

Pedro Joel Teixeira Monteiro

Licenciado em Ciências de Engenharia Mecânica

ESTUDO NUMÉRICO DA INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA, DO CARREGAMENTO APLI- CADO E DA FASE NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE LIMAS ENDODÔNTICAS

MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA

Universidade NOVA de Lisboa

Março, 2022

ESTUDO NUMÉRICO DA INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA, DO CARREGAMENTO APLICADO E DA FASE NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE LIMAS ENDODÔNTICAS

PEDRO JOEL TEIXEIRA MONTEIRO

Licenciado em Ciências de Engenharia Mecânica

Orientador: Professor Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins,
Professor Associado, Universidade NOVA de Lisboa

Coorientadores: Professor Doutor Francisco Manuel Braz Fernandes,
Professor Associado, Universidade NOVA de Lisboa
Professor Doutor Jorge Nuno do Rosário Martins,
Assistente Convidado, Universidade de Lisboa

Júri:

Presidente: António José Freire Mourão,
Professor Associado, Universidade NOVA de Lisboa

Arguentes: João Mário Burguete Botelho Cardoso,
Professor Auxiliar, Universidade NOVA de Lisboa

Orientador: Professor Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins,
Professor Associado, FCT-NOVA

Estudo Numérico da Influência da geometria, do Carregamento Aplicado e da Fase na Resistência à Fratura de Limas Endodônticas

Copyright © Pedro Joel Teixeira Monteiro, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Dedico esta tese à minha família que sempre me apoiou e motivou.

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Rui Martins, pela oportunidade de trabalhar neste projeto com a sua orientação, pelo seu constante apoio, todo o conhecimento que me transmitiu, não só ao longo da tese, mas ao longo de todo o curso, pela sua exemplar ética de trabalho, pelos seus conselhos, pela paciência, disponibilidade e simpatia.

Ao Professor Doutor Francisco Brás Fernandes, pelo apoio, pela sua disponibilidade e simpatia, e principalmente pelos conhecimentos transmitidos e as suas perspetivas fundamentais sobre os assuntos tratados neste estudo.

Ao Professor Doutor Jorge Martins, pelo apoio e disponibilidade.

A todos os Professores com quem ao longo do curso me fizeram evoluir academicamente, e com quem tive a oportunidade de ouvir e aprender

À minha esposa Iara, pelo apoio em todos os momentos, amor, ajuda, confiança e motivação nos momentos mais difíceis e sem aparente esperança. Mas sobretudo pela sua força e coragem.

Aos meus pais, por todo o apoio constante e incondicional, pela sua confiança, pela paciência, confiança e carinho, mas sobretudo pelo seu exemplo e me moldarem na pessoa que sou hoje.

“No contradiction exists, if the events are correctly interpreted.” (Richard von Mises).

RESUMO

As ligas de Ni-Ti são um dos materiais escolhidos para as limas endodônticas rotativas que preparam canais apicais devido às suas propriedades de superelasticidade e de memória de forma. As limas disponíveis no mercado têm inúmeras configurações geométricas e diferentes tratamentos térmicos aplicados. Estas limas durante o seu uso clínico estão sujeitas a diferentes tipos de carregamento que podem provocar a sua fratura, nomeadamente: flexão, devido à curvatura imposta pelos canais apicais; e torção, quando a ponta da lima bloqueia nas paredes do canal apical, mas esta continua a girar.

O principal objetivo deste estudo consistiu em compreender a contribuição de vários fatores na fratura das limas através da criação de modelos tridimensionais funcionais de limas endodônticas que pudessem ser testados computacionalmente.

Deste modo, três limas distintas, e com diferentes geometrias da secção transversal (triangular simples, triangular convexo e retangular), foram digitalizadas e convertidas em modelos tridimensionais, os quais foram analisados computacionalmente através da aplicação do Método dos Elementos Finitos (MEF) com um programa computacional comercial: *SolidWorks Simulation*. Aos modelos de limas estudados corresponderam diferentes características, tendo sido divididos em 4 grupos: no Grupo 1, os 3 modelos de limas consideraram-se fabricados em ligas Ni-Ti na sua configuração de austenite; no Grupo 2, os modelos foram considerados constituídos por austenite tendo sido sujeitos a um aumento do seu tamanho em 1,15 vezes; no Grupo 3, os modelos foram estudados admitindo serem constituídas por uma mistura de fase-R e austenite; no Grupo 4, consideraram-se os 3 modelos constituídos por fase-R e sujeitos a um aumento do seu tamanho em 1,15 vezes. Cada modelo de lima destes grupos foi sujeito a condições de flexão e torção.

De uma forma geral, para qualquer geometria da secção reta, a introdução de fase-R e/ou o aumento do tamanho do modelo provoca uma diminuição da tensão máxima de von Mises nas limas; a relevância de um fator sobre o outro depende de cada situação. Foi também observado que a geometria de secção reta triangular convexa produz menores valores de tensão máxima.

Palavas chave: Ni-Ti, Fase-R, MEF, limas rotativas, torção, flexão, geometria da secção transversal

ABSTRACT

Ni-Ti alloys are one of the materials chosen to manufacture rotary endodontic files, these files are used to prepare root canals, due to the super elasticity and shape memory properties of the alloy. The files that are available on the market have various configurations of cross section and heat treatment. During their clinical use, these files are subject to different kinds of loading which can lead to fracture, in particular: bending, due to the root canal curvature; and torque, when the tip of the file gets blocked in the root canal walls but the file continues to rotate.

The main objective of this study is to understand the contribution of various factors to the files fracture, this is accomplished by creating three dimensional functional models of files that will be numerically tested.

Thereafter, three distinct files, with different cross-sectional design (triangular, convex triangular and rectangular) were scanned and converted to three dimensional models that will be mathematically analysed through the FEM by a commercial software package, SolidWorks Simulation. These models have various features that can be divided in 4 different groups: in Group 1 the 3 file models are considered to be manufactured with Ni-Ti alloys in its austenitic phase; in Group 2, the models were considered being constituted by austenite and subject to a size increase of 1,15 times; in Group 3 the models were analysed assuming a mix of R-phase and austenite; in Group 4 is considered that the 3 models have a constitution of R-phase are subject to a size increase of 1,15 times. Each model is tested under bending and torsional conditions.

All models (to every cross-sectional design) show a decrease of their maximum von Mises stress if R-phase is applied and/or they're subject to an increase in size, the degree of influence of each factor is relative to each individual model. It was also observed that the cross-sectional geometry that produces the best decrease in the maximum stress is the convex triangle.

Keywords: NiTi, R-phase, FEM, rotary files, bending, torsion, cross-sectional geometry

ÍNDICE

1		1
1.1	Problema e Objetivos	1
1.2	Metodologia da Dissertação.....	1
1.3	Estrutura da Dissertação	2
2	PESQUISA BIBLIOGRÁFICA	3
2.1	O Comportamento Mecânico das ligas Ni-Ti.....	3
2.2	Tipos de fratura observadas nas limas de Ni-Ti	7
2.2.1	Fratura torsional	7
2.2.2	Fratura causada por fadiga cíclica.....	8
2.3	A relevância do tipo de fratura.....	8
2.4	Testes de resistência à fadiga cíclica	9
2.5	Aparelhos de testagem da resistência à fadiga cíclica.....	11
2.6	Contribuição da geometria da secção transversal da lima para a resistência à fratura 14	
2.7	Contribuição da fase presente para a resistência à fratura.....	16
2.8	Limas Endodônticas relevantes para o estudo.....	18
2.8.1	O sistema <i>ProTaper Gold</i>	18
2.8.2	O sistema <i>ProTaper Next</i>	18
2.8.3	O sistema <i>RaCe</i>	19
3	MATERIAIS E MÉTODOS	21
3.1	Modelação 3D	21

3.1.1	Engenharia Inversa - digitalização das limas	21
3.1.2	Transformação dos modelos superficiais das limas em sólidos	22
3.1.3	Aperfeiçoamento superficial dos modelos	23
3.1.4	Reparação dos modelos exportados da digitalização	24
3.1.5	Simplificação geométrica dos modelos	25
3.1.6	Importação dos ficheiros para <i>SolidWorks</i>	26
3.1.7	Preparação dos modelos para a simulação do MEF	26
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	33
4.1	Criação dos modelos das limas	33
4.2	Resultados obtidos para limas submetidas a deslocamento imposto (flexão)	34
4.2.1	Modelos das limas originais (100% austenite).....	37
4.2.2	Modelos sujeitos a aumento de escala (massividade).....	38
4.2.3	Modelos sujeitos a introdução de fase-R.....	39
4.2.4	Modelos sujeitos à combinação do fator escala e fase-R.....	40
4.3	Resultados obtidos para os modelos submetidos a torção	41
4.3.1	Modelos das limas originais (100% austenite).....	43
4.3.2	Modelos sujeitos a aumento de escala (massividade).....	44
4.3.3	Modelos sujeitos a introdução de fase-R.....	45
4.3.4	Modelos sujeitos à combinação do fator escala e fase-R.....	46
5	CONCLUSÃO.....	49
	BIBLIOGRAFIA.....	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Diagrama representativo das transformações fásicas de Ni-Ti induzidas tanto por temperatura como por tensão. (de <i>An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry</i> , S.A. Thompson et al.)	4
Figura 2.2 - Gráfico tensão extensão do nitinol onde é possível observar a transformação martensítica induzida por tensão (de <i>An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry</i> , S.A. Thompson et al.)	5
Figura 2.3 - Resultados do ensaio de tração para o arame original e para os arames submetidos aos diferentes tratamentos térmicos, para um comprimento de 44 mm. (de <i>In Situ Structural Characterization of Functionally Graded Ni-Ti Shape Memory Alloy During Tensile Loading</i>)	7
Figura 2.4 - Método de Schneider, (A) representa um canal com 43° de curvatura e (B) representa um canal com 52° de curvatura (reproduzido de Pruett et al)	11
Figura 2.5 - Método de Pruett, (A) representa um canal com 60° de curvatura e raio de curvatura de 5 mm, (B) representa um canal com 60° de curvatura e raio de curvatura de 2 mm (reproduzido de Pruett et al)	11
Figura 2.6 - Condições experimentais dos testes realizados por Galal e Hamdy. (a): teste sujeito a condições de flexão e (b): teste sujeito a condições de torção (reproduzido de Galal and Hamdy <i>Evaluation of stress distribution in nickel-titanium</i>)	15
Figura 2.7 - Testes realizados por María Prados-Privado et al., (A) representa o teste flexional e (B) o teste torsional. (reproduzido de María Prados-Privado, <i>Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests</i>)	16
Figura 2.8 - Movimento <i>swagger</i> da lima ProTaper Next e ilustração do eixo de rotação descentrado do centro de massa	18
Figura 2.9 - Diferentes configurações das limas ProTaper Next, conicidade das diferentes porções e diâmetro da ponta.....	19

Figura 3.1 - Geometrias da secção transversal dos diferentes modelos das limas estudados. (A): geometria retangular (SR), (B): geometria triangular simples (STS) e (C): geometria triangular convexa (STC).....	22
Figura 3.2 - Modelo da lima de secção triangular, em formato STL, obtido pela exportação da digitalização 3D	22
Figura 3.3 - Comparação dos modelos da lima de secção retangular, antes de ser transformado num modelo sólido (A) e o resultado após a transformação (B)	23
Figura 3.4 - Comparação entre um modelo da lima de secção triangular simples antes do aperfeiçoamento da sua superfície (A) e do mesmo modelo após a realização desta etapa (B)	24
Figura 3.5 - Ilustração do processo automático de reparação do programa Meshmixer, no qual é identificada a anomalia (A) e a sua consequente reparação (B).....	25
Figura 3.6 - Processo de simplificação do número de elementos, no qual é possível observar uma comparação entre o modelo antes deste processo (A) e o modelo após a simplificação (B)	26
Figura 3.7 - Condições de fronteira (encastramento) definidas nas limas sujeitas a flexão, é possível também observar a malha.....	27
Figura 3.8 - Lima sujeita a torção, onde é ilustrado o encastramento a 3 mm da ponta (A) como também a face resultante da remoção da porção não cortante da lima, onde é aplicado o momento como também a condição de fronteira Roller/Slider (B)	28
Figura 3.9 - Lima sujeita a flexão, onde é possível observar a localização da aplicação do deslocamento imposto a 3 mm da ponta	29
Figura 3.10 - Modelos de materiais definidos no programa computacional de análise estrutural.....	30
Figura 4.1 - Localização das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a flexão. A imagem superior corresponde à lima de secção retangular, a imagem do meio ilustra a lima de secção triangular convexa, e a imagem inferior representa a lima de secção triangular simples.	35
Figura 4.2 - Apresentação das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a um deslocamento imposto, na figura superior os resultados são referentes a um deslocamento imposto resulta num ângulo de curvatura de 30°, enquanto na figura inferior os resultados correspondem a um deslocamento imposto que provoca um ângulo de curvatura de 45° nos modelos das limas	36
Figura 4.3- Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite sujeita a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm.....	38

Figura 4.4 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite sujeita a um aumento de escala de 1.15x e a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm	39
Figura 4.5 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm.....	40
Figura 4.6 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm	41
Figura 4.7 - Localização das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a torção. A imagem superior corresponde à lima de secção retangular, a imagem do meio ilustra a lima de secção triangular convexa, e a imagem inferior representa a lima de secção triangular simples.	42
Figura 4.8 - Apresentação das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a torção	43
Figura 4.9 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite submetida a um momento de 0.2 N.cm.....	44
Figura 4.10 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um momento de 0.2 N.cm	45
Figura 4.11 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um momento de 0.2 N.cm	46
Figura 4.12 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um momento de 0.2 N.cm.....	47

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas dos diferentes materiais usados neste estudo.....	29
Tabela 4.1 - Valores do parâmetro <i>Element size</i> para os modelos das limas submetidos a deslocamento imposto (flexão).....	34
Tabela 4.2 - Valores do parâmetro <i>Element size</i> para os modelos das limas submetidos a torção.	34

LISTA DE ABREVIATURAS, ACRÓNIMOS E SÍMBOLOS

CCC	Cúbica de Corpo Centrado (estrutura cristalina)
DSC	Calorimetria Diferencial (<i>Differential Scanning Calorimetry</i>)
MEF	Método dos Elementos finitos
NCF	Número de ciclos até à fratura
Ni-Ti	Liga de níquel e titânio
RTTR	<i>Reverse Temperature Transformation Range</i>
SR	Secção Retângular
STC	Secção Triangular Convexa
STS	Secção Triangular Simples
TTR	<i>Temperature Transformation Range</i>

Introdução

1.1 Problema e Objetivos

Devido à natureza competitiva do mercado, e a necessidade de inovar e de se destacar, as limas disponíveis para o tratamento dos canais apicais são inúmeras, estando diferentes geometrias, materiais, tratamentos térmicos, tipo de movimento, entre outras configurações, disponíveis.

Um dos acontecimentos mais indesejáveis durante o tratamento, é a rotura das limas. Esta rotura tem normalmente dois principais fatores para a sua causa: fratura por fadiga cíclica ou fratura torsional, a rotura pode ainda ser causada pela combinação destes dois fatores.

Apesar de a fratura ter, aparentemente, poucas configurações, há bastantes fatores que influenciam a fratura. Esta dissertação tem como objetivo compreender a influência de três fatores, dois geométricos e um de material, nos tipos de fratura das limas. Os fatores geométricos são a influência da geometria da secção transversal da lima, sendo que no mercado várias configurações são possíveis de obter, e a influência do tamanho da lima, pois as limas disponíveis apresentam diferentes diâmetros e comprimentos. Uma grande parte das limas endodônticas são constituídas por ligas de níquel e titânio devido às suas propriedades mecânicas de superelasticidade e memória de forma, estas são afetadas pelas fases cristalinas do **Ni-Ti**, é também, um objetivo deste estudo compreender a influência da fase do **Ni-Ti** na rotura das limas.

1.2 Metodologia da Dissertação

Tendo em conta os objetivos de investigação apresentados, definiu-se a metodologia a adotar. Numa primeira fase foi realizado um estudo prévio e abrangente de trabalhos e artigos na área em estudo, com a finalidade de estabelecer um enquadramento e uma base de apoio ao estudo desenvolvido. Seguiu-se uma familiarização com as limas que serão estudadas em

que estas foram digitalizadas de forma a poderem ser estudadas computacionalmente pelo Método dos Elementos Finitos. De seguida estabeleceram-se os parâmetros de cada simulação numérica, tendo em conta o tipo de fratura a estudar, o tipo de geometria e a fase de **Ni-Ti**. E por fim foi realizada uma análise dos resultados das simulações através do contexto dos artigos e trabalhos já desenvolvidos na área.

1.3 Estrutura da Dissertação

O presente trabalho está descrito em cinco capítulos, como se mostra a seguir:

No capítulo 1 é feita uma pequena introdução ao tema em estudo, o enquadramento e apresentam-se os objetivos da dissertação, bem como a metodologia de realização da mesma.

No capítulo 2 é apresentada toda a pesquisa bibliográfica e contextualização do caso em estudo, enquadrando o tipo de fratura, os estudos realizados sobre a geometria das limas endodônticas, a metalurgia e características mecânicas das ligas de **Ni-Ti**, e até estudos similares em que modelos de limas foram estudados pelo **MEF**.

O capítulo 3 trata de descrever os processos e metodologias usados no desenvolvimento deste trabalho de forma a executar as simulações numéricas e os parâmetros para a sua execução (condições de fronteira, forças aplicadas, entre outros).

O capítulo 4 apresenta os resultados das simulações realizadas em computador e compara-os com estudos já realizados e que sejam relevantes para esta dissertação.

Por último, no capítulo 5 apresentam-se as conclusões, e hipotética implementação dos melhores resultados deste estudo na conceção de uma lima teórica que apresenta a melhor resistência à rotura.

PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

A utilização dos instrumentos endodônticos constituídos por ligas de níquel-titânio (**NiTi**) permite otimizar a instrumentação nos canais curvos e minimizar os erros de procedimento durante o tratamento. Se estes instrumentos forem acionados por um motor e produzirem movimento rotativo contínuo podem ser obtidos ainda melhores resultados. Devido à sua rapidez, excelente resistência mecânica, alta flexibilidade e boa eficiência de corte [1] [2], estes instrumentos permitem a preservação da anatomia original do canal radicular, estando esta característica relacionada com o sucesso do tratamento endodôntico [3] [4] [5]. As ligas **Ni-Ti** apresentam um comportamento de superelasticidade; isto significa que quando é retirada a carga imposta a uma lima endodôntica fabricada em **Ni-Ti**, esta retorna à forma original antes da deformação [6] [7]. A liga apresenta maior tensão limite de elasticidade e menor Módulo de Young quando comparada com o aço [8] [9] [10]. Esta é uma vantagem quando se prepara os canais curvos, pois as limas não ficam tão facilmente permanentemente deformadas como as ligas antes usadas [11].

2.1 O Comportamento Mecânico das ligas Ni-Ti

As ligas de **Ni-Ti**, usadas no tratamento endodôntico, contêm tipicamente 56% de níquel e 44% de titânio (% em peso), e, em algumas ligas de Ni-Ti, uma pequena percentagem de níquel pode ser substituída por cobalto (<2%). Esta liga tem a designação de 55-Nitinol e tem uma composição quase equiatômica que pode existir em várias configurações cristalográficas. A liga tem a capacidade de alterar a estrutura cristalina, que causa modificações significativas nas suas propriedades mecânicas e na sua configuração cristalográfica. Estas mudanças ocorrem em função de temperatura e tensão, e são o resultado da transformação de austenite para martensite. Esta transformação produz duas características muito importantes, a superelasticidade e o efeito de memória de forma [12].

A estrutura cristalina do **Ni-Ti** para valores elevados de temperatura (100°C) é austenítica, a qual possui uma estrutura estável cristalina cúbica de corpo centrado (CCC). Quando a liga Ni-Ti é arrefecido através da gama de temperaturas de transformação (**TTR**) (Figura 1),

a liga apresenta mudanças na estrutura cristalina e, conseqüentemente, no módulo de elasticidade, na tensão de limite elástico e na resistividade elétrica. Com efeito, baixando a temperatura ocorre uma reestruturação cristalina que é conhecida como transformação martensítica, dando origem à martensite. A amplitude desta transformação é função das temperaturas inicial e final. O fenômeno causa uma mudança nas propriedades físicas da liga [13] sendo que a fase de martensite maclada tem uma estrutura cristalina, monoclinica, e apresenta uma distorção da estrutura chamada B19 [14]. A martensite maclada deforma-se facilmente para uma forma de orientação única pelo processo de desmaclagem martensítica. As ligas de Ni-Ti são mais dúcteis na fase martensítica do que na fase austenítica [7] [15]. A transformação é reversível se se aquecer a liga a temperaturas mais altas do que as da **TTR** (gama de temperaturas de transformação inversa ou **RTTR**). O resultado é a obtenção das propriedades que a liga apresentava para altos valores de temperatura, isto é, a austenite. Na endodontia, este fenômeno aplica-se na remoção de deformações dos instrumentos de Ni-Ti aquecendo-os a uma temperatura superior a 125°C [7] (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**).

Figura 2.1 - Diagrama representativo das transformações físicas de Ni-Ti induzidas tanto por temperatura como por tensão. (de An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, S.A. Thompson et al.)

A gama de temperatura de transformação pode ser manipulada de duas formas: através de tratamentos térmicos, ou mudando o rácio de níquel-titânio, favorecendo o excesso de níquel, ou substituindo o cobalto por níquel.

A transição de austenite para a fase martensítica também pode ser obtida através da indução por tensão aplicada, tal como acontece durante o tratamento endodôntico de canais. A maioria dos metais, quando sujeitos a uma carga externa que faz o material ultrapassar o seu limite elástico, induz uma cedência na “rede” atômica causando deformação permanente. Nas ligas Ni-Ti em vez deste deslizamento ocorre uma transformação martensítica induzida

por tensão (Figura 1.2). Este fenómeno é a chamada superelasticidade. A superelasticidade, conduz a uma recuperação da deformação quando a carga aplicada diminui ou é retirada, sem que ocorra deformação permanente. Este efeito de mola é definido como o rácio entre a carga aplicada e a deformação até à forma original com o retorno à fase austenítica, mas para tal a temperatura terá de se manter dentro de um intervalo específico [8] [16] [17] [18] .

A superelasticidade das ligas de **Ni-Ti** permite que deformações de até 8% sejam recuperadas; se compararmos com o aço, este permite no máximo menos de 1% (**Erro! A origem da referência não foi encontrada.**). O efeito térmico de memória de forma aliado à superelasticidade pode manter a curvatura original do canal e criar um canal cónico a partir da raiz do dente. [19]

Paralelamente, pode-se definir flexibilidade das limas endodônticas como a deformação elástica quando estas são sujeitas a uma carga aplicada na sua extremidade e perpendicular ao seu eixo de rotação. Ao escolher uma lima, esta é uma das propriedades mais importantes a considerar, pois apesar de alta flexibilidade induzir menos resistência a fadiga torsional, aumenta a resistência à fadiga cíclica por rotação / flexão [20] [21].

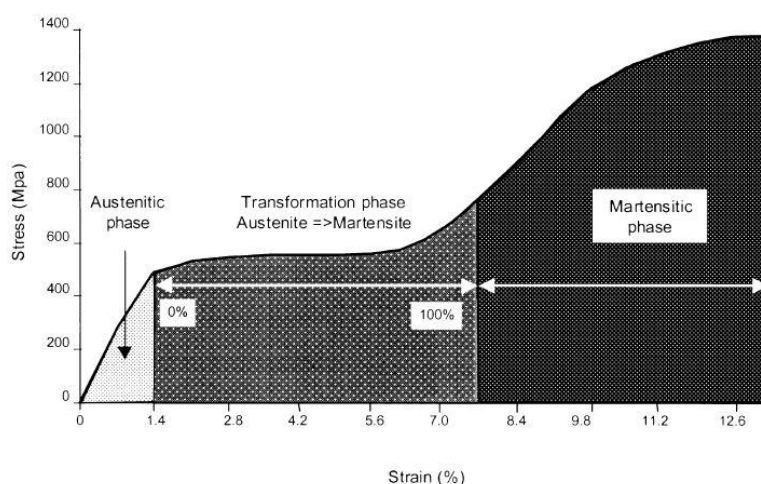


Figura 2.2 - Gráfico tensão extensão do nitinol onde é possível observar a transformação martensítica induzida por tensão (de *An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry*, S.A. Thompson et al.)

Num estudo realizado por Braz Fernandes *et al.* [22], arames de **Ni-Ti** foram submetidos a tratamentos térmicos, gradualmente ao longo do seu comprimento, e posteriormente sujeitos a um ensaio de tração e analisados por calorimetria diferencial (*differential scanning calorimetry*

DSC). De forma a conseguir este tratamento térmico localizado, espécimes de 55 mm de comprimento foram fixados num aparelho desenvolvido pela equipa, entre dois elétrodos. Os arames de **Ni-Ti** foram aquecidos por efeito de Joule, a 300 e 350 °C, durante 10 e 30 minutos.

A porção de arame submetida a tratamento térmico localizado tinha um comprimento de 32 mm e localizava-se no centro dos 55 mm do comprimento total do arame. A secção de 32 mm pôde ainda ser dividida numa secção central de 16 mm, em que a temperatura é praticamente constante ao longo do tratamento térmico, e em duas porções de 8 mm, em que foi observado um maior gradiente térmico. As temperaturas de transformação das diferentes secções foram determinadas por calorimetria diferencial (*differential scanning calorimetry* DSC) durante dois ciclos de aquecimento/arrefecimento, um de -150 a +150 °C e outro de +150 a -150 °C a uma taxa de 10 K/min. Foi observado que a fase intermédia (fase-R) é sempre a primeira a ser induzida, seguida da fase martensítica. Para a transformação de austenite em fase-R, a temperatura de início de transformação (R_s) era sempre maior quando comparada com o material original sem tratamento térmico; a explicação deste fenómeno foi atribuída à precipitação de Ni_4Ti_3 que é responsável por iniciar uma transformação martensítica induzida por tensão; mais, se a duração em que o tratamento térmico é aplicado aumentar (10 ou 30 minutos), as temperaturas de transformação também aumentam, nomeadamente, as temperaturas A_f (temperatura final da transformação austenítica) para ambos os segmentos que sofreram tratamento térmico eram sempre superiores às do arame original;

Subsequentemente, para cada configuração de tratamento térmico, dois comprimentos de arame foram analisados através de ensaios de tração: espécimes com 32 mm de comprimento, que representam a totalidade do tratamento térmico localizado, e espécimes com 44 mm de comprimento, que representam o comportamento do tratamento térmico (32 mm) gradual em conjunto com duas porções de 6 mm em cada extremidade que não foram submetidas diretamente a aquecimento por efeito de Joule.

Os resultados dos ensaios de tração para os espécimes de 44 mm encontram-se na Figura 2.3. Estas curvas de tensão-extensão vão servir de base para a construção dos modelos dos materiais das limas de **Ni-Ti** durante as simulações numéricas apresentadas no Capítulo 3 desta dissertação.

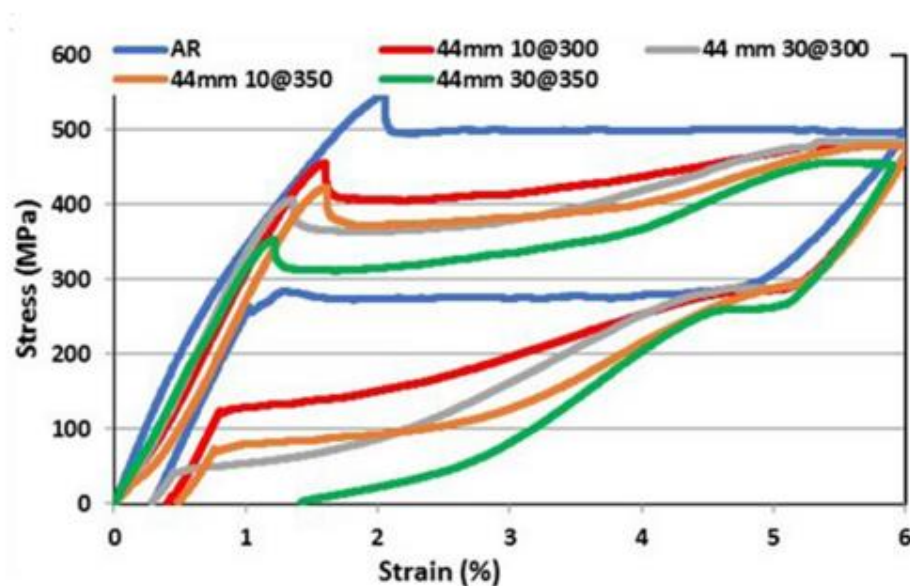


Figura 2.3 - Resultados do ensaio de tração para o arame original e para os arames submetidos aos diferentes tratamentos térmicos, para um comprimento de 44 mm. (de In Situ Structural Characterization of Functionally Graded Ni-Ti Shape Memory Alloy During Tensile Loading)

2.2 Tipos de fratura observadas nas limas de Ni-Ti

Apesar do excelente comportamento mecânico apresentado pelas ligas de **Ni-Ti**, a fratura das limas ainda é significativamente alta no tratamento de canais muito curvos e estreitos [23] [24], podendo afetar o sucesso do tratamento [25] [26]. A fratura das limas endodônticas ocorre de duas maneiras: fratura causada por torção ou por fadiga cíclica à rotação/flexão [27] [7] [28].

2.2.1 Fratura torsional

A fratura torsional ocorre quando a ponta ou outra parte do instrumento se prende no canal da raiz do dente enquanto a haste continua a rodar ou quando a ponta do instrumento reduz bastante a sua velocidade de rotação quando comparada com a da haste [29] [24] [30] [31]. Quando o limite elástico do metal é ultrapassado pelo momento torsor exercido pelo motor a fratura ocorre. Os instrumentos que fraturam devido à fratura torsional podem ser facilmente identificados pois apresentam deformação plástica [27] [32] [24].

2.2.2 Fratura causada por fadiga cíclica

A fratura causada pela fadiga cíclica é causada por fadiga metálica, e acontece quando os instrumentos rodam livremente dentro do canal curvo; esta rotação origina ciclos de tração/compressão, sendo as tensões na zona de curvatura máxima do instrumento as mais significativas e, portanto, é nesta zona que a fratura acontece. Quando o instrumento se encontra a rodar livremente no canal curvo, metade da haste da lima (em relação ao seu eixo neutro), que se encontra na parte convexa da curva está à tração, enquanto a outra metade da haste, localizada na parte côncava da curva, se encontra à compressão. A repetição deste ciclo de tração/compressão, causado pela rotação em canais curvos, provoca a fadiga cíclica das limas endodônticas ao longo do tempo e é um fator importante na fratura do instrumento [32] [24] [33] [34].

2.3 A relevância do tipo de fratura

A importância da fratura torsional, da fadiga metálica, ou da fratura dos instrumentos rotativos de Ni-Ti causada pela combinação desses dois fatores é um motivo de debate na literatura [24]. A fadiga do material aparenta ser a causa mais frequente na fratura dos instrumentos rotativos durante o seu uso no tratamento dos canais. Ambos, Peng et al. [35] e Cheung et al. [36], apresentaram nos seus estudos, que a maioria das fraturas dos instrumentos analisados ocorreu devido à fadiga cíclica, onde Cheung et al. [36] apresentou 93% das fraturas como sendo provocadas por fadiga cíclica. Como as ligas de **Ni-Ti** apresentam taxas de crescimento das fissuras causadas por fadiga significativamente mais altas quando comparados a outros metais com resistência mecânica semelhante, [37], esta pode ser uma explicação para os resultados destes estudos apresentarem a fadiga cíclica como o principal fator de fratura.

Por outro lado, em [27] mostra-se que a fratura torsional ocorre em 55,7% dos instrumentos, enquanto a fadiga cíclica ocorre em 44,3%. A fratura pode ter sido causada por ser exercida demasiada força apical durante o uso do instrumento ou por outros fatores relevantes como o tamanho do canal antes do teste.

Paralelamente, em [38] apresenta-se a hipótese de a fratura durante o tratamento das limas rotativas de **Ni-Ti** ser causada principalmente por um único momento de sobrecarga, durante o uso clínico, e não pela falha do metal depois de submetida a vários ciclos de tração/compressão.

2.4 Testes de resistência à fadiga cíclica

Até hoje não há nenhuma especificação ou norma que indique os parâmetros para o teste de fadiga cíclica para os instrumentos rotativos endodônticos. Esta existe apenas para as limas de aço de uso manual, instituída pela ANSI/ADA e também pela ISO 3630/1, para limas com uma conicidade de .02 ISO. É importante que surjam estas normas para que os fabricantes, cientistas e os médicos possam definir em concreto e de maneira uniformizada as propriedades mecânicas dos instrumentos rotativos de **Ni-Ti**. Por falta de uma norma e uniformização dos testes, os parâmetros dos mesmos ficam ao critério do investigador.

Não obstante, os testes podem ser estáticos ou dinâmicos. Os testes dinâmicos seriam ideais pois consistem em usar os instrumentos em canais curvos de dentes naturais, onde a lima é movimentada “para a frente e para trás” dentro do canal, como num tratamento real. Este tipo de teste aumenta o tempo de vida das limas rotativas [39]. Mas este teste tem o defeito de cada dente só poder ser usado uma única vez, e devido a variação anatômica as mesmas condições não podem ser repetidas, impedindo a possibilidade de uniformizar os testes. Assim, os testes de limas normalmente usam modelos aproximados que permitem a replicabilidade das condições do teste para todos os instrumentos [40]. Contudo, apesar da possibilidade de replicação e uniformização, os testes estáticos não conseguem reproduzir as condições reais do tratamento clínico [41]. No que diz respeito à vida à fadiga, esta é determinada multiplicando o tempo que o instrumento demorou até fraturar (em minutos) pela velocidade de rotação (em rpm) da lima. [42] Quanto maior o valor de **NCF** (número de ciclos até a fratura), maior será a resistência à fadiga.

A curvatura do canal é o fator mais relevante para a fratura do instrumento. Historicamente, a curvatura do canal foi definida pelo método introduzido por Schneider em 1971 [43] (Figura 2.4). Este método usa apenas um parâmetro para definir o grau de curvatura do canal da raiz. Schneider desenhou uma linha reta paralela ao eixo mais longo do canal, uma segunda linha reta é desenhada desde a ponta apical que intersecta a primeira linha no ponto em que o canal deixa de seguir o eixo mais longo e começa a curvar. O ângulo agudo formado por estas duas linhas define o grau de curvatura do canal. No entanto, o método mais aceite e usado para definir as características da curvatura do canal foi introduzido por Pruett et al. [44] em 1997 (Figura 2.5). Este método usa dois parâmetros: o ângulo de curvatura e o raio de curvatura. Para determinar estes parâmetros é desenhada uma linha reta paralela ao eixo mais longo do canal, na porção reta do canal (tal como no método de Schneider). Uma segunda linha é desenhada, paralela ao eixo mais longo da zona apical do canal. Há um ponto em cada uma destas linhas no qual o canal começa a desviar-se para começar ou acabar a curvatura do canal. A parte curva do canal é representada por um círculo tangente a estes dois pontos.

O ângulo de curvatura é o número de graus do arco do círculo entre estes dois pontos. O ângulo de curvatura também pode ser definido com o ângulo formado por linhas, perpendiculares às duas linhas previamente estabelecidas, desenhadas a partir dos pontos de desvio do canal. Estas linhas intersectam-se no centro do círculo. O comprimento destas linhas é o raio do círculo e define o raio de curvatura do canal, em milímetros. Este parâmetro representa quão abruptamente o ângulo de curvatura é descrito. Quanto menor o raio de curvatura, mais abrupto é o desvio do canal. Estes dois parâmetros são independentes um do outro.

Alguns estudos apontam que velocidades de rotação mais elevadas reduzem a resistência à fadiga cíclica, mas o efeito ainda não é claro [45].

Os produtores de limas endodônticas têm tentado várias estratégias para melhorar o desempenho das mesmas e as suas propriedades mecânicas. Estas estratégias englobam mudanças da geometria observada na secção transversal, tratamentos térmicos, entre outros [46] [47]. Alguns estudos concluem que a geometria da secção transversal não se traduz em nenhum efeito no desempenho da lima [48] [49], enquanto outros estudos concluíram exatamente o oposto [50] [51]. Num estudo realizado por Cheung et al. em 2011 [52], mostra que a geometria da secção transversal quando triangular mostra melhor resistência à fadiga do que quando quadrada; também mostra que geometria da secção reta em forma de S tem melhor resistência à fadiga que uma forma retangular.

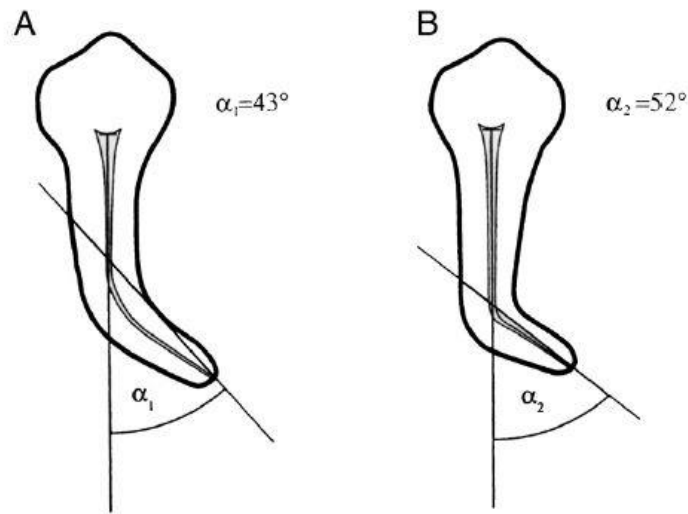


Figura 2.4 - Método de Schneider, (A) representa um canal com 43° de curvatura e (B) representa um canal com 52° de curvatura (reproduzido de Pruett et al)

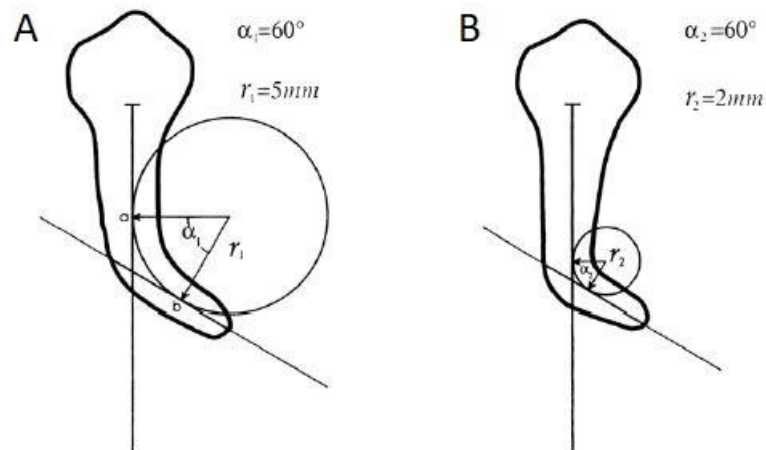


Figura 2.5 - Método de Pruett, (A) representa um canal com 60° de curvatura e raio de curvatura de 5 mm, (B) representa um canal com 60° de curvatura e raio de curvatura de 2 mm (reproduzido de Pruett et al)

2.5 Aparelhos de testagem da resistência à fadiga cíclica

Os primeiros aparelhos desenvolvidos para simular os canais eram construídos através de tubos cilíndricos, posteriormente dobrados, feitos de vidro [53] [54] ou de metal [44] [55]

[56] [57] [58] [59] [60]. Nestes testes, os tubos têm diferentes diâmetros internos, pontos de curvatura máxima como também diferentes raios e ângulos de curvatura.

Em relação aos testes que usaram tubos de vidro, Anderson et al [53] usou um tubo de vidro, que foi dobrado aquecendo-o sobre uma chama e curvando-o com o auxílio de um cilindro metálico; este processo conferiu ao tubo um raio de curvatura de 5 mm. O tubo tinha um diâmetro interno de 1.2 mm e foram usados ângulos de curvatura de 45° e 90°. O ponto de curvatura máxima estava localizado a 5 mm da ponta do instrumento. Barbosa et al [54] usou um tubo de vidro com ângulo de curvatura de 45° e raio de curvatura de 5 mm. Neste estudo não foi especificado o diâmetro interior do tubo. A curvatura que as limas apresentavam começava a 3 mm e acabava a 7 mm da ponta.

Os tubos de metal que simulavam os canais usados por Pruett et al. [44] e por Mize et al. [55], foram fabricados através de agulhas de 18-G, de aço inoxidável, que possuíam um diâmetro interno de 0.83 mm. Foram usados raios de curvatura de 2 mm e 5 mm, como também ângulos de curvatura de 30°, 45° e 90°, o ponto de curvatura máxima estava localizado a 7 mm da ponta da lima. Já Yared et al. [56] usou um tubo de metal com 2 mm de diâmetro interno e ângulo de curvatura de 90°; tanto o raio de curvatura como o ponto de curvatura máxima não foram especificados no estudo. Melo et al. [57] usou agulhas de aço com um comprimento de 40 mm e diâmetro externo de 1.6 mm; estas foram dobradas até se obter um ângulo de curvatura de 45° e um raio de curvatura de 5 mm. O ponto de curvatura máxima estava localizado a cerca de 4.5 mm da ponta das limas. Yao et al. [58] usou um tubo de aço que possuía um diâmetro interno de 2 mm, o ângulo e raio de curvatura escolhidos foram de 60° e 5 mm, respectivamente. Este estudo usou um modelo dinâmico e não especificou a localização do ponto de curvatura máxima. Lopes et al. [59] usou tubos de metal com um diâmetro interno de 1.04 mm. Neste estudo foram usados dois comprimentos de arco distintos; isto porque é possível que canais com o mesmo raio de curvatura apresentem comprimentos de arco com tamanhos distintos, efetivamente, os comprimentos de arco diferentes em tamanho são traduzidos em diferentes ângulos de curvatura. Foi usado um arco com comprimento de 9.4 mm, correspondente a um ângulo de 90°, e também um arco com um comprimento de 14.1 mm, que correspondia a um ângulo de 135°. O raio de curvatura era de 6 mm. O comprimento total dos canais era de 20 mm, portanto para o canal primeiramente referido foi usada uma parte coronal, vertical, de 10.6 mm e para o outro canal uma parte coronal de 5.9 mm.

Kramkowski et al. [60] usou canais artificiais fabricados através de tubos de aço. Foram usados dois canais que foram dobrados até obter um raio de curvatura de 5 mm e com ângulos de curvatura de 45° e 60°. O ponto de curvatura máxima do canal estava localizado a 7 mm da ponta da lima. Foram usados blocos acrílicos, previamente furados, nos quais os canais artificiais foram montados. O gabarito foi montado no extremo da lima rotativa, a uma distância

fixa, de modo que as limas saíssem para fora do tubo 2 mm, aproximadamente. As limas descreveram um movimento consistente na entrada e saída do canal artificial de 8 mm. Para lubrificar e limpar os detritos acumulados no canal, foi usado um *spray* de silicone (CRC Industries Inc, Warminster, PA) que era aplicado após a execução de cada teste.

Os tubos cilíndricos usados nos artigos acima referidos (43, 52-59) não restringem de maneira suficiente e eficaz as limas usadas nos testes [44] [55] [56], estas irão tentar voltar à sua morfologia original pois durante o teste apenas se deformam elasticamente. Desta forma a sua trajetória não coincidirá com a trajetória pretendida no estudo, mas terá maior raio e menor ângulo de curvatura. Como o diâmetro interno dos tubos é maior que o diâmetro das limas, quando estas rodam dentro dos tubos, a sua trajetória será imprevisível e os parâmetros considerados na construção dos canais artificiais como o raio e ângulo de curvatura e o ponto curvatura máxima não serão cumpridos. Além disso, cada instrumento terá a sua própria trajetória, dependendo do tamanho da ponta, da conicidade, morfologia e geometria, quando a sua haste não é suficientemente restringida, principalmente nos instrumentos menores. [61]

Se instrumentos da mesma marca com as mesmas dimensões seguem diferentes trajetórias durante o teste, comparar instrumentos de diferentes marcas pode ser difícil, e os resultados podem não ser de confiança e inconsistentes. Quando o canal não restringe de forma eficaz a lima endodôntica, esta pode vibrar e desta forma originar uma mudança na magnitude da tensão aplicada, e, portanto, há a possibilidade de se obter maior variação dos resultados. [61]

No estudo levado a cabo por Ounsi et al [62] em vez de se recorrer a tubos de vidro ou aço, foi usado um modelo de aço inoxidável que reproduzia um canal com diâmetro de 2 mm. O diâmetro era constante ao longo do canal e, portanto, apresenta os mesmos problemas de falta de reprodutibilidade dos testes que os estudos acima referidos.

Num outro estudo, Larsen et al. [40] usou blocos de aço inoxidável, AISI 300, no qual foi maquinado um canal artificial com ângulo de curvatura de 60°, raio de curvatura de 3 mm, e diâmetro de 1.5 mm. Uma placa acrílica foi usada para tapar a face superior do bloco, desta forma permitia a visualização dos testes como também a remoção das limas quebradas, entre testes. Foi feita uma marca com um marcador de tinta permanente a 19 mm do fim do canal artificial, de modo a uniformizar a colocação dos instrumentos endodônticos durante os testes. Pelas imagens reproduzidas no artigo, pode-se facilmente concluir que o canal cilíndrico não era capaz de restringir as limas testadas numa trajetória replicável e precisa.

Foram desenvolvidos outros estudos [50] [63] [64] [65] que tentaram ultrapassar o problema de os canais cilíndricos não restringirem as limas numa trajetória precisa. Para tal, produziram-se canais artificiais que reproduzissem a dimensão e conicidade das limas endodôn-

ticas, e assim permitir que os instrumentos tenham uma trajetória adequada. De forma a reproduzir a dimensão dos canais de uma forma precisa, foi fabricado uma cópia de cada lima a ser testada, feita de cobre, mas acrescentando 0.2 mm ao tamanho da lima original, e produzida através de fresagem. As cópias de cobre foram produzidas tendo em conta os parâmetros de curvatura a ser considerados no estudo. Usando estas cópias como modelos negativos os canais artificiais foram posteriormente produzidos pelo processo de eletroerosão (*Agiatron Hyperspark 3*; AGIE Sa, Losone, Suíça) em blocos de aço inoxidável. Os blocos foram submetidos a recozimento de forma a aumentar a sua dureza. O diâmetro dos canais artificiais foi idêntico ao dos instrumentos a ser testados, mas com a adição de 0.2 mm, permitindo que os instrumentos rodassem livremente. Tendo em conta estes critérios de construção dos canais artificiais é possível obter, de maneira precisa, ângulos e raios de curvatura para as dimensões de cada lima endodôntica a ser testada. O ângulo de curvatura, raio de curvatura e a posição do centro da curvatura são escolhidos pelo investigador antes de se construir o canal artificial, permitindo que qualquer trajetória possa ser usada no estudo dos instrumentos.

2.6 Contribuição da geometria da secção transversal da lima para a resistência à fratura

Num estudo realizado por Manar Galal e Tamer Hamdy [66], foram criados modelos teóricos de limas com diferentes geometrias da secção transversal submetidos tanto a condições de flexão com de torção e subsequentemente analisados pelo **MEF** através do programa *SolidWorks*. As diferentes geometrias englobam secção triangular, triangular convexa, retangular e paralelogramo. A simulação da flexão consistiu em aplicar uma força de 1 N na ponta do modelo das limas e encastrando-os no final da sua porção cortante. As condições para a torção eram um momento de 2.5 Nmm aplicado paralelamente à haste da lima enquanto estava fixada rigidamente a 4 mm da sua ponta (Figura 2.6).

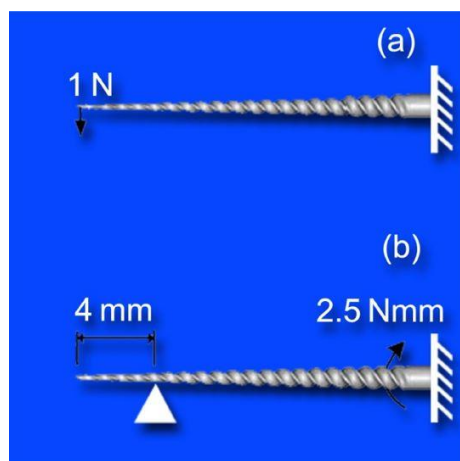


Figura 2.6 - Condições experimentais dos testes realizados por Galal e Hamdy. (a): teste sujeito a condições de flexão e (b): teste sujeito a condições de torção (reproduzido de Galal and Hamdy Evaluation of stress distribution in nickeltitanium)

Após os testes, Galal e Hamdy observaram que a maior tensão de von Mises resultante do teste à flexão estava presente na lima com secção triangular convexa, seguida da lima de secção triangular, depois a lima com secção em forma de paralelogramo, e a que apresentou os valores mais baixos de tensão foi a de secção retangular.

Quando o teste torsional foi realizado, a lima que apresentou valores mais elevados de tensão de von Mises foi a de secção triangular convexa, seguida da de secção triangular, depois a de secção retangular, e por fim a de secção em forma de paralelogramo [66].

No estudo realizado por Hayashi *et al.* limas com dois diferentes tipos de geometria da secção transversal foram testadas, nomeadamente secção triangular e retangular. A resistência à flexão destas limas foi testada da seguinte forma: cada instrumento foi segurado a 7 mm da ponta (encastrado) e o local da aplicação da carga foi a 0.5 mm da ponta, o deslocamento máximo imposto foi de 3 mm. A velocidade a que o deslocamento foi imposto e de seguida retirado foi de aproximadamente 0.1 mm s^{-1} . O valor do carregamento [gf] para 2.4 mm de deslocamento foi usado como o parâmetro para avaliação. Após os ensaios, as limas de secção retangular demonstraram os menores valores de carregamento comparativamente às limas de secção triangular [67].

María Prados-Privado *et al.* conduziram um estudo utilizando o MEF através do programa ANSYS no qual três limas com diferentes geometrias da secção reta foram analisadas; estas incluíam secção retangular, triangular e em forma de "S". Os modelos das limas foram sujeitos a testes de flexão e de torção. Para ambos os testes, a lima foi fixa a 3 mm da ponta restringindo-se o seu movimento ao longo dos três eixos (x, y, z), no entanto, no teste para a flexão a haste da lima foi deslocada até se atingir um ângulo de 45° , enquanto que no teste

para a torção foi aplicado um momento paralelo ao eixo da lima de 0.3 Ncm. Ambos os testes estão ilustrados na Figura 2.7 [68].

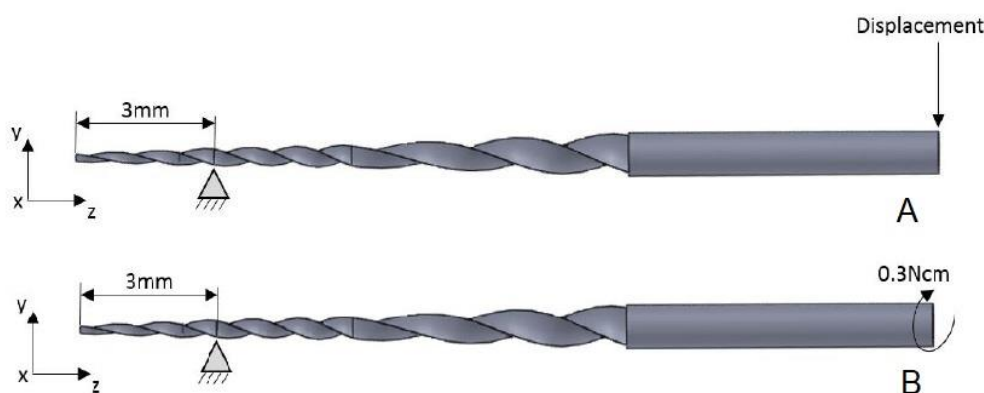


Figura 2.7 - Testes realizados por María Prados-Privado et al., (A) representa o teste flexional e (B) o teste torsional. (reproduzido de María Prados-Privado, Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests)

Os investigadores observaram que, durante a simulação da condição de flexão, a lima que demonstrava maior valor de tensão de von Mises foi a de secção triangular, seguida da lima de secção em forma de "S", e a que demonstrava menores valores de tensão foi a de secção retangular. Na simulação torsional a mesma relação foi observada, a lima de secção triangular demonstrou valores mais elevados de tensão do que a lima de secção retangular e em forma de "S". [68]

2.7 Contribuição da fase presente para a resistência à fratura

Para uma temperatura maior que a gama de temperaturas de transformação, a estrutura cristalina de ligas de níquel-titânio encontra-se na fase austenítica, enquanto para temperaturas mais baixas a estrutura encontra-se na fase martensítica. Quando uma força externa é aplicada, uma transformação martensítica, induzida por tensão, da fase austenítica para a fase martensítica ocorre, e a transformação inversa de martensite para austenite ocorre ao retirar a força aplicada. Portanto, o repetitivo ciclo de carregamento e descarregamento durante o uso clínico de limas endodônticas causa repetidas mudanças de fase entre austenite e martensite.

Num estudo realizado por K. Miyai *et al.* [69], cinco tipos de limas endodônticas (HERO, K3, EndoWave, ProTaper, ProFile) de **Ni-Ti**, com um diâmetro da ponta de 0.30 mm foram escolhidas para serem investigadas as suas propriedades torsionais e de flexão, tanto como do seu comportamento de transformação de fase. Para analisar a transformação de fase

foi usado o método de calorimetria diferencial (*differential scanning calorimetry DSC*) [70]. Os resultados mostraram que dois dos instrumentos endodônticos (*HERO* e *K3*) estavam na sua fase austenítica, enquanto os restantes instrumentos (*EndoWave*, *ProFile*, *ProTaper*) se encontravam com uma combinação entre fase austenítica e martensítica, quando entre a temperatura ambiente e a temperatura corporal. Portanto, estas limas podem exibir comportamento de superelasticidade durante o uso clínico. Os resultados também demonstraram que as limas *HERO* e *K3* precisariam de valores mais altos de tensão para induzir transformação martensítica, ou seja, estes dois instrumentos com os valores de carregamento encontravam-se ainda na fase austenítica. Paralelamente, Kuhn e Jordan [71] mostraram que a fase intermédia fase-R tem um módulo de Young menor do que o da fase martensítica.

Ahmed Hieawy *et al.* [72] fizeram um estudo no qual foram analisadas duas limas distintas, *ProTaper Universal* e *ProTaper Gold* para cinco dos seus tamanhos disponíveis (S1, S2, F1, F2 e F3). Estas limas foram submetidas a um teste de flexibilidade onde o instrumento foi fixo a 3 mm da ponta e depois flexionado até 45° em relação ao seu eixo mais longo. Em ligas de NiTi quase equiatômicas, dependendo dos tratamentos térmicos, a transformação martensítica pode ocorrer numa única etapa ou em duas etapas passando pela fase-R. Simultaneamente, certos tratamentos térmicos podem criar precipitados de Ti_3Ni_4 que se distribuem finamente na matriz cristalina da austenite [73] [74]. A mudança de uma transformação de uma etapa para uma transformação de duas etapas pode ser justificada se a fase-R for considerada e também considerando a preferência da fase-R em vez da fase martensítica na presença de partículas finas. Isto, porque, as partículas de Ti_3Ni_4 resistem à formação de martensite, que está associada a uma maior deformação da malha, mas têm muito menor resistência à formação de fase-R, que está associada a uma menor deformação da malha. Nestas condições, para a liga de NiTi formar martensite, teria de submetida a temperaturas mais baixas ou a um maior valor de carregamento que induzisse maior deformação da malha cristalina. Superelasticidade ou pseudo-elasticidade é associada com uma mudança de fase após a aplicação de tensão acima de um nível crítico, se o material se encontrar com uma temperatura ambiente superior à temperatura A_f do material (temperatura em que a transformação austenítica finaliza). Desta forma a temperatura de trabalho de limas de **Ni-Ti** deve ser superior à temperatura A_f , para que o material demonstre superelasticidade. Os resultados da análise **DSC** feita neste estudo, levado a cabo por Ahmed *et al.* [72], demonstraram que os instrumentos *ProTaper Gold* apresentam uma transformação em duas etapas, indicando que a transformação inversa passa pela fase-R; além disso, estes instrumentos também apresentaram um valor elevado de temperatura A_f . Neste estudo concluiu-se também que as limas *ProTaper Gold* eram mais flexíveis que as limas *ProTaper Universal*.

2.8 Limas Endodônticas relevantes para o estudo

2.8.1 O sistema *ProTaper Gold*

As limas *ProTaper Gold* são caracterizadas pela sua geometria de secção transversal triangular convexa. Esta geometria permite uma maior eficiência de corte enquanto reduz o atrito entre o gume da lima e a dentina [75]. Estas limas têm uma ponta não cortante que oferece a vantagem de o instrumento trabalhar no canal através de tecido mole e detritos [76].

As limas são apresentadas em 5 modelos distintos: F1 com diâmetro da ponta de 0.20 mm e uma conicidade de 7%, F2 com diâmetro da ponta de 0.25 mm e uma conicidade de 8%, F3 com diâmetro da ponta de 0.30 mm e uma conicidade de 9%, F4 com um diâmetro da ponta de 0.40 mm e uma conicidade de 6% e por fim F5 com um diâmetro da ponta de 0.50 mm e uma conicidade de 5%. Todas estas configurações têm um comprimento de 25 mm.

2.8.2 O sistema *ProTaper Next*

Este sistema é caracterizado pelo seu movimento rotativo assimétrico que permite obter a forma desejada do canal utilizando menos limas. Como o eixo de rotação não coincide com o centro de massa da lima, apenas dois pontos da sua geometria de secção transversal retangular tocam no canal ao mesmo tempo, esta característica também contribui para o seu movimento rotacional distinto (*swagger*) em que a lima tem um maior envelope de corte a cada movimento (Figura 2.8).

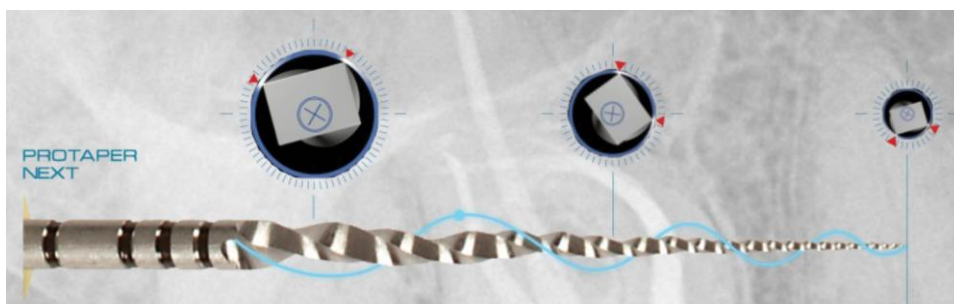


Figura 2.8 - Movimento *swagger* da lima ProTaper Next e ilustração do eixo de rotação descentrado do centro de massa

Estas limas apresentam uma secção retangular (Figura 2.8) e são apresentadas em cinco modelos diferentes, em que a sua conicidade e o diâmetro da ponta podem ser consultados na Figura 2.9.

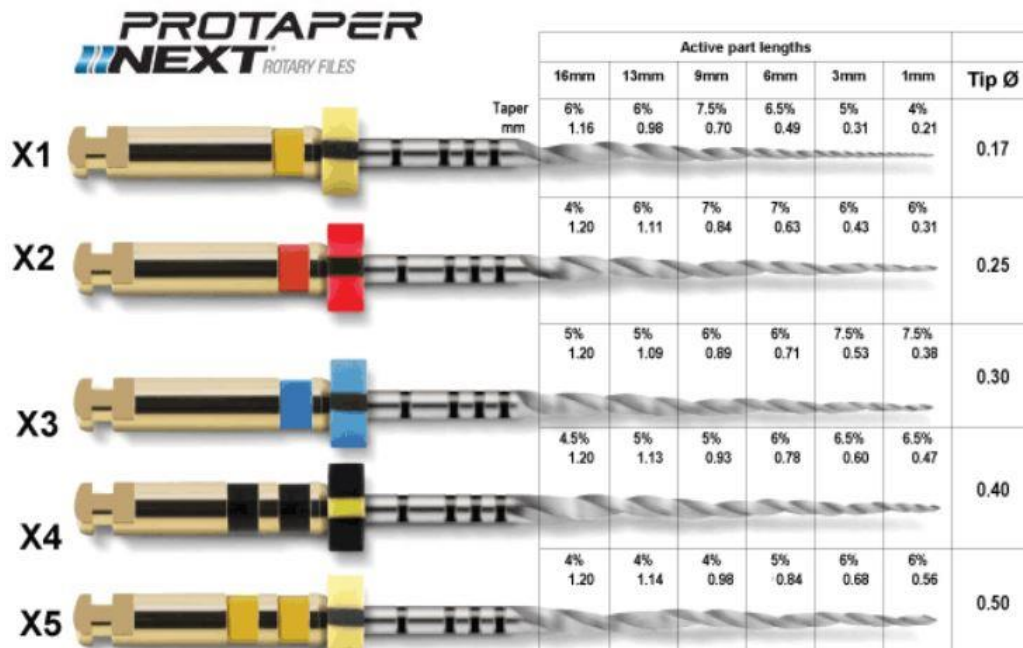


Figura 2.9 - Diferentes configurações das limas ProTaper Next, conicidade das diferentes porções e diâmetro da ponta.

2.8.3 O sistema RaCe

As limas do sistema RaCe apresentam uma geometria de secção transversal triangular, que promove uma melhor remoção de detritos, permite que apenas um dos gumes entre em contacto com a dentina de cada vez e pretende evitar que o instrumento se prenda durante a operação de tratamento clínico.

O sistema RaCe apresenta cinco tipos de limas, nomeadamente: 25.02, que tem um diâmetro da ponta de 0.25 mm e uma conicidade de 2%; 25.04, que tem um diâmetro da ponta de 0.25 mm e uma conicidade de 4%; 25.06, que tem um diâmetro da ponta de 0.25 mm e uma conicidade de 6%; 20.06 com um diâmetro da ponta de 0.20 mm e uma conicidade de 6% e por fim 30.06 com um diâmetro da ponta de 0.30 mm e uma conicidade de 6%. Todas estas configurações têm um comprimento de 25 mm.

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Modelação 3D

3.1.1 Engenharia Inversa - digitalização das limas

A obtenção de modelos de elementos finitos funcionais de instrumentos de endodontia, nomeadamente de limas endodônticas, é um processo de elevada complexidade. Por as estruturas em estudo das limas terem um grau elevado de complexidade, o processo da sua modelação tridimensional torna-se difícil. Recorre-se, portanto, à engenharia inversa, obtendo-se modelos tridimensionais dos instrumentos endodônticos através de digitalização computacional, para poder simplificar o processo de construção de modelos de elementos finitos.

Neste estudo, os modelos iniciais dos instrumentos de endodontia foram gerados através de digitalização computacional. Nesta etapa, as nuvens de pontos obtidas por digitalização podem ser atribuídas a três limas distintas, nomeadamente *ProTaper Gold F2 25.08*, que possui geometria de secção transversal triangular convexa (**STC**), *ProTaper Next X2 25.06* com geometria de secção transversal retangular (**SR**), e por fim *Race 25.06*, que por sua vez tem geometria de secção transversal triangular simples (**STS**), na Figura 3.1 podem ser observadas as geometrias das secções das limas presentes neste estudo. Todas as limas têm um diâmetro da sua ponta de 0.25 mm. As digitalizações puderam ser visualizadas e manipuladas através do *software Meshmixer*, e os modelos tridimensionais gerados em formato estereolitográfico (**STL**) (Figura 3.2). As superfícies dos modelos gerados no formato **STL** são constituídos e definidos por uma grande quantidade de polígonos (neste estudo foram usados elementos triangulares) ligados entre si através dos seus vértices e arestas.

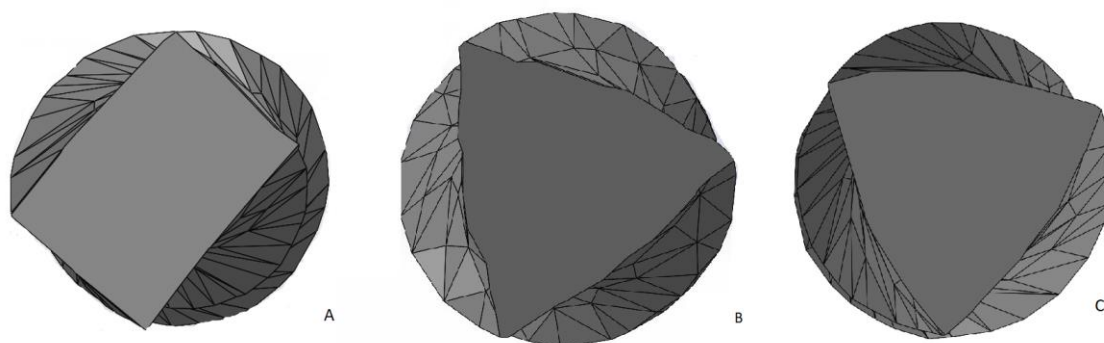


Figura 3.1 - Geometrias da secção transversal dos diferentes modelos das limas estudados. (A): geometria retangular (SR), (B): geometria triangular simples (STS) e (C): geometria triangular convexa (STC).

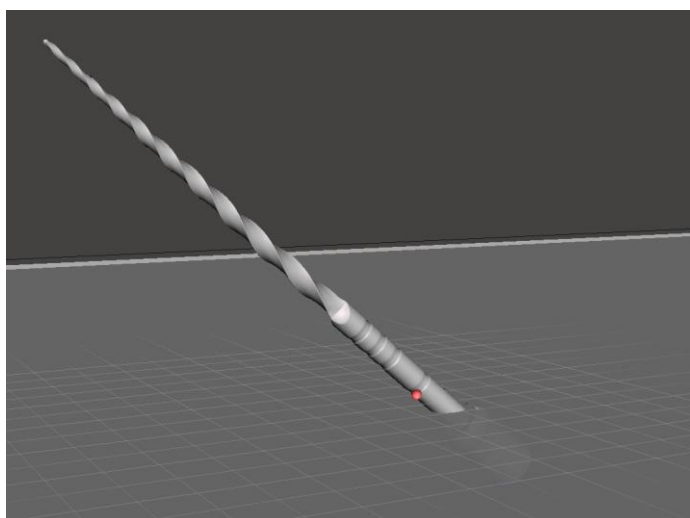


Figura 3.2 - Modelo da lima de secção triangular, em formato STL, obtido pela exportação da digitalização 3D

3.1.2 Transformação dos modelos superficiais das limas em sólidos

Toda a análise estrutural dos modelos das limas foi realizada no *software SolidWorks*, no qual os modelos serão, primeiramente discretizados em malhas de elementos finitos para assim obter modelos funcionais para estudo. Contudo, antes da importação dos modelos para *Solidworks*, estes têm de ser manipulados em formato *STL* no programa *Meshmixer*, isto porque com as imagens obtidas através da digitalização foi apenas modelada a superfície dos instrumentos, e, portanto, tiveram de ser convertidos para modelos sólidos.

De forma a implementar esta modificação nos modelos é usado, como foi referido anteriormente, o programa *Meshmixer*, especificamente a ferramenta *Make-Solid* que automaticamente transforma o modelo superficial em modelo sólido 3D.

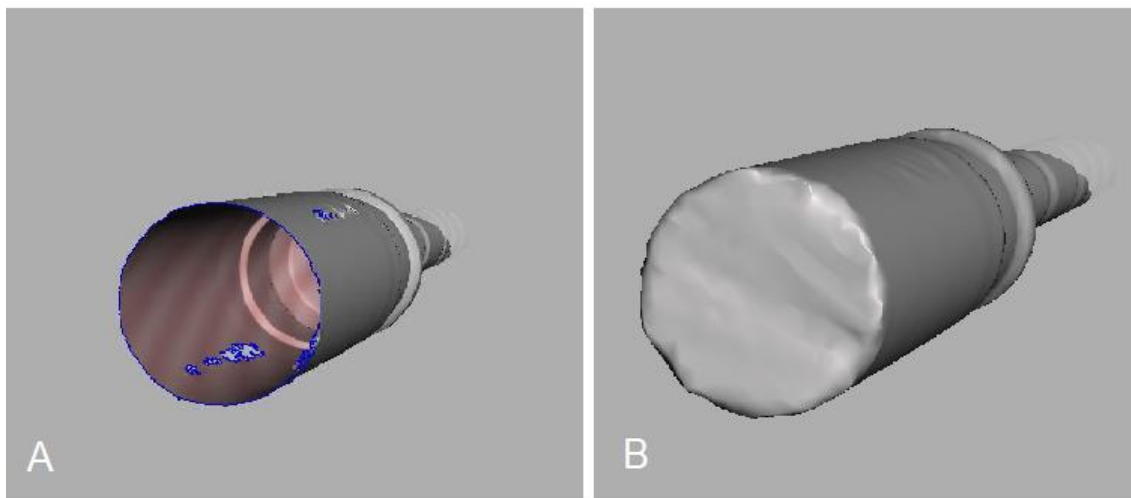


Figura 3.3 - Comparação dos modelos da lima de secção retangular, antes de ser transformado num modelo sólido (A) e o resultado após a transformação (B)

3.1.3 Aperfeiçoamento superficial dos modelos

Esta importante etapa é conseguida quando os modelos são transformados da sua configuração “superfície” para sólido. Ao utilizar a ferramenta *MakeSolid* é possível definir a densidade da malha de elementos triangulares, ou seja, é possível controlar o tamanho da aresta destes elementos. Assim, detalhes importantes da lima terão mais resolução e irão refletir melhor a realidade quando forem realizadas as simulações estáticas em *SolidWorks*.

Ao manipular esta ferramenta é conseguida uma evidente melhoria a nível estético de definição de geometria (Figura 3.4). Simultaneamente, o número de elementos triangulares, que se for muito elevado pode originar problemas de não convergência durante as simulações ou simulações muito demoradas, foi especificado de modo a compatibilizar o detalhe com a exequibilidade das análises estruturais.

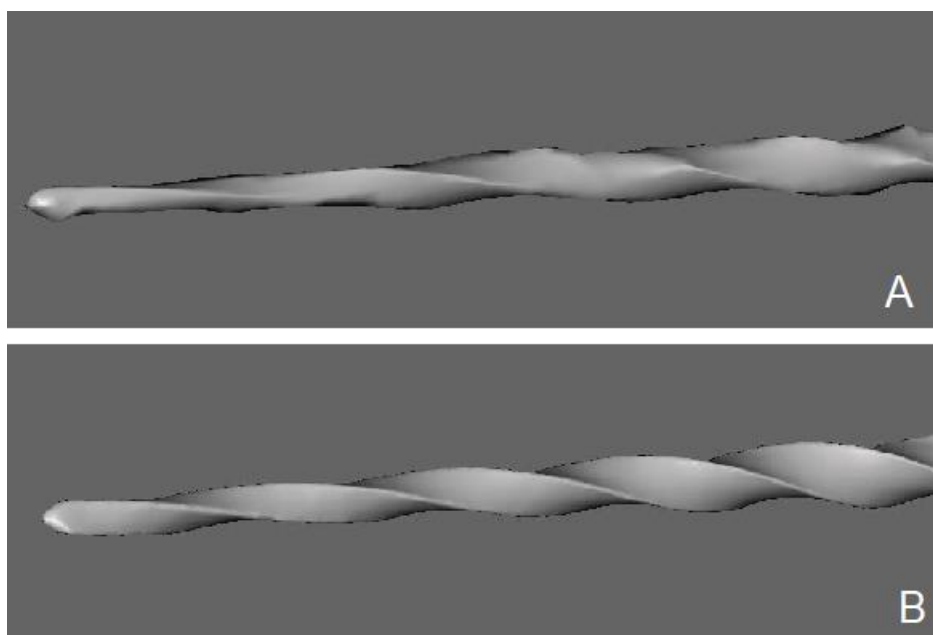


Figura 3.4 - Comparação entre um modelo da lima de secção triangular simples antes do aperfeiçoamento da sua superfície (A) e do mesmo modelo após a realização desta etapa (B)

3.1.4 Reparação dos modelos exportados da digitalização

Antes da importação para *SolidWorks* é também de extrema importância garantir a integridade das superfícies dos modelos gerados; para tal, procura-se eliminar qualquer falha geométrica nas suas superfícies. Algumas das falhas que se podem encontrar são: arestas e vértices desconectados, interferência entre elementos triangulares vizinhos, regiões sem espessura, espaços abertos na superfície (Figura 3.5).

A correção e a eliminação destes defeitos superficiais é conseguida através das ferramentas de deteção e reparação automática do *software Meshmixer*, nomeadamente a ferramenta *Analysis-Inspector*.

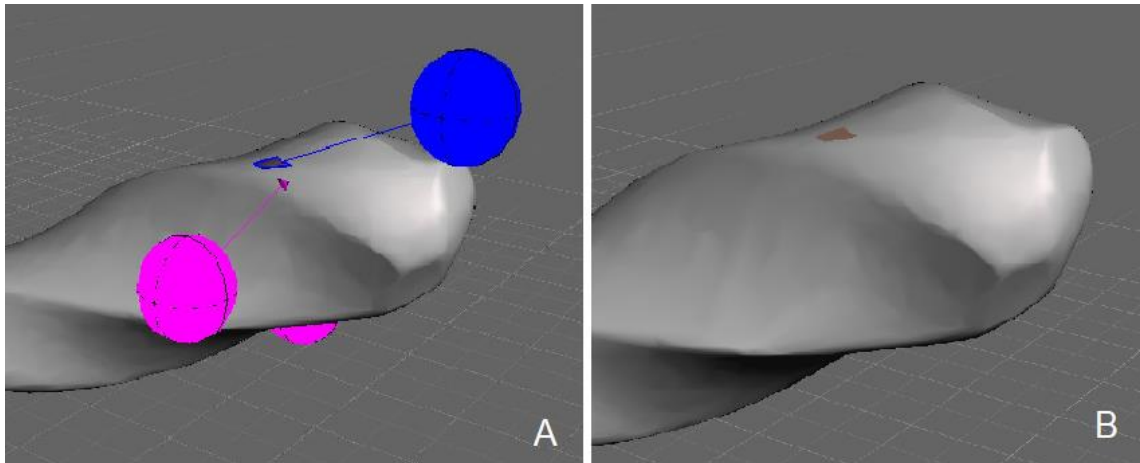


Figura 3.5 - Ilustração do processo automático de reparação do programa Meshmixer, no qual é identificada a anomalia (A) e a sua consequente reparação (B)

3.1.5 Simplificação geométrica dos modelos

A operação de aperfeiçoamento das superfícies dos modelos tem como desvantagem o aumento do número de elementos triangulares que definem os modelos. Como referido anteriormente, a mesma traduz-se no aumento do tempo necessário para discretizar as malhas de elementos finitos como também do tempo de convergência durante a simulação estática, podendo mesmo impedir a simulação devido ao excessivo número de elementos e dada a maior capacidade de processamento exigida do computador. Por esta razão, o *software SolidWorks* permite a importação de ficheiros cuja superfície seja definida no máximo por 20.000 elementos. De modo a limitar esta desvantagem, recorreu-se ao programa *MeshLab* que, com a funcionalidade *Quadratic Edge Collapse Decimation*, permitiu a reconstrução dos modelos das limas mantendo a morfologia original, mas escolher o número de elementos triangulares que o irão definir (Figura 3.6).

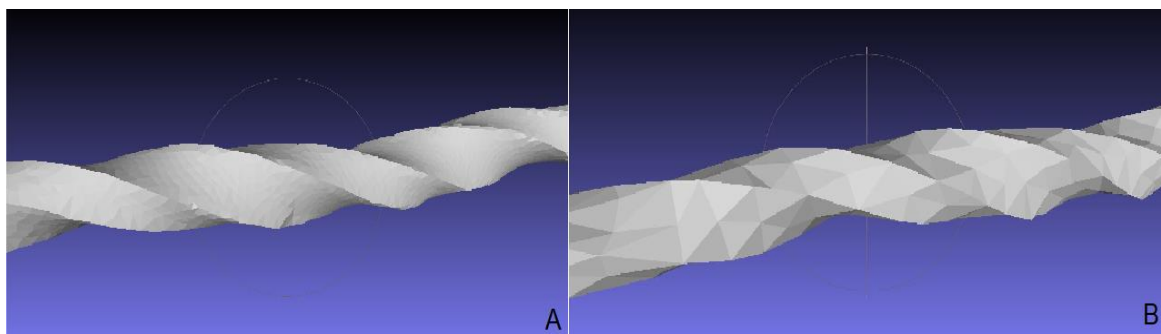


Figura 3.6 - Processo de simplificação do número de elementos, no qual é possível observar uma comparação entre o modelo antes deste processo (A) e o modelo após a simplificação (B)

3.1.6 Importação dos ficheiros para *SolidWorks*

Finalizados os processos anteriores, tendo sido obtidos resultados satisfatórios tanto para a qualidade das superfícies, como para a complexidade das mesmas, é necessário realizar a importação dos modelos das limas para o *software CAD Solidworks*. No momento da importação os ficheiros dos modelos das limas encontravam-se no formato estereolitográfico (STL), e, portanto, é necessária a conversão de cada um dos ficheiros para o formato usado pelo programa (SLDPRT). Durante o processo de importação e consequente conversão e ficheiros é possível que os modelos possam perder a sua integridade e propriedades criadas durante as fases anteriores. Para verificar que o mesmo não ocorre, recorreu-se às ferramentas *Import Diagnostics* e *Check Geometry*, e confirmou-se que as superfícies estavam livres de erros geométricos.

3.1.7 Preparação dos modelos para a simulação do MEF

Na seguinte etapa é necessário a preparação dos modelos para fazer a simulação estática, tendo sido definidos os seguintes parâmetros:

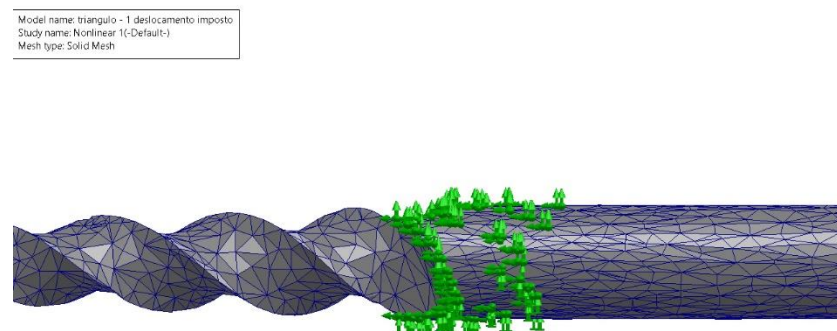
- Densidade da malha de elementos finitos (EF);
- Condições de fronteira;
- Deslocamento imposto ou forças impostas;
- Propriedades mecânicas dos materiais que constituem os modelos.

Os elementos finitos tinham geometria tridimensional, possuindo a forma de tetraedros, de 2ª ordem, sendo definidos por nós nos seus 4 vértices e por nós no ponto médio das suas 6 arestas. A estes nós, está associado um número específico de graus de liberdade, relativos a deslocamentos dos nós. Também estão associadas aos elementos as propriedades mecânicas do material que define o comportamento mecânico dos modelos das limas

durante as simulações. Assim, através da ferramenta *Solidworks Simulation*, no estudo feito usando o MEF, as malhas de EF dos modelos foram definidas usando as opções *Standard Mesh*, como também *High Mesh Quality*, a malha é definida por 16 pontos Jacobianos.

Foi necessário proceder ao refinamento da malha de elementos finitos, e para tal foram definidos dois parâmetros: o de *Element Size*, que controla o tamanho das arestas dos elementos, e o *Aspect Ratio*, que regula o formato da geometria dos elementos para assim evitar a introdução de elementos com rigidez excessiva e por sua vez originar erros computacionais. Os valores do parâmetro *Element Size* tiveram de ser adaptados para cada modelo de forma a ultrapassar erros computacionais. Os valores do parâmetro *Aspect Ratio* foram mantidos sempre no mesmo valor para todos os elementos, isto é, 1.4.

Seguidamente, foi necessário o estabelecimento das condições de fronteira. Nesta etapa foi tentado reproduzir o melhor possível a realidade de um ensaio em laboratório com uma lima real, e, para tal, foi necessário ter em consideração os dois tipos de forças impostas aos modelos, ou seja, se o modelo vai ser sujeito à flexão ou à torção. Nos modelos sujeitos à flexão a lima é encastrada na fronteira entre a porção cortante da haste e a porção que se liga ao motor (Figura 3.7).



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura 3.7 - Condições de fronteira (encastramento) definidas nas limas sujeitas a flexão, é possível também observar a malha.

Para os modelos sujeitos à torção, a lima foi encastrada a três milímetros da ponta (Figura 3.8) e aplicou-se a restrição *Roller/Slider* na porção não cortante de ligação ao motor de modo a permitir que a lima possa sofrer rotação, mas impedindo a sua flexão.

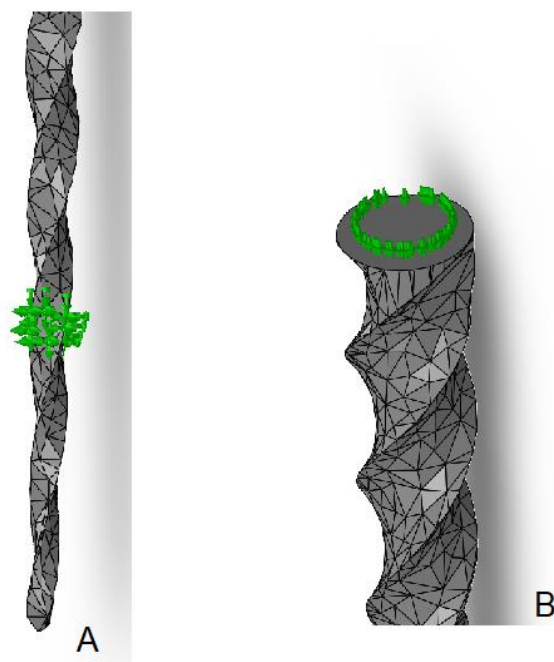


Figura 3.8 - Lima sujeita a torção, onde é ilustrado o encastramento a 3 mm da ponta (A) como também a face resultante da remoção da porção não cortante da lima, onde é aplicado o momento como também a condição de fronteira *Roller/Slider* (B)

Estando as condições de fronteira definidas, foi necessário definir os deslocamentos e forças aplicadas aos modelos. Mais uma vez, o tipo de deslocamento/força aplicado estará relacionado com o modelo ser sujeito à flexão ou torção. Os modelos sujeitos à flexão pretendem replicar a curva a que a lima estaria sujeita ao trabalhar dentro de um canal com 30° de curvatura e 5 milímetros de raio de curvatura (estes parâmetros seguem as designações de Pruett). Isto foi feito através da imposição de um deslocamento vertical de 1,49 milímetros a uma distância de 3 milímetros da ponta da lima (Figura 3.9). Neste ponto é imposto, perpendicular a um plano que passa no eixo da lima e que a divide em duas partes iguais, o que implicará a replicação da curvatura desejada. Para os modelos sujeitos a torção, foi aplicado um momento de 0,2 N.cm na face que resultou do corte da porção não cortante da lima e paralelo ao seu eixo longitudinal.

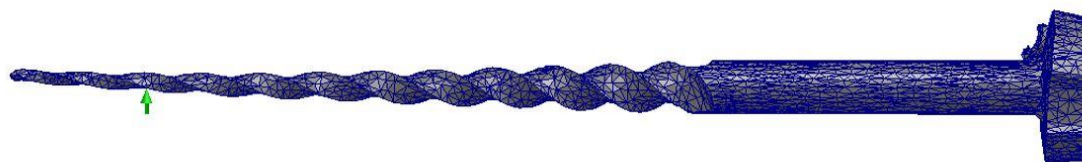


Figura 3.9 - Lima sujeita a flexão, onde é possível observar a localização da aplicação do deslocamento imposto a 3 mm da ponta

Finalmente, procedeu-se à definição das propriedades mecânicas dos materiais que definem os modelos das limas. O material definido foi uma liga Ni-Ti, tendo sido considerados dois modelos. O primeiro modelo considerou uma estrutura cristalina constituída na totalidade por austenite; o segundo modelo considerou a existência de austenite e de fase-R. Utilizaram-se os dados da Tabela 3.1 e da Figura 2.3, em que a curva modelo para a fase austenítica é a azul superior e a curva para a fase austenítica+R é a vermelha superior. Foi então possível desenvolver os gráficos Tensão-Extensão de ambas as configurações de uma liga Ni-Ti (Figura 3.10).

Tabela 3.1 - Propriedades mecânicas dos diferentes materiais usados neste estudo

	Módulo de elasticidade [GPa]	Coeficiente de <i>Poisson</i>	Tensão limite de elasticidade [MPa]
Ni-Ti-Austenite	80	0,3	500
Ni-Ti-Austenite+Fase-R	80	0,3	400/490

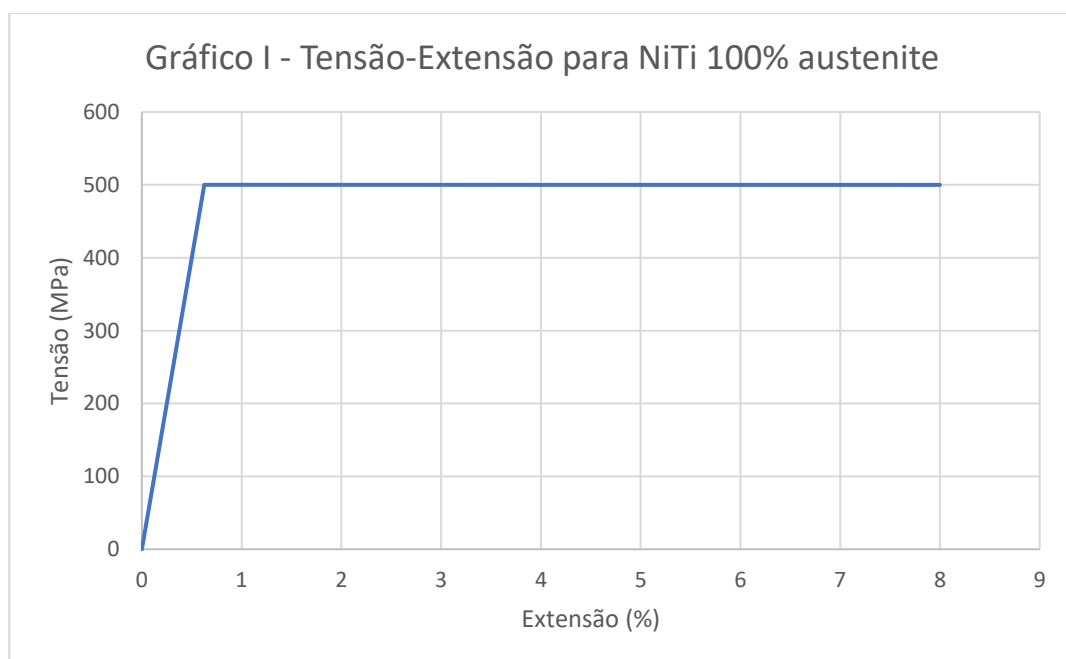
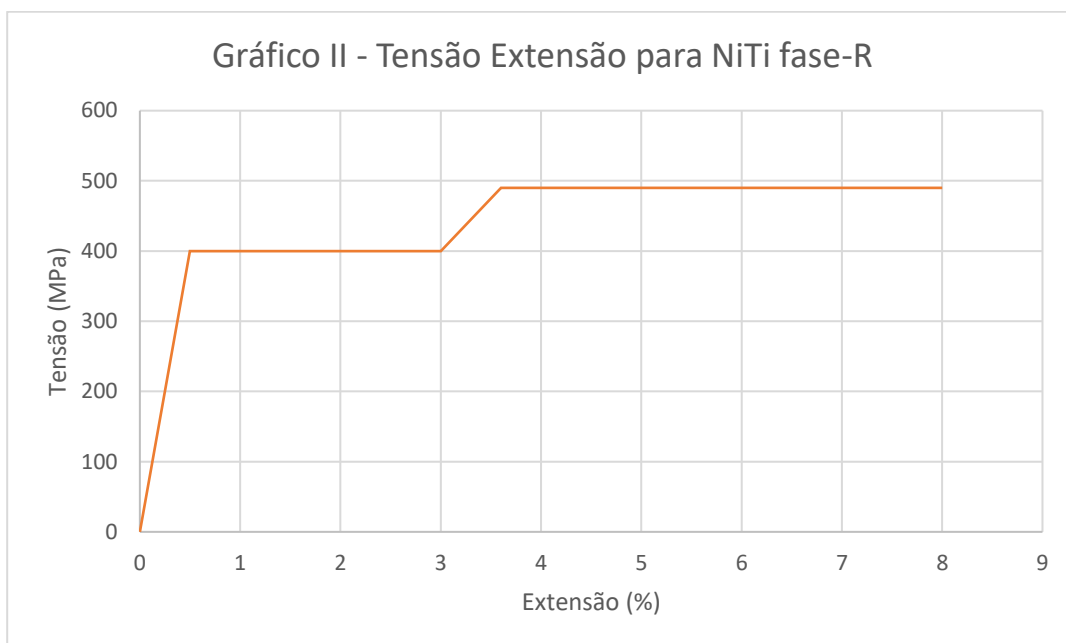


Figura 3.10 - Modelos de materiais definidos no programa computacional de análise estrutural.

Os gráficos desenvolvidos, (Figura 3.10), quando comparados com o gráfico da Figura 2.3 apresentam simplificações óbvias, mas permitem a análise não linear da resposta das limas estudadas sob os carregamentos impostos.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Criação dos modelos das limas

O conjunto dos modelos das limas pode ser dividido em duas partes, um equivalente às limas submetidas à torção, e um outro para as mesmas limas, mas sujeitas a um deslocamento imposto (flexão). Cada lima, dentro de cada conjunto, tem quatro configurações modelares, uma para a lima original com material NiTi 100% austenite, outra na qual a lima é sujeita a uma escala de 1,5x aumentando a sua massividade, uma outra onde a lima tem o seu tamanho original, mas o material é alterado para NiTi austenite mais fase-R, e por fim a conjugação do fator da massividade com o material NiTi austenite mais fase-R. Consequentemente, foram estudados 24 modelos distintos, 4 materiais/dimensões com 3 geometrias submetidos 2 carregamentos (flexão/torção), os quais foram submetidos a diferentes condições de fronteira consoante o tipo de carregamento aplicado.

Nas simulações numéricas seguintes a malha de cada modelo foi definida usando um valor de 1.4 para o parâmetro *Ratio a/b*. Já o parâmetro *Element size* variou de acordo com cada modelo para o limite de capacidade de cálculo do computador. Isto é, se a simulação resultasse em erro devido ao número de elementos ser muito elevado e por isso a capacidade de processamento do computador não conseguisse efetuar um cálculo tão complexo, o valor de *Element size* era aumentado, consequentemente diminuindo o número de elementos finitos. Os valores escolhidos para este último parâmetro encontram-se na Tabela 4.1 e na Tabela 4.2.

Tabela 4.1 - Valores do parâmetro *Element size* para os modelos das limas submetidos a deslocamento imposto (flexão).

Modelo	<i>Element size</i> (mm)
Secção Rectangular (SR) – 100% austenite ou fase-R	0.173
SR – 100% austenite+massividade ou fase-R+massividade	0.199
Secção Triangular Convexa (STC) – 100% austenite ou fase-R;	0.155
STC – 100% austenite+massividade ou fase-R+massividade	0.178
Secção Triangular Simples (STS) – 100% austenite ou fase-R	0.141
STS – massividade+100% austenite ou fase-R+massividade	0.162

Tabela 4.2 - Valores do parâmetro *Element size* para os modelos das limas submetidos a torção.

Modelo	<i>Element size</i> (mm)
SR – 100% austenite ou fase-R	0.089
SR – 100% austenite+massividade ou fase-R+massividade	0.102
STC – 100% austenite ou fase-R;	0.091
STC – 100% austenite+massividade ou fase-R+massividade	0.105
STS – 100% austenite ou fase-R	0.081
STS – massividade+100% austenite ou fase-R+massividade	0.093

4.2 Resultados obtidos para limas submetidas a deslocamento imposto (flexão)

Em todos os modelos estudados foi possível verificar que a localização das tensões máximas ocorreu no ponto de curvatura máximo, ou abaixo deste ponto. A localização das tensões máximas traduz-se na localização do ponto de fratura num caso real. Estes resultados são consistentes com estudos realizados anteriormente por Özyürek *et al.* [77].

É de notar a discrepância entre os valores máximos de tensão dos modelos de material (Figura 3.10) e os valores máximos apresentados por alguns modelos das limas após as simulações (por exemplo a lima **STS** constituída por austenite sujeita a flexão, que apresenta tensão máxima de 630 MPa), estes resultados não eram expectáveis e portanto requerem futura investigação e confirmação.

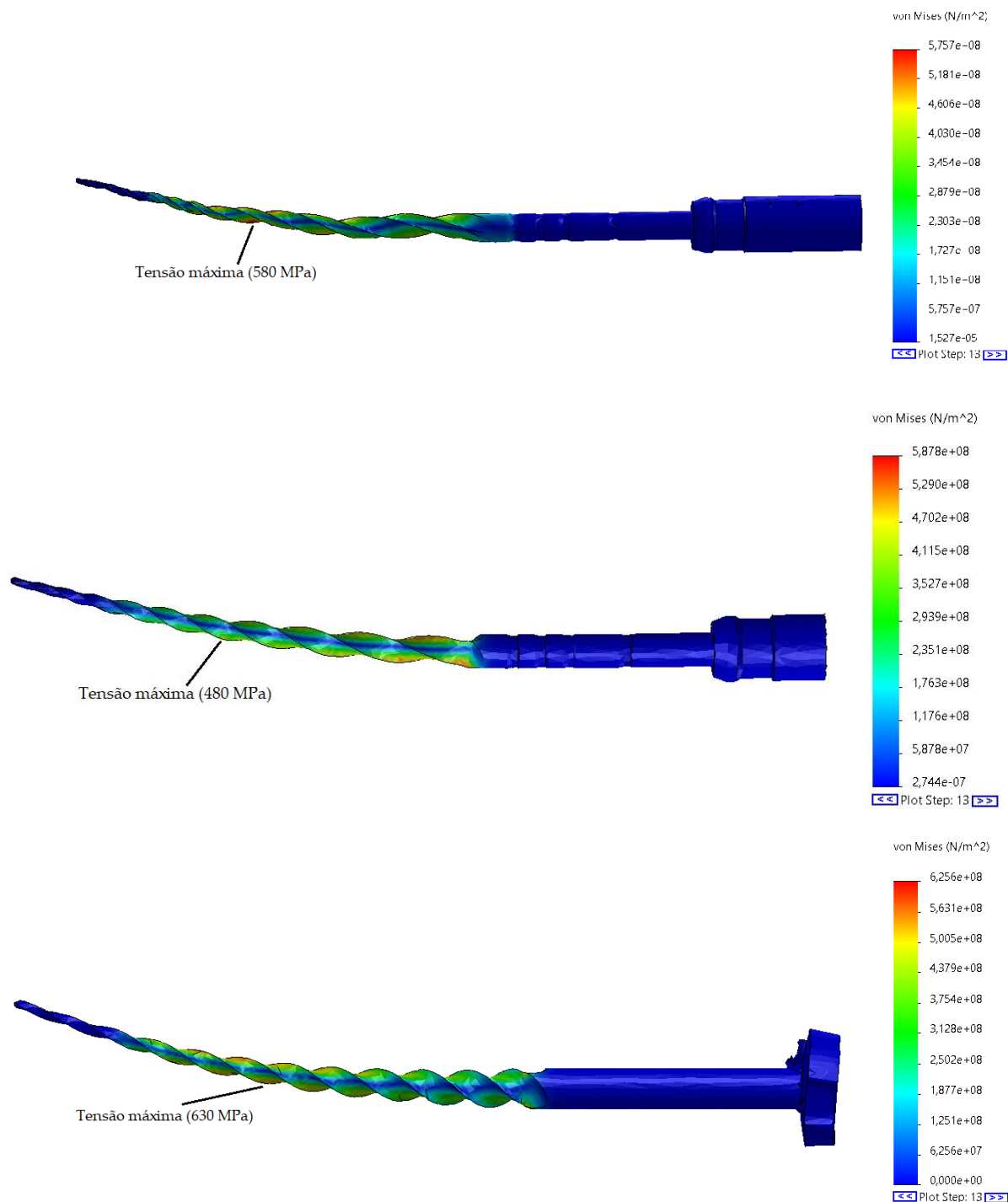


Figura 4.1 - Localização das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a flexão. A imagem superior corresponde à lima de secção retangular, a imagem do meio ilustra a lima de secção triangular convexa, e a imagem inferior representa a lima de secção triangular simples.

Um resumo dos resultados obtidos encontra-se na Figura 4.2.

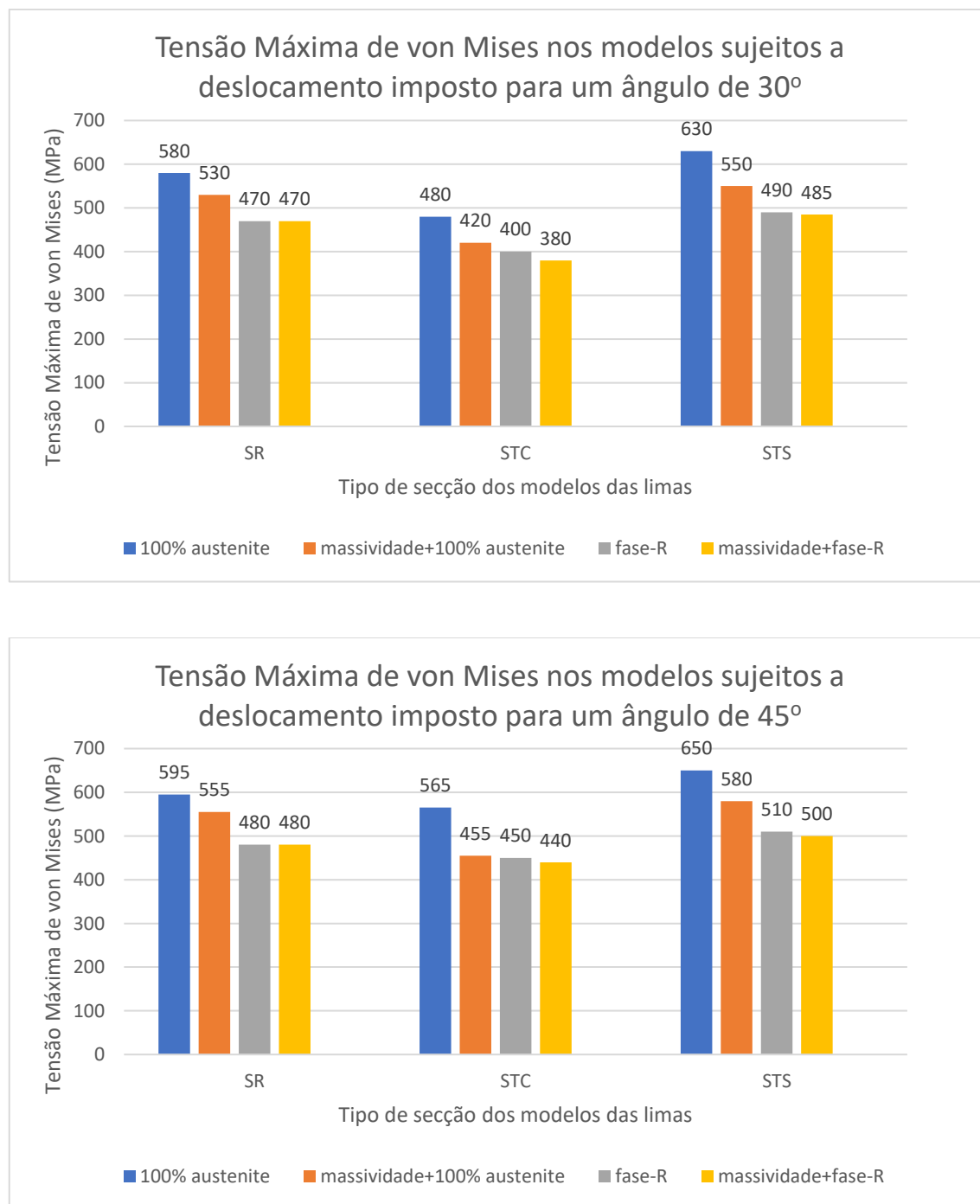


Figura 4.2 - Apresentação das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a um deslocamento imposto, na figura superior os resultados são referentes a um deslocamento imposto resulta num ângulo de curvatura de 30°,

enquanto na figura inferior os resultados correspondem a um deslocamento imposto que provoca um ângulo de curvatura de 45° nos modelos das limas

4.2.1 Modelos das limas originais (100% austenite)

Após a aplicação de um deslocamento de 1,46 mm a 3 mm da ponta da lima, o modelo que apresentou o valor mais elevado de tensão de von Mises foi o **STS** para ambas as configurações de ângulos, seguido do modelo **SR** e por último o modelo **STC** (Figura 3.1). É possível observar que o modelo **STS** demonstra valores mais altos de tensão do que o modelo **SR**. O valor de tensão apresentado pelas limas está relacionado com a sua resistência à fratura, ou seja, quão menor for o valor de tensão, maior será a sua resistência.

Vários estudos [78] [67] mostram que os instrumentos de secção retangular apresentam uma maior resistência à fratura resultante da flexão quando comparados a instrumentos de secção triangular. Tal também é verificado neste estudo, mas apenas para configuração triangular simples, enquanto a configuração triangular convexa apresenta os valores mais baixos de tensão.

Um exemplo dos resultados obtidos encontra-se na Figura 4.3 .

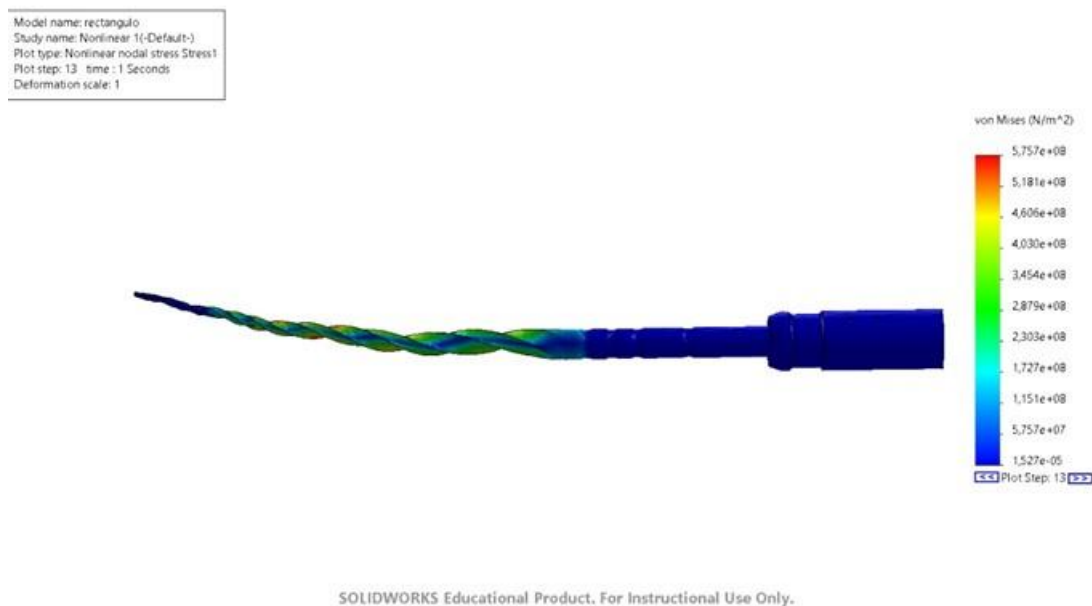
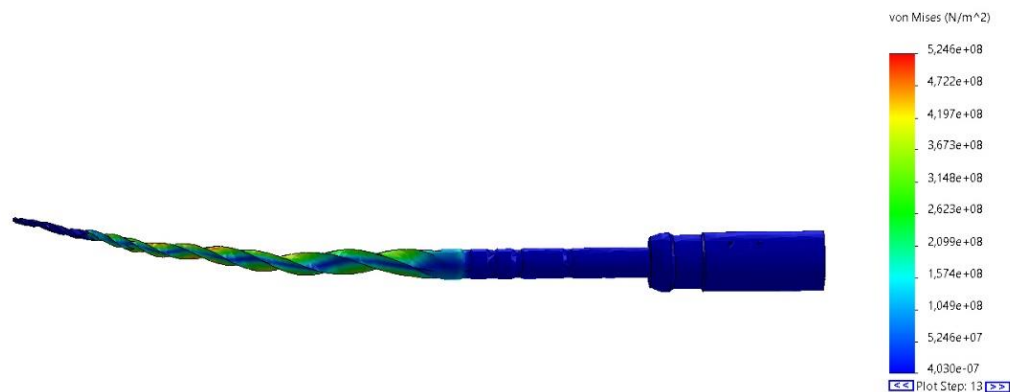


Figura 4.3- Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite sujeita a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm

4.2.2 Modelos sujeitos a aumento de escala (massividade)

Todos os modelos das limas sujeitos ao aumento de massividade quando comparados com as limas originais mostram uma redução da sua tensão máxima de von Mises (Figura 3.1). Estes resultados não são concordantes com o estudo realizado por Schafer *et al.* [79] no qual diz que a configuração da geometria de secção transversal reta é o principal fator a influenciar as propriedades das limas à flexão e que o aumento das dimensões das limas é traduzido em maior resistência à flexão. Estes resultados não são expectáveis de acordo com investigações anteriores e a teoria de vigas, estes resultados carecem de futura investigação e confirmação. Um exemplo dos resultados obtidos encontra-se na Figura 4.4.

Model name: rectangulo - massividade
 Study name: Nonlinear 1(-Default-)
 Plot type: Nonlinear nodal stress Stress1
 Plot step: 13 time: 1 Seconds
 Deformation scale: 1



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura 4.4 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite sujeita a um aumento de escala de 1.15x e a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm

4.2.3 Modelos sujeitos a introdução de fase-R

Dada a introdução de fase-R nos modelos, e consequente alteração das suas propriedades mecânicas, pode ser verificado que a tensão máxima de von Mises diminuiu em todas as limas quando comparadas com o modelo de secção transversal equivalente, mas de material **Ni-Ti** 100% austenite (Figura 3.1). Os dados também apresentam uma maior redução da tensão máxima das limas originais comparadas com as limas com introdução de fase-R, do que as limas originais comparadas com as limas com aumento de escala (massividade). As tensões máximas relacionam-se de uma forma significativa com a fratura, e, portanto, este estudo mostra que para a flexão as diferentes propriedades mecânicas entre diferentes fases de **Ni-Ti** afeta de maneira mais significativa a resistência à fratura do que o aumento da sua massividade. Da literatura é compreendido que fase martensítica e a fase intermédia, a fase-R, apresentam maior flexibilidade (superelasticidade obtida na mudança de fase induzida por carregamento) que a fase austenítica, como consequência deste fenómeno é observada esta maior resistência à rotura.

Num estudo realizado por Hayashi *et al.* [67] em que várias limas com tratamentos térmicos diferentes foram testadas à flexão a uma temperatura de 37°C, foi observado que, as limas que tinham as suas temperaturas de fim da fase austenítica (A_f) e de início de fase martensítica (M_s) mais altas precisavam de valores mais baixos de tensão para induzir transformação martensítica, e apresentavam o fenómeno de superelasticidade. Estas limas apresentavam os menores valores de tensão durante o ensaio de flexão. Hieawy *et al.* [72] mostrou resultados similares, em que as limas cuja temperatura de A_f era superior à das outras limas, quando submetidas a carregamento no ensaio de flexão mostravam menor valor de tensão.

Um exemplo dos resultados obtidos encontra-se na Figura 4.5.

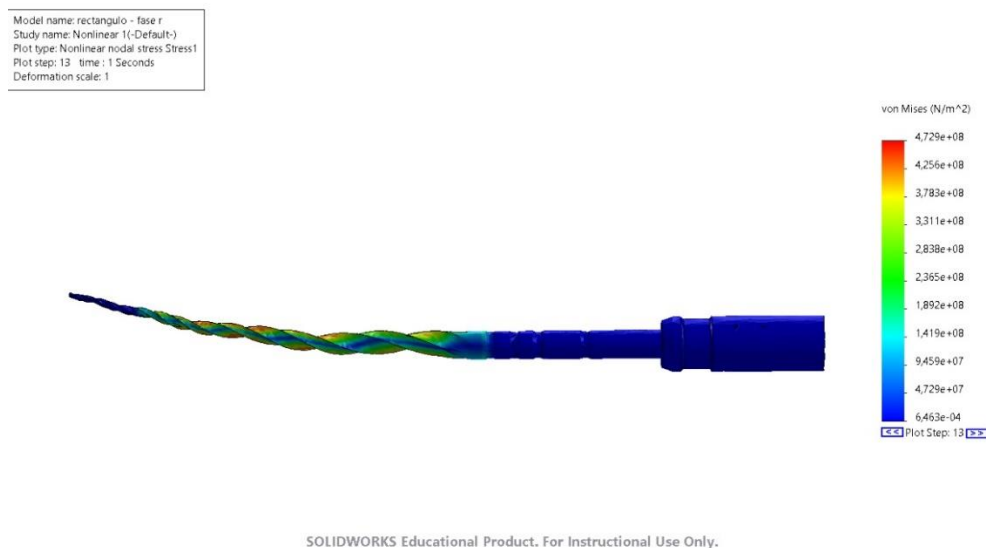


Figura 4.5 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm

4.2.4 Modelos sujeitos à combinação do fator escala e fase-R

Apesar da combinação destes dois fatores contribuir para a maior diminuição da tensão máxima de von Mises nos modelos das limas, esta é quase desprezável quando comparada

com a redução conseguida com apenas a introdução da fase-R (Figura 3.1). Um exemplo dos resultados obtidos encontra-se na Figura 4.6.

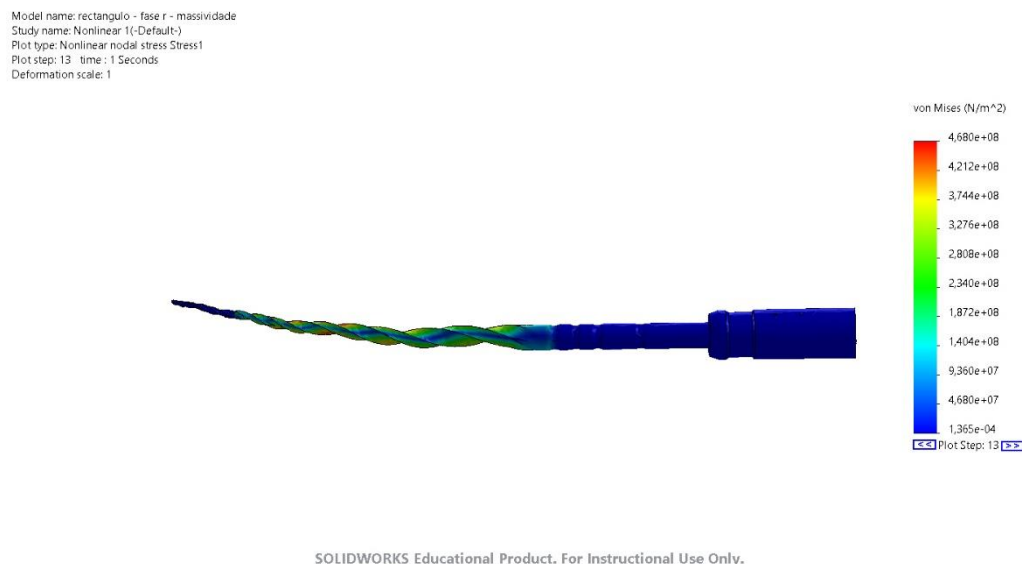


Figura 4.6 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um deslocamento imposto resultante numa curvatura de 30° e raio de curvatura de 5 mm

4.3 Resultados obtidos para os modelos submetidos a torção

Ao inspecionar a totalidade dos resultados obtidos para os modelos, é possível verificar que a localização das tensões máximas de von Mises ocorreu imediatamente a seguir ao encastramento, ou muito próximo deste, na zona de bloqueio da lima com a dentina, a 3 mm da extremidade do instrumento endodôntico. A tensão máxima é relacionada com a fratura num ensaio real e, portanto, estes resultados são consistentes com estudos realizados anteriormente, como o estudo realizado por Galal *et al.* [66] em que foi executada uma análise pelo MEF de limas e os seus resultados para limas submetidas a torção mostram também a localização da tensão máxima junto do encastramento. A Figura 4.7 mostra a localização das tensões máximas para os três modelos de limas.

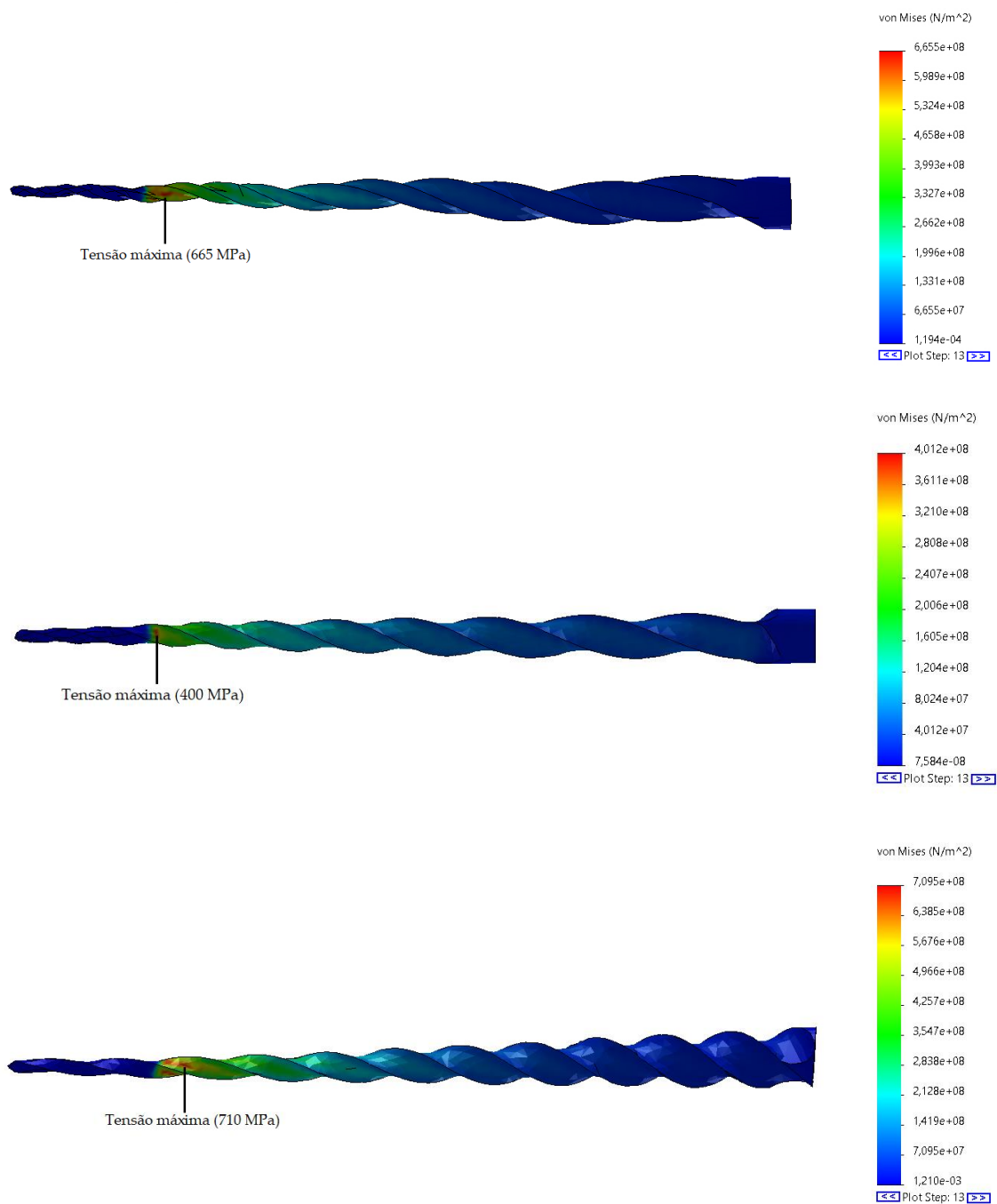


Figura 4.7 - Localização das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a torção. A imagem superior corresponde à lima de secção retangular, a imagem do meio ilustra a lima de secção triangular convexa, e a imagem inferior representa a lima de secção triangular simples.

Os valores de tensão induzidos devido à torção foram mais elevados dos que os obtidos para os carregamentos de flexão no caso das limas de secção retangular e triangular simples.

As tensões induzidas nas limas com a secção transversal triangular convexa foram muito inferiores às induzidas nas limas com as restantes geometrias estudadas e inferiores às testadas à flexão.

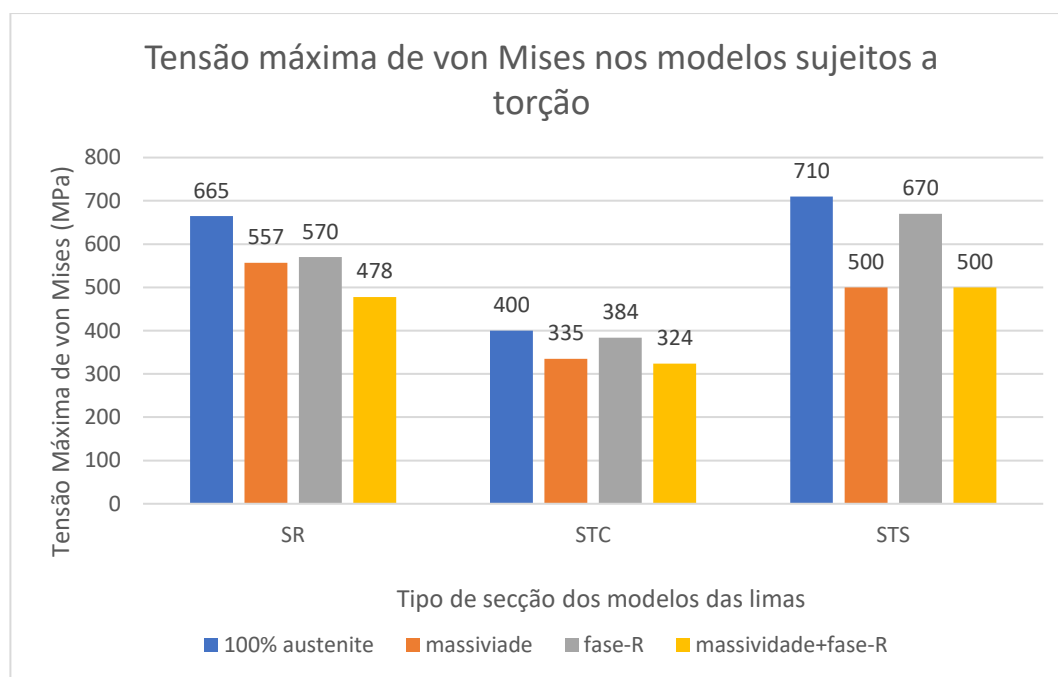


Figura 4.8 - Apresentação das tensões máximas nos modelos das limas sujeitas a torção

4.3.1 Modelos das limas originais (100% austenite)

Depois de sujeitar as limas a um momento torsional de 0,2 N.cm, a lima que apresentou a tensão de von Mises mais elevada foi a **STS**, seguida da lima **SR** e por fim, a lima com tensão máxima de von Mises mais baixa foi a **STC**.

Num estudo realizado por Galal *et al.* [66] em que foi feita uma análise pelo **MEF** de modelos de limas, foi observado que as limas sujeitas a torção que apresentavam uma secção triangular mostravam níveis de tensão superiores quando comparadas com limas de secção retangular. Num outro estudo feito por Berutti *et al.* [75] foi mostrada uma relação entre a geometria da secção reta e a resistência à fratura devido à torção, no qual limas de secção convexa mostravam uma maior resistência à fratura.

Neste estudo não foi possível observar uma correlação entre o tipo de secção reta (triangular ou retangular) e a resistência à fratura, pois a lima de **STC** apresentou tensão máxima

de von Mises mais baixa que a lima de **SR**, mas esta última apresentou valores mais baixos que o modelo de **STS**. No entanto, é possível observar a relação entre concavidade e resistência a fratura torsional, pois a lima de secção triangular convexa foi a que apresentou valores mais baixos de tensão máxima de von Mises (Figura 4.8).

Um exemplo dos valores de tensão obtidos numa lima de secção transversal retangular sujeita a um momento torsor pode encontrar-se na Figura 4.9.

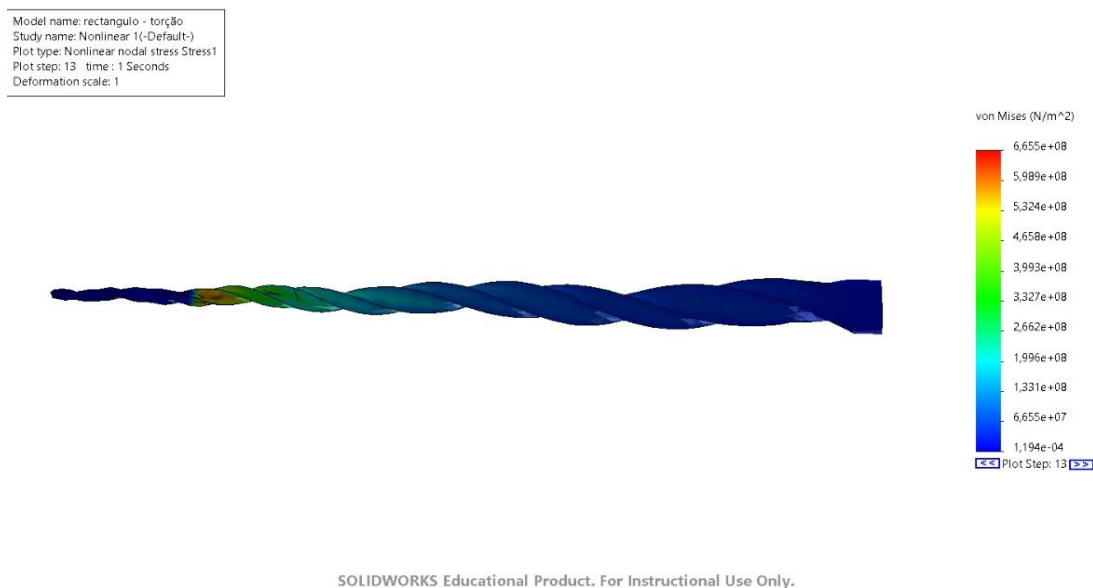
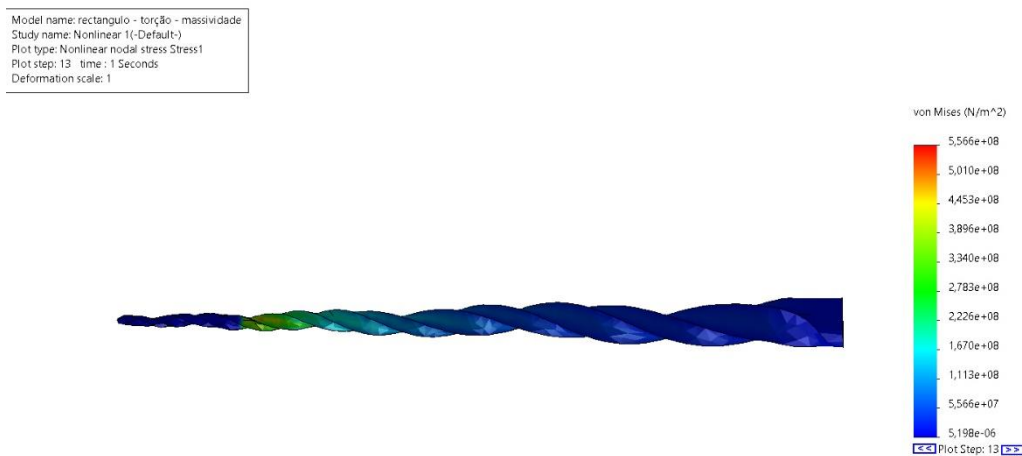


Figura 4.9 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite submetida a um momento de 0.2 N.cm

4.3.2 Modelos sujeitos a aumento de escala (massividade)

Aumentando o tamanho das limas e consequentemente o seu diâmetro, todos os modelos das limas apresentaram uma diminuição do seu valor máximo de tensão de von Mises (Figura 4.10). Resultados de estudos anteriores demonstram uma elevada relação entre o valor do momento torsor no instante da fratura e o diâmetro do instrumento [80] [81] [82] [83]. Yared *et al.* [84] escreveu que o momento no instante da fratura aumenta com o aumento do diâmetro da lima. Os resultados deste estudo não podem ser comparados diretamente com as investigações anteriores, pois neste caso o momento aplicado é constante (0,2 N.cm) para todas as configurações. Mas analisando a afirmação apresentada no estudo de Yared *et al.* em que o momento no instante da fratura aumenta com o aumento do diâmetro, é espetável que se o momento for constante, e o diâmetro aumente, as tensões máximas diminuam.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

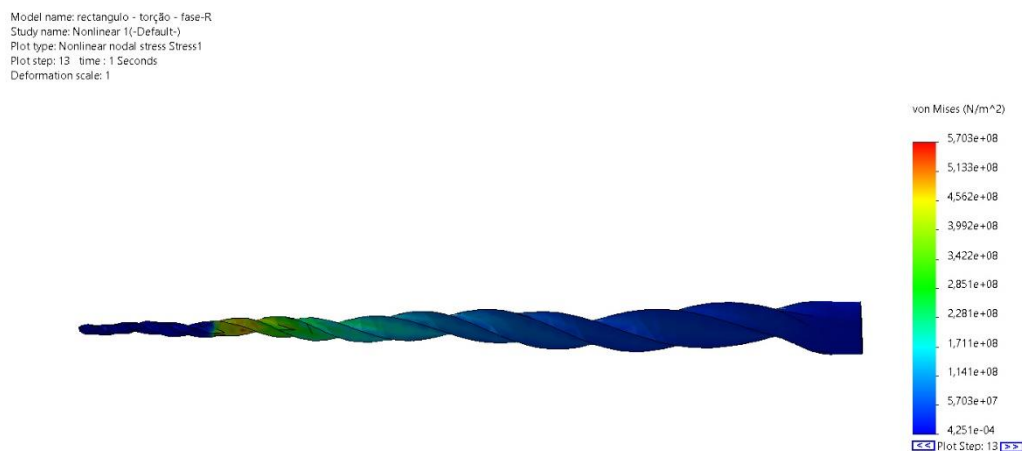
Figura 4.10 - Modelo da lima de secção retangular e 100% austenite submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um momento de 0.2 N.cm

4.3.3 Modelos sujeitos a introdução de fase-R

Para esta modificação dos modelos originais (inclusão da fase-R), foi observada uma diminuição da tensão máxima de von Mises para todas as limas; no entanto, esta diminuição não é tão acentuada como a diminuição da tensão máxima causada pelo efeito da massividade (Figura 4.8).

Num estudo realizado por Miyai *et al.* [69], limas sujeitas a torção que passavam pela fase intermédia da transformação austenítica para a fase martensítica (a fase-R) foram as limas que demonstravam valores mais baixos de tensão. A razão desta diminuição na tensão é atribuída à fase-R ser uma transformação de dois patamares e apresentar um valor mais baixo de módulo de elasticidade do que a fase austenítica. Desta forma os resultados obtidos neste estudo verificam o mesmo fenómeno observado por Miyai *et al.*

Um exemplo dos valores de tensão induzida numa lima de secção retangular com fase-R sujeita a um carregamento de torção pode encontrar-se na Figura 4.11.



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

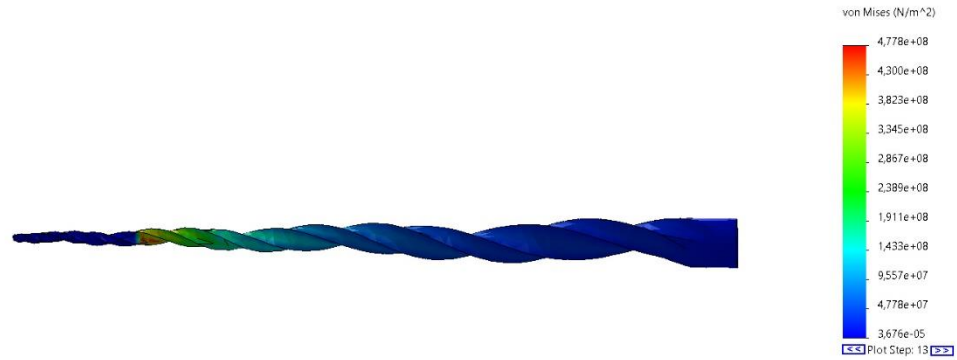
Figura 4.11 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um momento de 0.2 N.cm

4.3.4 Modelos sujeitos à combinação do fator escala e fase-R

Como nas simulações efetuadas para as limas sujeitas a um deslocamento imposto, a combinação destes dois fatores para a diminuição das tensões máximas, é desprezável quando comparada com a redução obtida pelo fator mais significativo, que para as simulações de torção foi o efeito da massividade. Relativamente à resistência à fratura torsional, é observado que o fator da massividade é o mais relevante quando comparado à modificação das propriedades mecânicas do **Ni-Ti** provocadas pela fase intermédia entre austenite e martensite, a fase-R.

Um exemplo das tensões induzidas numa lima de secção transversal retangular, com fase-R e aumento de massividade, é apresentado na Figura 4.12.

Model name: rectangulo - torção - fase-R - massividade
Study name: Nonlinear 1(-Default-)
Plot type: Nonlinear nodal stress Stress1
Plot step: 13 time: 1 Seconds
Deformation scale: 1



SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.

Figura 4.12 - Modelo da lima de secção retangular e fase-R submetida a um aumento de escala de 1.15x e a um momento de 0.2 N.cm

CONCLUSÃO

Os modelos estruturais de instrumentos endodônticos que foram desenvolvidos ao abrigo desta dissertação, nos quais são refletidas as características de três limas distintas, nomeadamente, *ProTaper Gold F2 25.08*, que possui geometria de secção reta triangular convexa, *ProTaper Next X2 25.06*, com geometria de secção reta retangular, e por fim *Race 25.06*, que por sua vez tem geometria de secção reta triangular simples, foram submetidos a um processo de simulação numérica através do Método dos Elementos Finitos, de forma a estudar como é que a geometria da secção reta e o tipo de fase presente no **Ni-Ti** influenciam a resistência à fratura quando sujeitas a esforços de flexão ou de torção.

As simulações realizadas foram submetidas a um leque de variadas condições, tais como geometrias diferentes das limas, diferentes cargas/deslocamentos e condições de fronteira associados aos mesmos a impor aos modelos, diferentes propriedades mecânicas e variados níveis de refinamento das malhas de elementos finitos. Os tempos computacionais mostraram ser fortemente influenciados pelo nível de refinamento das malhas, podendo as simulações não convergir se o refinamento fosse de tal maneira elevado que ultrapassasse a capacidade de processamento do computador. Ainda assim, foi tentado ter o maior nível de refinamento possível sem que ocorresse qualquer erro, podendo desta forma obter resultados mais exatos e modelos das limas funcionais.

As simulações numéricas foram efetuadas para os vários modelos de forma a observar a influência de fatores como a geometria e propriedades mecânicas das limas influenciariam a sua resistência à fratura. Estes resultados foram depois comparados com outros estudos presentes na literatura. Desta forma, foi imposto às limas um deslocamento de 1,46 mm a 3 mm da ponta enquanto a porção não cortante da lima se encontrava encastrada. A este tipo de carregamento (flexão) foram submetidas as limas consideradas “originais” em que o seu material era uma liga **Ni-Ti** em fase austenítica. Nesta fase foi possível analisar como o tipo da

secção transversal influencia a resistência à flexão. Foi observado que a secção transversal que demonstrou os menores valores de tensão máxima foi a triangular convexa. As três limas foram subsequentemente submetidas a um aumento de escala e nesta fase analisou-se a influência do aumento do diâmetro da geometria de secção na resistência à fratura. Foi observado que todas as limas têm uma redução do seu valor máximo de tensão se forem comparados aos valores das limas originais, que é uma aparente contradição da literatura, carecendo futura investigação. (Camps & Pertot 1994, 1995, Marsicovetere et al. 1996, Ullmann & Peters 2005) De seguida foram criados modelos que refletissem o efeito da superelasticidade que ocorre na fase intermédia (fase-R) induzida por carregamento, quando a temperatura de trabalho é superior à temperatura do final da fase austenítica. Nesta etapa as limas mostraram a maior redução da tensão máxima comparativamente às limas originais. A redução da tensão e consequentemente resistência à fratura é suportada também pela literatura. Por fim as limas foram submetidas à conjugação dos dois fatores (massividade e fase-R), nesta etapa observou-se mais uma vez que o fator mais relevante para a redução da tensão máxima é introdução de fase-R pois os valores nesta simulação aproximaram-se muito os valores obtidos para a simulação exclusiva da fase-R.

Para a segunda parte do estudo os mesmos passos foram repetidos, mas agora submetendo as limas a um momento de 0,2 N.cm aplicado paralelamente ao eixo longitudinal da lima, enquanto esta estava encastrada a 3 mm da ponta. Na primeira etapa da segunda parte não foi possível observar a superioridade da secção retangular em resistir à fratura como é encontrado na literatura, embora fosse possível observar que a secção triangular convexa fosse o tipo de secção que apresenta melhores valores de tensão; tal fenómeno foi também observado num outro estudo. Os resultados deste estudo também mostram que para a torção o fator que mais influencia a tensão máxima de von Mises é o aumento do diâmetro das limas, obtido com o aumento da escala 1,15 vezes. No entanto também é possível observar uma redução da tensão quando a lima é submetida a fase-R.

Tendo em conta os resultados deste estudo, se fosse criada uma lima hipotética que estivesse capacitada para uma melhor resistência tanto à flexão como à torsão, esta teria uma geometria triangular convexa, teria um diâmetro o maior possível que lhe permitisse ser funcional e por fim poderia também ter um tratamento térmico que induzisse transformação de fases durante a temperatura de trabalho.

BIBLIOGRAFIA

- [1] P.-H. J. d. I. M. J. Arias A, "Journal of Endodontics," *Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files.* , 2012.
- [2] A. A. d. I. M. J. Perez-Higuerras JJ, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF*, n° 39:1585-8, 2013.
- [3] P. G. T. L. C. G. G. J. D. Higuera O, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue resistance of 3 different nickel-titanium reciprocating instruments in artificial canals*, n° 41(6):913-5, 2015.
- [4] I. S. F. P. G. G. N. I. R. G. Pedulla E, "Journal of Endodontics," *Torsional and Cyclic Fatigue Resistance of a New Nickel-Titanium Instrument Manufactured by Electrical Discharge Machining*, n° 42(1):156-9, 2016.
- [5] J. F. B. D. J. A. A. T. Alsilani R, "Int Soc Prev Community Dent.," *Single file reciprocating systems: A systematic review and meta-analysis of the literature: Comparison of Reciproc and WaveOne.*, n° 6(5):402-9, 2016.
- [6] P. J. A. G. L. R. Lee JH, "Journal of Biomedical Materials Research," *Thermo-mechanical study of NiTi alloys*, n° 573-88.
- [7] *em Nickel-Titanium Instruments: Applications in Endodontics.*, St. Louis MO, USA, Ishiyaku Euro America, Inc., 1995.
- [8] M. R. Andreasen GF, "Journal of Orthodontics," *Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire.*, vol. 73, n° 142-51, 1978.
- [9] W. K. C. K. Andreasen G, "Quintessence International," *A review of superelastic and thermodynamic Nitinol wire*, vol. 9, n° 623-6, 1985.
- [10] B. W. G. H. Walia H, "Journal of Endodontics," *An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files*, vol. 14, n° 346-51, 1988.
- [11] T. SA, "International Endodontic Journal," *An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry*, vol. 33, n° 287-310, 2000.

- [12] H. K., "Journal of Dental Materials," *The studies on Ti-Ni shape memory alloy for dental use-trial production of prefabricated straight-slit type posts by electric discharge machining*, vol. 8, n° 388-409, 1989.
- [13] P. S. A. H. Wang FE, "Journal of Applied Physics," *Mechanism of the TiNi martensitic transformation and the crystal structures of TiNi-II and TiNi-III phases*, vol. 43, n° 97-112, 1972.
- [14] T. B. J. L. Kuhn G, "Journal of Endodontics," *Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure*, vol. 27(8), n° 516-20, 2001.
- [15] Y. W. Stoeckel D, "Wire Journal International," *Superelastic Ni-Ti wire*, n° 45-50, 1991.
- [16] Q. W. A. H. G. Y. H. M. Shen Y, "Journal of Endodontics," *Effect of Environment on Fatigue Failure of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments*, n° 376-380, 2012.
- [17] K. E. T. M. S. F. E. I. T. M. Uygun AD, "International Endodontics Journals," *Variations in cyclicfatigue resistance among ProTaper Gold, ProTaper Next and ProTaper Universalinstruments at different levels*, n° 1-6, 2015.
- [18] O. T., "Journal of Endodontics," *Cyclic Fatigue Resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold Nickel-Titanium Instruments*, n° 1536-9, 2016.
- [19] E. AM., "International Endodontics Journal," *Cyclic fatigue resistance of ProTaper Next nickel-titanium rotary files*, n° 1034-1039, 2014.
- [20] Z. H. Z. Y. P. B. H. M. Shen Y, "Journal of Endodontics," *Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments*, n° 376-385, 2013.
- [21] P. C. Peters OA, *Pathways of the Pulp*, St. Louis, MO: Mosby, 2011.
- [22] E. C. P. F. R. P. I. T. G. S. N. S. Francisco M. Braz Fernandes, "In situ structural characterization of functionally graded Ni-Ti shape memory alloy during tensile loading," *Shape Memory and Superelasticity*, vol. 4, n° 457-467, 2019.
- [23] H. N. B. S. I. J. Knowles KI, "Journal of Endodontics," *Incidence of instrument separation using LightSpeed rotary instruments*, n° 14-6, 2006.
- [24] M. H. Parashos P, "Journal of Endodontics," *Rotary NiTi Instruments Fracture and its Consequences*, n° 1031-1043, 2006.
- [25] L. C. D. H. McGuigan MB, "British Dental Journal," *Clinical decision-making after endodontic instrument fracture*, n° 395-400, 2013.
- [26] K. S. C. N. K. H. Ha JH, "Journal of Endodontics," *Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture*, n° 389-93, 2013.
- [27] N. G. P. J. Sattapan B, "Journal of Endodontics," *Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use*, n° 161-5, 2000.

- [28] P. O. Ullmann CJ, "Journal of Endodontics," *Effect of cyclic fatigue on static fracture of nickel titanium rotary instruments*, nº 183-6, 2005.
- [29] K. S. C. G. K. D. G. S. L. W. Kim HC, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue and torsional resistance of two new nickel-titanium instruments used in reciprocating motion: Reciproc versus WaveOne*, nº 541-4, 2012.
- [30] C. W. C. N. N. N. E. C. M. E. C. B. Lopes HP, "Journal of Endodontics," *Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontics instruments*, nº 792-796, 2011.
- [31] Z. G. V. P. Martín B, "International Endodontics Journal," *Factors influencing the fracture of nickel titanium rotary instruments*, nº 262-6, 2003.
- [32] P. OA, "Journal of Endodontics," *Current Challenges and concepts in the preparation of root canal systems: a review*, nº 262-65, 2004.
- [33] J. B. W. A. D. C. Bousaka J, "Journal of Endodontics," *Resistance to Cyclic Fatigue Failure of a New Endodontic Rotary File*, nº 667-669, 2012.
- [34] B. C. Setzer FC, "Journal of Endodontics," *Influence of Combined Cyclic Fatigue and Torsional Stress on the Fracture Point of Nickel-Titanium Rotary Instruments*, nº 133-137, 2013.
- [35] S. Y. C. G. Peng B, "International Endodontics Journal," *Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: longitudinal examination* , nº 550-7, 2005.
- [36] P. B. B. Z. Cheung GS, "International Endodontics Journal," *Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination*, nº 802-9, 2005.
- [37] D. T. R. R. Dauskardt RH, "Effect of in situ phase transformation on fatigue-crack propagation in Ti-Ni shape memory alloy," em *Proceedings of Materials Research Society International Meeting on Advanced Materials*, Pittsburgh PA, Materials Research Society, 1989.
- [38] B. W. S. T. Alapati SB, "Journal of Endodontics," *SEM observations of nickel-titanium rotary endodontic instruments that fractured during clinical use*, nº 40-3, 2005.
- [39] Z. K. Dederich DN, "Oral Surg Oral Med Oral Pathol," *The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue*, nº 192-6, 1986.
- [40] W. I. G. G. H. J. Larsen CM, "Journal of Endodontics," *Cyclic Fatigue Analysis of a New Generation of Nickel Titanium Rotary Instruments*, nº 401-403, 2009.
- [41] d. S. J. G. G. Pessoa OF, "Brazilian Dental Journal," *Cyclic Fatigue Resistance of Rotary NiTi Instruments after Simulated Clinical Use in Curved Root Canals.*, nº 117-120, 2013.

- [42] F. A. E. C. M. E. d. O. J. S. J. J. Lopes HP, "Journal of Endodontics," *Influence of Rotacional Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments.*, n° 1013-1016, 2009.
- [43] S. SW., "Oral Surg Oral Med Oral Pathol," *A comparison of canal preparations in straight and curved root canals.*, n° 271-5, 1971.
- [44] C. D. C. D. Pruett JP, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue testing of nickel titanium endodontic instuments*, n° 77-85, 1997.
- [45] E. C. V. V. M. E. M. R. d. O. J. D. G. S. J. J. Lopes HP, "Journal of Endodontics," *Effects of Electropolishing Surface Treatment on the Cyclic Fatigue Resistance of BioRace Nickel-Titanium Rotary instruments*, n° 1653-1657, 2010.
- [46] G. N. P. G. Gambarini G, "Journal of Endodontics," *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods*, n° 1003-5, 2008.
- [47] A. H. B. M. S. F. Karatas E, "International Endodontics Journal," *Capar Effect of movement kinematics on the cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments*, n° 361-4, 2016.
- [48] D. B. Cheung GS, "International Endodontics Journal," *Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 2: Fractographic analysis*, n° 619-25, 2007.
- [49] d. A. B. M. B. V. Chaves M, "Journal of Endodontics," *Fatigue Resistance of Engine-Drives Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments*, vol. 28, n° 765-769, 2002.
- [50] P. G. P. R. B. R. M. V. S. F. Grande NM, "International Endodontic Journal," *Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems*, vol. 39, n° 755-763, 2006.
- [51] K. T. R. R. Ray JJ, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue of EndoSequence and K3 rotary files in a dynamic model* , vol. 33, n° 1469-72, 2007.
- [52] Z. E. Z. Y. Cheung GS, "International Endodontic Journal," *A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stain-less steel root canal instruments*, vol. 44, n° 357-61, 2011.
- [53] P. J. P. P. Anderson ME, "Journal of Endodontics," *Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments*, vol. 33, n° 1212-6, 2007.
- [54] G. J. d. A. M. Barbosa FOG, "Journal of Endodontics," *Influence of previous angular deformation on flexural fatigue resistance of K3 nickel-titanium rotary instruments.*, vol. 33, n° 1477-80, 2007.
- [55] C. D. P. J. e. a. Mize SB, "Journal of Endodontics," *Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments.*, vol. 24, n° 843-7, 1998.

- [56] B. D. F. M. P. Yared GM, "International Endodontics Journal," *Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use.*, vol. 32, n° 115-9, 1999.
- [57] B. M. B. V. Melo MC, "Journal of Endodontics," *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments.*, vol. 28, n° 765-9, 2002.
- [58] S. S. B. T. Yao JH, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model.* , vol. 32, n° 55-7, 2006.
- [59] M. E. E. C. e. a. Lopes HP, "Journal of Endodontics," *Cyclic fatigue of Protaper instruments.*, vol. 33, n° 55-7, 2007.
- [60] B. J. Kramkowski TR, "Journal of Endodontics," *An in vitro comparison of torsional stress and cyclic fatigue resistance of ProFile GT and ProFile GT Series X rotary nickel-titanium files.*, vol. 35, n° 404-7, 2009.
- [61] G. N. C. E. Plotino G, "Journal of Endodontics," *Blue treatment enhances cyclic fatigue resistance of vortex nickel-titanium rotary files*, vol. 40, n° 1451-3, 2014.
- [62] S. Z. A.-S. T. e. a. Ounsi HF, "Journal of Endodontics," *Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments.*, vol. 33, n° 737-41, 2007.
- [63] G. N. S. E. e. a. Plotino G, "International Endodontics Journal," *A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo NiTi rotary instruments.* , vol. 39, n° 716-23, 2006.
- [64] G. N. S. E. e. a. Plotino G, "International Endodontics Journal," *Influence of a brushing working motion on the fatigue life of NiTi rotary instruments* , vol. 40, n° 45-51, 2007.
- [65] G. N. P. G. e. a. Gambarini G, "Journal of Endodontics," *Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods*, vol. 34, n° 1003-5, 2008.
- [66] G. a. Hamdy, "Bulletin of the National Research Centre," *Evaluation of stress distribution in nickeltitanium rotary instruments with different geometrical designs subjected to bending and torsional load: a finite element study*, 2020.
- [67] T. Y. Y. Y. K. M. H. D. T. H. A. E. H. S. Y. Hayashi, "International Endodontic Journal," *Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments*, n° 247-253, 2007.
- [68] R. R. C. I. J. C. P.-F. María Prados-Privado, "Finite element analysis comparing WaveOne, WaveOne Gold, Reciproc and Reciproc Blue responses with bending and torsion tests," *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, n° 165-172, 2019.
- [69] A. E. Y. H. H. D. H. S. T. Y. K. Miyai, "Influence of phase transformation on the torsional and bending properties of nickel-titanium rotary endodontic instruments.," *International Endodontic Journal*, vol. 2, n° 119-126, 2006.

- [70] B. W. C. B. Bradley TG, "Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel–titanium orthodontic wires.," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, n° 587-597, 1996.
- [71] J. L. Kuhn G., "Fatigue and mechanical properties of nickel–titanium endodontic instruments.," *Journal of Endodontics*, n° 716-20, 2002.
- [72] M. H. H. Z. Z.-j. W. Y. S. Ahmed Hieawy, "Phase Transformation Behavior and Resistance to Bending and Cyclic Fatigue of ProTaper Gold and ProTaper Universal Instruments," *Journal of endodontics*, vol. 7, n° 1134-1138, 2015.
- [73] R. X. Otsuka K, "Physical metallurgy of Ti-Ni-based shape memory alloys.," *Prog Mater Sci*, n° 511-678, 2005.
- [74] M. K. S. D. W. C. Duerig TW, *Engineering aspects of shape memory alloys*, London: Butterworth-heinemann, 1990.
- [75] N. A. L. M. P. D. Berutti E, "Journal of Endodontics," *Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments*, n° 228-30, 2004.
- [76] M. P. R. C. M. J. Blum JY, "Journal of Endodontics," *Analysis of mechanical preparations in extracted teeth using ProTaper rotary instruments: value of the safety quotient.*, n° 567-75, 2003.
- [77] M. G. K. Y. G. U. T. Özyürek, "Bending resistance and cyclic fatigue life of Reciproc Blue, WaveOne Gold, and Genius files in a double (S-shaped) curved canal," *Journal of Dental Research*, 2017.
- [78] M. M. K. I. Etori H, "Effects on root canal preparation of files having different cross-sections in curved canal.," *The Japanese Journal of Conservative Dentistry*, n° 1082-94, 2002.
- [79] F. H. Schafer E, "Efficiency of rotary nickel–titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals.," *International Endodontic Journal*, n° 199-207, 2003.
- [80] J. CAMPS e W. J. PERTOT, "Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and nitinol instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 8, n° 395-398, 1994 .
- [81] J. J. CAMPS e W. J. PERTOT, "Torsional and stiffness properties of nickel–titanium K files," *International endodontic journal*, vol. 5, n° 239-243, 1995.
- [82] B. J. C. D. d. R. C. Marsicovetere ES, "Torsional testing of the Lightspeed nickel-titanium instrument system.," *Journal of Endodontics*, vol. 12, n° 681-684, 1996.
- [83] P. Ulmann, "Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments.," *Journal of Endodontics*, vol. 3, n° 183-186, 2005.

- [84] G. YARED, G. K. KULKARNI e F. GHOSAYN, "An in vitro study of the torsional properties of new and used K3 instruments," *International Endodontic Journal*, vol. 11, n° 764-769, 2003.



2022

PEDROMONTEIRO

ESTUDO DA INFLUÊNCIA DA GEOMETRIA, DO CARREGAMENTO APLICADO E DA FASE NA RESISTÊNCIA À FRATURA DE LIMAS ENDODONTICAS

