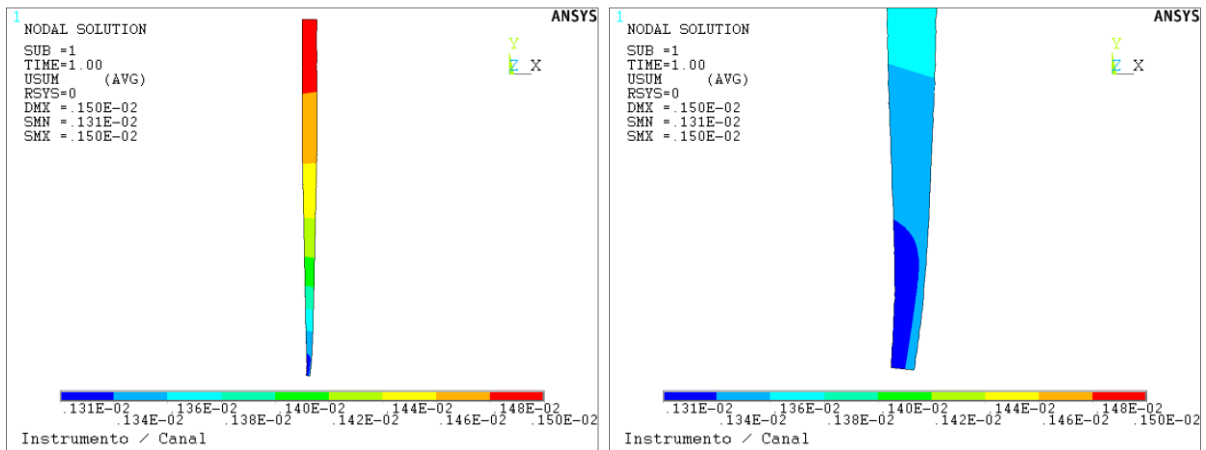
Figura 4. 13: Imagens das Tensões e Deformação resultante no bloco, sistema com menor rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.

A figura com a distribuição de Tensão de Von Mises para o bloco mostra que o sistema com maior rigidez, apesar de possuir um valor de tensão menor tensão entre 215 MPa a 970 MPa (figura 4.12 (a)), tem uma área afetada pelas tensões resultantes que é maior que o canal com o instrumento com menor rigidez onde a tensão fica entre 504 MPa a 1500MPa (figura 4.13(a)). Também é possível ver que o sistema com maior rigidez mostra um desvio no sentido convexo do canal, diferente do sistema com menor rigidez que não apresenta este desvio.

As figuras 4.14 e 4.15 mostram a distribuição de tensão e deformação para o instrumento devido ao sistema com maior e menor rigidez respectivamente.



(a)



(b)

Figura 4. 14: Imagens das Tensões e Deformação resultante no instrumento, sistema com maior rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.

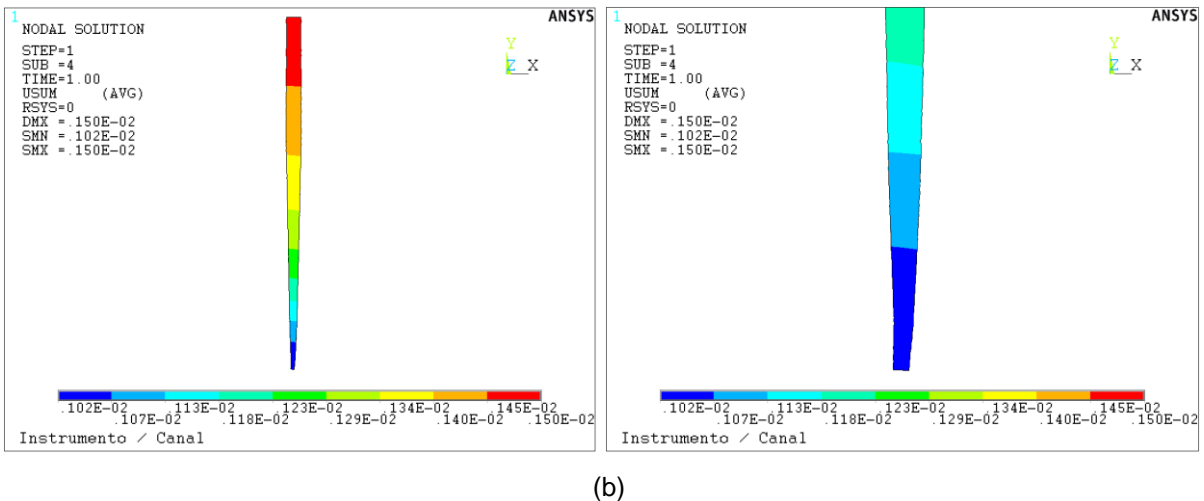
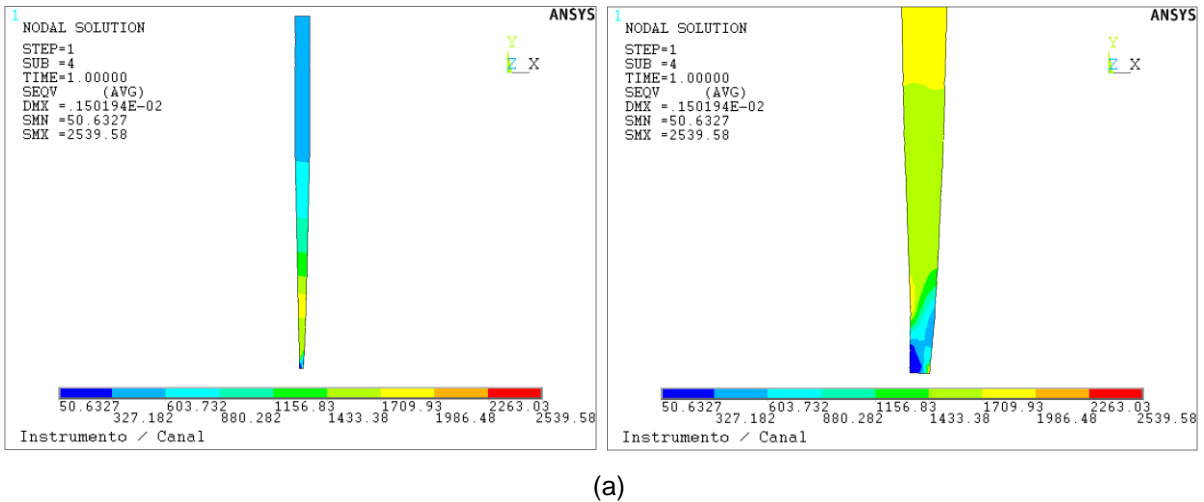


Figura 4. 15: Imagens das Tensões e Deformação resultante no instrumento, sistema com menor rigidez; a) Tensão resultante (Von Mises); b) Deformação resultante.

As imagens do instrumento mostram onde ocorre a maior concentração de tensão: na parte apical. O instrumento com maior rigidez apresenta valores de tensão entre 1360 MPa e 2434 MPa com as maiores tensões concentradas na região côncava do canal. No instrumento com menor rigidez, podemos ver valores de tensões menores, entre 330 MPa a 1700 MPa com uma distribuição de tensão mais uniforme com as maiores tensões concentradas na região côncava do canal.

5. Discussão:

5.1. Metodologia para construir modelo tridimensional

Como mencionado no capítulo 3, não foi possível encontrar na literatura as características geométricas que possibilitassem a construção do modelo do instrumento diretamente no software CAD. Porém, para a construção do modelo da raiz, a única opção foi utilizar uma imagem obtida por tomografia computadorizada.

Através da bibliografia, é possível verificar que alguns autores mencionam terem utilizado imagens geradas por μ CT para construir o modelo tridimensional do instrumento (BONESSIO et al. 2015, KIM et al, 2013), e da raiz do dente (LIN et al., 2013, EKEN et al., 2016). Outros utilizaram o projetor de perfil para conseguir as dimensões do instrumento Montalvão e Alcada (2011) e Montalvão et al. (2014) ou um microscópio Necchi et al. (2010) e Gao et al. (2011).

Outro ponto importante para o desenvolvimento da metodologia foi o fato do grupo de pesquisa do Laboratório de Bioengenharia – FEB - UNESP já ter realizado a modelagem de implantes endodônticos, através das imagens de um escâner 3D e de microtomografia computadorizada (FREITAS et al. 2013, 2014).

Diferente do trabalho de Freitas et al. (2013, 2014), onde as imagens foram reconstruídas no software CAD e a geometria utilizada como obtida pela imagem do μ CT, na construção do modelo do instrumento deste trabalho, foi necessário utilizar mais de uma ferramenta para desenvolver a geometria. Além da imagem obtida por μ CT, foi preciso o uso de um projetor de perfil para obter as informações sobre o diâmetro interno da seção transversal e passo da hélice. Também foi importante procurar na literatura informações sobre a geometria da seção transversal para reconstruí-la corretamente. Para a construção do modelo do canal radicular, foi utilizada a imagem do μ CT e apenas foram feitos alguns ajustes na seção do canal devido a regiões com “falhas” na imagem do canal.

Através desta metodologia é possível reconstruir a geometria de instrumentos, dentes e canais radiculares com precisão.

5.2. Instrumento endodôntico

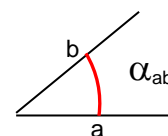
Para realizar a validação do modelo em elementos finitos do instrumento endodôntico, primeiro foi preciso estabelecer os parâmetros de comparação. Como mostrado no item 3.1.9: Experimento para Validação do Modelo em Elementos Finitos Alcalde et al. (2017) realizaram um ensaio de torção e obtiveram como resposta: falha do instrumento na região apical quando o torque atinge um valor de 14Nmm, e o ângulo de torção no momento da falha e de $224^\circ \pm 30^\circ$. Da literatura temos que a tensão de ruptura do NiTi (M-Ware) é de aproximadamente 1540 MPa (BONESSIO et al., 2015, EL-ANWAR et al., 2015, 2016).

Comparando a resposta do modelo em elementos finitos mostrada item 4.2: Instrumento Endodôntico, com as informações do parágrafo anterior, é possível avaliar que o modelo mostrou o mesmo comportamento que o experimento.

Com relação à tensão, no experimento, a falha do instrumento ocorre na parte apical do instrumento, quando aplicado um torque de 14Nmm. Isso pode ser visto na figura 4.2, onde as maiores tensões estão concentradas na região apical, e essas tensões possuem valores entre 1667,9 MPa e 1877,6 MPa, devido ao valor das tensões neste local ultrapassar a tensão de ruptura NiTi (1540 MPa), mostrando que o instrumento irá falhar neste local.

O elemento do software Ansys utilizado, SOLID 187, não fornece diretamente a resposta como ângulo de rotação, mas esta resposta é fornecida na forma de deslocamento nodal (figura 4.3). Observando a figura, pode-se ver que os valores deste deslocamento variam de 0 mm a -16mm. Para converter estes valores em ângulo é preciso lembrar que esse deslocamento corresponde ao arco de circunferência, e utilizando a relação trigonométrica (equação 1) é possível converter o mesmo deslocamento em um ângulo de rotação, que no caso desta resposta varia 0° a 3057° aproximadamente. Esses valores são encontrados, pois o modelo elementos finitos (EF) fornece a resposta nodal para o torque aplicado, sem levar em consideração a falha do instrumento. Desta forma, é preciso interpretar o resultado para obter a resposta adequada.

$$\alpha_{ab} = \frac{360 \cdot l}{2\pi r} \quad \text{equação (1)}$$



onde α_{ab} ângulo de rotação, t deslocamento angular r é o raio da seção transversal do instrumento.

Para obter o ângulo de rotação correto, primeiro é preciso analisar a resposta em tensão. Como já mencionado, através da figura 4.2, o instrumento vai falhar na região apical, que está em vermelho. Como a falha irá ocorrer nesta seção, é neste ponto que se deve considerar o ângulo de rotação máximo para o instrumento, uma vez que no momento em que o instrumento atingir este ângulo, vai ocorrer a falha. Para encontrar o ângulo de rotação nesta seção, foram escolhidos 4 nós, 2 em cada lado do instrumento localizados na região central do mesmo (figura 5.1). Através destes nós foi encontrado o valor de $248,3^\circ$ para o ângulo de rotação. Comparando este resultado o obtido no modelo numérico e experimento, tabela 5.1, é possível observar que o valor encontrado no modelo em elementos finitos se encontra dentro da região de tolerância dos valores encontrados no experimento.

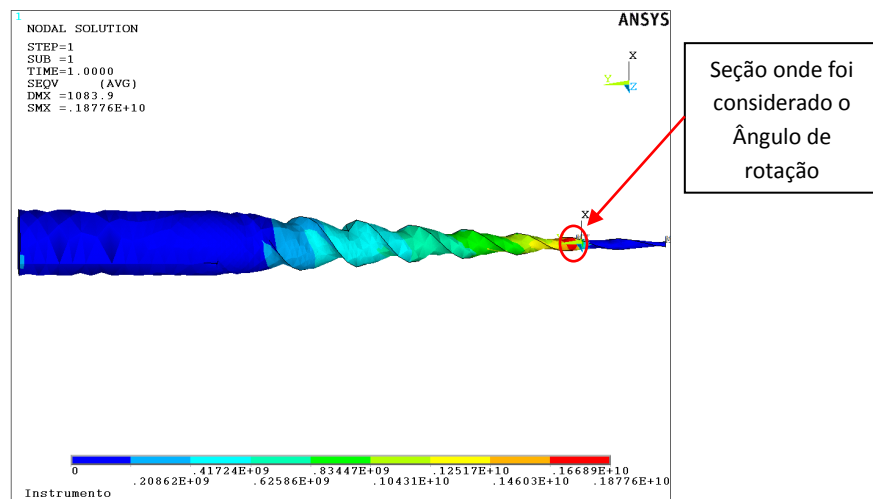


Figura 5. 1: Figura que mostra região onde foi retirado os nós utilizados para encontrar ângulo de rotação.

Tabela 5. 1: Resultados Obtidos no Experimento e Modelo Numérico

	Torque	Ângulo de rotação
Experimento	14 N.mm	$224^\circ \pm 30^\circ$
Modelo numérico	14 N.mm	$248,3^\circ$

A resposta obtida pelos dois métodos acima, mostra uma pequena diferença entre os resultados obtidos numericamente com o experimental. Esta diferença pode ocorrer devido a algumas características do método experimental

que pode influenciar a resposta obtida, como por exemplo: 1) a fixação do instrumento que foi realizada com mandril, que dependendo da força aplicada vai ocasionar pequenas deformações no instrumento o que pode acarretar uma menor resistência a torção; 2) o alinhamento durante a fixação, pois no caso do instrumento apresentar um desvio com relação ao alinhamento do eixo axial, este desvio vai originar tensões de flexão e o sistema não será mais uma torção pura; 3) pequenas variações nas dimensões ou acabamento devido ao processo de fabricação podem acarretar variações nos resultados obtidos.

Vários autores utilizam o método de elementos finitos para estudar o comportamento mecânico do instrumento endodôntico, mas a maioria não mostra se os dados obtidos foram comparados a algum resultado experimental (KIM et al., 2009; NICCHE et al. ,2011; BONESSIO et al. 2015, EL-ANWAR et al., 2015, 2016,). Este trabalho realiza esta comparação e mostra que os resultados obtidos são precisos, o que possibilita realizar os estudos sobre o comportamento dos instrumentos de uma forma mais rápida e barata.

5.3. Modelo instrumento e Canal Radicular

Como já mencionado no capítulo 3: Metodologia, no modelo em elementos finitos para o sistema Instrumento/Canal radicular foi utilizado um instrumento com a geometria simplificada. Nicche et al. (2011); El-Anwar et al. (2015), Kim et al. (2009), são exemplos de pesquisadores que utilizaram MEF com simplificações, na geometria do instrumento ou no canal radicular, para conseguir estudar características específicas como rigidez a flexão ou regiões com maior concentração de tensões.

Durante o desenvolvimento do modelo foi necessário realizar esta simplificação na geometria do instrumento para diminuir as incertezas relacionadas com a parametrização dos elementos de contato. Vários fatores foram analisados para tomar esta decisão, entre os principais cabe citar os que se seguem:

Primeiro foi levado em consideração o resultado do experimento feito para avaliar se o modelo representa o comportamento real do preparo biomecânico do canal radicular, subitem 3.1.9: Experimento para Validação do Modelo em Elementos finitos. Neste experimento a característica principal utilizada para explicar

a causa do desvio no preparo do canal radicular está na diferença de rigidez dos instrumentos Sonntag et al. (2007), Yoo et al. (2012) e Silva et al. (2015). Considerando que as duas características principais do instrumento, que podem afetar a sua rigidez, são o módulo de elasticidade e a geometria da seção transversal (momento de inércia), neste trabalho foi escolhido utilizar uma geometria mais simples e trabalhar com a variação do módulo de elasticidade para variar a rigidez do instrumento.

Outro ponto importante para a escolha de simplificar a geometria do instrumento está na da área da seção transversal e no passo da hélice encontrados no instrumento. Esta geometria acrescenta não linearidades ao modelo, o que aumenta o número de incertezas, além de aumentar muito o tempo computacional para encontrar a solução do problema. Estas incertezas estão relacionadas com problemas de convergência do modelo e dificuldade para parametrizar os elementos de contato, como encontrar a rigidez do contato, valor para penetração do contato, raio de interação entre os elementos, limite superior ou inferior para penetração inicial admissível entre os elementos do contato. A conicidade do instrumento foi mantida, pois além dela influenciar na rigidez das seções, a menor, na região apical, tem a função de guiar o instrumento pelo canal. Estudos mostram que nos casos onde ocorre falha do instrumento, a principal área de falha é a região apical que é a área da seção menor. Desta forma, esta conicidade foi mantida para possibilitar avaliar a distribuição de tensões nesta região (SCELZA et al., 2015; ALCALDE et al., 2017).

Com relação à geometria do canal radicular, nos trabalhos que o utilizam para avaliar o desvio do instrumento, independente se é utilizado um canal simulado ou um dente extraído, a metodologia utilizada tem como objetivo analisar a geometria do canal antes e depois do preparo. Sendo assim, foi mantida a geometria original do canal para possibilitar a comparação entre resultados obtidos pelo modelo e experimento.

Diferente dos trabalhos encontrados na literatura que usam o método de elementos finitos para estudar o comportamento mecânico do instrumento e canal radicular separadamente, neste trabalho foi realizado de forma simultânea, ou seja, foi estudada a reação do instrumento e do canal radicular durante o tratamento

endodôntico, permitindo entender como a rigidez do canal influencia o comportamento mecânico do instrumento, e como o instrumento influencia o comportamento do canal, possibilitando estudar a distribuição de tensões e deformações, devido à esta interação, nos dois sistemas.

Durante o preparo do canal o instrumento retira material (cisalha). Como não é possível simular a retirada de material, para considerar a resistência ao deslocamento e forças devido a este cisalhamento, considerando um coeficiente de atrito 0,1. Como não foi possível encontrar qual o coeficiente de atrito do acrílico, foi utilizado o coeficiente de 0,1 , considerando que a força resultante deste cisalhamento é por volta de 10% do esforço na parede. E como não é possível simular esta retirada, foi considerado este atrito para simular a resistência ao deslocamento nas paredes do canal.

Comparando as figuras 4.4 e 4.5 é possível ver que o instrumento com menor rigidez tem uma distribuição das tensões mais uniforme que o instrumento com maior rigidez, e o valor das tensões são maiores para o instrumento com maior rigidez. Os dois instrumentos apresentam uma concentração de tensões na região côncava do canal, mas no instrumento com maior rigidez as tensões nesta região são bem maiores, o mesmo pode ser visto na literatura (GAO et al., 2011, EL-ANWAR et al. 2016). Com relação às tensões transmitidas para o canal (dente) os maiores valores de tensões são encontrados no sistema com maior rigidez. Quanto ao comportamento do instrumento as figuras mostram que o instrumento mais rígido tem um desvio no sentido da parede convexa do canal, ou seja, se desloca aplicando uma maior tensão na parede convexa do canal, já o menos rígido distribui a tensão nas paredes do canal de modo uniforme, preservando a geometria do canal (YOO et al., 2012; SILVA et al., 2015).

Quando observamos a solução com relação as tensões principais (figura 4.6 e 4.7), podemos ver que as tensões de compressão são maiores no sistema com menor rigidez não apresentando grandes valores de tensões de tração, diferente do sistema com maior rigidez que apresenta uma região com altos valores de tensão de tração na região convexa do canal. Esta variação nas tensões pode ser explicada devido à rigidez do instrumento, pois o mais rígido precisa de uma força de flexão maior para acompanhar a geometria curva do canal, o que gera maiores tensões no

instrumento. Isso explica a falha mais rápida em fadiga do instrumento mais rígido, pois a variação entre as tensões de compressão e tração é maior que no sistema com maior rigidez e esta maior favorece a falha em fadiga (YOU e al., 2010; DE-DEUS et al. 2014, SCELZA et al., 2015; ALCALDE et al.; 2017). Os resultados de deformação resultantes (figuras 4.8 e 9), mostram de uma forma mais clara que a rigidez influencia o comportamento do instrumento. Na figura 4.8 (c) podemos ver que o instrumento mais rígido tem um sentido de maior deformação (desvio) na parede convexa do canal. Por outro lado, o instrumento com menor rigidez tem uma distribuição uniforme da deformação em relação ao canal mantendo a trajetória do mesmo, figura 4.9 (c).

Através das imagens da solução para deformação na direção X (figura 4.10 e 4.11), é possível ver que nos dois sistemas, ocorre uma maior deformação na região cônica antes da curvatura, isto porque é nesta região que o instrumento tem uma conicidade maior que o canal. Já, na região apical do instrumento, as tensões são menores, pois esta é a região de menor conicidade do instrumento. Esse comportamento pode ser explicado porque o canal já sofreu uma sondagem, o que amplia um pouco o diâmetro do canal. Além disso, normalmente a ponta do instrumento não é cortante, pois a região apical do instrumento tem como função guiar o instrumento, evitando grandes desvios, e não retira grandes quantidades de material (LEONARDO; LEONARDO, 2012; LOPES, SIQUEIRA, 2015)

Também é possível observar que nos dois sistemas, a parede convexa do canal é que apresenta as maiores deformações. Uma explicação hipotética para este comportamento é através da flambagem. Devido às tensões geradas durante o preparo do canal e ao seu comprimento, o instrumento sofre o fenômeno de flambagem que pode provocar uma flexão transversal no instrumento. Devido ao ângulo de curvatura do canal, essa flexão transversal será orientada no sentido da parede convexa do canal (figura 4.10 e 4.11).

O resultado de tensão e deformação para o sistema separado, bloco (canal) e instrumento, mostra detalhes da distribuição de tensões em cada modelo.

Na figura 4.12 e 4.13 mostra a região do canal onde são desenvolvidas as maiores tensões e deformações, dando suporte a análise realizada no sistema instrumento / Canal. Podemos ver nestas imagens que o sistema com maior rigidez

apresenta uma maior propagação das tensões e deformações pela raiz do dente, e que neste sistema ocorre um desvio no sentido convexo do canal.

As figuras 4.14 e 15 mostram a distribuição de tensões e deformações no instrumento. Mostram que nos dois instrumentos as tensões e deformações se concentram na região apical, e que no instrumento com maior rigidez ocorre a maior variação entre as tensões de compressão e tração, o mesmo encontrado no sistema instrumento / Canal.

Diferente da maioria dos trabalhos encontrados na literatura, onde é realizado o estudo do instrumento e canal, de forma separada sem levar em consideração as características mecânicas e interação entre os dois sistemas, neste trabalho esta interação é estudada e permite entender como as características de cada sistema (instrumento e canal) influênciam o comportamento do outro durante o processo de preparação biomecânica do canal. Desta forma é possível avaliar como as tensões se distribuem nos dois sistemas e avaliar quais as situações mais críticas para cada um.

6. Conclusão

Comparando os resultados experimentais e da literatura com o modelo desenvolvido é possível concluir que:

- O método utilizado para reconstruir a geometria do instrumento e do canal se mostrou eficiente;
- O modelo em elementos finitos apresentou a mesma resposta que o método experimental;
- O modelo de elementos finitos permite os estudos das tensões desenvolvidas no instrumento e canal radicular de forma separada e durante o processo do preparo biomecânico do canal radicular.

7. Trabalhos Futuros

Ainda existem vários estudos que podem ser realizados para melhor entender o comportamento do instrumento durante o preparo do canal radicular, uma vez que essa pesquisa se apresenta em seu estágio inicial. Abaixo são mostradas algumas possibilidades de novos estudos.

- Estudar como a geometria da seção transversal do instrumento endodôntico influencia a sua rigidez a flexão e torção;
- Estudar como as não linearidades da geometria do instrumento influenciam o modelo em elementos finitos;
- Reconstruir a imagens de vários tipos diferentes de raiz/canal radicular para estudar qual a distribuição de tensão em cada tipo de raiz;
- Estudar o efeito das tensões desenvolvidas no instrumento sobre sua vida em fadiga;
- Estudar onde está a concentração de tensões na raiz do dente para analisar a possibilidade de propagação de trincas na raiz.

REFERÊNCIAS

- Ajuz NC, Armada L, Goncalves LS, Debelian G, Siqueira JF, Jr. Glide path preparation in S-shaped canals with rotary pathfinding nickel-titanium instruments. *J Endod.* 2013;39(4):534-7
- Alcalde, M. P., M. A. H. Duarte, C. M. Bramante, B. C. de Vasconcelos, M. Tanomaru-Filho, J. M. Guerreiro-Tanomaru, J. C. Pinto, M. V. R. So and R. R. Vivan (2018). "Cyclic fatigue and torsional strength of three different thermally treated reciprocating nickel-titanium instruments." *Clin Oral Investig* 22(4): 1865-1871.
- Alcalde, M. P., M. Tanomaru-Filho, C. M. Bramante, M. A. H. Duarte, J. M. Guerreiro-Tanomaru, J. Camilo-Pinto, M. V. R. So and R. R. Vivan (2017). "Cyclic and Torsional Fatigue Resistance of Reciprocating Single Files Manufactured by Different Nickel-titanium Alloys." *J Endod* 43(7): 1186-1191.
- Arens, CF, Hoen MM, Steiman HR, Dietz GC. Evaluation of single-use rotary nickel-titanium instruments. *J Endod.*2003;29:664-6.
- Baek, S. H., C. J. Lee, A. Versluis, B. M. Kim, W. Lee and H. C. Kim (2011). "Comparison of torsional stiffness of nickel-titanium rotary files with different geometric characteristics." *J Endod* 37(9): 1283-1286.
- Bahrami, B., S. Shahrbaaf, B. Mirzakouchaki, F. Ghalichi, M. Ashtiani and N. Martin (2014). "Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants--a 3D finite element analysis." *Dent Mater* 30(4): e89-97.
- Baiamonte, T., M. F. Abbate, F. Pizzarello, J. Lozada and R. James (1996). "The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems." *J Oral Implantol* 22(2): 104-110.
- Baiamonte, T; Abbate, M. F.; Pizzarello, F.; et al. The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems. *Journal Oral Implantol.*, V.22, no.2, p.104-110, Apr. 1996.
- Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Canal shaping with WaveOne Primary reciprocating files and ProTaper system: a comparative study. *J Endod.* 2012;38:505-9.
- Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *J Endod.* 2004;30(4):228-30.
- Berutti E, Paolino DS, Chiandussi G, Alovise M, Cantatore G, Castellucci A, Pasqualini D. Root canal anatomy preservation of WaveOne reciprocating files with or without glide path. *J Endod.* 2012;38:101-4.
- Bonessio, N., E. S. Pereira, G. Lomiento, A. Arias, M. G. Bahia, V. T. Buono and O. A. Peters (2015). "Validated finite element analyses of WaveOne Endodontic Instruments: a comparison between M-Wire and NiTi alloys." *Int Endod J* 48(5): 441-450.
- Braga L.C, Magalhães RRS, Nakagawa RKL, Puente CG, Buono VTL, Bahia MGA Physical and mechanical properties of twisted or ground nickel-titanium instruments. *Int Endod J.*2013;46, 458–65.

Briseno B, Kremers L, Hamm G, Nitsch C. Comparison by means of a computer-supported device of the enlarging characteristics of two different instruments. *J Endod.* 1993;19(6):281-7.

Bürklein S, Hinschitza K, Dammaschke T, Schäfer E. Shaping ability and cleaning effectiveness of two single-file systems in severely curved root canals of extracted teeth: reciproc and WaveOne versus Mtwo and ProTaper. *Int Endod J.* 2012 May;45(5):449-61.

Callister, W. D., *Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução.* John Wiley & Sons, Inc., 2002.

Camporez, R. M. Comportamento Tribológico do par polimérico polipropileno e poliamida em diversas condições de lubrificação. Dissertação (Mestrado - Engenharia Mecânica) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, 2018.

Capello Sousa, E. A. C. Análise linear de contato mecânico aplicada ao Projeto de Próteses Odontológicas através do método de elementos finitos. 2015. Dissertação (Livre docência em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia de Bauru, Bauru, 2010.

Coleman CL, Svec TA. Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod.* 1997;23(4):232-5.

De-Deus G, Moreira EJ, Lopes HP, Elias CN. Extended cyclic fatigue life of F2 Pro- Taper instruments used in reciprocating movement. *Int Endod J* 2010;43:1063–8.

De-Deus G, Vieira VTL, Silva EJM, Lopes HP, Carlos Nelson Elias CN, Moreira EJ. Bending Resistance and Dynamic and Static Cyclic Fatigue Life of Reciproc and WaveOne Large Instruments. *J Endod* 2014;40:575-579.

Eken, R., O. G. Sen, G. Eskitascioglu and S. Belli (2016). "Evaluation of the Effect of Rotary Systems on Stresses in a New Testing Model Using a 3-Dimensional Printed Simulated Resin Root with an Oval-shaped Canal: A Finite Element Analysis Study." *J Endod* 42(8): 1273-1278.

El-Anwar, M. I., A. O. Mandorah, S.A. Yousief, T. A. Soliman and, T. M. El-Wahab. "A finite element study on the mechanical behavior of reciprocating endodontic files". *Braz J Oral Sci.* 14(1):52-59

El-Anwar, M. I., S. A. Yousief, E. M. Kataia and T. M. El-Wahab (2016). "Finite Element Study on Continuous Rotating versus Reciprocating Nickel-Titanium Instruments." *Braz Dent J* 27(4): 436-441.

El-Anwar, M. I., S. A. Yousief, T. A. Soliman, M. M. Saleh and W. S. Omar (2015). "A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture." *Saudi Dent J* 27(4): 201-207.

Franco V, Fabiani C, Taschieri S, Malentacca A, Bortolin M, Del Fabbro M. Investigation on the shaping ability of nickel-titanium files when used with a reciprocating motion. *J Endod.* 2011;37(10):1398-401.

Freitas, J. P. O. ; Hernandez, B. A., Albarracín, M. L. Sousa, E. A. C. Processos de obtenção e condicionamento de imagens de estruturas biomecânicas tridimensionais para análise por elementos finitos (ISSN 2014-0066). In: VIII Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2014, Uberlândia – Minas Gerais. Conem, 2014. 118

Freitas, J. P. O. ; Sousa, E. A. C. ; Foschini, C. R. ; Santos, R. R. ; Rahal, S. C. . Pretreatment and reconstruction of three-dimensional images applied in a locking reconstruction plate for structural analysis with FEA. In: Computational Vision and Medical Image Processing IV - VIPIMAGE 2013, 2013, Madeira Island. Computational Vision and Medical Image Processing, 2013. v. 4.

Gao, Y., G. S. Cheung, Y. Shen and X. Zhou (2011). "Mechanical behavior of ProTaper universal F2 finishing file under various curvature conditions: a finite element analysis study." J Endod 37(10): 1446-1450.

GENG, J-P.; TAN, K. B.C.; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 6, p. 585-598, 2001.

Gergi R, Arbab-Chirani R, Osta N, Naaman A. Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments. J Endod. 2014 Aug;40(8):1223-7.

Gergi, R., R. Arbab-Chirani, N. Osta and A. Naaman (2014). "Micro-computed tomographic evaluation of canal transportation instrumented by different kinematics rotary nickel-titanium instruments." J Endod 40(8): 1223-1227.

Giuliani V, Di Nasso L, Pace R, Pagavino G. Shaping ability of waveone primary reciprocating files and ProTaper system used in continuous and reciprocating motion. J Endod. 2014;40(9):1468-71.

Haïkel Y, Serfaty R, Wilson P, Speisser JM, Allemann C. Mechanical properties of nickel-titanium endodontic instruments and the effect of sodium hypochlorite treatment. J Endod. 1998;24(11):731-5.

Hernandez, B. A. Análise Estrutural e Fadiga em Prótese Implanto-Suportada Unitária Através do Método dos Elementos Finitos. 2015. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, Faculdade de Engenharia de Bauru, Bauru, 2015.

Karamooz-Ravari, M. R. and R. Dehghani (2018). "The effects of shape memory alloys' tension-compression asymmetry on NiTi endodontic files' fatigue life." Proc Inst Mech Eng H 232(5): 437-445.

Keskin, N. B. and U. Inan (2019). "Cyclic fatigue resistance of rotary NiTi instruments produced with four different manufacturing methods." Microsc Res Tech.

Kim HC, Kwak SW, Cheung GS, Ko DH, Chung SM, Lee W. Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocation motion: Reciproc versus WaveOne. J Endod. 2012;38, 541–4.

Kim, H. C., M. H. Lee, J. Yum, A. Versluis, C. J. Lee and B. M. Kim (2010). "Potential relationship between design of nickel-titanium rotary instruments and vertical root fracture." *J Endod* 36(7): 1195-1199.

Leonardo M. R.; Leonardo R. T., Tratamento de Canais Radiculares: Avanços Tecnológicos de uma Endodontia Minimamente invasiva e Reparadora. 1º edição. São Paulo: Artes Médicas, 2012. 402 p.

Lin, C. L., Y. H. Chang, S. K. Hsieh and W. J. Chang (2013). "Estimation of the failure risk of a maxillary premolar with different crack depths with endodontic treatment by computer-aided design/computer-aided manufacturing ceramic restorations." *J Endod* 39(3): 375-379.

Lopes H. P., Elias, CN, Estrela C, Siqueira Jr, JF. Assessment of the apical transportation of root canals using the method of the curvature radius *Braz Dent J.*1998:9, 39-45.

Lopes H. P., Siqueira J. F. J. *Endodontia Biologia e Técnica*. 4º edição. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015.

Martins RC, Bahia MGA, Buono VTL. Evaluation of the root canal geometry of inferior molars. *J Dent Res*. 2003:82, Special Issue C, o.C228. Divisional Abstracts: Brazilian Division.

Martins RC, Bahia MGA, Buono VTL. Surface analysis of ProFile instruments by scanning electron microscopy and X-ray energy-dispersive spectroscopy: a preliminary study. *Int Endod J*. 2002:35, 848-853.

Montalvao, D. and F. S. Alcada (2011). "Numeric comparison of the static mechanical behavior between ProFile GT and ProFile GT series X rotary nickel-titanium files." *J Endod* 37(8): 1158-1161.

Montalvao, D., F. S. Alcada, F. M. Braz Fernandes and S. de Vilaverde-Correia (2014). "Structural characterisation and mechanical FE analysis of conventional and M-Wire Ni-Ti alloys used in endodontic rotary instruments." *ScientificWorldJournal* 2014: 976459.

Necchi, S., L. Petrini, S. Taschieri and F. Migliavacca (2010). "A comparative computational analysis of the mechanical behavior of two nickel-titanium rotary endodontic instruments." *J Endod* 36(8): 1380-1384.

Ozyurek, T., N. B. Keskin, F. Furuncuoglu and U. Inan (2017). "Comparison of cyclic fatigue life of nickel-titanium files: an examination using high-speed camera." *Restor Dent Endod* 42(3): 224-231.

Pereira ES, Peixoto IF, Viana AC, Oliveira II, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Int Endod J.*2012:45, 469-74.

Peters OA. Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review. *J. Endod.*2004:30, 559-567.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL, Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod*. 1997;23(2):77-85.

Rodrigues, A. A. Investigação das características tribológicas e ambientais de termoplásticos de engenharia especiais para uso em materiais de atrito. 2006. Tese (Doutorado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais., São Paulo, 2006.

Saber SE, Nagy MM, Schäfer E. Comparative evaluation of the shaping ability of ProTaper Next, iRaCe and Hyflex CM rotary NiTi files in severely curved root canals. *Int Endod J*. 2014.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod*.2000;26,161-165.

Scelza, P., D. Harry, L. E. Silva, I. B. Barbosa and M. Z. Scelza (2015). "A comparison of two reciprocating instruments using bending stress and cyclic fatigue tests." *Braz Oral Res* 29: 1-7.

Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2006;39:203-12.

Schäfer E, Vlassis M. Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus Race. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J*.2004;37, 229-238.

Silva EJ, Tameirao MD, Belladonna FG, Neves AA, Souza EM, De-Deus G. Quantitative Transportation Assessment in Simulated Curved Canals Prepared with an Adaptive Movement System. *J Endod*. 2015;41(7):1125-9.

Siqueira JF, Jr., Rocas IN. Clinical implications and microbiology of bacterial persistence after treatment procedures. *J Endod*. 2008;34,1291-301.

Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V. Root canal preparation with the NiTi systems K3, MTwo and ProTaper. *Aust Endod J*. 2007;33:73-81.

Tabata, L. F., W. G. Assuncao, V. A. Barao, E. A. Gomes, J. A. Delben, E. A. de Sousa and E. P. Rocha (2010). "Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis." *J Craniofac Surg* 21(3): 696-702.

Tharuni SL, Parameswaran A, Sukumaran VG. A comparison of canal preparation using the K-file and Lightspeed in resin blocks. *J Endod*. 1996;22(9):474-6.

Versluis, A., H. C. Kim, W. Lee, B. M. Kim and C. J. Lee (2012). "Flexural stiffness and stresses in nickel-titanium rotary files for various pitch and cross-sectional geometries." *J Endod* 38(10): 1399-1403.

Vieira EP, França EC, Martins RC, Buono VTL, Bahia MGA. Influence of multiple clinical use on fatigue resistance of ProTaper rotary nickel- titanium instruments. *Int Endod J*.2008;41,163-172.

Wakabayashi, N.; Ona, M.; Suzuki, T.; Igarashi, Y.; Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications, *Journal of Dentistry*, v. 36, p. 463-471, 2008.

Weine FS, Kelly RF, Lio PJ. The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod.* 1975;1(8):255-62.

Yang, J. and H. J. Xiang (2007). "A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone." *J Biomech* 40(11): 2377-2385.

Yared G. Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations. *International Endodontic Journal.* 2008: 41, 339–44.

Yoo YS, Cho YB. A comparison of the shaping ability of reciprocating NiTi instruments in simulated curved canals. *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):220-7.

You SY, Bae KS, Baek SH, et al. Lifespan of one nickel-titanium rotary file with reciprocating motion in curved root canals. *J Endod* 2010;36:1991–4.