



**Pedro Miguel Luís dos Santos**

Licenciado em Ciências de Engenharia Mecânica

**Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos  
endodônticos sujeitos a polimento electrolítico e a  
tratamento térmico específico**

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica

Orientador: Rui Fernando dos Santos Pereira Martins, Professor Auxiliar,  
FCT/UNL-DEMI

Co-orientador: António Ginjeira, Professor Associado, FMD-UL

Júri:

Presidente: Professor Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso

Arguente: Professora Doutora Raquel Albuquerque Soares Brás de  
Almeida

Vogal: Professor Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Dezembro, 2014



**Avaliação da resistência à fadiga de instrumentos endodônticos sujeitos a polimento electrolítico e a tratamento térmico específico**

Copyright © Pedro Miguel Luís dos Santos, 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 objectivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Rui Fernando Martins por toda a ajuda e orientação ao longo do desenvolvimento desta dissertação. Ao Professor Doutor António Ginjeira pelo fornecimento do material endodôntico necessário à sua consumação, pela ajuda e disponibilidade.

A todos os meus colegas e amigos, especialmente ao Diogo Malaquias, ao Luís Sousa, que também ajudou na pesagem dos instrumentos endodônticos, antes e após o polimento electrolítico, ao Hugo Almeida, Afonso Acciaioli, Miguel Sousa, Paulo Chambel, Pedro Riscado e Tiago Murteira, por todo o apoio e ajuda durante todo este processo.

Aos meus pais, pois sem eles, pelas mais variadas razões, não estaria onde estou hoje.



## Resumo

Esta dissertação teve como principais objectivos determinar a resistência à fadiga de instrumentos endodônticos de Níquel-Titânio sujeitos a polimento electrolítico e tratamento térmico por autoclave, assim como estudar o comportamento estrutural dos instrumentos, através de análise numérica pelo método dos elementos finitos, quando sujeitos à curvatura em três regiões distintas.

Vinte e dois instrumentos Hyflex (Coltene, Switzerland), com dois tamanhos diferentes (.04/20 e .06/20), foram divididos em 3 grupos: Grupo I, 4 instrumentos (dois de cada tamanho) sem qualquer tipo de tratamento térmico ou superficial; Grupo II, 12 instrumentos (seis de cada tamanho) submetidos a polimento electrolítico; Grupo III, 6 instrumentos (três de cada tamanho) submetidos a polimento electrolítico e tratamento térmico por autoclave. Todos os instrumentos foram sujeitos a testes de fadiga por flexão rotativa. Os instrumentos foram polidos, aplicando uma potência de 30 V, durante 3 segundos, a uma taxa de escoamento da solução electrolítica igual a 1. O tratamento térmico em autoclave foi realizado a uma temperatura e pressão de 134°C e 2,16 bar, respectivamente, durante 30 minutos. O raio e ângulo de curvatura impostos durante os ensaios experimentais foram de 4,7 mm e 45°, respectivamente. A velocidade de rotação utilizada para testar os instrumentos foi de 500 rpm. O tempo até à fractura foi registado e o número de ciclos à fractura foi calculado.

Calculou-se a área circular equivalente do instrumento Hyflex .06/20, em 3 regiões diferentes do mesmo (apical, central e coronal), na secção do instrumento correspondente a metade do comprimento do arco imposto pela curvatura do canal. Os valores de extensão teóricos foram calculados com o objectivo de comparar com a distribuição de tensão e extensão obtida pelo método dos elementos finitos. Os valores calculados analiticamente estão coerentes com os valores obtidos pelo método dos elementos finitos. Existe um grande risco de fractura do instrumento durante o tratamento endodôntico de canais radiculares que imponham curvaturas coronais aos instrumentos.

Analisando os resultados obtidos experimentalmente, verifica-se que existem diferenças significativas, na duração e no número de ciclos à fadiga, entre os instrumentos polidos e não polidos e entre os instrumentos com e sem tratamento térmico por autoclave.

Conclui-se que o polimento electrolítico tem uma influência significativa na vida à fadiga dos instrumentos Hyflex .04/20 e .06/20. O tratamento térmico por autoclave tem uma influência negativa nos instrumentos Hyflex .04/20 e uma influência positiva nos instrumentos Hyflex .06/20.

**Palavras-chave:** instrumentos endodônticos de Ni-Ti, polimento electrolítico, autoclave, fadiga, método dos elementos finitos.



## Abstract

The main objectives of the thesis here presented were to determine the fatigue life of Nickel-Titanium endodontic files, submitted to electropolishing and heat treatment and to study the structural behavior of an endodontic file when submitted to curvature in three different regions of the instrument using the finite element method.

Twenty two Hyflex™ (Coltene, Switzerland) instruments, with two different sizes (.04/20 e .06/20), were divided in 3 groups: Group I, 4 instruments (two of each size), without any kind of heat or surface treatments; Group II, 12 instruments (six of each size) submitted to electropolishing; Group III, 6 instruments (three of each size) submitted to electropolishing and heat treatment. All instruments were subjected to rotational bending tests. The electropolishing was achieved by applying 30 V during a period of 3 seconds at a flow rate of 1; the heat treatment was performed at a temperature and pressure of 134°C and 2,16 bar, respectively, during 30 minutes. The radius and angle of curvature imposed to the files during the experimental tests was 4,7 mm and 45°, respectively. The instruments were tested at a rotational speed of 500 rpm. The time until fracture was recorded and the number of cycles until fracture was calculated.

Equivalent circular cross sections were calculated for the Hyflex instrument ref. .06/20 in three different regions (apical, middle and coronal), at the middle arc-length of curvature. The theoretical strain in those sections was calculated and compared with the values obtained through the finite element analysis. There is a great risk of instrument fracture during an endodontic treatment of canals that impose curvature to the instruments at coronal region.

Analyzing the results obtained through fatigue testing, depending on whether or not, the instruments were submitted to electropolishing or heat treatment by autoclave, significant differences were observed.

.Electropolishing showed a significant impact on the fatigue life of the Hyflex .06/20 and .04/20 instruments. In addition, heat treatment by autoclave had a negative impact on Hyflex .04/20 instruments and a positive impact on the Hyflex instruments ref. .06/20.

**Keywords:** Ni-Ti endodontic files, electropolishing, autoclave, fatigue, finite element analysis.



## Índice de Matérias

1	Introdução.....	1
1.1	Objectivos .....	4
1.2	Estrutura da dissertação.....	4
2	Pesquisa bibliográfica .....	5
2.1	Instrumentos endodônticos de Ni-Ti.....	5
2.2	Fractura dos instrumentos de Ni-Ti.....	7
2.3	Influência dos parâmetros de curvatura dos canais radiculares na vida à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti.....	8
2.3.1	Raio e ângulo de curvatura do canal.....	8
2.3.2	Posição da curvatura ao longo do canal .....	10
2.3.3	Situação de dupla curvatura e/ou curvatura multiplanar no mesmo canal .....	13
2.4	Método dos elementos finitos em endodontia.....	15
2.5	Efeito do polimento electrolítico na resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos de Ni-Ti .....	20
2.6	Fadiga.....	24
3	Materiais e Métodos .....	29
3.1	Cálculos Analíticos .....	29
3.2	Modelação 3D de um primeiro molar mandibular com canal com curvatura multiplanar.....	30
4	Ensaio Experimentais e Simulação Numérica .....	34
4.1	Procedimento experimental.....	34
4.2	Resultados Experimentais.....	38
4.3	Cálculo analítico das extensões.....	44
4.4	Método dos elementos finitos (Simulação numérica) .....	45
4.5	Resultados Numéricos .....	46
4.5.1	Posição Apical .....	46
4.5.2	Posição Central .....	49
4.5.3	Posição Coronal .....	52
4.6	Discussão dos Resultados .....	54
5	Conclusões e Trabalhos Futuros .....	57
6	Bibliografia.....	59



## Índice de Figuras

Figura 1.1 - Lima do tipo K .....	1
Figura 1.2 - Instrumento manual normalizado segundo a norma ISO [4]. .....	2
Figura 2.1 - Diagrama representativo do efeito de memória de forma da liga de Ni-Ti [9]. ...	5
Figura 2.2 - Diagrama representativo do efeito de superelasticidade da liga de Ni-Ti [9]. ...	6
Figura 2.3 - Curva tensão extensão: Aço inoxidável e Níquel-Titânio [9]. .....	6
Figura 2.4 - Modelo de Pruett utilizado para descrever a geometria do canal utilizando dois parâmetros: ângulo de curvatura ( $\alpha$ ) e raio de curvatura ( $r$ ) [14]. .....	9
Figura 2.5 - Efeito do raio (A) e do ângulo (B) de curvatura no número de ciclos até à fractura [14]. .....	9
Figura 2.6 - (a) Diferentes regiões do canal; (b) Curvatura na região apical; (c) Curvatura na região central do canal [20]. .....	10
Figura 2.7 - Desenho esquemático dos canais artificiais e montagem experimental: (a) curvatura posicionada na região central do canal; (b) curvatura posicionada na região apical[10]. .....	11
Figura 2.8 - Montagem experimental usada no estudo [22]. .....	12
Figura 2.9 - Canais artificiais usados nos testes à fadiga cíclica no estudo [7]: A – curvatura simples; B – dupla curvatura (configuração em “S”). .....	14
Figura 2.10 – Curva tensão – extensão da liga de Ni-Ti [26]. .....	16
Figura 2.11– Níveis máximos de deformação atingidos pelo <i>ProTaper</i> e o <i>System GT</i> nas condições padrão (A) e <i>auto-reverse</i> (B) (canal 1) [26]. .....	19
Figura 2.12- Instrumento BR5C. A1 e B1 – Não polido; A2 e B2 – Polido [27]. .....	21
Figura 2.13- Desenho esquemático do canal artificial utilizado neste estudo [27]. .....	21
Figura 2.14- (A) Fissuras em padrão zigzag nos instrumentos BR5C polidos; (B) Fissuras segundo a direcção das estrias de maquinação dos instrumentos BR5C não polidos [27]. .....	22
Figura 2.15 – Curvas da corrente em função do tempo relacionadas com o polimento electrolíticode 16 instrumentos de Ni-Ti [28]. .....	23
Figura 2.16– Instrumento K3 (A e C) não polido; (B e D) polido [28]. .....	24
Figura 2.17– Flutuações de tensão [30]. .....	26
Figura 2.18 – Curva S-N com limite de fadiga ( $\sigma_{th}$ ) [31]. .....	27
Figura 3.1 - Vista bucolingual de um primeiro molar mandibular (A) e vista proximal (mesiodistal) do mesmo dente (B) [23]. .....	30
Figura 3.2 - Secção transversal das raízes de um primeiro molar mandibular nas regiões coronal (A), central (B) e apical (C) [33]. .....	31
Figura 3.3 - Modelo sólido tridimensional do primeiro molar mandibular. ....	31
Figura 3.4 - Vista bucolingual e mesiodistal do modelo sólido tridimensional do primeiro molar mandibular. ....	32
Figura 3.5 - Vista da secção transversal das raízes na região coronal (A), central (B) e apical (C) observada no modelo sólido 3D do primeiro molar mandibular. ....	33

Figura 4.1 – Montagem experimental.....	34
Figura 4.2 – Ajuste da perpendicularidade do eixo do instrumento em relação ao segmento de recta X. ....	35
Figura 4.3 – Ajuste da posição da ponta do instrumento. ....	35
Figura 4.4 – Unidade de polimento electrolítico e recipiente do electrólito. ....	36
Figura 4.5– Polimento de um instrumento Hyflex .04/20 utilizando 30 V durante 5 segundos e taxa de escoamento igual a 1 (A – Antes do polimento (100x); B – Após polimento (100x)). ....	36
Figura 4.6 – Polimento de uma amostra de um instrumento Hyflex .04/20 utilizando 30 V durante 3 segundos e taxa de escoamento igual a 1 (A – Antes do polimento (100x); B – Após polimento (100x)). ....	37
Figura 4.7 – Unidade de autoclave W&H modelo Lisa.....	37
Figura 4.8 – Balança utilizada na realização das pesagens antes e após o polimento electrolítico. ....	39
Figura 4.9 - Fragmento de um dos instrumentos testados.....	43
Figura 4.10 – Instrumento .04/20_D1 após ensaio à fadiga (100x). ....	44
Figura 4.11 – (A) Secção transversal do instrumento .06/20 na região apical; (B) Secção transversal do instrumento .06/20 na região central; (C) Secção transversal do instrumento .06/20 na região coronal.....	44
Figura 4.12 –Distribuição de tensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região apical do instrumento .06/20.....	46
Figura 4.13 – Distribuição de extensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região apical do instrumento .06/20.....	47
Figura 4.14 – Distribuição de tensão obtida no <i>Ansys</i> , na região apical do instrumento .06/20.....	47
Figura 4.15 – Distribuição de extensão obtida no <i>Ansys</i> , na região apical do instrumento .06/20.....	48
Figura 4.16 – Distribuição de tensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região central do instrumento .06/20.....	49
Figura 4.17 – Distribuição de extensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região central do instrumento .06/20.....	50
Figura 4.18 – Distribuição de tensão obtida no <i>Ansys</i> , na região central do instrumento .06/20.....	50
Figura 4.19 – Distribuição de extensão obtida no <i>Ansys</i> , na região central do instrumento .06/20.....	51
Figura 4.20 – Distribuição de tensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região coronal do instrumento .06/20.....	52
Figura 4.21 – Distribuição de extensão obtida no <i>SolidWorks Simulation</i> , na região coronal do instrumento .06/20.....	52

Figura 4.22 – Distribuição de tensão obtida no <i>Ansys</i> , na região coronal do instrumento	
.06/20.....	53
Figura 4.23 – Distribuição de extensão obtida no <i>Ansys</i> , na região coronal do instrumento	
.06/20.....	53



## Índice de Tabelas

Tabela 2.1 - Tempo (em segundos) e número de ciclos até à fractura por fadiga (NCF) dos instrumentos <i>Mtwo</i> nos grupos A e B (média e desvio padrão) [10]. .....	11
Tabela 2.2 – Média (SD) do NCF e do comprimento do fragmento (FL) em milímetros registados nos ensaios de fadiga cíclica [7].....	14
Tabela 2.3 - Parâmetros mecânicos característicos da liga de Ni-Ti, usados nas análises numéricas [26]. .....	17
Tabela 2.4 - Valor das variáveis de deformação (%), dos instrumentos considerados no estudo para todas as geometrias do canal consideradas [26]. .....	18
Tabela 2.5 – Percentagem de variação das variáveis de deformação como função dos parâmetros de curvatura [26]. .....	18
Tabela 2.6 - Tempo (em segundos) e número de ciclos até à fractura por fadiga (NCF) dos instrumentos BR5C polidos e não polidos (média e desvio padrão) [27]. .....	22
Tabela 3.1 - Dimensões médias (em mm) de um primeiro molar mandibular [32]. .....	31
Tabela 4.1 – Peso (mg) de cada instrumento antes da realização do polimento electrolítico. ....	38
Tabela 4.2 – Peso (mg) de cada instrumento após a realização do polimento electrolítico. ....	39
Tabela 4.3 – Pesos médios antes e depois do polimento e respectiva variação.....	40
Tabela 4.4 – Duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respectivas médias para os instrumentos de tamanho .06/20 e .04/20 testados. ....	41
Tabela 4.5 – Comparação dos valores de duração média de ensaio entre o grupo II e o grupo I para os tamanhos .06/20 e .04/20. ....	42
Tabela 4.6 – Comparação dos valores de duração média de ensaio entre o grupo III e o grupo II para os tamanhos .06/20 e .04/20. ....	42
Tabela 4.7 – Comprimento do fragmento para cada tamanho de instrumento.....	43
Tabela 4.8 – Valores do diâmetro equivalente da secção transversal do instrumento .06/20 e respectiva extensão nas regiões apical, central e coronal. ....	45
Tabela 4.9 - Propriedades do Nitinol inseridas nos programas de simulação numérica <i>Ansys</i> e <i>Solidworks</i> . ....	45



## Simbologia

### Latim:

D – Diâmetro

D1 – Diâmetro na ponta do instrumento

D16 – Diâmetro final da parte cortante/activa do instrumento

E – Módulo de Young

$L_i$  – Comprimento inicial

$L_f$  – Comprimento final

$N_f$  – Número de ciclos até à fractura

$N_i$  – Número de ciclos de iniciação

$N_p$  – Número de ciclos de propagação

R/r – Raio de curvatura

y – Distância da linha neutra à superfície externa do instrumento

### Grego:

$\theta$  – Ângulo de curvatura

$\nu$  – Coeficiente de Poisson

$\epsilon$  – Extensão

$\sigma$  – Tensão

$\Delta L$  – Variação do comprimento

## Siglas e Acrónimos

DP – Desvio padrão

MEF – Método dos elementos finitos

MEV – Microscópio electrónico de varrimento

mm – Milímetros

NCF – Número de ciclos até à fractura

Ni-Ti – Níquel – Titânio

Nitinol – Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory

NOL - Naval Ordnance Laboratory

rpm – Rotações por minuto



## 1 Introdução

A endodontia é a especialidade da odontologia preocupada com a morfologia, fisiologia e patologia da polpa dentária humana e tecidos periradiculares [1]. O seu estudo e prática englobam as ciências básicas e clínicas, incluindo a biologia da polpa e a etiologia, diagnóstico, prevenção e tratamento de doenças, lesões da polpa dentária e condições periradiculares associadas [1].

A história da Endodontia começa no século XVII. Desde essa altura, têm havido inúmeros avanços e desenvolvimentos e a pesquisa tem avançado continuamente [2].

Ao longo dos anos tem-se verificado um enorme desenvolvimento tecnológico em endodontia, principalmente no campo da instrumentação endodôntica, com a descoberta e implementação de novos materiais no fabrico de instrumentos endodônticos.

O primeiro instrumento endodôntico foi introduzido por Edwin Maynard, em 1838, criado a partir de uma mola de relógio [2].

Historicamente, os instrumentos endodônticos eram fabricados em aço-carbono [3]. Mais tarde foi introduzido o aço inoxidável, como material a ser usado no fabrico destes instrumentos, por possuir melhores características.

Os primeiros instrumentos manuais de aço inoxidável foram inicialmente produzidos em grandes séries pela Kerr Manufacturing Co. de Romulus, Michigan, no início do século XX, recebendo o nome de limas e alargadores do tipo K (figura 1.1) [3].



Figura 1.1 - Lima do tipo K

Até 1957, o *design* da maioria dos instrumentos era baseado nestas limas (de tipo K), não existindo um padrão a ser seguido pelos fabricantes de instrumentos endodônticos. Em 1958, foi finalmente sugerido por Ingle e Levine, que se fabricassem instrumentos endodônticos segundo normas pré-estabelecidas, tendo sido introduzida uma proposta para normalizar o comprimento e a conicidade dos instrumentos [1]. A conicidade é expressa como a medida do aumento do diâmetro em cada milímetro ao longo da superfície de trabalho, da ponta em direcção ao cabo do instrumento [3]. Assim sendo, para um instrumento com parte cortante de 16 mm de comprimento e com conicidade de 0,02, o diâmetro final da parte cortante (conhecido como D16) é 0,32 mm maior que o diâmetro da ponta do instrumento (conhecido por D1) (ver figura 1.2) [4].

Após a introdução de instrumentos normalizados (figura 1.2), a utilização de instrumentos de aço inoxidável passou a ser universal, deixando de se usar instrumentos de aço-carbono. Os instrumentos passaram também a possuir um código de cores para ser mais fácil a sua identificação.

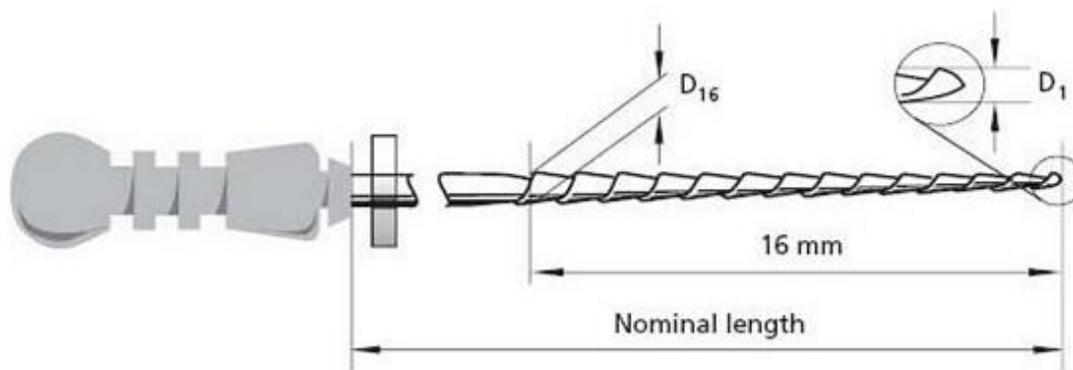


Figura 1.2 - Instrumento manual normalizado segundo a norma ISO [4].

Embora a utilização de ligas de aço inoxidável representasse uma melhoria na qualidade dos instrumentos endodônticos, a sua excessiva rigidez significava uma grande desvantagem no tratamento endodôntico de canais radiculares curvos, resultando em erros durante o procedimento, como transporte apical, perfurações e desvios. Vários esforços foram feitos pelos fabricantes no sentido de reduzir a rigidez e aumentar a eficiência de corte destes instrumentos, utilizando procedimentos de fabrico e conceitos de *design* diferentes [5].

Mais recentemente, foram introduzidas as ligas de Níquel-Titânio no fabrico de instrumentos endodônticos. Estas ligas apresentam uma extraordinária flexibilidade, resultado de um módulo de elasticidade bastante baixo (entre 1/4 a 1/5 do valor do aço inoxidável), uma grande ductilidade (superelasticidade) e uma eficiência de corte superior à das ligas de aço inoxidável. Outra das diferenças da liga Ni-Ti comparativamente com alguns tipos de aços inoxidáveis é a tensão limite de elasticidade mais baixa que apresentam. Isto faz com que o Ni-Ti seja mais susceptível à cedência para cargas mais reduzidas e para a mesma geometria de instrumento [6, 7]. As ligas de Ni-Ti pertencem ao grupo das ligas com memória de forma (*Shape Memory Alloys*), que são materiais metálicos que têm capacidade de recuperar a sua forma, por aumento da temperatura, mesmo depois de severamente deformados [8].

Durante os anos 60, as ligas com memória de forma conheceram as suas primeiras aplicações com a descoberta das propriedades das ligas de Ni-Ti pelo “Naval Ordnance Laboratory”, nos EUA, ligas que passaram a ser conhecidas por Nitinol. A liga foi desenvolvida por W.F. Buehler, um metalurgista que se encontrava a investigar estas ligas para o programa espacial no “NOL” [9]. Inicialmente o Nitinol foi utilizado única e exclusivamente com fins militares tendo, em 1967, sido utilizado pela primeira vez, na construção de peças para os aviões F14 [8].

Devido à sua biocompatibilidade, as ligas de Ni-Ti passaram a ter inúmeras aplicações em medicina, como por exemplo, para a produção de placas ósseas para substituir ossos fracturados, em cateteres para diagnóstico e, em medicina dentária, em aparelhos de correcção para dentes.

Embora outras ligas, como por exemplo, cobre-zinco, cobre-alumínio, ouro-cádmio e níquel-nióbio, possuam características idênticas ao Ni-Ti, este é o material mais biocompatível e apresenta uma excelente resistência à corrosão [9].

Em 1988, Walia [5], foi o primeiro autor a reportar o uso da liga metálica Nitinol no fabrico de instrumentos endodônticos, comparando o comportamento mecânico, nomeadamente à flexão e à torção, desta nova liga com o comportamento mecânico dos instrumentos convencionais de aço inoxidável. Walia concluiu com este estudo [5] que os instrumentos fabricados a partir de ligas de Ni-Ti possuíam não só, duas ou três vezes mais flexibilidade que os instrumentos de aço inoxidável, como também uma grande resistência à fractura por torção.

Devido à sua alta flexibilidade, tornou-se possível a utilização de motores para accionar os instrumentos fabricados a partir destas ligas, reduzindo consideravelmente as desvantagens na preparação do canal, decorrentes da utilização manual dos instrumentos de aço inoxidável.

No entanto, uma das maiores preocupações quando se utilizam instrumentos endodônticos mecanizados de Ni-Ti, independentemente do fabricante, é a falha frequente destes instrumentos devido a fadiga cíclica, quando estes são usados em situações de carregamento a baixo número de ciclos [10], isto é, quando sujeitos a elevada deformação cíclica.

No trabalho realizado por Alexandre Fernandes [11], realizou-se um estudo sobre a resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos de Ni-Ti de 4 tamanhos distintos e submetidos a velocidades de rotação diferentes. Já no trabalho desenvolvido por Pedro Pinto [12], realizou-se um estudo onde o principal objectivo foi determinar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos de Ni-Ti submetidos a movimento recíprocante.

De facto, é devido à curvatura dos canais radiculares que ocorre fractura por fadiga cíclica durante a instrumentação endodôntica. Em todas as situações em que ocorre fractura dos instrumentos durante o tratamento, o fragmento fracturado fica alojado no interior do canal radicular, o que representa um problema, comprometendo o resultado do tratamento endodôntico, visto que, os fragmentos fracturados bloqueiam o canal e impedem a sua limpeza, modelação e enchimento. Por esse motivo a prevenção da fractura dos instrumentos endodônticos devido a fadiga cíclica é muito importante, sendo essencial estudar o efeito que os parâmetros de curvatura dos canais têm na vida à fadiga dos instrumentos.

## **1.1 Objectivos**

Esta dissertação tem como objectivo, determinar a resistência à fadiga de instrumentos de Níquel-Titânio Hyflex™ (Coltene, Switzerland) de dois tamanhos diferentes (.04/20 e .06/20), quando submetidos a polimento electrolítico e a tratamento térmico em autoclave. Pretende-se utilizar uma montagem experimental que permita simular um canal radicular com raio e ângulo de curvatura conhecidos. Recorrer-se-á à montagem experimental utilizada no estudo realizado por Alexandre Fernandes [11] e Pedro Pinto [12].

Vai ser realizada uma análise numérica do instrumento Hyflex .06/20 através do método dos elementos finitos, com o objectivo de encontrar as tensões e extensões a que o instrumento se encontra sujeito, quando se varia a posição da curvatura ao longo do comprimento do instrumento, aplicando-a em três regiões diferentes do mesmo: apical, central e coronal.

## **1.2 Estrutura da dissertação**

Esta dissertação encontra-se dividida em 5 capítulos.

No primeiro capítulo é exposta a introdução ao tema da dissertação e a motivação. São também apresentados os objectivos e a estrutura da dissertação.

No segundo capítulo são introduzidos alguns conceitos teóricos e a pesquisa bibliográfica realizada, sendo referidos vários estudos realizados e que estão relacionados com os temas envolvidos na dissertação.

No terceiro capítulo é realizada a demonstração da fórmula necessária para efectuar o cálculo da amplitude máxima de extensão dos instrumentos. Apresenta-se também o processo efectuado para construir um modelo tridimensional de um dente e a respectiva impressão a 3 dimensões.

No quarto capítulo são apresentadas as metodologias e materiais utilizados nos ensaios experimentais, assim como os resultados experimentais, analíticos e numéricos e respectiva discussão.

No quinto e último capítulo são apresentadas as conclusões e sugestões de trabalhos futuros.

## 2 Pesquisa bibliográfica

### 2.1 Instrumentos endodônticos de Ni-Ti

Os instrumentos mecanizados utilizados em endodontia tornaram-se uma ferramenta indispensável no tratamento de canais radiculares, devido ao facto de serem fabricados a partir de ligas de Níquel-Titânio. As ligas de Ni-Ti usadas no tratamento de canais radiculares contêm aproximadamente 56% de níquel e 44% de titânio [9, 13]. A combinação resultante é um rácio atómico 1:1 (equiatómico) dos componentes principais, e, à semelhança de outros sistemas metálicos, a liga pode existir em várias formas cristalográficas [13].

Particularmente, as ligas de Ni-Ti são constituídas por duas fases sólidas distintas que apresentam duas estruturas cristalinas diferentes: a austenite e a martensite. A austenite apresenta uma estrutura cristalina cúbica de faces centradas (CFC), enquanto a martensite é uma fase caracterizada por uma estrutura cristalina pouco simétrica.

Estas ligas possuem duas propriedades que as tornam tão indispensáveis no tratamento endodôntico: o efeito de memória de forma e a superelasticidade.

O efeito de memória de forma ocorre quando a liga, após deformação, é capaz de recuperar a sua forma original por aquecimento acima de uma determinada temperatura. Durante a fase martensítica, ao aplicar-se uma deformação no material, este adquire uma nova forma. Por fim, ao sujeitar o material a um aquecimento, este readquire a sua forma original como consequência de uma transformação inversa da martensite em austenite. Na figura 2.1 pode observar-se uma representação esquemática, que descreve as transformações de fase que ocorrem durante o efeito de memória de forma das ligas de Ni-Ti.

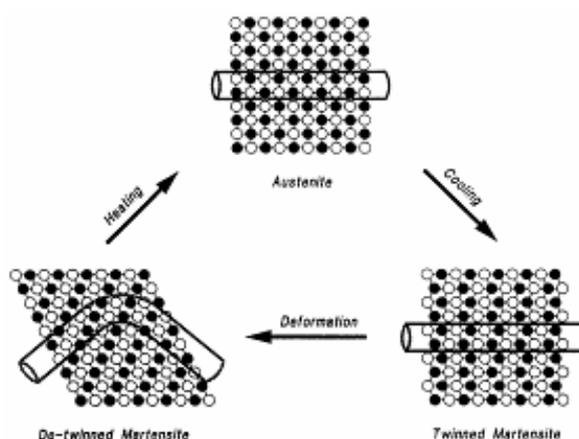
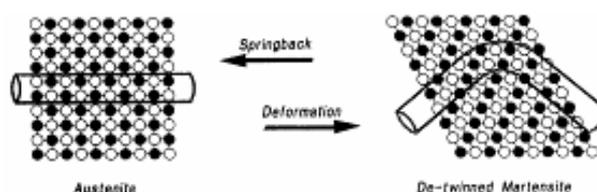


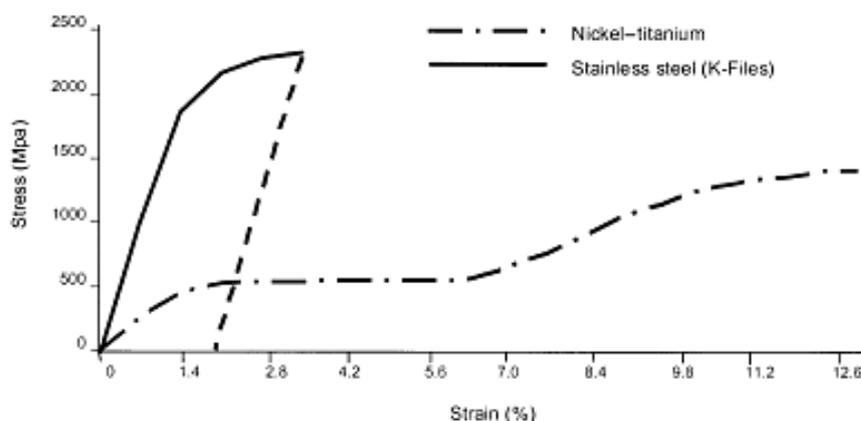
Figura 2.1 - Diagrama representativo do efeito de memória de forma da liga de Ni-Ti [9].

A superelasticidade é uma propriedade que está associada à ocorrência de uma transformação da austenite em martensite, devido à aplicação de uma carga no material a temperatura constante (superior à temperatura de fim de transformação austenítica). Esta transformação de fase reverte-se espontaneamente quando o material é descarregado, sem necessidade de aquecimento, retornando o material à sua forma e tamanho originais. Nos instrumentos endodônticos de Ni-Ti a transformação martensítica ocorre devido à deformação imposta pela curvatura do canal radicular e pode reverter-se assim que o instrumento é removido do interior canal. Na figura 2.2 encontra-se representado um diagrama esquemático do efeito de superelasticidade das ligas de Ni-Ti.



**Figura 2.2 - Diagrama representativo do efeito de superelasticidade da liga de Ni-Ti [9].**

A superelasticidade das ligas de Ni-Ti permite que pelo menos 8% da extensão possa ser completamente recuperável, em comparação a um máximo de menos de 1% com outras ligas, como é o caso do aço inoxidável que forma as limas endodônticas de tipo-K (figura 2.3) [9, 13].



**Figura 2.3 - Curva tensão extensão: Aço inoxidável e Níquel-Titânio [9].**

O fabrico de instrumentos endodônticos de Ni-Ti é mais complexo que o fabrico de instrumentos de aço inoxidável, visto que as limas necessitam de ser maquinadas em vez de serem torcidas [9]. A superelasticidade que caracteriza a liga Ni-Ti significa que esta não consegue manter uma espiral com geometria estável, visto que a liga sofre deformação permanente senão para valores de tensão muito elevados. Assim sendo, qualquer tentativa de torcer os instrumentos resultará possivelmente na sua fractura.

Idealmente, para o fabrico de instrumentos endodônticos, pretende-se que a tensão de rotura da liga seja a mais alta possível, de forma a poder resistir melhor à rotura, e os parâmetros de ductilidade devem ser adequados, de forma a garantir a elevada flexibilidade dos instrumentos, diminuindo a transportação do canal e assegurando uma elevada resistência à fadiga [9].

Assim que a liga é fabricada, esta sofre vários processos antes do arame acabado poder ser maquinado e dar origem ao instrumento endodôntico. O fio acabado é armazenado em bobinas antes de se proceder à sua maquinação. O fabrico de instrumentos endodônticos de Ni-Ti é um processo complexo, que gera o aparecimento de irregularidades superficiais (estrias de maquinação) que podem comprometer a eficiência de corte dos instrumentos, causar problemas de corrosão e aumentar o risco de fractura devido a fadiga durante o tratamento clínico.

Os instrumentos endodônticos podem ter um tempo de vida curto; no entanto podem ser utilizados várias vezes. Para poderem ser utilizados mais do que uma vez, os instrumentos necessitam de ser esterilizados. Para tal, os endodontistas recorrem à esterilização por autoclave. O autoclave esteriliza os instrumentos recorrendo a vapor húmido, eliminando microorganismos. A temperatura de esterilização é de 121°C ou 134°C e o tratamento tem duração de 15 a 30 minutos. As temperaturas elevadas a que os instrumentos são submetidos durante este tratamento térmico podem afectar as propriedades mecânicas e o comportamento à fadiga dos instrumentos, nomeadamente a sua propriedade de memória de forma.

## **2.2 Fractura dos instrumentos de Ni-Ti**

Apesar de apresentarem inúmeras vantagens no tratamento endodôntico, os instrumentos de Ni-Ti aparentam ter um elevado risco de fractura. A fractura de um instrumento de Ni-Ti pode ocorrer sem sinais visíveis de deformação plástica e, aparentemente, dentro do limite elástico do material, ao contrário do que acontece com os instrumentos de aço inoxidável em que, a fractura é precedida de deformação plástica, o que serve como aviso da fractura eminente do instrumento. Assim sendo, a inspecção visual não é um método confiável para avaliar as condições dos instrumentos de Ni-Ti após a sua utilização [14].

É na zona da curvatura do canal que os instrumentos endodônticos correm maior risco de fracturar devido a fadiga cíclica. A fractura por fadiga cíclica ocorre, devido a esforços repetidos de tracção e compressão a que os instrumentos são sujeitos quando flectidos na região de curvatura máxima do canal [15]. Principalmente em canais com curvaturas abruptas (raio de curvatura pequeno) é aconselhável substituir o instrumento após um determinado número de utilizações, de forma a impedir que o instrumento falhe durante o tratamento endodôntico [16].

Durante a instrumentação de um canal, os instrumentos endodônticos de Ni-Ti encontram-se sujeitos a uma combinação de esforços torsionais e de fadiga cíclica. A falha torsional pode ocorrer quando a ponta ou qualquer outra parte do instrumento fica bloqueada no interior do canal radicular, enquanto a haste do instrumento continua em rotação [17]. Este bloqueio é comum ser designado por “*taper-lock*” (bloqueio de conicidade) e a fractura do instrumento ocorre quando o limite plástico do material é excedido. Este tipo de falha costuma também

estar associado à aplicação de uma força excessiva durante a instrumentação do canal, por parte do endodontista. Geralmente os instrumentos fracturados por torção apresentam características de deformação plástica ao contrário dos fracturados por fadiga.

Ainda existe algum debate, relativamente ao mecanismo de falha mais preponderante dos instrumentos endodônticos.

Segundo alguns autores a fadiga é o mecanismo predominante na fractura de instrumentos endodônticos. Cheung *et al.* [18] investigou o modo de falha de 27 instrumentos de Ni-Ti que tinham fracturado durante a sua utilização num tratamento endodôntico, analisando cuidadosamente a superfície de fractura. Foi concluído que a maioria dos instrumentos (93%) aparentavam ter fracturado por fadiga, por flexão rotativa, enquanto os restantes (7%) apresentavam características de ter fracturado devido a falha torsional.

Em comparação, outros autores como Sattapan *et al.* [19] reportaram que a fractura devido a falha torsional ocorreu com mais frequência (55,7%) do que por fadiga por flexão (44,3%). Estas conclusões divergentes podem decorrer de certos factores, como por exemplo, a aplicação de uma força excessiva no instrumento durante o tratamento, o que faria aumentar a possibilidade dos instrumentos fracturarem por torção ou de terem sido instrumentados canais que apresentassem curvaturas mais ou menos acentuadas, o que aumentaria a possibilidade dos instrumentos falharem devido a fadiga.

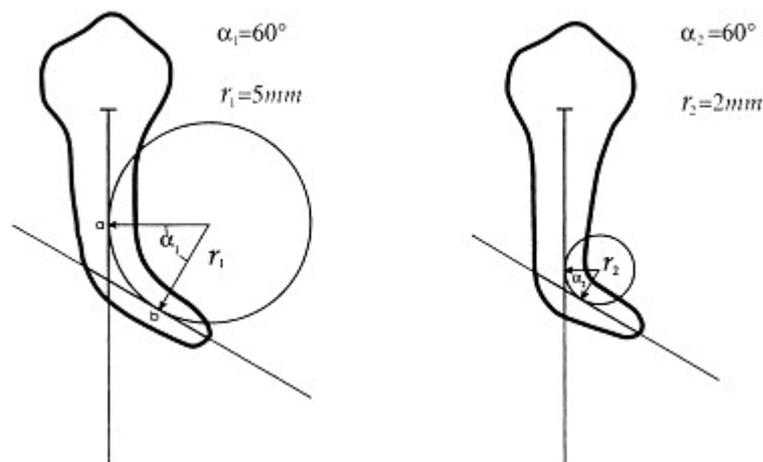
Os instrumentos de Ni-Ti apresentam uma óptima resistência à fractura por torção, no entanto correm sempre risco de separação devido a falha torsional. Com o objectivo de reduzir o efeito do “*taper-lock*”, são utilizados instrumentos com conicidade variável em alternativa aos instrumentos com conicidade constante ao longo do comprimento, reduzindo a possibilidade de falha por torção.

## **2.3 Influência dos parâmetros de curvatura dos canais radiculares na vida à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti**

Em endodontia é muito importante ter conhecimento das características da curvatura de um canal radicular antes de proceder ao tratamento do mesmo. A intensidade máxima dos esforços de tracção e de compressão impostos na zona de flexão do instrumento, durante a instrumentação de um canal curvo depende, do raio de curvatura, do ângulo de curvatura, do comprimento do arco, do diâmetro do instrumento e da posição da curvatura do canal [10].

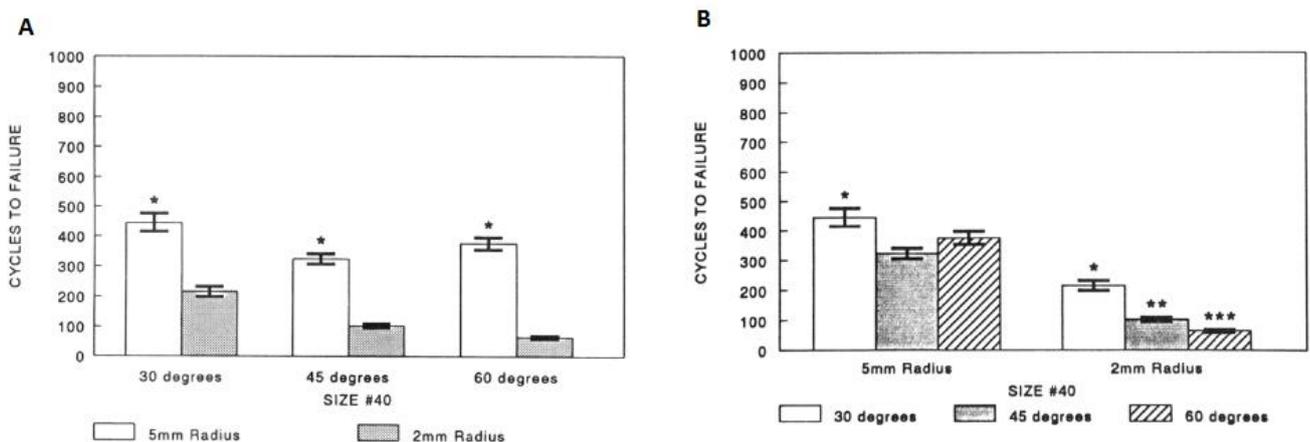
### **2.3.1 Raio e ângulo de curvatura do canal**

Pruett *et al.* [14] realizou um estudo onde testou instrumentos endodônticos mecanizados à fadiga cíclica, determinando o efeito da curvatura do canal na falha de instrumentos da marca *Lightspeed*. Para isso, o autor introduziu um novo método de avaliação da curvatura do canal que considera não só o ângulo de curvatura mas também o raio de curvatura do canal (ver figura 2.4).



**Figura 2.4 - Modelo de Prueett utilizado para descrever a geometria do canal utilizando dois parâmetros: ângulo de curvatura ( $\alpha$ ) e raio de curvatura ( $r$ )[14].**

Neste estudo [14], a curvatura do canal foi simulada construindo seis tubos de aço inoxidável com ângulos de curvatura de 30, 45 e 60 graus, e raios de curvatura de 2 e 5 mm. Instrumentos *Lightspeed* de tamanhos #20 e #40 foram inseridos no interior dos tubos com o objectivo de serem testados à fadiga cíclica. Uma carga, simulando condições de operação, foi aplicada. Durante os testes, os instrumentos foram sujeitos a três velocidades de rotação diferentes até ocorrer fractura: 750, 1300 e 2000 rpm. O número de ciclos até à ocorrência da fractura foi determinado. Na figura 2.5 encontra-se representado o efeito do raio e o do ângulo de curvatura, no número de ciclos até à falha por fadiga cíclica dos instrumentos *Lightspeed* #40.



**Figura 2.5 - Efeito do raio (A) e do ângulo (B) de curvatura no número de ciclos até à fractura [14].**

Na figura 2.5 (A) verifica-se que o número de ciclos até à fractura diminui significativamente quando o raio de curvatura diminui de 5 mm para 2 mm e na figura 2.5 (B) é possível constatar que o mesmo ocorre para qualquer ângulo superior a 30 graus ( $P < 0.05$ ).

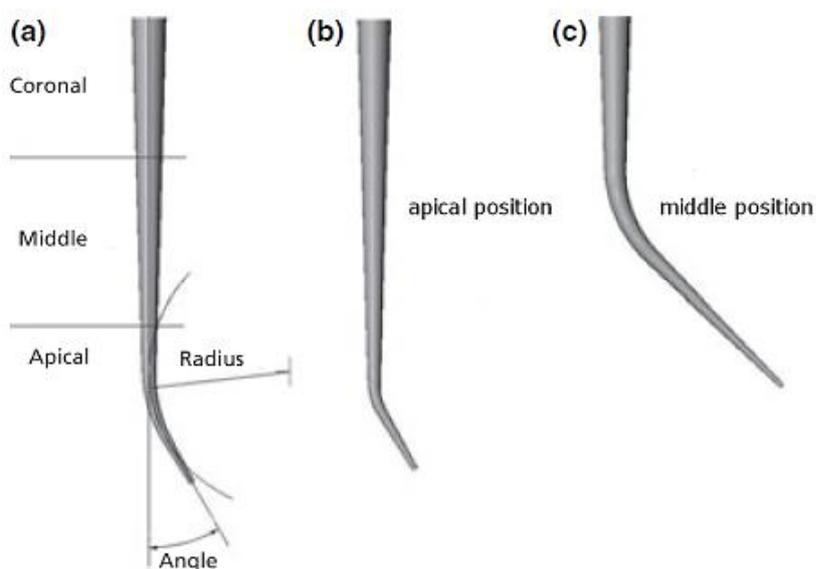
Estes resultados indicam que, para instrumentos endodônticos de Ni-Ti, o raio de curvatura e o ângulo de curvatura são parâmetros muito importantes a ter em conta e que o raio de curvatura como variável independente não pode deixar de ser considerado.

Em relação à separação do instrumento, como esperado ocorreu sempre no ponto de flexão máxima, o ponto médio do segmento curvo dos tubos.

Neste estudo [14] foi também considerada uma variação na velocidade de rotação e concluiu-se que esta não teve nenhum efeito no número de ciclos até à fractura. A esperança de vida de um instrumento está relacionada com um número específico de ciclos de rotação. A velocidade a que os instrumentos operam não tem qualquer efeito no número de ciclos à fractura, no entanto velocidades de rotação elevadas reduzem o período de tempo necessário para atingir o número máximo de ciclos até à fractura [6, 11].

### 2.3.2 Posição da curvatura ao longo do canal

A curvatura de um canal pode encontrar-se localizada na região apical, central ou coronal (figura 2.6).

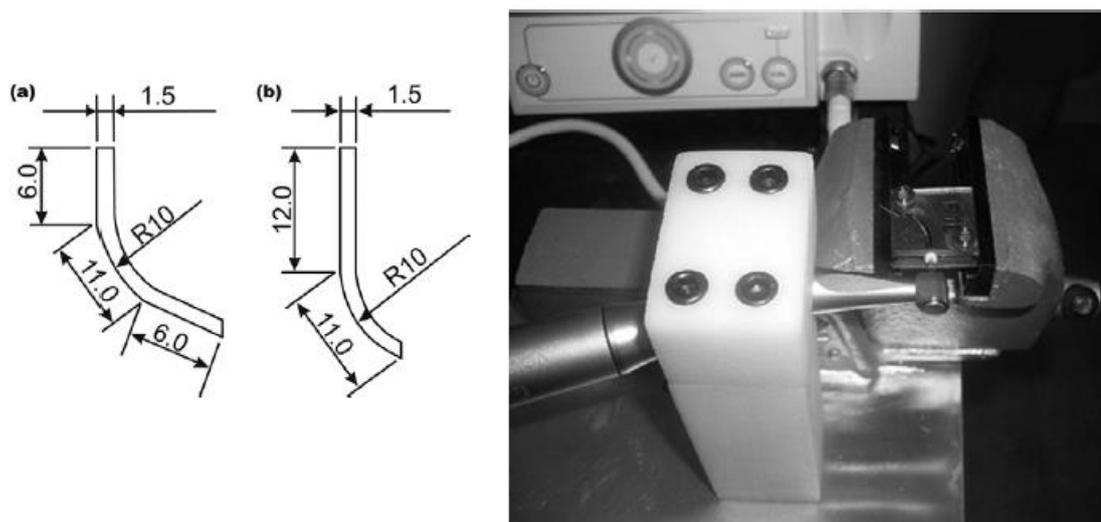


**Figura 2.6 - (a) Diferentes regiões do canal; (b) Curvatura na região apical; (c) Curvatura na região central do canal [20].**

No estudo realizado por Lopes *et al.* [10], foram avaliados os efeitos da localização da curvatura ao longo de um canal artificial na fadiga cíclica de instrumentos mecanizados *Mtwo*.

Neste estudo [10] foram utilizados instrumentos endodônticos mecanizados de Ni-Ti *Mtwo* (VDW, Munich, Germany) com tamanho 40, 25 mm de comprimento e conicidade 0.04. Os instrumentos foram divididos em dois grupos de teste (grupos A e B), com 10 instrumentos cada, tendo sido todos testados à fadiga cíclica. Para efectuar os testes foram maquinados 2 canais radiculares curvos, artificiais, em blocos de aço inoxidável com 1.5 mm de largura, 2.0 mm de profundidade, comprimentos totais de 23.0 mm, arcos com raio de curvatura de 10.0

mm e comprimentos de arco de 11.0 mm. Num dos canais (grupo A), a curvatura foi posicionada na parte central do canal, com dois segmentos rectos de 6 mm nas extremidades (ver figura 2.7, a). No outro canal (grupo B), o arco foi posicionado de forma a simular uma curvatura apical, com um segmento recto de 12 mm (ver figura 2.7, b).



**Figura 2.7 - Desenho esquemático dos canais artificiais e montagem experimental: (a) curvatura posicionada na região central do canal; (b) curvatura posicionada na região apical [10].**

Os instrumentos de cada grupo foram então testados nos respectivos canais até à fractura, utilizando movimento de rotação contínuo à velocidade de rotação nominal de 280 rpm. O tempo até à fractura dos instrumentos foi registado e o número de ciclos até à fractura foi calculado (ver tabela 2.1). Como é possível constatar pelos resultados apresentados na tabela 2.1, o número de ciclos até à fractura dos instrumentos foi reduzido significativamente, quando estes foram sujeitos a rotação na curvatura localizada na região central do canal (grupo A).

**Tabela 2.1 - Tempo (em segundos) e número de ciclos até à fractura por fadiga (NCF) dos instrumentos *Mtwo* nos grupos A e B (média e desvio padrão)[10].**

Grupo	Tempo (s)	NCF
A	97.3 (±14.69)	437.27 (±68.55)
B	182.5 (±51.42)	851.67 (±239.95)

Ficou assim demonstrado que a mudança da localização da curvatura ao longo do canal radicular tem grande influência na vida à fadiga cíclica dos instrumentos endodônticos, tendo sido o único parâmetro que variou entre os grupos de teste utilizados neste estudo.

Tal como referido anteriormente, as curvaturas podem ainda verificar-se a nível coronal. Uma curvatura localizada na região coronal é a curvatura que representa maior perigo em termos de fadiga cíclica para os instrumentos endodônticos mecanizados [21].

O estudo realizado por Arias *et al.* [22] tinha por objectivo comparar a resistência à fadiga cíclica de instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* nas regiões apical e coronal.

Para isso, foram utilizados 60 instrumentos de cada marca (*WaveOne* e *Reciproc*) que foram fixados a um dispositivo especificamente desenvolvido para estes ensaios (ver figura 2.8) e testados em canais artificiais de aço temperado, com raio e ângulo de curvatura de 3 mm e 60 graus, respectivamente. Os instrumentos *WaveOne* e *Reciproc* possuíam conicidade variável (8% em D1 e 5.5% em D16) e (8% em D1 e 3% em D16), respectivamente. Trinta instrumentos de ambas as marcas foram testados a 5 mm da ponta do instrumento (região apical) e os restantes foram testados a 13 mm da ponta do instrumento (região coronal). O tempo até à fractura dos instrumentos foi registado. Para determinar a vida média à fadiga recorreu-se à análise de *Weibull*.

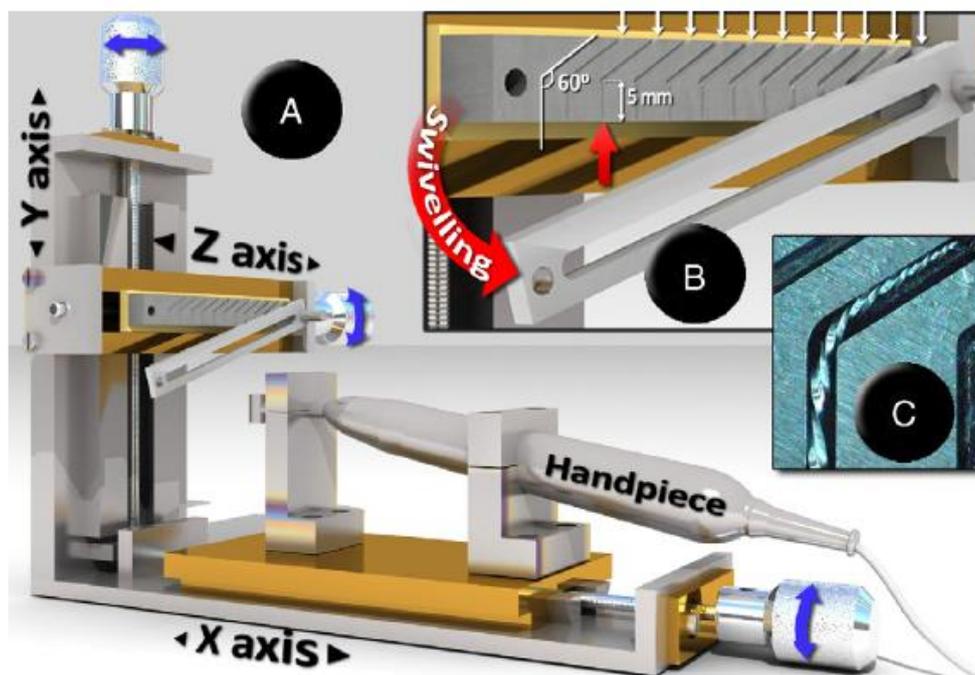


Figura 2.8 - Montagem experimental usada no estudo [22].

Quando se comparou a vida média à fadiga entre os tipos de instrumento, a probabilidade de que os instrumentos *Reciproc* durariam mais tempo do que os *WaveOne* foi de 62,4% (estatisticamente não significativa) a 5 mm da ponta e 99,9% (estatisticamente significativa) a 13 mm da ponta do instrumento.

Comparando dentro do mesmo tipo de instrumento a vida média à fadiga a diferentes distâncias da ponta, a probabilidade de que o RE-5 (*Reciproc* a 5 mm) durasse mais tempo que o RE-13 (*Reciproc* a 13 mm) foi de 72,6% (estatisticamente significativa), enquanto a probabilidade do WO-5 (*WaveOne* a 5 mm) durasse mais que o WO-13 (*WaveOne* a 13 mm) foi de 99,9% (estatisticamente significativa).

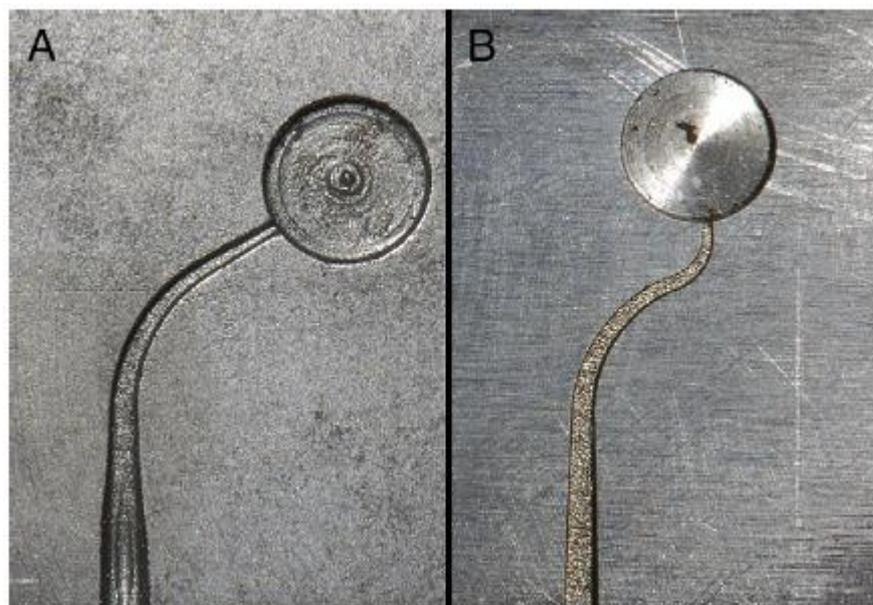
Conclui-se assim deste estudo que os instrumentos da marca *Reciproc* apresentaram uma melhor resistência à fadiga cíclica que os instrumentos da marca *WaveOne* em ambas as distâncias à ponta do instrumento. Ambos os sistemas apresentaram maior resistência à fadiga cíclica a 5 mm do que a 13 mm da ponta do instrumento.

A detecção de diferenças da resistência à fadiga cíclica entre duas partes diferentes do instrumento é clinicamente relevante, quando se considera a utilização de um sistema de um único instrumento na instrumentação de todo o canal, pois esta informação permite que os endodontistas tenham cuidados acrescidos durante o tratamento de zonas específicas do canal onde as partes mais fracas dos instrumentos estão destinadas a trabalhar [22].

### **2.3.3 Situação de dupla curvatura e/ou curvatura multiplanar no mesmo canal**

Em condições clínicas, o mesmo canal radicular pode apresentar dupla curvatura no mesmo plano. Este tipo de geometria é geralmente denominada por configuração em “S” e é uma das condições de operação mais desafiantes nas quais se pode usar instrumentos rotativos de Ni-Ti. No estudo realizado por Al-Sudani *et al.* [7], o principal objectivo foi testar a resistência à fadiga dos instrumentos rotativos de Ni-Ti, num canal radicular artificial com dupla curvatura e comparar esses resultados com os resultados obtidos para um canal artificial com curvatura simples.

Foram considerados quatro grupos de instrumentos: os grupos 1 e 3 continham ambos 10 instrumentos da marca *ProFile* com tamanho de ponta #25 e conicidade 0,06, e os grupos 2 e 4 possuíam ambos 10 instrumentos da marca *Vortex* com o mesmo tamanho de ponta e conicidade dos instrumentos dos grupos 1 e 3. Os grupos 1 e 2 foram testados num canal radicular artificial com dupla curvatura; a primeira curvatura, coronal, localizada a 8 mm da ponta do instrumento, possuía um ângulo de curvatura de 60° e um raio de curvatura de 5 mm, enquanto a segunda curvatura, apical, localizada a 2 mm da ponta do instrumento, possuía um ângulo e um raio de curvatura de 70° e 2 mm, respectivamente. Os grupos 3 e 4 foram testados num canal artificial com uma única curvatura, localizada a 6 mm da ponta do instrumento, com 60° de ângulo de curvatura e 5 mm de raio de curvatura. Na figura 2.9 são apresentados os canais artificiais utilizados nos ensaios de fadiga deste estudo.



**Figura 2.9 - Canais artificiais usados nos testes à fadiga cíclica no estudo [7]: A – curvatura simples; B – dupla curvatura (configuração em “S”).**

Os instrumentos de cada grupo foram testados até à fractura a uma rotação contínua de 300 rpm. Foi considerado nos ensaios realizados no canal artificial com dupla curvatura que, se a fractura ocorresse primeiro na curva apical, o tempo e número de ciclos até à fractura (NCF) seriam também registados para a fractura na curva coronal, quando esta se verificasse.

Os valores médios do NCF e o comprimento do fragmento do instrumento encontram-se apresentados na tabela 2.2.

**Tabela 2.2 – Média (SD) do NCF e do comprimento do fragmento (FL) em milímetros registados nos ensaios de fadiga cíclica [7].**

Instrumento	Dupla curvatura				Curvatura simples	
	Curvatura apical		Curvatura coronal		NCF (SD)	FL (SD)
	NCF (SD)	FL (SD)	NCF (SD)	FL (SD)	NCF (SD)	FL (SD)
<b>ProFile 25/.06</b>	105 (±26.2)	2.1 (±0.1)	351 (±29.1)	6 (±0.3)	633.5 (±75.1)	5.8 (±0.4)
<b>Vortex 25/.06</b>	92.8 (±33.5)	2 (±0.2)	326.7 (±49.5)	5.6 (±0.3)	548 (±48.9)	6 (±0.7)

O NCF foi sempre inferior no canal com dupla curvatura quando comparado com o canal de curvatura simples ( $P < 0,05$ ). No modelo com dupla curvatura os instrumentos fracturaram sempre primeiro na curvatura apical e só depois na curvatura coronal.

Com os resultados deste estudo confirma-se que o número de ciclos até à falha dos instrumentos decresce significativamente à medida que a complexidade da curvatura aumenta.

A influência da complexidade da curvatura na fadiga dos instrumentos foi demonstrada neste estudo, utilizando o mesmo instrumento (marca, tamanho e conicidade) com a mesma metodologia. Concluiu-se também que, na situação de dupla curvatura, o instrumento fracturou sempre primeiro na curvatura apical. Isto deve-se ao facto da curvatura apical ser mais abrupta

( $r = 2$  mm), que a curvatura coronal ( $r = 5$  mm), tal como se verificou no estudo referido anteriormente neste capítulo [14].

Ter conhecimento da morfologia de um canal radicular e das suas variações anatómicas, é vital no tratamento de casos difíceis, pois os canais podem apresentar curvaturas em planos diferentes.

Curvaturas multiplanares podem provocar erros durante a instrumentação do canal e tornam mais provável a fractura do instrumento devido a falha torsional quando utilizando técnicas que envolvam instrumentos mecanizados de Ni-Ti [23].

A radiografia é uma ferramenta muito importante no tratamento endodôntico. No entanto, uma das grandes desvantagens desta ferramenta é que apenas fornece informação em duas dimensões. Nas radiografias convencionais, é comum conseguir identificar-se uma ou duas curvaturas no mesmo plano; no entanto, é bastante frequente a existência de uma outra curvatura que se encontra fora do plano bidimensional da radiografia. Para poder identificar estas curvaturas, normalmente recorre-se a radiografias em duas vistas diferentes. Utilizando esta técnica, torna-se possível adquirir um conhecimento tridimensional do canal. Cunningham e Senia [24] realizaram um estudo tridimensional de curvaturas de canais radiculares mesiais em molares mandibulares recorrendo à técnica radiográfica. Neste estudo verificaram que 100% dos espécimes analisados apresentavam curvaturas em ambas as direcções.

Diversas vezes, quando instrumentos de aço inoxidável são retirados do interior do canal, estes apresentam deformações que seguem a anatomia multidireccional do canal. Esta informação pode ser usada para influenciar a selecção de instrumentos manuais e mecanizados com a finalidade de prevenir falha dos instrumentos aquando da instrumentação de canais radiculares com curvaturas multiplanares [23].

## **2.4 Método dos elementos finitos em endodontia**

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é um método numérico que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. O MEF pode ser utilizado em diversas áreas das ciências exactas e biológicas e, devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, existem trabalhos com esta metodologia nas diversas especialidades odontológicas, como é o caso da endodontia [25].

Nos últimos 10 anos foram realizados muitos estudos com o objectivo de estudar os factores que influenciam a fractura dos instrumentos de Ni-Ti e comparar a resistência à fadiga cíclica dos mesmos, recorrendo a experiências *in vitro*. No entanto o surgimento da análise pelo método dos elementos finitos (MEF) em endodontia permitiu que se pudessem quantificar parâmetros responsáveis pela fractura dos instrumentos, como por exemplo: as tensões e extensões máximas, que de outro modo seriam difíceis de quantificar em experiências *in vivo* ou *in vitro* [26].

No estudo realizado por Necchi *et al.* [26] foi desenvolvido um modelo preciso de elementos finitos de dois instrumentos endodônticos rotativos de Ni-Ti, para investigar o comportamento mecânico destes instrumentos e identificar os benefícios e limitações de diferentes geometrias durante a instrumentação de canais radiculares.

Neste estudo [26], foram utilizados dois instrumentos de Ni-Ti (*ProTaper F1* e *SystemGT series*), ambos fabricados por Dentsply-Maillefer (Balaigues, Switzerland).

Para definir o raio e o ângulo de curvatura do canal foi seguido o método sugerido por Pruett *et al.* [14], tendo sido escolhidos dois valores diferentes quer para o raio de curvatura (2, 5 mm), quer para o ângulo de curvatura (30, 45 graus). Foram também consideradas duas posições diferentes para a curvatura do canal: central e apical [20]. Combinando todos estes parâmetros característicos, foi possível estudar oito geometrias diferentes de canais.

Os instrumentos foram modelados usando informação obtida através de imagens de microscópio e as 8 diferentes geometrias dos canais foram construídas e implementadas no código computacional *SIMULIA* (DassaultSystèmes, Providence, RI).

Na figura 2.10 encontra-se representada a curva tensão - extensão da liga de Ni-Ti utilizada como modelo do material.

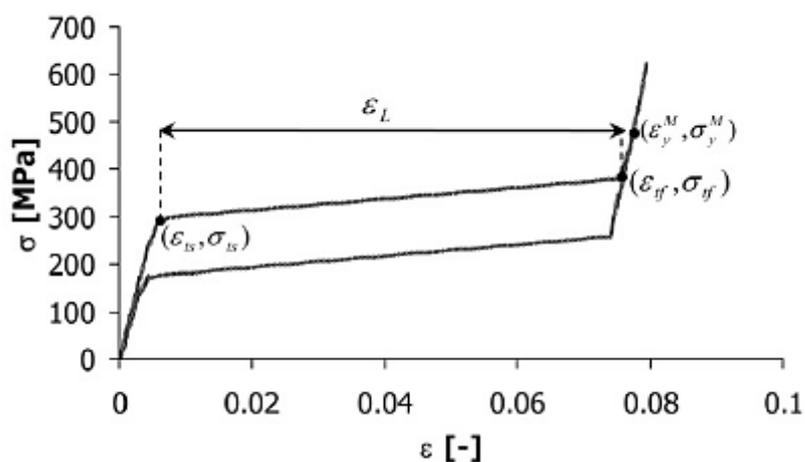


Figura 2.10 – Curva tensão – extensão da liga de Ni-Ti [26].

Para ambos os modelos Ni-Ti, foram considerados os parâmetros mecânicos característicos apresentados na tabela 2.3.

**Tabela 2.3 - Parâmetros mecânicos característicos da liga de Ni-Ti, usados nas análises numéricas [26].**

<b>Módulo de Young</b>	E (MPa)	70000
<b>Coeficiente de Poisson</b>	$\nu$ (-)	0.3
<b>Tensão de transformação inicial</b>	$\sigma_{ts}$ (MPa)	300
<b>Tensão de transformação final</b>	$\sigma_{tf}$ (MPa)	380
<b>Deformação limite de transformação martensítica</b>	$\varepsilon_L$ (%)	7
<b>Tensão de cedência martensítica</b>	$\sigma_y^M$ (MPa)	480
<b>Deformação de cedência martensítica</b>	$\varepsilon_y^M$ (%)	7.7

Durante o estudo, as seguintes simplificações foram adoptadas: a acumulação de deformação plástica consequente da fadiga cíclica foi desprezada; foi considerada uma velocidade de rotação de apenas 25 rpm. As tensões de corte que se verificam entre as paredes do canal e o instrumento não foram consideradas.

Foram consideradas duas condições de operação diferentes: padrão e *auto-reverse*. A condição padrão consiste em inúmeros ciclos de inserção e remoção dos instrumentos no interior do canal, enquanto a condição *auto-reverse* consiste em bloquear a ponta do instrumento na parede do canal e aplicar um momento de torção no sentido anti-horário, simulando uma condição de torção.

O desempenho de ambos os instrumentos foi estudado analisando os níveis de deformação durante as fases de inserção e remoção dos instrumentos nos canais e verificou-se que, durante as simulações os níveis de deformação eram mais elevados no fim do passo de inserção do instrumento no canal. Assim sendo, as deformações foram analisadas para essa situação. As seguintes variáveis foram consideradas: a deformação instantânea equivalente da fase de transformação ( $\varepsilon_{tr}^{eq}$ ) e a deformação máxima logarítmica ( $\varepsilon_{tot}$ ) sofrida pelos instrumentos, calculada como a soma das componentes elástica e de transformação. Os valores escalares foram comparados com os valores limite de deformação do material, seleccionados: sete por cento correspondente à deformação limite da transformação da austenite em martensite ( $\varepsilon_L$ ), e 7,7% correspondente à deformação de cedência da martensite ( $\varepsilon_y^M$ ). A condição de recuperação de forma depois do passo de remoção do instrumento foi considerada atingida quando ( $\varepsilon_{tr}^{eq} < \varepsilon_L$ ). No caso limite, quando  $\varepsilon_{tr}^{eq} = \varepsilon_L$  (completou-se a transformação martensítica) é necessário considerar a condição adicional ( $\varepsilon_{tot} \leq \log(1 + \varepsilon_y^M) = 7,4\%$ ), de forma a evitar acumulação de deformação plástica.

A tabela 2.4 apresenta os valores obtidos para as variáveis de deformação consideradas, em percentagem, para ambos os instrumentos e para todas as geometrias de canal. Os canais 1 a 7 foram estudados segundo a condição de operação padrão enquanto o oitavo canal foi estudado na condição *auto-reverse*.

Tabela 2.4 - Valor das variáveis de deformação (%), dos instrumentos considerados no estudo para todas as geometrias do canal consideradas [26].

Tipo de canal	Parâmetros do canal			PT		GT		Condição
	R (mm)	$\alpha$ (°)	Posição	$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)	$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)	
I	5	30	Apical	4.0	3.2	3.2	2.7	Padrão
II	5	30	Central	6.6	5.8	5.8	5.0	
III	2	30	Apical	7.2	6.4	7.5	6.5	
IV	2	30	Central	8.4*	7.0*	8.2	6.9	
V	5	45	Apical	3.8	3.1	3.4	3.0	
VI	5	45	Central	6.8	5.9	5.8	5.6	
VII	2	45	Apical	7.4	6.6	7.5	6.6	
I	5	30	Apical	11.4	6.6	11.0	6.8	Auto-reverse

A condição de trabalho mais exigente é representada pelo canal 4 para ambos os instrumentos. O instrumento *ProTaper*, apenas neste canal, atingiu níveis críticos de deformação ( $\varepsilon_{tr}^{eq} = \varepsilon_L = 7\% \text{ e } \varepsilon_{tot} = 8,4\% \geq 7,4\%$ ) enquanto o instrumento *SystemGT* permaneceu sempre abaixo do valor de  $\varepsilon_L$ . O canal 5 apresenta as melhores condições de operação para o *ProTaper*. O *SystemGT* apresentou melhores resultados no canal 1.

Na tabela 2.5 podem observar-se as percentagens de variação das variáveis de deformação ( $\varepsilon_{tot}$ ) e ( $\varepsilon_{tr}^{eq}$ ) como função dos parâmetros geométricos de curvatura.

Tabela 2.5 – Percentagem de variação das variáveis de deformação como função dos parâmetros de curvatura [26].

Raio:	Canal	P	$\alpha$ (°)	PT		GT	
				$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)	$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)
2 vs 5 mm	III vs I	Apical	30	+80	+100	+134	+141
	IV vs II	Central	30	+27	+21	+41	+38
	VII vs V	Apical	45	+95	+113	+121	+120
			Média	+67	+78	+99	+100
Ângulo:	Canal	R (mm)	P	PT		GT	
				$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)	$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)
45° vs 30°	V vs I	5	Apical	-3	-3	+6	+11
	VI vs II	5	Central	+2	+2	+0	+12
	VII vs III	2	Apical	+3	+3	+0	+2
			Média	+1	+1	+2	+8
Posição:	Canal	R (mm)	$\alpha$ (°)	PT		GT	
				$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)	$\varepsilon_{tot}$ (%)	$\varepsilon_{tr}^{eq}$ (%)
Central vs Apical	II vs I	5	30	+65	+81	+81	+85
	IV vs III	2	30	+17	+9	+9	+6
	VI vs V	5	45	+72	+90	+71	+87
			Média	+51	+60	+54	+59

Segundo os dados que se podem observar na tabela 2.5, o raio de curvatura parece ser o parâmetro da curvatura com maior influência no comportamento mecânico dos instrumentos. Para as mesmas condições de ângulo e posição da curvatura, raios de curvatura maiores produzem valores mais baixos de deformação.

Dos parâmetros considerados, a posição da curvatura ao longo do canal parece ser o segundo parâmetro com maior influência no comportamento dos instrumentos. Mantendo os restantes parâmetros (ângulo e raio) constantes, verificou-se um aumento significativo dos valores de deformação como resultado da mudança da posição da curvatura ao longo do canal, da região apical para a região central.

Na mesma condição de raio e posição de curvatura, um aumento do ângulo de curvatura apenas produziu pequenos incrementos de deformação, sendo este o parâmetro menos significativo dos três considerados.

A figura 2.11 ilustra as distribuições de deformação do instrumento na situação do canal 1, durante as condições de trabalho padrão e *auto-reverse*.

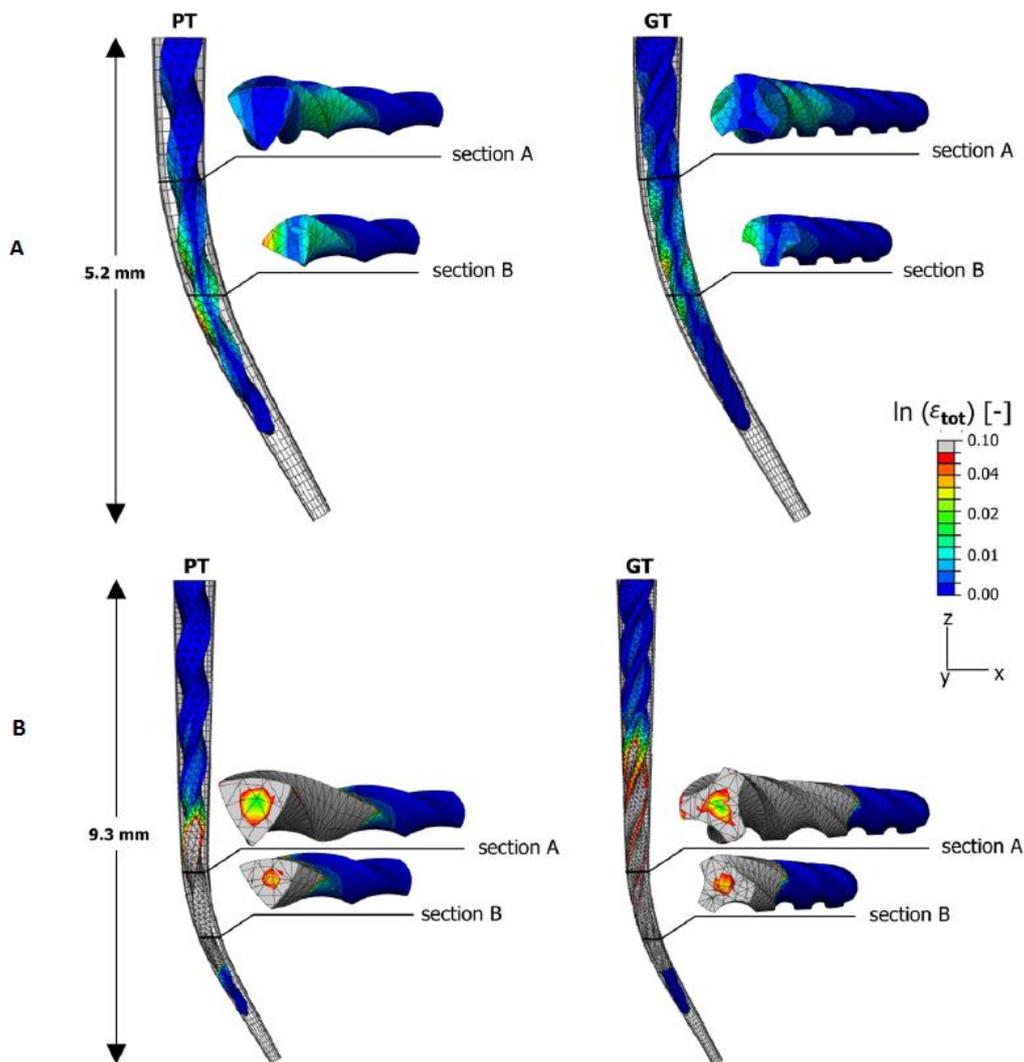


Figura 2.11– Níveis máximos de deformação atingidos pelo *ProTaper* e o *System GT* nas condições padrão (A) e *auto-reverse* (B) (canal 1) [26]

Com este estudo, à semelhança dos estudos referidos anteriormente [10, 14], ficou provado que os parâmetros mais importantes a considerar relativamente às características geométricas dos canais, são o raio de curvatura e a posição da curvatura ao longo do canal, pois são estas duas características que representam as condições mais exigentes para os instrumentos de Ni-Ti no que diz respeito a esforços de tensão e deformação.

Em ambos os estudos [10, 26], foi constatada a influência da mudança da localização da curvatura da região apical para a região média do canal radicular. Ambos os autores chegaram à conclusão que com a mudança do arco da curvatura para a região central do canal, o ponto onde se verifica um máximo de fadiga por flexão rotativa, passou a estar localizado numa porção do instrumento onde o diâmetro é maior, logo a intensidade dos esforços também é maior.

## **2.5 Efeito do polimento electrolítico na resistência à fadiga cíclica de instrumentos endodônticos de Ni-Ti**

Existem diversos factores que podem influenciar a resistência à fadiga cíclica de um instrumento endodôntico sujeito a fadiga por flexão. Um desses factores inclui o acabamento superficial introduzido durante o processo de maquinagem utilizado no fabrico de instrumentos endodônticos de Ni-Ti, tal como já foi referido anteriormente. As irregularidades superficiais, correspondentes a uma rugosidade específica, são maioritariamente estrias que funcionam como factores de concentração de tensões, as quais são potenciais iniciadores de microfissuras, tal como concluído no estudo fractográfico realizado por Cheung *et al.* [18]. Com esta informação, concluiu-se que uma superfície com melhor acabamento de superfície reduz a probabilidade de falha por fadiga cíclica.

Assim sendo, de forma a eliminar estes defeitos, alguns fabricantes de instrumentos endodônticos passaram a utilizar polimento electrolítico nos seus instrumentos. O polimento electrolítico é um método de acabamento de superfície de metais que consiste na remoção de metal superficial através de um processo electroquímico controlado.

O processo envolve a liga (actuando como o ânodo) sendo submersa numa solução electrolítica (normalmente uma combinação de ácidos) contendo um cátodo carregado negativamente. Uma baixa corrente eléctrica é passada através da solução, provocando a remoção de defeitos de superfície da liga de Ni-Ti a uma taxa de 2,1 a 3,5  $\mu\text{m}/\text{min}$  [6]. A superfície resultante do polimento dos instrumentos de Ni-Ti resulta num instrumento que é mais resistente à fadiga. Os fabricantes dos instrumentos da marca *RaCe* (FKG Dentaire), afirmam que um dos grandes benefícios do polimento electrolítico é a redução da fadiga dos instrumentos. O polimento da superfície dos instrumentos de Ni-Ti, segundo os fabricantes, não reduz a eficiência de corte dos mesmos.

O estudo realizado por Lopes *et al.* [27] teve por objectivo analisar a influência do tratamento superficial por polimento electrolítico no número de ciclos à fractura por fadiga de instrumentos de Ni-Ti *BioRace* (FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Switzerland).

Os instrumentos endodônticos utilizados neste estudo foram os instrumentos *BioRace* BR5C, com diâmetro de ponta de 0,40 mm, conicidade 0,02 e um comprimento total de 25 mm. Vinte instrumentos foram fornecidos pelo fabricante, tendo 10 sido submetidos a polimento electrolítico, enquanto os restantes 10 não foram submetidos a qualquer tratamento superficial (ver figura 2.12).

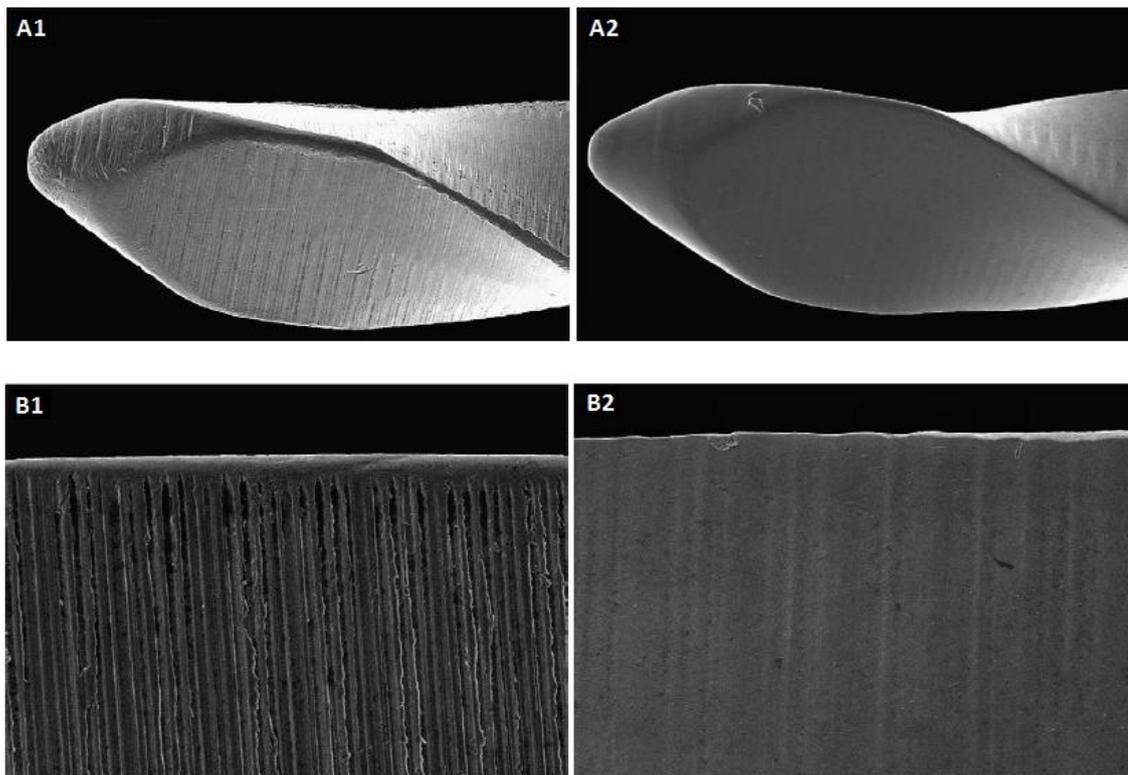


Figura 2.12- Instrumento BR5C. A1 e B1 – Não polido; A2 e B2 – Polido [27].

Um canal artificial foi fabricado a partir de um tubo cilíndrico de aço inoxidável com diâmetro interno de 1,4 mm e comprimento total de 19 mm. O raio de curvatura do canal (6 mm) foi medido tendo em conta a superfície côncava do interior do tubo (ver figura 2.13).

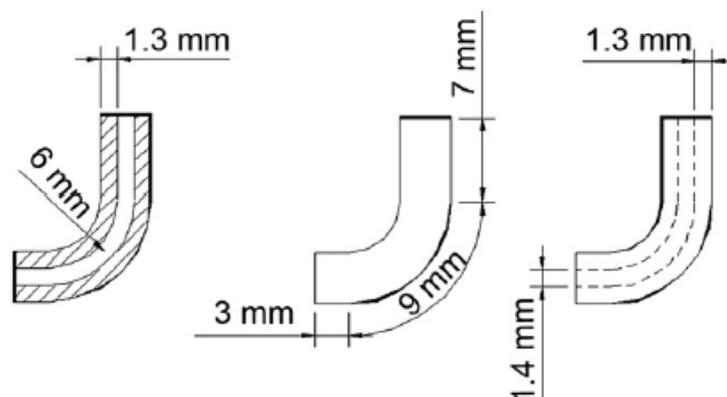


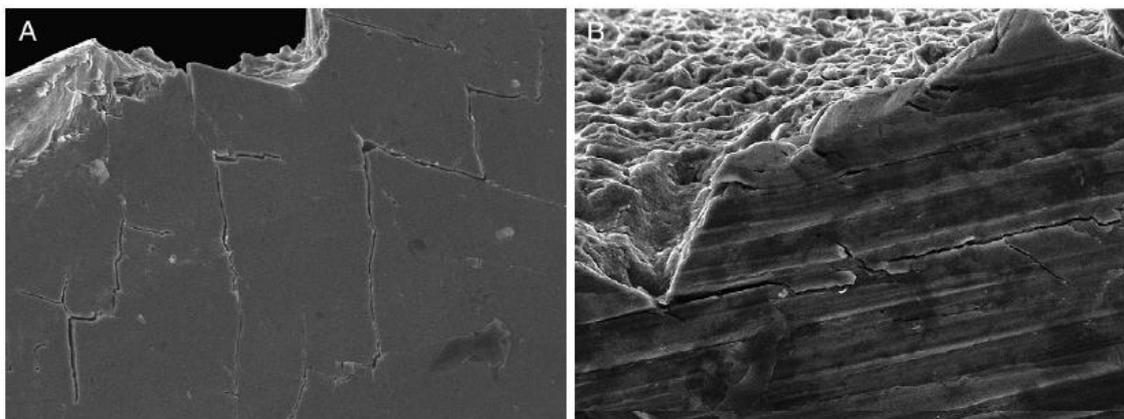
Figura 2.13- Desenho esquemático do canal artificial utilizado neste estudo [27].

Subsequentemente, os instrumentos BR5C de cada grupo (polidos e não polidos) foram testados até à fractura, a uma velocidade de rotação contínua de 300 rpm. O tempo decorrido até à fractura foi medido e o número de ciclos à fractura foi calculado (ver tabela 2.6).

**Tabela 2.6 - Tempo (em segundos) e número de ciclos até à fractura por fadiga (NCF) dos instrumentos BR5C polidos e não polidos (média e desvio padrão) [27].**

Instrumento	Tempo (s)	NCF
BR5C Polido	86.8 ( $\pm 9.4$ )	434 ( $\pm 47.0$ )
BR5C Não Polido	38.8 ( $\pm 6.7$ )	194 ( $\pm 33.5$ )

Como se pode verificar pela tabela 2.6, os instrumentos sujeitos a polimento apresentaram um número de ciclos à fractura significativamente superior quando comparados com os instrumentos não polidos ( $P < 0.001$ ). A análise pelo MEV mostrou que a superfície de fractura em ambos os grupos de instrumentos apresentava características morfológicas dúcteis. Avaliação do fragmento separado após o teste de fadiga mostrou a presença de micro fissuras perto da superfície de fractura. Nos instrumentos polidos, as fissuras assumiram uma trajectória irregular (padrão de fissura em zigzag), enquanto os instrumentos não polidos apresentaram fissuras ao longo das estrias de maquinagem (ver figura 2.14).

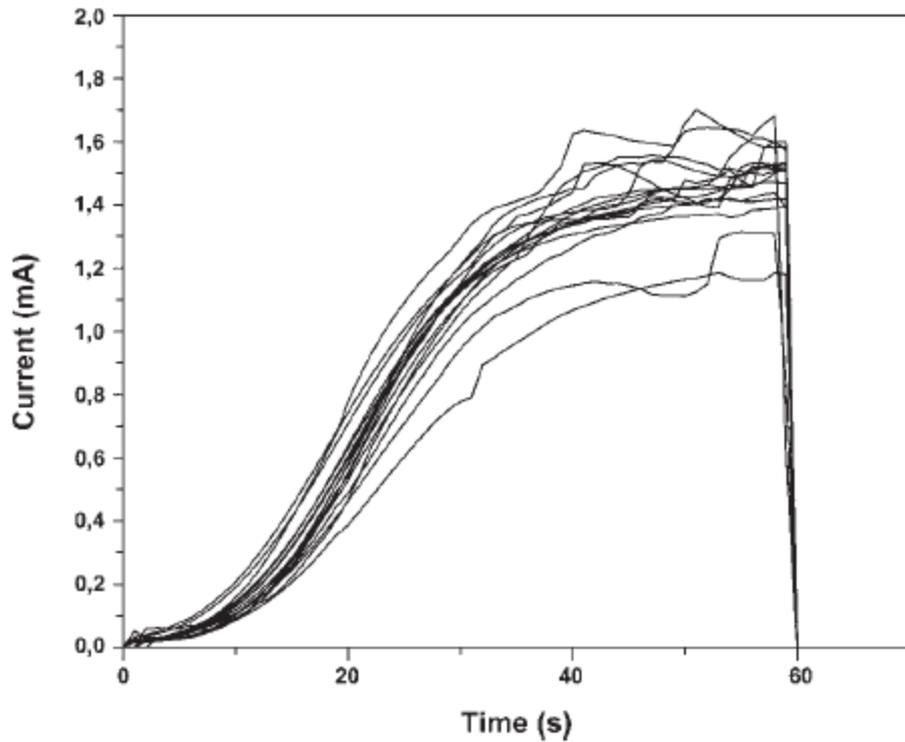


**Figura 2.14- (A) Fissuras em padrão zigzag nos instrumentos BR5C polidos; (B) Fissuras segundo a direcção das estrias de maquinagem dos instrumentos BR5C não polidos [27].**

Tendo sido o facto de o instrumento ser polido, ou não polido, a única variável neste estudo, pôde concluir-se que o polimento electrolítico aumentou significativamente a resistência dos instrumentos à fadiga cíclica. Consequentemente, concluiu-se que o acabamento de superfície de um instrumento pode influenciar o número de ciclos à fractura do mesmo.

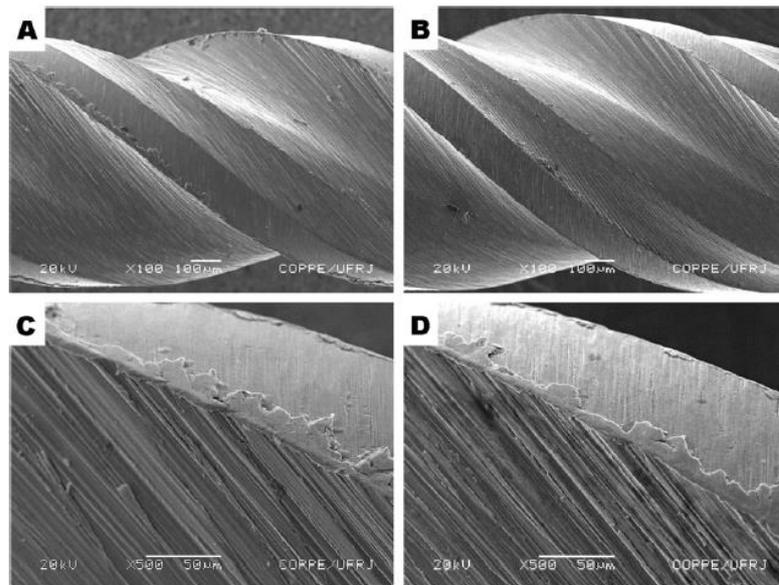
Todavia, existem alguns autores que chegaram a conclusões diferentes. Barbosa *et al.* [28] reportou que o polimento electrolítico não aumentou a resistência mecânica de instrumentos endodônticos K3 de Ni-Ti. Neste estudo, ao contrário do estudo realizado por Lopes *et al.* [27], o polimento dos instrumentos não foi realizado pelo fabricante mas sim pelos autores. A solução utilizada para o polimento electrolítico era composta de 2 ml de ácido

fluorídrico, 5 ml de ácido nítrico, 30 ml de ácido acético e 963 ml de água e apresentava um pH = 1,1. Uma célula convencional de 3 eléctrodos foi utilizada, contendo um eléctrodo de cloreto de mercúrio saturado como referência, platina como contra eléctrodo e o instrumento de Ni-Ti como eléctrodo de trabalho. Um potencial anódico igual a 400 mV foi aplicado ao instrumento de Ni-Ti durante 60 segundos enquanto um multímetro digital registou a corrente anódica. Dezassex instrumentos foram polidos, e foram registadas as respectivas curvas da corrente eléctrica em função do tempo (ver figura 2.15).



**Figura 2.15 – Curvas da corrente em função do tempo relacionadas com o polimento electrolítico de 16 instrumentos de Ni-Ti[28].**

O polimento não afectou nem a resistência à fadiga por flexão nem a resistência torsional e, de acordo com a análise do MEV, a superfície das limas K3 não foi afectada pelo tratamento superficial electrolítico como se pode verificar pela figura 2.16.



**Figura 2.16– Instrumento K3 (A e C) não polido; (B e D) polido [28].**

Uma das razões que pode explicar estas conclusões é o facto de os instrumentos estudados por Lopes *et al.* [27], serem diferentes dos instrumentos K3, contendo estes últimos um maior número de irregularidades superficiais.

## 2.6 Fadiga

Os componentes mecânicos falham frequentemente em condições de solicitação dinâmicas, sob tensões alternadas ou cíclicas. Nesses casos, a rotura ocorre quando as tensões induzidas se encontram muito abaixo da tensão de rotura do material e inclusivamente abaixo da tensão de cedência do material. Este fenómeno, designado por fadiga, ocorre após um número suficiente de variações de carga e a fractura resultante é catastrófica, sendo o dano acumulado ao longo do tempo. A fadiga tem sido uma grande preocupação em engenharia há mais de 100 anos, uma vez que cerca de 90% das fracturas de componentes metálicos ocorrem por fadiga [29].

Uma fractura por fadiga aparece com aspecto similar ao de uma fractura frágil, mesmo em materiais dúcteis, visto que as superfícies de fractura são planas e perpendiculares ao eixo de tensão máxima [30]. No entanto, as características da fractura por fadiga são bastante diferentes de uma fractura frágil estática, resultante de três fases de desenvolvimento: 1 – iniciação de fissuras; 2 – propagação de fissuras; 3 – rotura catastrófica do material. A fissura é iniciada a nível microscópico devido a deformação plástica cíclica. Com cada carregamento aplicado a fissura vai crescendo ligeiramente desde que o factor de intensidade de tensão na extremidade da fissura seja maior do que o valor limiar de propagação. Durante ciclos sucessivos de carregamento, a fissura vai-se propagando até ocorrer a rotura do material, que ocorre quando o material deixa de conseguir suportar as cargas a ele submetidas.

As fissuras propagadas por fadiga são geralmente originadas à superfície das peças, a partir de defeitos de maquinagem, pontos de concentração de tensões, ou de zonas que apresentam variações de secção, etc.

A taxa e a direcção em que a fissura se propaga é primariamente controlada por esforços localizados e pela configuração do material na zona onde se iniciou a fissura. No entanto, tal como na formação de fissuras, outros factores podem exercer uma influência significativa na propagação, tais como o ambiente, temperatura e frequência de ciclos [30]. A propagação de uma fissura por fadiga ocorre geralmente segundo o Modo I, que corresponde a um modo de propagação resultante de um campo de tensões perpendicular à superfície de fractura. O Modo I é considerado o modo de propagação de fissuras mais comum e mais importante.

De forma a quantificar a vida à fadiga, calcula-se o número de ciclos até a fractura final do material,  $N_f$ , somando o número de ciclos para iniciar a fractura,  $N_i$ , com o número de ciclos para propagar a fractura,  $N_p$  (1).

$$N_f = N_i + N_p \quad (1)$$

Quando as tensões são de elevado valor, o número de ciclos até à fractura por fadiga é pequeno ( $1 < N_f \leq 10^3$ ) e a vida à fadiga é geralmente classificada de fadiga a baixo número de ciclos (oligocíclica), enquanto para tensões de baixo valor o número de ciclos até à fractura é elevado ( $N_f \geq 10^3$ ) e considera-se que a fadiga é de longa duração [30].

A fadiga ocorre quando as solicitações são dinâmicas, logo variáveis com o tempo. A variação com o tempo traduz-se em flutuações de tensão.

As flutuações de tensão frequentemente adquirem um padrão sinusoidal; contudo, outros padrões, alguns deles bastante irregulares, podem ocorrer. Quando se trata de ciclos periódicos, apresentando um único valor máximo e mínimo de tensão, a forma da curva não é importante, mas sim ambos os picos máximo e mínimo. Portanto, num ciclo de tensões a tensão máxima e a tensão mínima são utilizadas para definir o ciclo de tensão (figura 2.17).

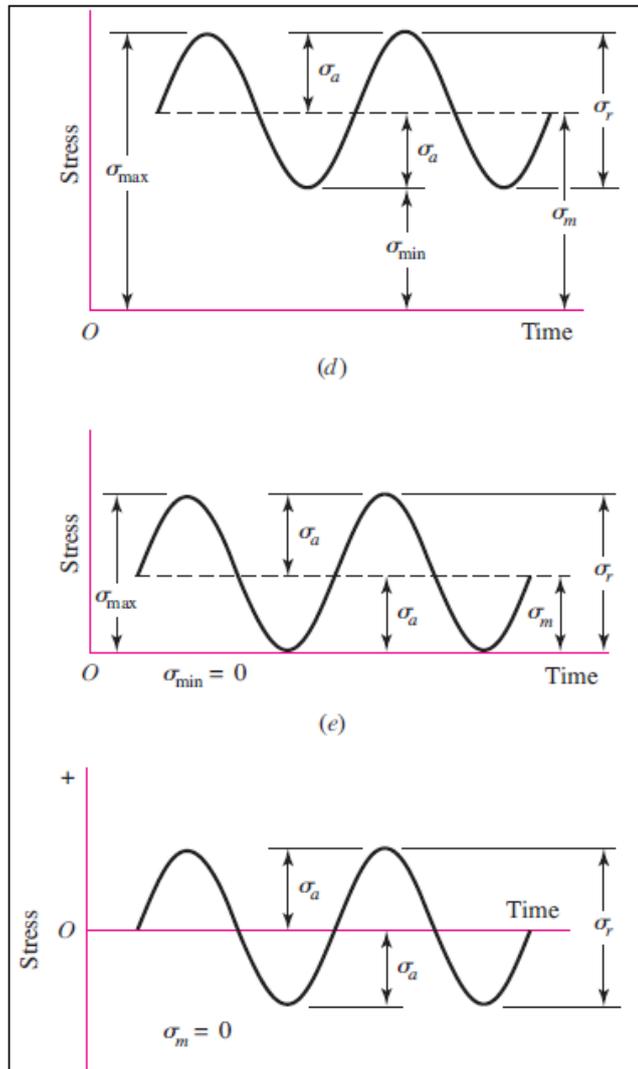


Figura 2.17– Flutuações de tensão [30].

Para determinar a resistência de materiais sob a acção de cargas de fadiga, estes são sujeitos a esforços repetidos de intensidade conhecida, enquanto os ciclos até à fractura por fadiga são determinados. De forma a estabelecer a resistência à fadiga de um material, é necessário realizar um número considerável de ensaios devido à natureza estatística da fadiga.

Os dados experimentais são representados por uma curva designada por curva S-N ou curva de *Wohler*, onde a tensão máxima é indicada ao longo do eixo vertical e o logaritmo do número de ciclos à fractura por fadiga é indicado ao longo do eixo horizontal. Estas curvas são principalmente representadas em condições de tensão média igual a zero [31].

Algumas experiências revelam que certos materiais, como por exemplo os aços macios e as ligas de baixa resistência, nunca falham desde que submetidos a carregamentos cíclicos sem que a gama de tensão aplicada em cada ciclo seja inferior a um determinado valor. Este valor de tensão é denominado por tensão limite de fadiga. Outros materiais, como é o caso das ligas de alumínio, não possuem um limite de fadiga. Neste caso, os materiais vão falhar devido

a fadiga cíclica independentemente de quão baixa seja a tensão aplicada, embora possa levar uma grande quantidade de ciclos até ocorrer a fractura. Para materiais com limite de fadiga, a curva S-N vai tender para uma assíntota horizontal quando a tensão for igual à tensão limite de fadiga (ver figura 2.18)[31].

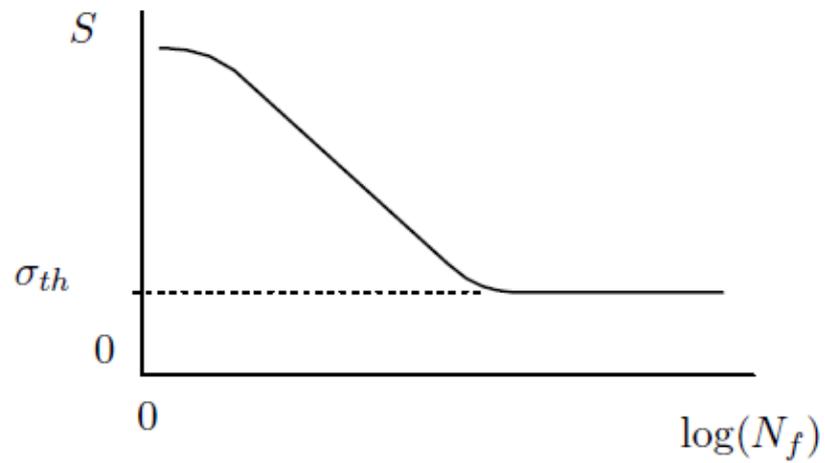


Figura 2.18 – Curva S-N com limite de fadiga ( $\sigma_{th}$ )[31].



### 3 Materiais e Métodos

#### 3.1 Cálculos Analíticos

Segundo Bahia [16], a expressão analítica que permite estimar a extensão na superfície de um instrumento de diâmetro  $D$  inserido num canal radicular de raio de curvatura  $R$  é:

$$\varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1} \quad (2)$$

Esta expressão pode ser deduzida da seguinte forma:

A extensão é dada por:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_i} \quad (3)$$

Com  $\Delta l = l_f - l_i$ , a extensão passa a ser dada por:

$$\varepsilon = \frac{l_f - l_i}{l_i} \quad (4)$$

Considerando  $l_i$  a distância do centro de curvatura à  $l_f$  os comprimentos inicial e final da fibra neutra e externa do instrumento, respectivamente, tem-se:

$$l_i = \theta(R - y) \quad (5)$$

$$l_f = \theta R \quad (6)$$

Substituindo as equações (5) e (6) na equação (4) obtém-se a seguinte equação:

$$\varepsilon = \frac{\theta R - \theta(R - y)}{\theta(R - y)} \quad (7)$$

Realizando as simplificações necessárias retira-se:

$$\varepsilon = \frac{\theta R - \theta(R - y)}{\theta(R - y)} = \frac{R - (R - y)}{R - y} = \left(\frac{y}{R - y}\right) = \left(\frac{R - y}{y}\right)^{-1} = \left(\frac{R}{y} - 1\right)^{-1} \quad (8)$$

Considerando  $y$  a distância da linha neutra à superfície do instrumento,  $y$  tem a seguinte relação com o diâmetro:

$$y = \frac{D}{2} \quad (9)$$

Substituindo (9) na equação (8) obtém-se a equação (2) indicada no início desta secção.

### 3.2 Modelação 3D de um primeiro molar mandibular com canal com curvatura multiplanar

Tal como referido anteriormente, os canais radiculares podem apresentar curvaturas multiplanares e estas podem ser identificadas através de radiografias tiradas em duas vistas diferentes.

Com o objectivo de reproduzir tridimensionalmente um dente que apresentasse um canal com essas características, utilizou-se a informação recolhida a partir de duas radiografias de um primeiro molar mandibular (ou primeiro molar inferior), na vista bucolingual (ver figura 3.1 (A)) e na vista mesiodistal (ver figura 3.1 (B)). Antes de as radiografias terem sido tiradas em ambas as vistas, foi introduzido no interior do canal mesiobucal do dente em questão, um instrumento de aço inoxidável de forma a poder obter-se informação visual acerca da curvatura multidireccional do canal após as radiografias serem tiradas.

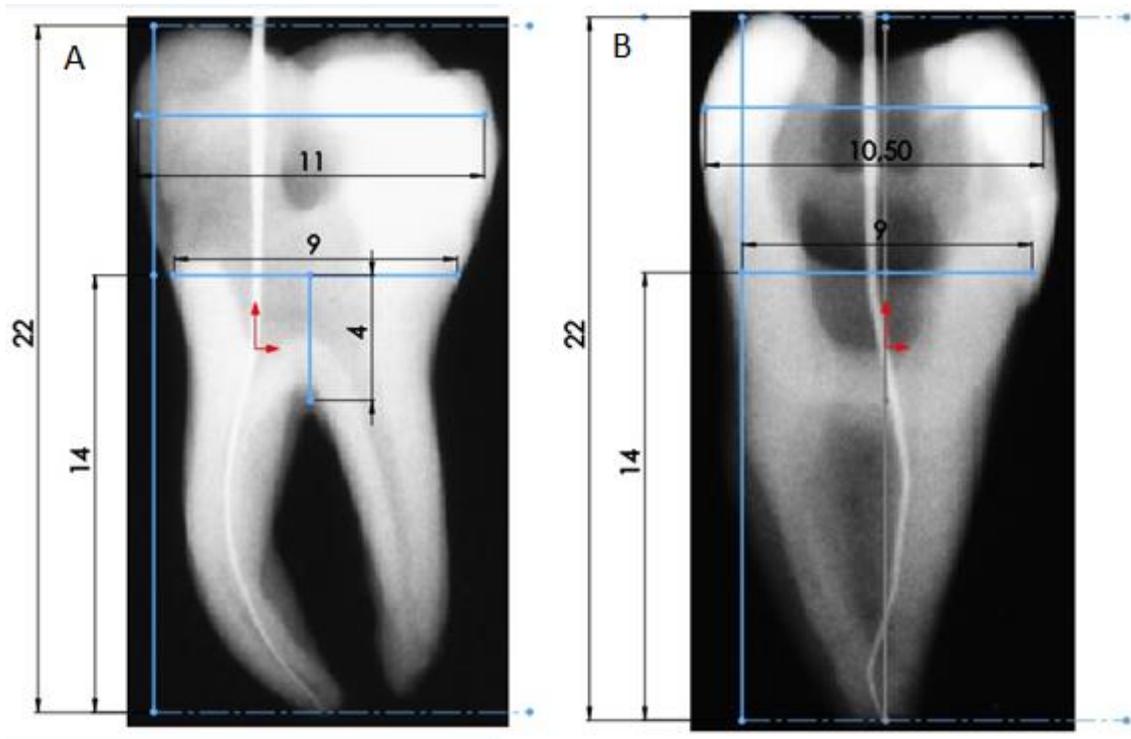


Figura 3.1 - Vista bucolingual de um primeiro molar mandibular (A) e vista proximal (mesiodistal) do mesmo dente (B) [23].

Como se pode constatar, o canal apresenta uma curvatura primária na vista da figura 3.1 (A) e dupla curvatura na vista apresentada na figura 3.1 (B). No caso da dupla curvatura, a curvatura que se pode observar na região coronal é uma curvatura secundária e a curvatura inversa vista apicalmente é considerada uma curvatura terciária.

Para dimensionar o dente à escala real, utilizaram-se dimensões médias gerais atribuídas a primeiros molares mandibulares (ver tabela 3.1).

Tabela 3.1- Dimensões médias (em mm) de um primeiro molar mandibular [32].

Comprimento da coroa	Comprimento da raiz	Diâmetro mesiodistal na área de contacto	Diâmetro mesiodistal na linha cervical	Diâmetro bucolingual	Diâmetro bucolingual na linha cervical
7.5	14.0	11.0	9.0	10.5	9.0

De forma a conseguir um modelo o mais rigoroso possível, isto é, um modelo que se aproximasse o mais possível da realidade, recorreu-se a imagens da secção transversal das raízes de um primeiro molar mandibular nas regiões coronal, central e apical (ver figura 3.2 (A), (B), (C) respectivamente).

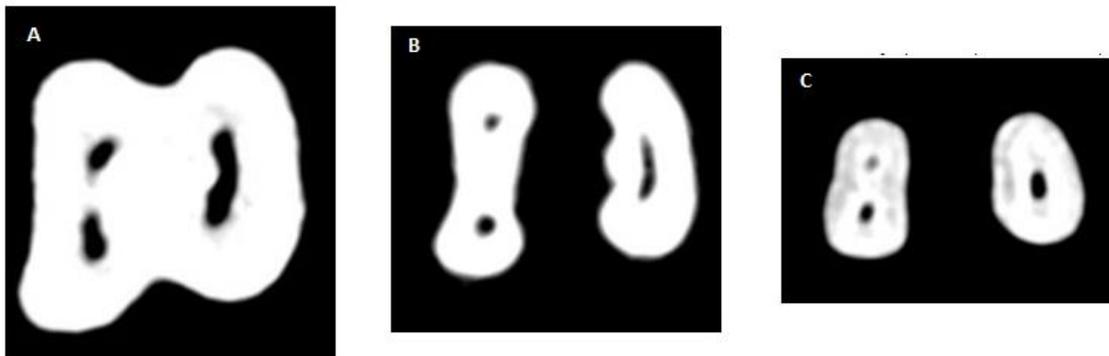


Figura 3.2 - Secção transversal das raízes de um primeiro molar mandibular nas regiões coronal (A), central (B) e apical (C) [33].

Utilizando toda a informação disponibilizada através das radiografias e das imagens da secção das raízes, foi possível produzir um modelo tridimensional de um primeiro molar mandibular, recorrendo ao programa de modelação em 3D, *SolidWorks 2012™* (ver figura 3.3).

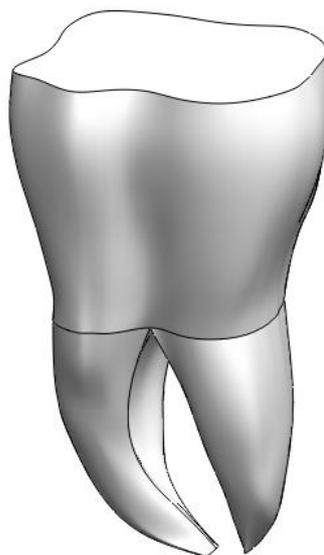
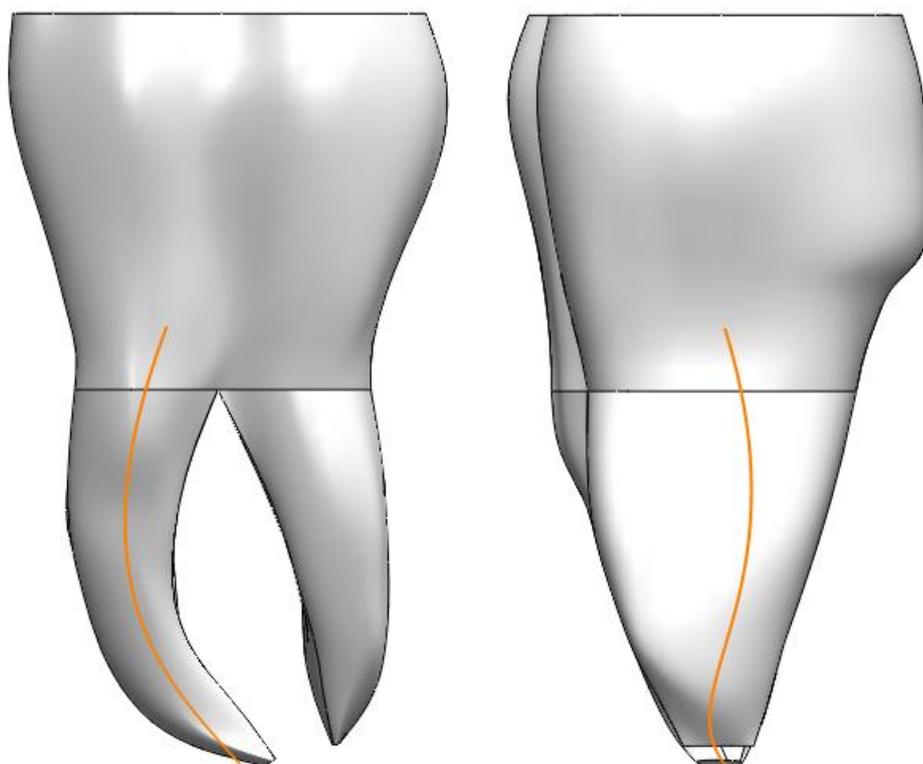


Figura 3.3 - Modelo sólido tridimensional do primeiro molar mandibular.

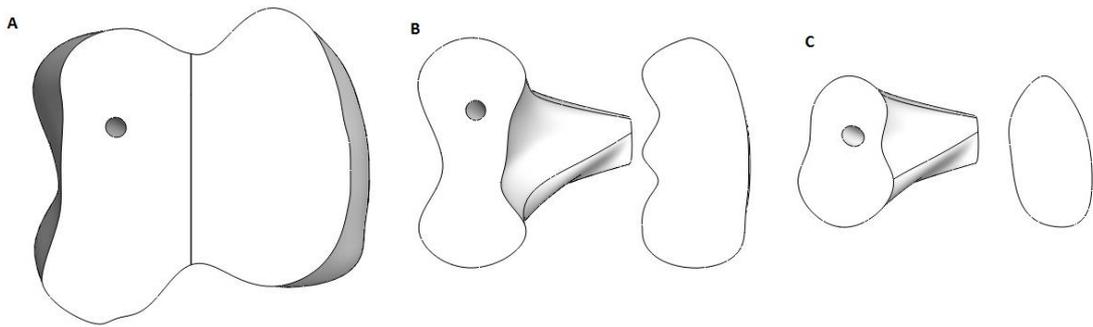
Tendo concluído o modelo sólido do primeiro molar mandibular, procedeu-se à modelação do canal radicular mesiobucal, observado anteriormente nas radiografias da figura 3.1. Identificando a trajectória do canal em ambos os planos bidimensionais e, partindo dessa informação, conseguiu-se reproduzir um único canal com trajectória tridimensional. Admitiu-se um diâmetro constante ao longo do comprimento do canal de 0,9 mm, concluindo assim a modelação do canal artificial no interior da raiz mesial do modelo tridimensional do molar.

Na figura 3.4 podem observar-se ambas as vistas apresentadas pelas radiografias da figura 3.1 do primeiro molar mandibular já modelado. Pode também ver-se indicada a trajectória do canal radicular com curvatura multiplanar em ambas as vistas.



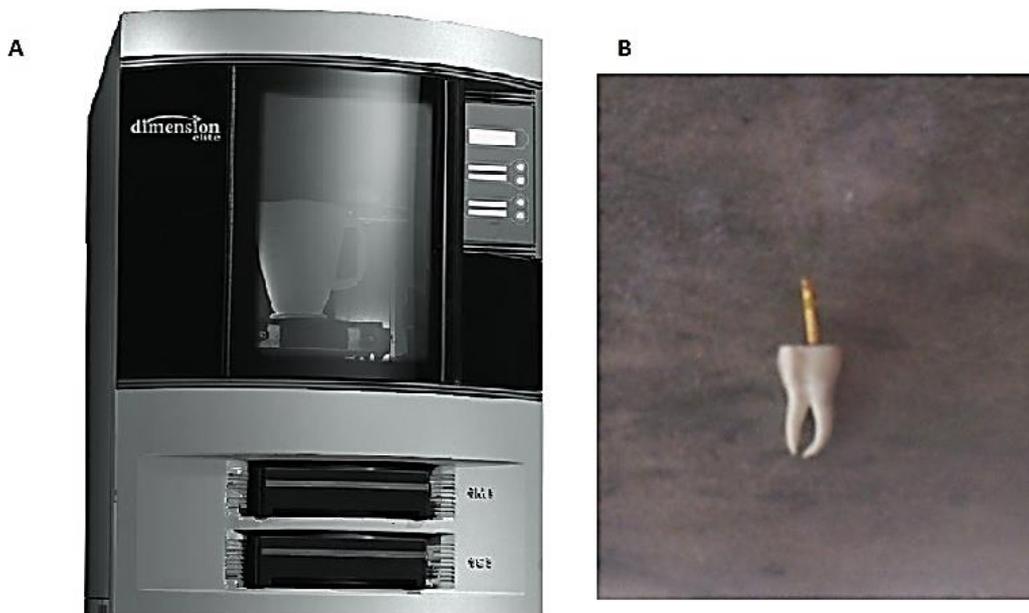
**Figura 3.4 - Vista bucolingual e mesiodistal do modelo sólido tridimensional do primeiro molar mandibular.**

Na figura 3.5 (A), (B) e (C) podem-se observar as secções das raízes na região coronal, central e apical respectivamente, do modelo tridimensional do molar. Pode também visualizar-se o diâmetro constante ao longo do comprimento do canal que foi admitido na construção do canal artificial, tal como referido anteriormente.



**Figura 3.5 - Vista da secção transversal das raízes na região coronal (A), central (B) e apical (C) observada no modelo sólido 3D do primeiro molar mandibular.**

Concluída a modelação do dente, procedeu-se à impressão do mesmo, com o objectivo de obter uma réplica à escala real. A impressão foi realizada numa impressora 3D DIMENSION ELITE (ver figura 3.6 (A)). Esta impressora permite criar modelos tridimensionais com detalhes muito precisos usando um processo aditivo, camada a camada, com recurso à deposição de dois tipos de materiais: o material que cria as peças modeladas “ABSPlus” e o material de suporte (SST), que é solúvel e é retirado no fim. Na figura 3.7 (B) pode observar-se o resultado final da impressão 3D do primeiro molar mandibular criado computacionalmente.



**Figura 3.6 – (A) Impressora 3D DIMENSION ELITE. (B) Modelo tridimensional do primeiro molar mandibular impresso com recurso à impressora 3D DIMENSION ELITE.**

Pretendia-se realizar ensaios experimentais de instrumentos endodônticos de Ni-Ti no canal com curvatura multiplanar do modelo tridimensional. No entanto, concluiu-se que tal não seria possível devido às características do material utilizado na impressão 3D, que não são favoráveis a este tipo de ensaios.

## 4 Ensaios Experimentais e Simulação Numérica

Neste capítulo, vai ser indicada a montagem e o procedimento experimental utilizados. Vão também ser apresentados os resultados experimentais, analíticos e numéricos e a discussão dos mesmos.

### 4.1 Procedimento experimental

Nesta secção é indicada a montagem e descrito o procedimento experimental utilizado durante os ensaios experimentais realizados.

A montagem experimental utilizada (ver figura 4.1) foi a mesma que foi utilizada no estudo realizado por Alexandre Fernandes [11] e Pedro Pinto [12], que simula um canal radicular com 4,7 mm e 45° de raio e ângulo de curvatura, respectivamente.



**Figura 4.1 – Montagem experimental.**

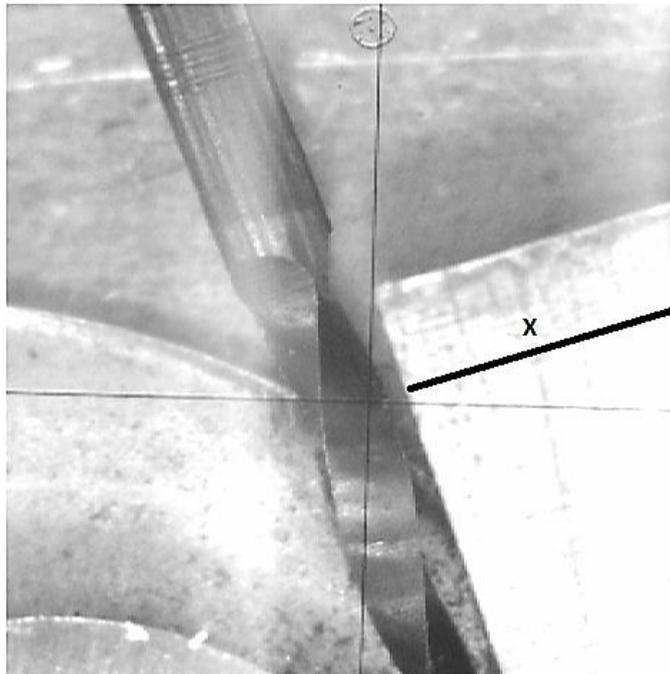
Os instrumentos foram divididos em 3 grupos (Grupo I, II e III) com o objectivo de estudar as várias variáveis diferentes, como será explicado no capítulo seguinte.

De seguida indica-se o procedimento experimental utilizado:

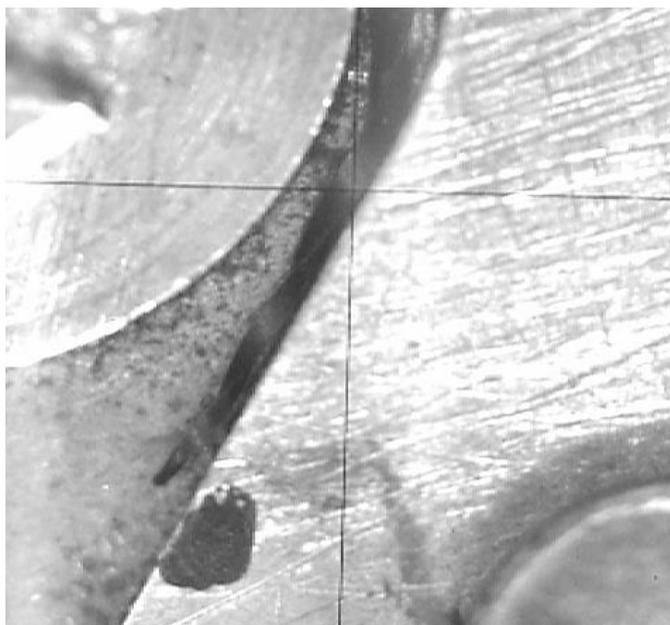
1. Realização de polimento electrolítico das amostras dos Grupos II e III;
2. Realização de tratamento térmico por autoclave apenas nas amostras do Grupo III;
3. Colocação do micromotor no sistema de fixação;
4. Colocação do instrumento endodôntico no micromotor;
5. Antes de fixar a posição do micromotor e da peça que simula o canal radicular, garantir perpendicularidade entre o eixo do instrumento e a direcção definida pelo segmento de recta X (ver figura 4.2);
6. Garantir que a distância da ponta do instrumento ao centro de curvatura da peça que simula o canal é igual a 5 mm, com o objectivo de simular uma curvatura apical. A

ponta do instrumento deve encontrar-se junto da marcação realizada na peça de encosto (ver figura 4.3);

7. Fixar a estrutura de suporte e garantir que o instrumento foi bem colocado no micromotor e que este roda sem bloquear;
8. Iniciar o ensaio, impondo rotação ao instrumento e contar o tempo até este fracturar;
9. Retirar o instrumento do micromotor;
10. Repetir o processo para todas as amostras a ensaiar.



**Figura 4.2– Ajuste da perpendicularidade do eixo do instrumento em relação ao segmento de recta X.**



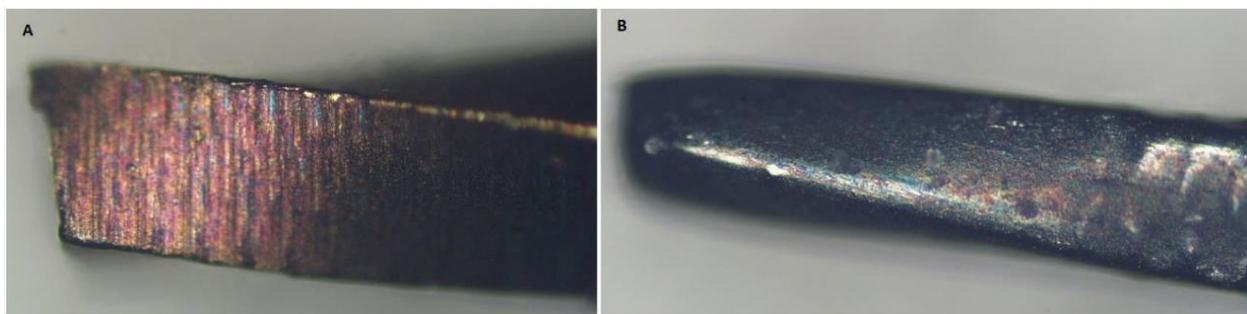
**Figura 4.3 – Ajuste da posição da ponta do instrumento.**

Para a realização do polimento recorreu-se a uma unidade de polimento electrolítico (ver figura 4.4), através da qual, uma potência de 30 V foi aplicada durante 3 segundos, tendo sido imposta uma taxa de escoamento à solução electrolítica igual a 1.



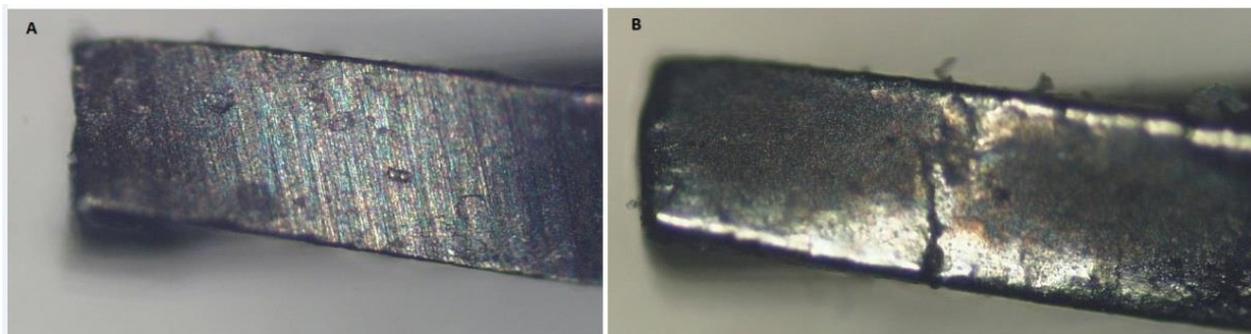
**Figura 4.4 – Unidade de polimento electrolítico e recipiente do electrólito.**

Antes de decidir quais os parâmetros a serem utilizados no polimento electrolítico, foi necessário realizar várias experiências, de forma a encontrar os parâmetros mais adequados de polimento. O objectivo era encontrar parâmetros que permitissem um polimento superficial aceitável, mas que não proporcionassem a remoção de uma quantidade excessiva de material, que se iria reflectir num menor diâmetro do instrumento ou até do comprimento. Na figura 4.5 pode observar-se uma situação em que os parâmetros utilizados no polimento fizeram com que a remoção de material fosse excessiva, reduzindo o diâmetro e arredondando as espiras de corte na ponta do instrumento.



**Figura 4.5– Polimento de um instrumento Hyflex .04/20 utilizando 30 V durante 5 segundos e taxa de escoamento igual a 1 (A – Antes do polimento (100x); B – Após polimento (100x)).**

Na figura 4.6 pode observar-se o resultado do polimento com os parâmetros escolhidos, realizado numa amostra de um instrumento Hyflex .04/20.



**Figura 4.6 – Polimento de uma amostra de um instrumento Hyflex .04/20 utilizando 30 V durante 3 segundos e taxa de escoamento igual a 1 (A – Antes do polimento (100x); B – Após polimento (100x)).**

No tratamento térmico por autoclave, foi utilizada uma unidade de autoclave da marca W&H, modelo Lisa (autoclave classe B) (ver figura 4.7). De forma a realizar o tratamento térmico, os instrumentos foram expostos a uma temperatura e pressão de 134°C e 2,16 bar respectivamente, durante 30 minutos.

Durante os ensaios experimentais, os instrumentos foram accionados recorrendo a um sistema Wave•One™ composto por um micromotor e um pedal de accionamento. Este sistema permite controlar a velocidade de rotação e o binário aplicado aos instrumentos. Assim sendo, impôs-se uma velocidade de rotação de 500 rpm e um binário igual a 2,5 N.cm.



**Figura 4.7 – Unidade de autoclave W&H modelo Lisa.**

## 4.2 Resultados Experimentais

Tal como referido anteriormente, vinte e dois instrumentos Hyflex™ (Coltene, Switzerland), com dois tamanhos diferentes (.04/20 e .06/20, 25 mm de comprimento), foram divididos em 3 grupos: Grupo I, 4 instrumentos (dois de cada tamanho), sem serem submetidos a qualquer tipo de tratamento térmico ou superficial; Grupo II, 12 instrumentos (seis de cada tamanho), submetidos a polimento electrolítico; Grupo III, 6 instrumentos (três de cada tamanho), submetidos a polimento electrolítico e tratamento térmico por autoclave.

Na tabela 4.1 e 4.2 são apresentadas as pesagens realizadas aos instrumentos antes e depois do polimento electrolítico. As pesagens foram realizadas na balança que se pode ver na figura 4.8.

Tabela 4.1 – Peso (mg) de cada instrumento antes da realização do polimento electrolítico.

Referência do instrumento	Designação do Provete	Grupo	Nº da Pesagem			Média	Desvio Padrão
			1	2	3		
.06/20	.06/20_A1	I	449,83	449,86	449,84	449,84	0,015
.06/20	.06/20_A2		450,25	450,23	450,26	450,25	0,015
.06/20	.06/20_A3	II	449	449,01	449,02	449,01	0,010
.06/20	.06/20_A4		450,3	450,32	450,35	450,32	0,025
.06/20	.06/20_A5		448,66	448,7	448,68	448,68	0,020
.06/20	.06/20_A6		449,28	449,29	449,3	449,29	0,010
.06/20	.06/20_B1		449,05	448,99	449,01	449,02	0,031
.06/20	.06/20_B2	III	449,34	449,36	449,34	449,35	0,012
.06/20	.06/20_B3		448,39	448,39	448,4	448,39	0,006
.06/20	.06/20_B4		449,33	449,31	449,34	449,33	0,015
.06/20	.06/20_B5	I	449,86	449,89	449,82	449,86	0,035
.04/20	.04/20_C1		426,77	426,78	426,75	426,77	0,015
.04/20	.04/20_C2		427,4	427,44	427,45	427,43	0,026
.04/20	.04/20_C3		427,75	427,76	427,8	427,77	0,026
.04/20	.04/20_C4		428,81	428,78	428,79	428,79	0,015
.04/20	.04/20_C5	II	429,77	429,74	429,7	429,74	0,035
.04/20	.04/20_C6		426,55	426,51	426,53	426,53	0,020
.04/20	.04/20_D1	III	427,07	427,06	427,05	427,06	0,010
.04/20	.04/20_D2		429,01	428,99	428,97	428,99	0,020
.04/20	.04/20_D3		428,15	428,18	428,14	428,16	0,021
.04/20	.04/20_D4		432,1	432,08	432,06	432,08	0,020
.04/20	.04/20_D5		432,31	432,31	432,32	432,31	0,006

Tabela 4.2 – Peso (mg) de cada instrumento após a realização do polimento electrolítico.

Referência do instrumento	Designação do Provete	Grupo	Nº da Pesagem			Média (mg)	Desvio Padrão
			1	2	3		
.06/20	.06/20 _A1	I	-	-	-	-	-
.06/20	.06/20 _A2		-	-	-	-	-
.06/20	.06/20 _A3	II	448,41	448,39	448,38	448,39	0,015
.06/20	.06/20 _A4		449,47	449,5	449,52	449,50	0,025
.06/20	.06/20 _A5		447,82	447,83	447,81	447,82	0,010
.06/20	.06/20 _A6		448,77	448,75	448,76	448,76	0,010
.06/20	.06/20_B1		448,16	448,15	448,18	448,16	0,015
.06/20	.06/20_B2	III	448,74	448,76	448,75	448,75	0,010
.06/20	.06/20_B3		447,37	447,38	447,41	447,39	0,021
.06/20	.06/20_B4		448,33	448,35	448,34	448,34	0,010
.06/20	.06/20_B5		449,19	449,15	449,19	449,18	0,023
.04/20	.04/20_C1	I	-	-	-	-	-
.04/20	.04/20_C2		-	-	-	-	-
.04/20	.04/20_C3	II	426,87	426,89	426,9	426,89	0,015
.04/20	.04/20_C4		428,22	428,21	428,19	428,21	0,015
.04/20	.04/20_C5		429,05	429,06	429,07	429,06	0,010
.04/20	.04/20_C6		425,82	425,82	425,81	425,82	0,006
.04/20	.04/20_D1		426,31	426,3	426,29	426,30	0,010
.04/20	.04/20_D2	III	428,11	428,12	428,14	428,12	0,015
.04/20	.04/20_D3		427,38	427,38	427,41	427,39	0,017
.04/20	.04/20_D4		431,37	431,4	431,41	431,39	0,021
.04/20	.04/20_D5		431,72	431,73	431,71	431,72	0,010



Figura 4.8 – Balança utilizada na realização das pesagens antes e após o polimento electrolítico.

Na tabela 4.3 podem observar-se os pesos médios de cada instrumento, antes e depois do polimento, e respectiva variação.

**Tabela 4.3 – Pesos médios antes e depois do polimento e respectiva variação.**

Referência do instrumento	Designação do Provete	Grupo	Peso médio antes do polimento (mg)	Peso médio após polimento (mg)	Varição do peso (mg)
.06/20	.06/20 _A1	I	449,84	-	-
.06/20	.06/20 _A2		450,25	-	-
.06/20	.06/20 _A3	II	449,01	448,39	0,62
.06/20	.06/20 _A4		450,32	449,50	0,83
.06/20	.06/20 _A5		448,68	447,82	0,86
.06/20	.06/20 _A6		449,29	448,76	0,53
.06/20	.06/20_B1		449,02	448,16	0,85
.06/20	.06/20_B2		449,35	448,75	0,60
.06/20	.06/20_B3	III	448,39	447,39	1,01
.06/20	.06/20_B4		449,33	448,34	0,99
.06/20	.06/20_B5		449,86	449,18	0,68
.04/20	.04/20_C1	I	426,77	-	-
.04/20	.04/20_C2		427,43	-	-
.04/20	.04/20_C3	II	427,77	426,89	0,88
.04/20	.04/20_C4		428,79	428,21	0,59
.04/20	.04/20_C5		429,74	429,06	0,68
.04/20	.04/20_C6		426,53	425,82	0,71
.04/20	.04/20_D1		427,06	426,30	0,76
.04/20	.04/20_D2		428,99	428,12	0,87
.04/20	.04/20_D3	III	428,16	427,39	0,77
.04/20	.04/20_D4		432,08	431,39	0,69
.04/20	.04/20_D5		432,31	431,72	0,59

Observando os valores da tabela 4.3, verifica-se que em todos os instrumentos que foram submetidos a polimento perderam entre 0,53 a 1,01 mg.

Na tabela 4.4 são apresentadas as durações de ensaio de cada instrumento, o número de ciclos à fadiga calculado e as respectivas médias. O número de ciclos à fadiga foi calculado, multiplicando a duração de ensaio, em minutos, pela velocidade de rotação imposta aos instrumentos.

**Tabela 4.4 – Duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respectivas médias para os instrumentos de tamanho .06/20 e .04/20 testados.**

Referência do instrumento	Designação do Provete	Grupo	Duração do ensaio (seg)	NCF	Duração média do ensaio (seg) e desvio padrão (DP)	Média do NCF	Lote
.06/20	.06/20 _A1	I	73,00	608	70,00±4,24	583,33	F60213
.06/20	.06/20 _A2		67,00	558			F60213
.06/20	.06/20 _A3		59,00	492			F60213
.06/20	.06/20 _A4		97,00	808			F60213
.06/20	.06/20 _A5	II	64,00	533	90,50±24,68	754,17	F60213
.06/20	.06/20 _A6		124,00	1033			F60213
.06/20	.06/20_B1		103,00	858			F60213
.06/20	.06/20_B2		96,00	800			F60213
.06/20	.06/20_B3	III	109,00	908	138,00±25,24	1150,00	F60213
.06/20	.06/20_B4		155,00	1292			F60213
.06/20	.06/20_B5		150,00	1250			F60213
.04/20	.04/20_C1	I	389,00	3242	407,00±25,46	3391,67	F73137
.04/20	.04/20_C2		425,00	3542			F73137
.04/20	.04/20_C3	II	607,00	5058	731,00±197,20	6091,67	F73137
.04/20	.04/20_C4		802,00	6683			F73137
.04/20	.04/20_C5		422,00	3517			F73137
.04/20	.04/20_C6		853,00	7108			F73137
.04/20	.04/20_D1		719,00	5992			F73137
.04/20	.04/20_D2		983,00	8192			F73137
.04/20	.04/20_D3	III	420,00	3500	376,67±166,29	3138,89	F73137
.04/20	.04/20_D4		193,00	1608			F73137
.04/20	.04/20_D5		517,00	4308			F73137

Pode observar-se que a duração média de ensaio, para ambos os tamanhos, é sempre superior após o polimento electrolítico (Tabela 4.4, Grupo II). Nos instrumentos do grupo II com a referência .04/20, obtiveram-se os valores médios mais elevados de duração de ensaio e número de ciclos à fadiga, de todos os grupos estudados. Comparando a variação do peso com a duração média dos ensaios, verifica-se que não existe uma relação da perda de peso com a vida à fadiga dos instrumentos.

Na tabela 4.5 é apresentada a relação da duração média de ensaio, entre os instrumentos do grupo II e I para ambos os tamanhos. Os valores da tabela 4.5 foram obtidos dividindo os valores da duração média de ensaio do grupo II pelos valores do grupo I.

**Tabela 4.5 – Comparação dos valores de duração média de ensaio entre o grupo II e o grupo I para os tamanhos .06/20 e .04/20.**

<b>Grupo II vs Grupo I</b>	
<b>Referência do instrumento</b>	<b>Relação entre a duração média</b>
<b>.06/20</b>	1,29
<b>.04/20</b>	1,80

Analisando os resultados da tabela 4.5 observa-se que, no caso dos instrumentos de tamanho .06/20, a duração média de ensaio foi 1,29 vezes superior (29%) após os instrumentos terem sido submetidos a polimento electrolítico. No caso dos instrumentos de tamanho .04/20, a duração média de ensaio do grupo II foi cerca de 1,8 vezes superior (80%) à duração média dos instrumentos do grupo I.

A tabela 4.6 mostra a relação entre a duração média de ensaio dos grupos III e II. Os valores da tabela 4.6 foram calculados dividindo os valores da duração média dos ensaios do grupo III pelos valores do grupo II.

**Tabela 4.6 – Comparação dos valores de duração média de ensaio entre o grupo III e o grupo II para os tamanhos .06/20 e .04/20.**

<b>Grupo III vs Grupo II</b>	
<b>Referência do instrumento</b>	<b>Relação entre a duração média</b>
<b>.06/20</b>	1,52
<b>.04/20</b>	0,52

Analisando os resultados da tabela 4.6, observa-se que a duração média de ensaio dos instrumentos do grupo III, de tamanho .06/20, é 1,52 vezes superior (52%) à duração média dos instrumentos do grupo II do mesmo tamanho. Para os instrumentos .04/20 a duração média dos ensaios do grupo III foi aproximadamente metade da duração média dos instrumentos do grupo II.

Na tabela 4.7 são apresentados os comprimentos dos fragmentos resultantes dos ensaios à fadiga (ver figura 4.9) de 5 instrumentos .06/20 e 5 instrumentos .04/20, correspondendo a um instrumento do grupo I, dois do grupo II e dois do grupo III, para cada tamanho.

Tabela 4.7 – Comprimento do fragmento para cada tamanho de instrumento.

Referência do instrumento	Designação do Provete	Grupo	Comprimento do fragmento (mm)
.06/20	.06/20_A1	I	5,6
.06/20	.06/20_A4	II	5,7
.06/20	.06/20_A6		6,6
.06/20	.06/20_B3	III	5,36
.06/20	.06/20_B5		5,8
.04/20	.04/20_C1	I	5,6
.04/20	.04/20_C4	II	6,8
.04/20	.04/20_D1		5,4
.04/20	.04/20_D3	III	5,5
.04/20	.04/20_D4		5,5

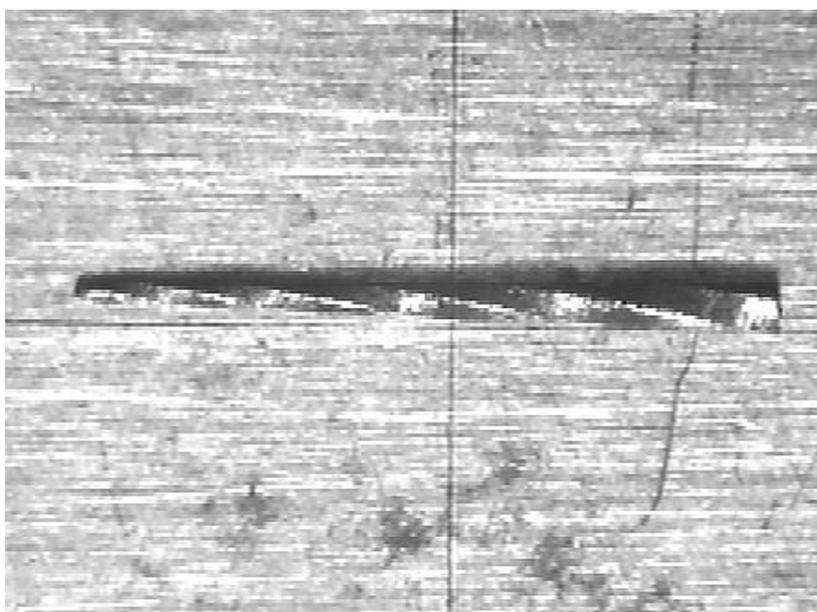


Figura 4.9 - Fragmento de um dos instrumentos testados.

Analisando os valores medidos do comprimento do fragmento dos instrumentos, observa-se que os instrumentos fracturaram na mesma zona de curvatura com a excepção dos instrumentos .06/20\_A6 e .04/20\_C4 que fracturaram cerca de um 1 mm acima dos restantes.

Na figura 4.10 pode observar-se o instrumento que apresentou maior resistência à fadiga (.04/20\_D1) durante os ensaios experimentais, após o polimento e respectivo ensaio. Verifica-se que o polimento eliminou com sucesso as estrias de maquinagem, características deste tipo de instrumentos.

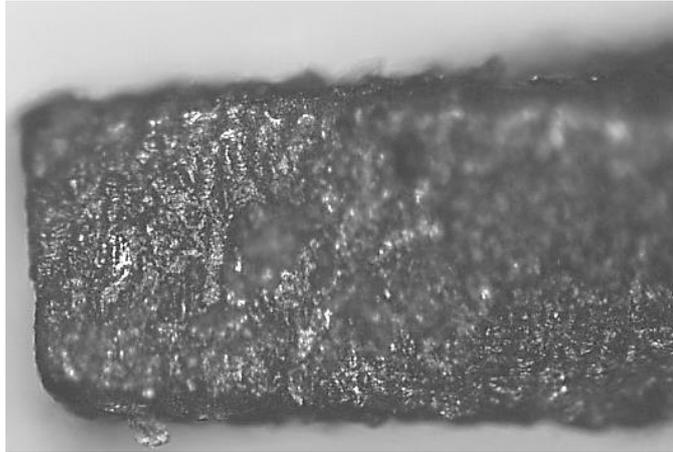


Figura 4.10 – Instrumento .04/20\_D1 após ensaio à fadiga (100x).

### 4.3 Cálculo analítico das extensões

Tal como referido anteriormente (Capítulo 3.1), o cálculo analítico das extensões foi realizado recorrendo à expressão (2):

$$\varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1} \quad (2)$$

Os valores da extensão foram calculados para 3 regiões diferentes do instrumento Hyflex .06/20 (apical, central e coronal), na secção do instrumento onde se verifica o centro de curvatura em cada uma das situações.

De forma a determinar o diâmetro equivalente D do instrumento em questão, recorreram-se a imagens obtidas a partir do *SolidWorks*™ da secção transversal a 5 (figura 4.11 (A)), 8 (figura 4.11 (B)) e 13 mm (figura 4.11 (C)) da ponta do instrumento. A área de cada uma das secções transversais foi calculada e igualada à área de uma circunferência equivalente, a partir da qual, por fim, se determinou o diâmetro. Os valores do diâmetro e da extensão calculados, são apresentados na tabela 4.8.

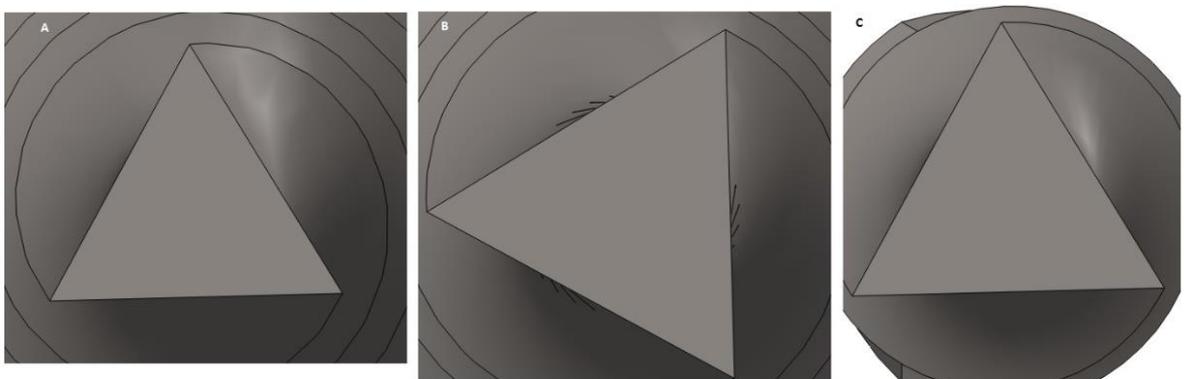


Figura 4.11– (A) Secção transversal do instrumento .06/20 na região apical; (B) Secção transversal do instrumento .06/20 na região central; (C) Secção transversal do instrumento .06/20 na região coronal.

**Tabela 4.8 – Valores do diâmetro equivalente da secção transversal do instrumento .06/20 e respectiva extensão nas regiões apical, central e coronal.**

	<b>Diâmetro (mm)</b>	<b>Extensão (<math>\epsilon</math>)</b>
<b>Apical (5mm)</b>	0,354	0,04
<b>Central (8mm)</b>	0,51	0,057
<b>Coronal (13mm)</b>	0,764	0,088

#### **4.4 Método dos elementos finitos (Simulação numérica)**

Para a análise por elementos finitos utilizou-se um modelo de um instrumento da marca Hyflex com diâmetro de ponta de 0,20 mm, comprimento de 21 mm e conicidade 0.06 (.06/20). As análises numéricas efectuadas tiveram como objectivo avaliar as tensões e extensões, quando o instrumento é sujeito a uma curvatura com ângulo e raio de curvatura de 45° e 4,7 mm respectivamente, em três regiões diferentes do instrumento: apical, central e coronal. Recorrendo ao programa *SolidWorks 2012™* simulou-se o canal radicular nas 3 posições diferentes, determinando-se os deslocamentos necessários para conseguir as condições de curvatura pretendidas. O ponto médio do comprimento do arco correspondente a curvatura apical, central e coronal encontram-se a 5, 8 e 13 mm da ponta do instrumento, respectivamente.

Para a realização da simulação numérica pelo método dos elementos finitos, recorreu-se aos programas *SolidWorksSimulation* e *Ansys*. Em ambos os programas o modelo de material utilizado foi o de uma liga com memória de forma (Nitinol) com os parâmetros apresentados na tabela 4.9.

**Tabela 4.9 - Propriedades do Nitinol inseridas nos programas de simulação numérica *Ansys* e *Solidworks*.**

<b>Propriedade</b>	<b>Valor</b>
<b>Módulo de Elasticidade (E)</b>	70 GPa
<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>	0,3
<b>Tensão inicial de cedência (carga)</b>	300 MPa
<b>Tensão final de cedência (carga)</b>	400 MPa
<b>Tensão inicial de cedência (descarga)</b>	250 MPa
<b>Tensão final de cedência (descarga)</b>	25 MPa
<b>Extensão limite de transformação</b>	0,07

## 4.5 Resultados Numéricos

Na seção 4.5 são apresentados os resultados obtidos através da simulação numérica, realizada nos programas *SolidWorksSimulation* e *Ansys*, do instrumento Hyflex .06/20, com curvatura em três posições diferentes (apical, central e coronal). Em cada uma das posições são apresentados os resultados da tensão e da extensão retirados de ambos os programas de análise numérica.

### 4.5.1 Posição Apical

Nas figuras 4.12 e 4.13 podem-se observar as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região apical, após simulação no *SolidWorksSimulation*.

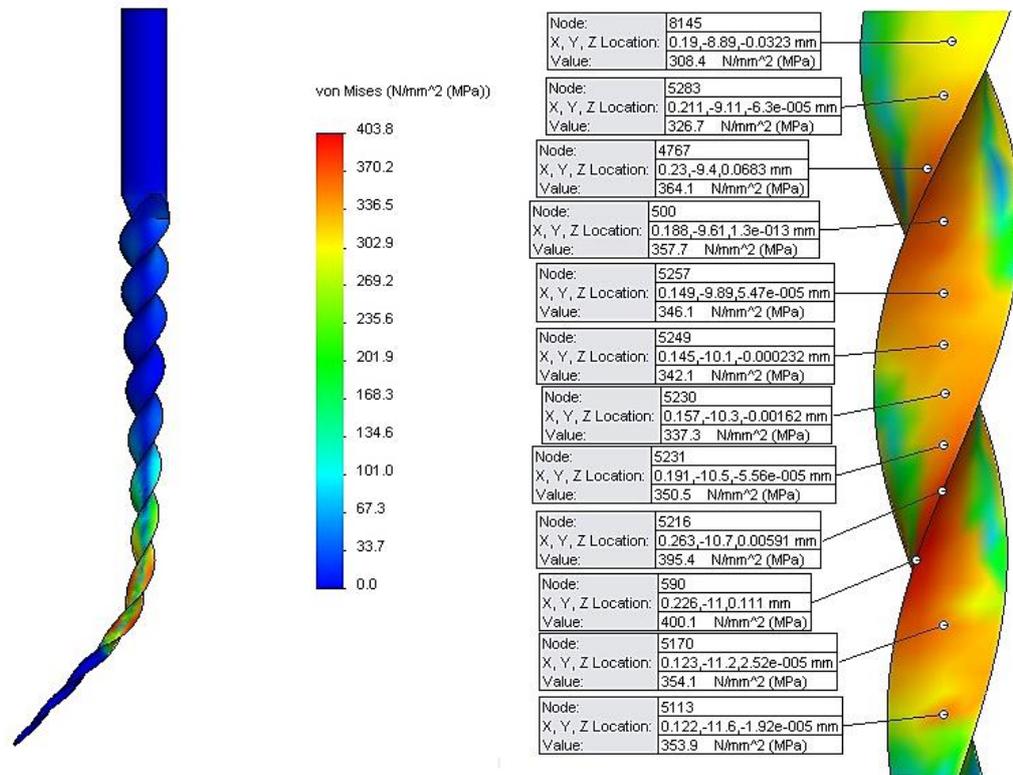


Figura 4.12 –Distribuição de tensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região apical do instrumento .06/20.

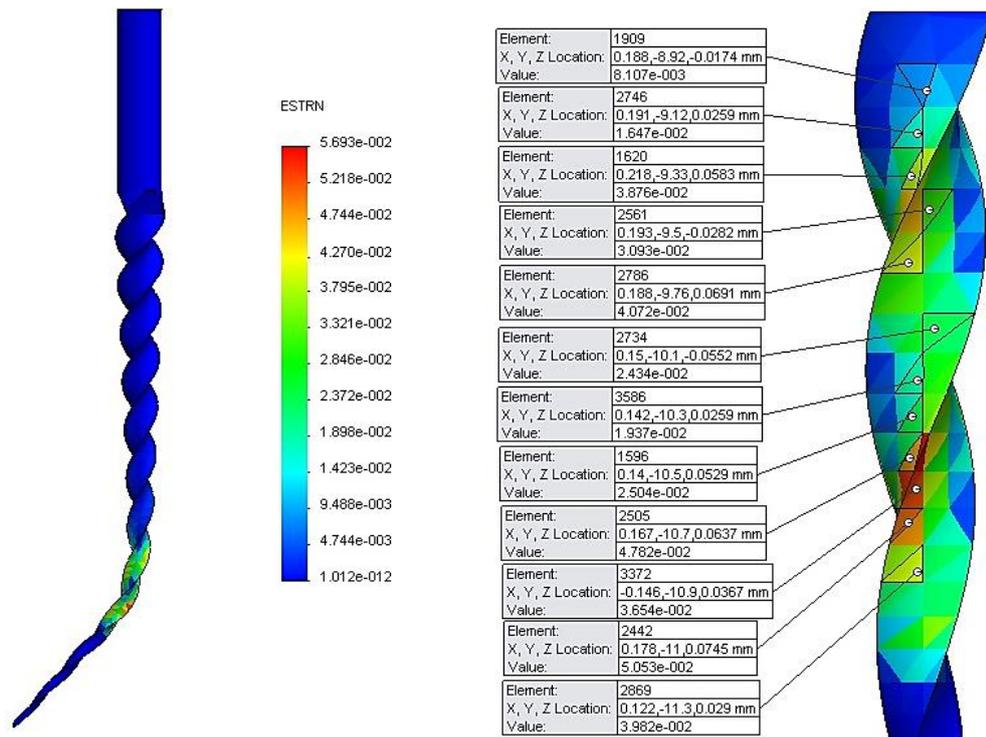


Figura 4.13 – Distribuição de extensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região apical do instrumento .06/20.

Nas figura 4.14 e 4.15 mostram-se as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região apical, após simulação no *Ansys*.

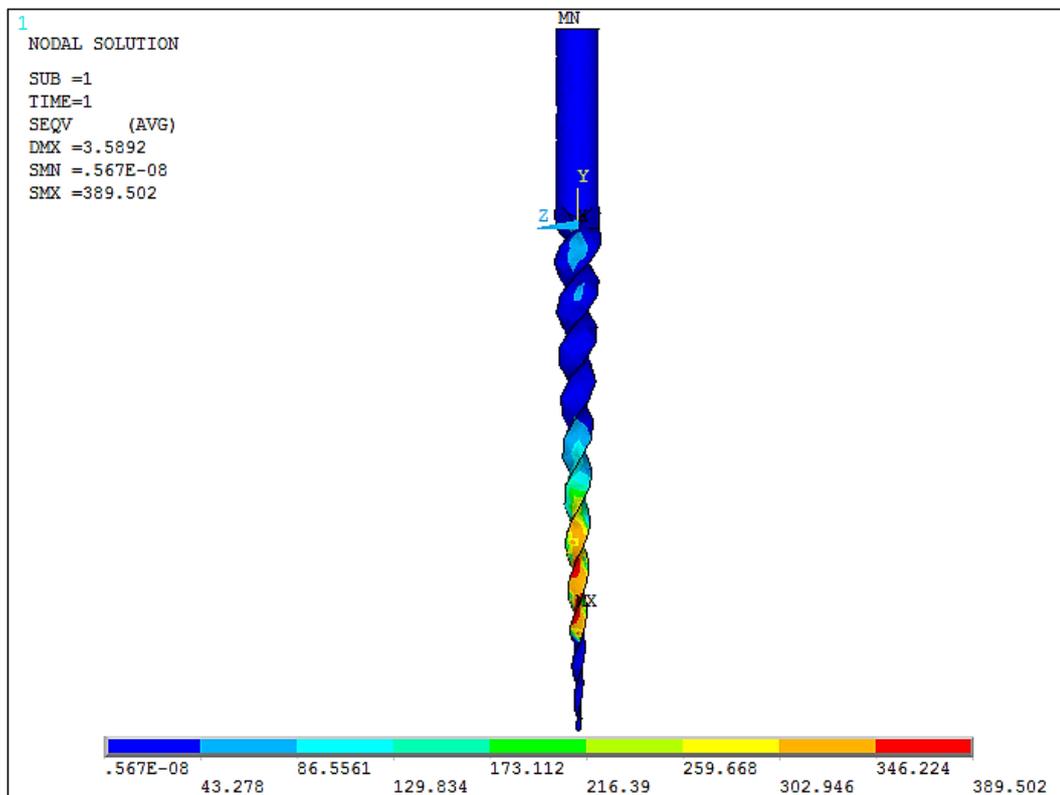
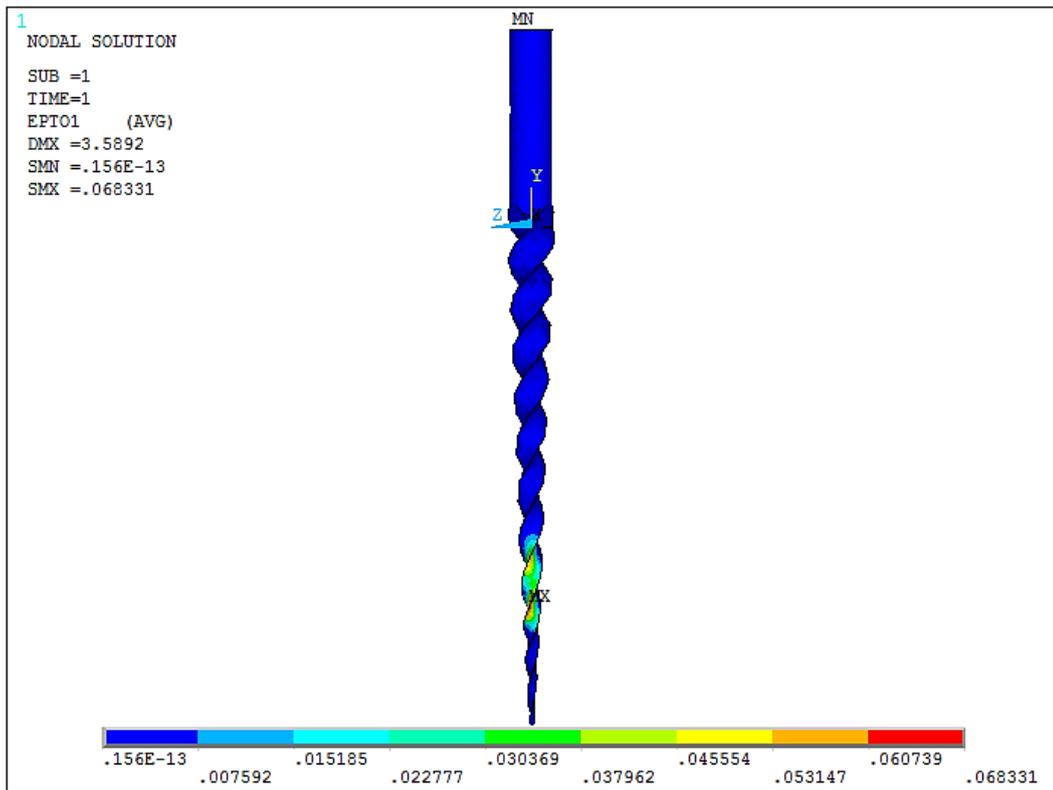


Figura 4.14 – Distribuição de tensão obtida no *Ansys*, na região apical do instrumento .06/20.



**Figura 4.15 – Distribuição de extensão obtida no Ansys, na região apical do instrumento .06/20.**

No *SolidWorksSimulation* verificou-se uma tensão máxima de 403,8MPa e uma extensão máxima de 5,7%, enquanto no *Ansys* a tensão e extensão máxima foram 389,5MPa e 6,8%, respectivamente. Observando os resultados obtidos no *SolidWorksSimulation* e no *Ansys*, pode verificar-se que existe uma diferença de 3,5% e 16% entre os resultados obtidos por ambos os programas de simulação numérica, para a tensão e extensão, respectivamente.

### 4.5.2 Posição Central

Nas figuras 4.16 e 4.17 podem-se observar as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região central, após simulação no *SolidWorksSimulation*.

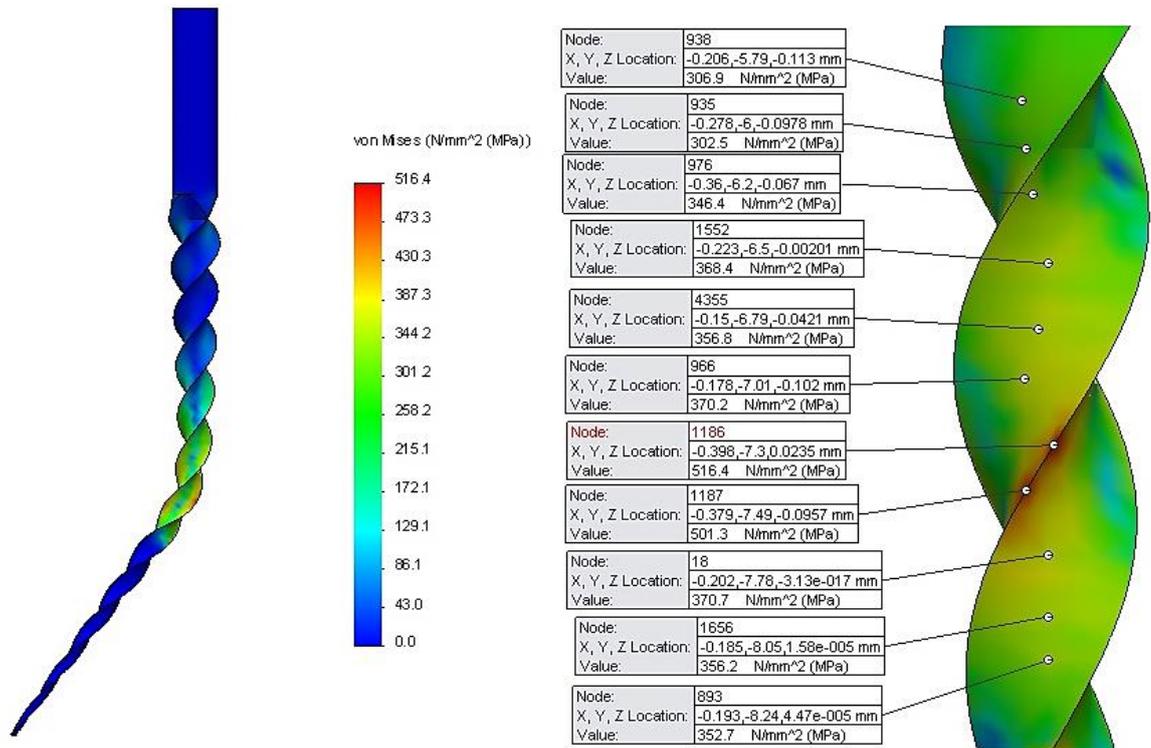


Figura 4.16 – Distribuição de tensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região central do instrumento .06/20.

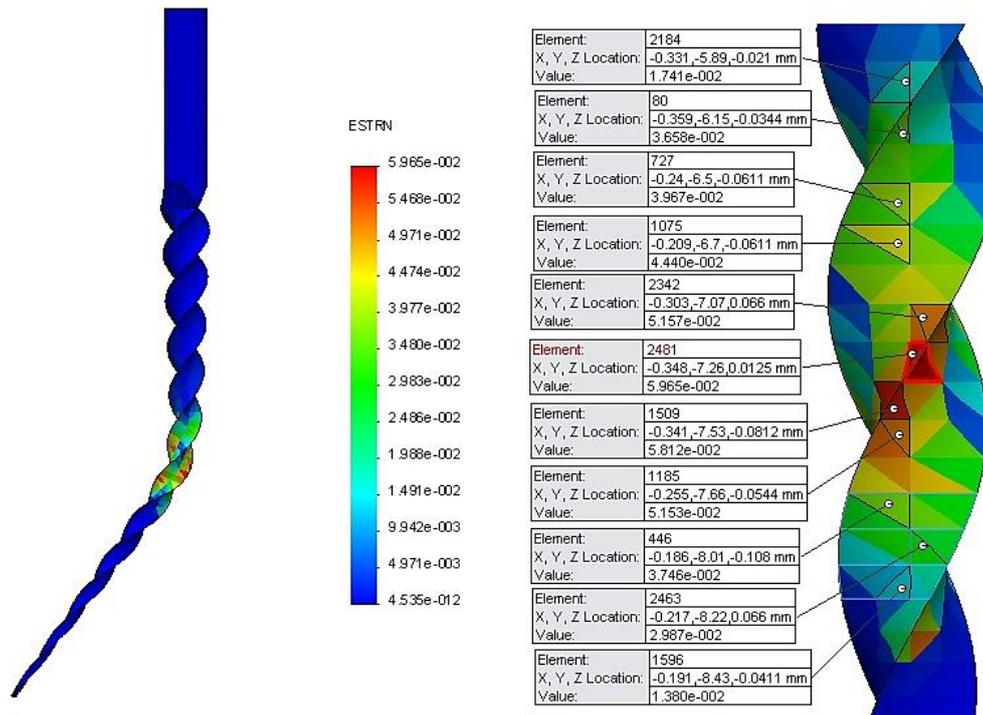


Figura 4.17 – Distribuição de extensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região central do instrumento .06/20.

Nas figura 4.18 e 4.19 mostram-se as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região central, após simulação no *Ansys*.

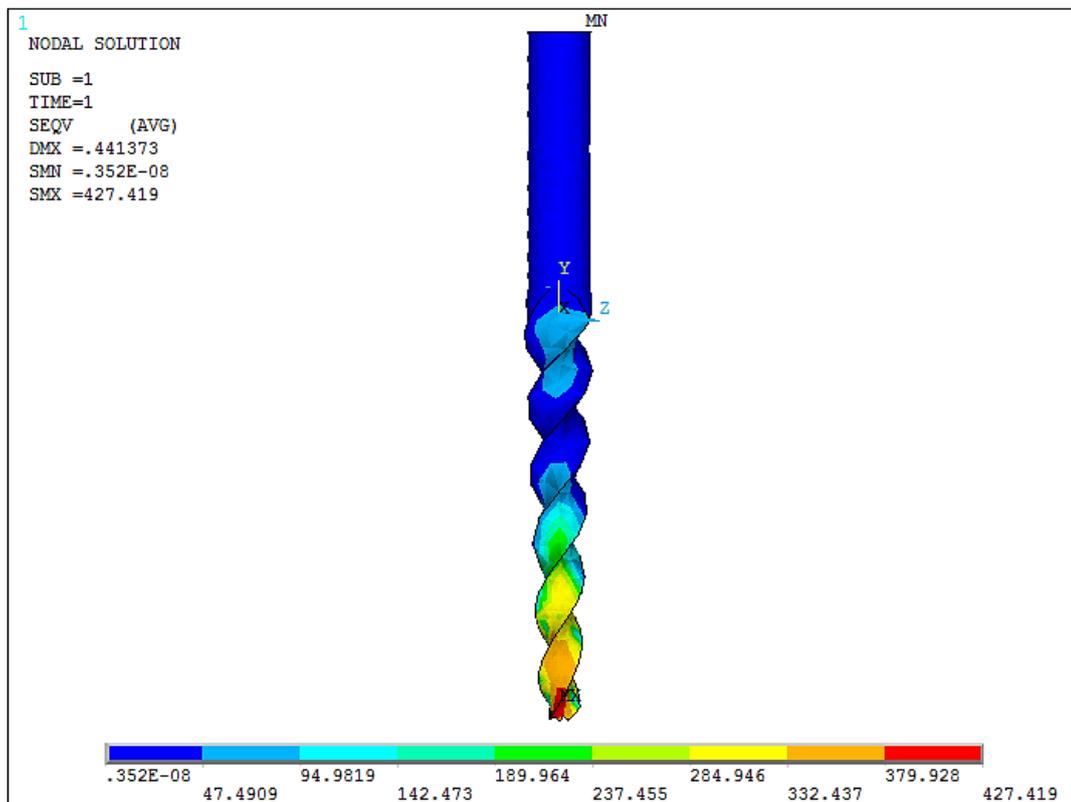
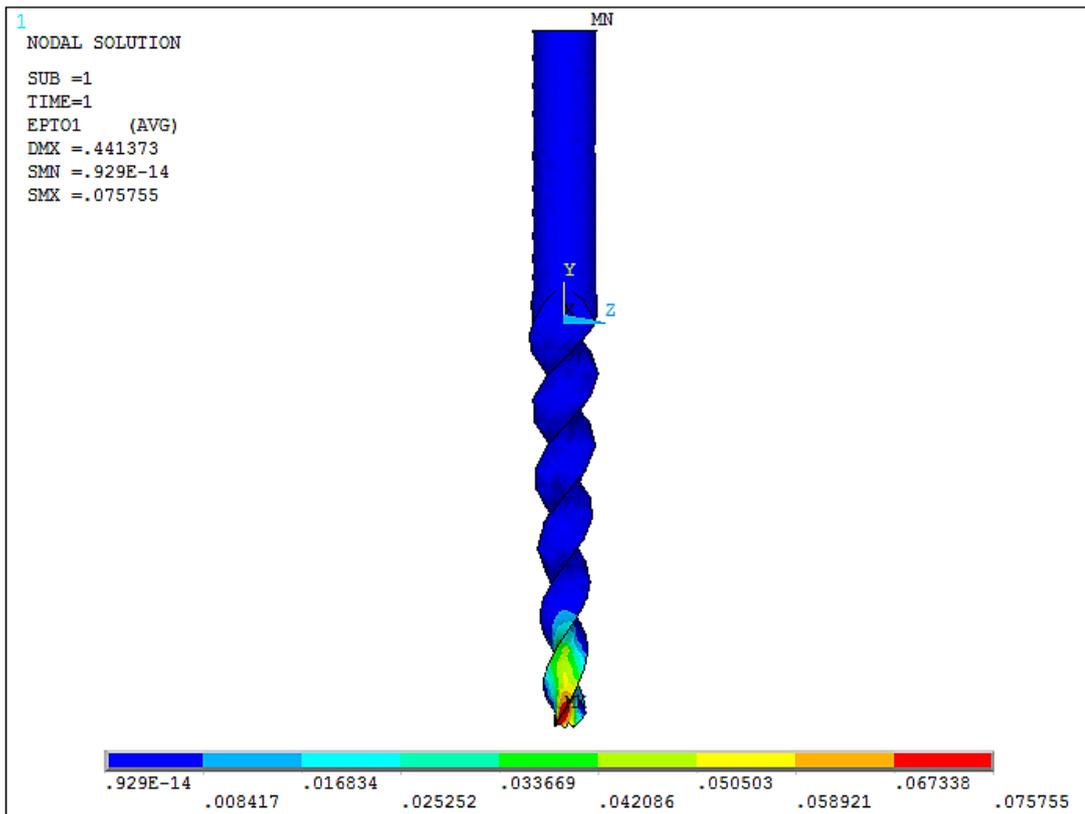


Figura 4.18 – Distribuição de tensão obtida no *Ansys*, na região central do instrumento .06/20.



**Figura 4.19 – Distribuição de extensão obtida no Ansys, na região central do instrumento .06/20.**

No *SolidWorksSimulation* o valor máximo de tensão observado foi 516,4 MPa e a extensão máxima foi 5,97%. Por sua vez, no *Ansys*, o valor máximo de tensão registado foi 427,4 MPa e a extensão máxima foi 7,6%. Observando os resultados numéricos obtidos no *SolidWorksSimulation* e no *Ansys*, pode concluir-se que existe uma diferença de 17% e 21% entre resultados obtidos por ambos os programas, para a tensão e extensão respectivamente. No caso do *Ansys*, apresentaram-se os resultados até à posição onde se encontra a secção do instrumento, correspondente ao centro de curvatura e, como se pode verificar pelas figuras 4.16 e 4.18, a espira onde se verificam os valores máximos de tensão obtidos em ambos os programas de simulação numérica, corresponde à 6ª espira de corte do instrumento.

### 4.5.3 Posição Coronal

Nas figuras 4.20 e 4.21 podem-se observar as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região coronal, após simulação no *SolidWorksSimulation*.

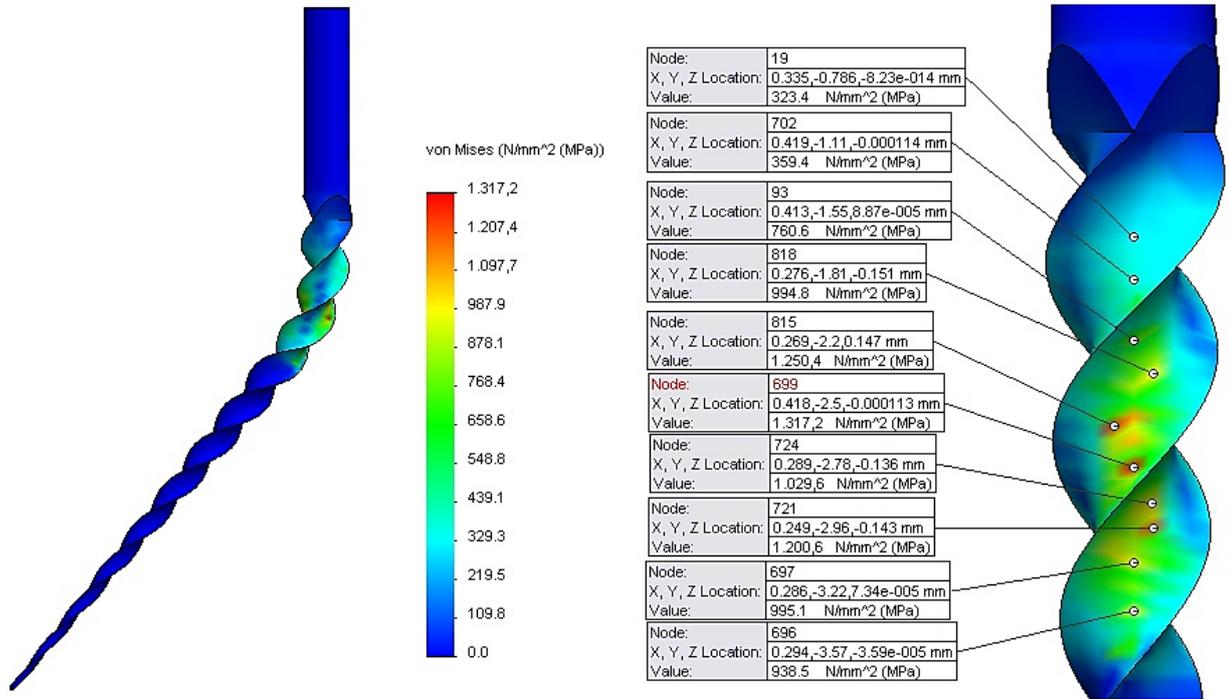


Figura 4.20 – Distribuição de tensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região coronal do instrumento .06/20.

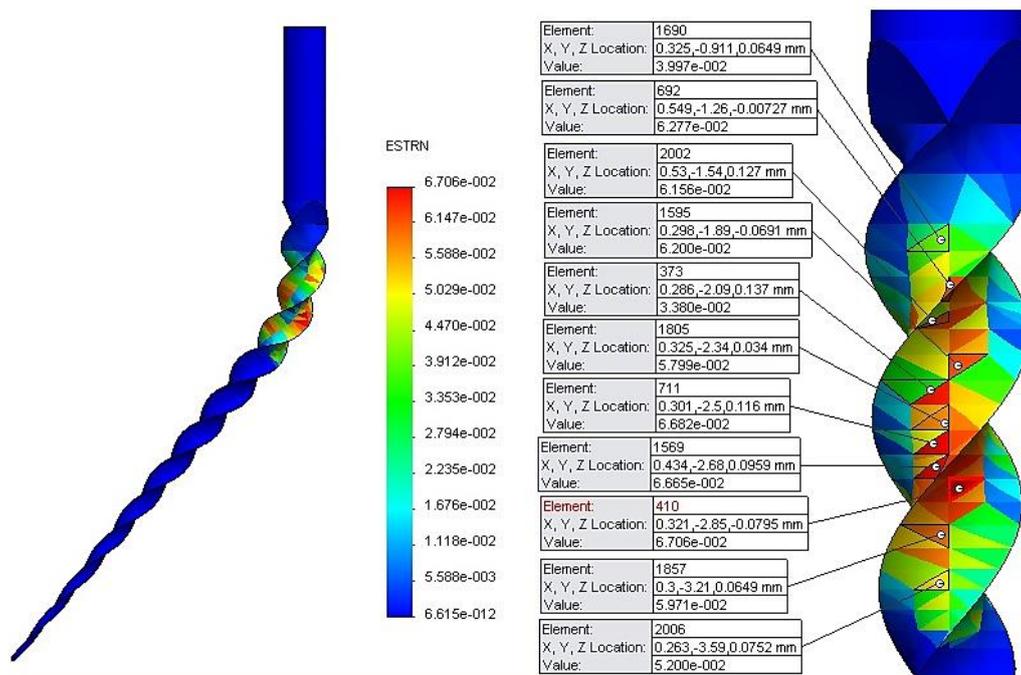


Figura 4.21 – Distribuição de extensão obtida no *SolidWorksSimulation*, na região coronal do instrumento .06/20.

Nas figura 4.22 e 4.23 mostram-se as distribuições de tensão e extensão do instrumento .06/20, quando submetido a uma curvatura na região coronal, após simulação no Ansys.

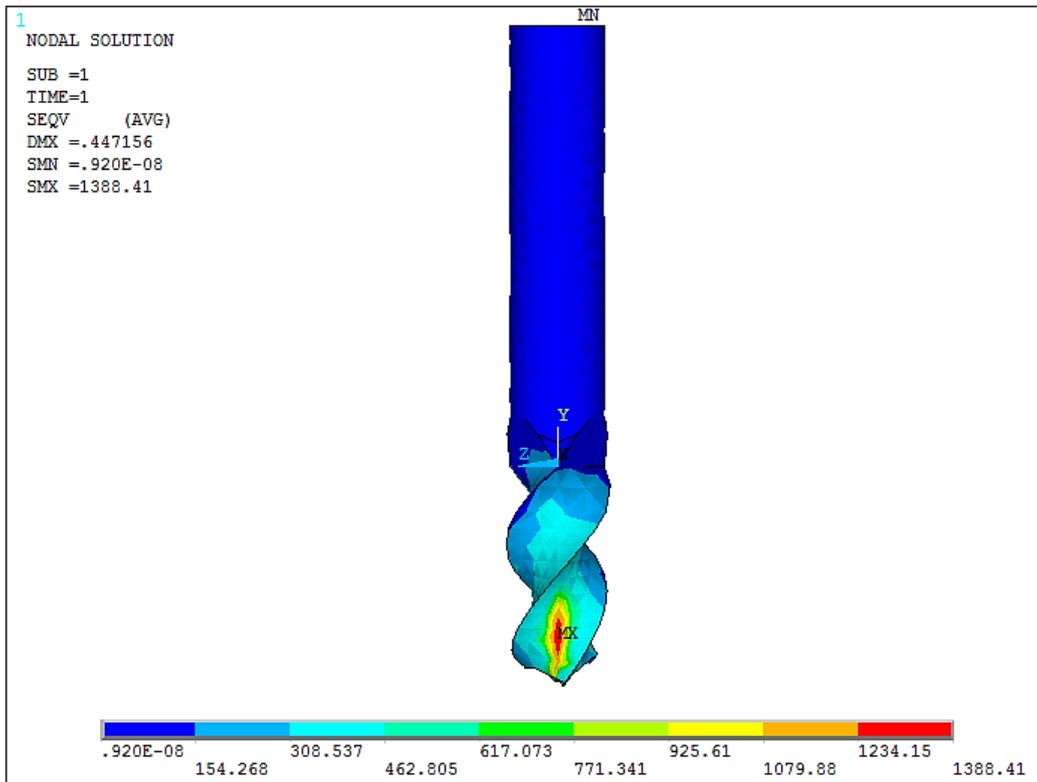


Figura 4.22 – Distribuição de tensão obtida no Ansys, na região coronal do instrumento .06/20.

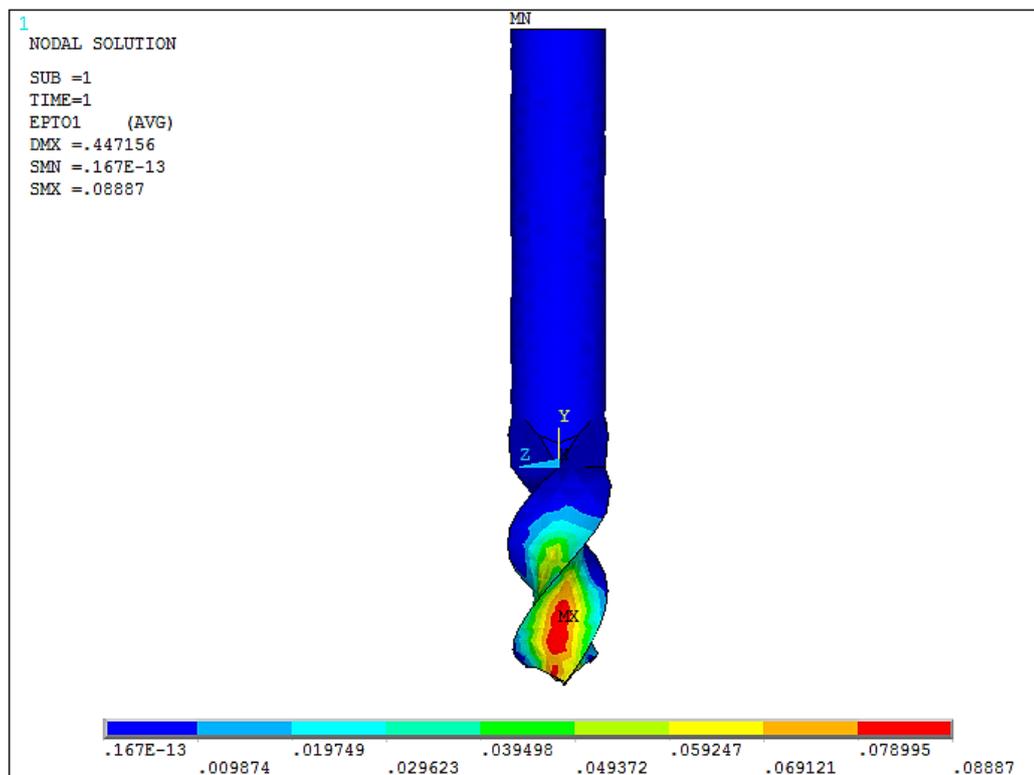


Figura 4.23 – Distribuição de extensão obtida no Ansys, na região coronal do instrumento .06/20.

No *SolidWorksSimulation* o valor máximo de tensão observado foi 1317,2 MPa e a extensão máxima foi 6,7%. Por sua vez, no *Ansys* o valor máximo de tensão registado foi 1388,4 MPa e a extensão máxima foi 8,9%. Observando os resultados numéricos obtidos no *SolidWorksSimulation* e no *Ansys* pode concluir-se que existe uma diferença de 5,1% entre os resultados obtidos para a tensão e uma diferença de 25% para a extensão. No caso do *Ansys* apresentaram-se os resultados até à posição onde se encontra a secção do instrumento correspondente ao centro de curvatura e, como se pode verificar pelas figuras 4.20 e 4.22, os valores máximos de tensão obtidos em ambos os programas de simulação numérica encontram-se entre a segunda e terceira espira de corte do instrumento.

#### **4.6 Discussão dos Resultados**

Analisando os resultados obtidos experimentalmente, pode dizer-se que se verificaram diferenças significativas entre os vários grupos de teste. Essas diferenças estão relacionadas com as variáveis de teste impostas, nomeadamente a realização de polimento electrolítico e autoclave.

O polimento electrolítico teve uma grande influência na vida à fadiga dos instrumentos, pois, tal como se pode verificar pelos resultados da tabela 4.5, ambos os tipos de instrumento apresentaram valores médios de tempo de ensaio superiores após terem sido submetidos a polimento electrolítico, sendo que, no caso do instrumento .04/20, os instrumentos tiveram quase o dobro da duração. Comparando a variação do peso com a duração dos ensaios, pode afirmar-se que não existe qualquer relação entre os dois.

Em relação à influência do tratamento térmico por autoclave, os instrumentos .06/20 e .04/20 apresentaram resultados distintos. Os instrumentos .06/20 apresentaram maior duração após o tratamento térmico realizado no autoclave; no entanto, os instrumentos .04/20 apresentaram menor duração de ensaio após terem sido submetidos ao tratamento térmico, sendo que, neste caso, a duração média desceu para quase metade.

Pode então afirmar-se que o polimento electrolítico teve uma influência bastante positiva na resistência à fadiga de ambos os tamanhos de instrumento, aumentando a sua duração e por sua vez o número de ciclos à fadiga. Já o tratamento térmico por autoclave, provocou melhoria na resistência à fadiga dos instrumentos .06/20, mas reduziu a resistência à fadiga dos instrumentos .04/20.

Analisando os valores da tabela 4.7, pode afirmar-se que, durante os ensaios, os instrumentos fracturaram na secção considerada crítica, correspondente ao centro de curvatura.

Os valores de tensão obtidos, quer no *SolidWorksSimulation* quer no *Ansys*, para cada região diferente do instrumento (apical, central e coronal), encontram-se bastante próximos entre si para ambos os programas. Em todas as regiões do instrumento obtiveram-se valores de extensão máxima superiores no *Ansys* relativamente ao *SolidWorksSimulation*. No caso da região apical não existe uma diferença muito significativa (16%) entre ambos os programas de simulação numérica; no entanto, na região central e coronal as diferenças entre os valores de extensão calculados já foram maiores (21% e 25% respectivamente). Relativamente aos resultados analíticos da extensão, obtiveram-se valores coerentes com os valores retirados da análise pelo método dos elementos finitos.

Como esperado, existe uma variação dos valores da tensão e da extensão com a localização da curvatura ao longo do comprimento do instrumento. Os valores mais baixos verificam-se na região apical e os mais elevados na região coronal. Isto vem comprovar que a tensão e a extensão aumentam com o diâmetro do instrumento, tal como se verifica pelos resultados obtidos por via analítica.

Na região coronal, o valor da tensão encontra-se muito próximo da tensão de ruptura do material (1400 MPa) e verifica-se um valor de extensão (8,9%) acima dos 8% de extensão que a superelasticidade do Ni-Ti permite recuperar completamente.



## 5 Conclusões e Trabalhos Futuros

O tratamento superficial por polimento electrolítico desempenha um papel bastante importante na resistência à fadiga dos instrumentos Hyflex .06/20 e .04/20. O facto de se ter eliminado as estrias de maquinagem da superfície dos instrumentos parece ter dificultado a iniciação de fracturas, aumentando assim a resistência à fadiga dos instrumentos.

Em relação ao tratamento térmico por autoclave, não se consegue tirar uma conclusão definitiva acerca da sua influência na resistência à fadiga, pois obtiveram-se resultados ambíguos quando comparando a influência do tratamento nos instrumentos de tamanho .06/20 e .04/20.

As tensões e extensões variam com a localização da curvatura ao longo do comprimento do instrumento. Esta variação deve-se principalmente à variação do diâmetro da secção transversal dos instrumentos. Os instrumentos sujeitos a curvatura coronal encontram-se expostos a esforços muito grandes (próximos ou até superiores à tensão de ruptura do material), o que faz com que exista um grande risco de fractura do instrumento durante o tratamento endodôntico de canais radiculares que imponham este tipo de curvatura ao instrumento.

Futuramente deverá procurar ver-se qual é a influência do polimento electrolítico na eficiência de corte dos instrumentos. Poderá também realizar-se um estudo onde se compare instrumentos submetidos a polimento electrolítico, com um novo tipo de instrumento, o *Twisted File™*, que é o primeiro instrumento de Ni-Ti fabricado por meio de torção do fio de Ni-Ti, que não é submetido a nenhum processo de maquinagem.



## 6 Bibliografia

- [1] Ingle, J. I., Bakland, L. K. e Baumgartner, J. , Ingle's Endodontics, 6º ed., Hamilton, Ontario: BC Decker Inc., 2008.
- [2] Castellucci, Arnaldo, "A Brief History of Endodontics," em *Endodontics Vol.1. Ed. II*, Florence, Tridente, 2006, pp. 2-5.
- [3] Cohen, S. and Hargreaves, K. M., Caminhos da Polpa, Tradução da 10º ed., Rio de Janeiro: Elsevier, 2011.
- [4] Bergenholtz, G., Horsted-Bindslev, P. and Reit, C., Textbook of Endodontology, 2º ed., Oxford, United Kingdom: Blackwell Publishing Ltd, 2010.
- [5] Walia, H., et al., "An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files," *Journal of Endodontics*, vol. 14, n.º 7, pp. 346-351, 1988.
- [6] Parashos, P. e Messer, H. H., "Rotary NiTi Instrument Fracture and its Consequences," *Journal of Endodontics*, vol. 32, pp. 1031-1043, 2006.
- [7] Al-Sudani, D., et al., "Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments in a Double (S-shaped) Simulated Curvature," *Journal of Endodontics*, vol. 38, pp. 987-989, 2012.
- [8] [Online]. Available: <http://www.ua.pt/demac/readobject.aspx?obj=1259>. [Acedido em 3 09 2013].
- [9] Thompson, S. A., "An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry," *International Journal of Endodontics*, vol. 33, pp. 297-310, 2000.
- [10] Lopes, Hélio P., et al., "Influence of curvature location along an artificial canal on cyclic fatigue of a rotary nickel-titanium endodontic instrument," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 111, pp. 792-796, 2011.
- [11] Fernandes, A. A., Fatigue behaviour of NiTi files used for endodontic applications (MSc Thesis, in portuguese), Monte da Caparica, Portugal: Faculty of Science and Technology, The New University of Lisbon, 2013.
- [12] Pinto, P. M., Fatigue life assessment of reciprocating endodontic files (MSc Thesis, in portuguese), Monte de Caparica, Portugal: Faculty of Science and Technology, The New University of Lisbon, 2013.
- [13] Shen, Y, et al., "Current Challenges and Concepts of the Thermomechanical Treatment of Nickel-Titanium Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 39, n.º 2, pp. 163-172, 2013.
- [14] Pruett, J. P., et al., "Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 23, n.º 2, pp. 77-85, 1997.
- [15] Gambarini, G., et al., "Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods," *Journal of Endodontics*, vol. 34, n.º 8, pp. 1003-1005, 2008.

- [16] Bahia, M. G. A. and Buono, V. T. L., "Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 100, no. 2, pp. 249-255, 2005.
- [17] Park, Su-Young, et al., "Dynamic Torsional Resistance of Nickel-Titanium Rotary Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 36, no. 7, p. 1200–1204, 2010.
- [18] Cheung, G. S. P., et al., "Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination," *International Endodontic Journal*, vol. 38, pp. 802-809, 2005.
- [19] Sattapan, B., et al., "Defects in Rotary Nickel-Titanium Files After Clinical Use," *Journal of Endodontics*, vol. 26, n.º 3, pp. 161-165, 2000.
- [20] Necchi, S., et al., "Mechanical behaviour of nickel-titanium rotary endodontic instruments in simulated clinical conditions: a computational study," *International Endodontic Journal*, vol. 41, p. 939–949, 2008.
- [21] American Association of Endodontists, "Rotary Instrumentation: An Endodontic Perspective," *Endodontics: Colleagues for Excellence*, pp. 1-8, Winter, 2008.
- [22] Arias, A., et al., "Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files," *Journal of Endodontics*, vol. 38, no. 9, p. 1244–1248, 2012.
- [23] Jerome, C. E. and Hanlon, R. J., "Identifying Multiplanar Root Canal Curvatures Using Stainless-Steel Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 29, no. 5, pp. 356-358, 2003.
- [24] Cunningham, C. J. and Senia, E. S., "A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars (Abstract)," *Journal of Endodontics*, vol. 18, no. 6, 1992.
- [25] Lotti, R. S., et al., "Scientific application of finite element method," *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, vol. 11, n.º 2, pp. 35-43, 2006.
- [26] Necchi, S., et al., "A Comparative Computational Analysis of the Mechanical Behavior of Two Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 36, n.º 8, p. 1380–1384, 2010.
- [27] Lopes, H. P., et al., "Effects of Electropolishing Surface Treatment on the Cyclic Fatigue Resistance of BioRace Nickel-Titanium Rotary Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 36, n.º 10, p. 1653–1657, 2010.
- [28] Barbosa, F. O., et al., "Influence of Electrochemical Polishing on the Mechanical Properties of K3 Nickel-Titanium Rotary Instruments," *Journal of Endodontics*, vol. 34, n.º 12, p. 1533–1536, 2008.
- [29] [Online]. Available: <http://courses.washington.edu/me354a/chap9.pdf>. [Acedido em 29 01 2014].

- [30] Budynas, R. and Nisbett, K., *Shigley's Mechanical Engineering Design*, 8<sup>o</sup> ed., USA: McGraw-Hill, 2006.
- [31] Schreurs, P.J.G., "Fracture Mechanics (Lecture notes - course 4A780)," Eindhoven University of Technology: Department of Mechanical Engineering, Materials Technology, 2011.
- [32] [Online]. Available: <http://pt.slideshare.net/syedsadatullah/mandibular-molars-2892858>. [Acedido em 21 03 2014].
- [33] Aguiar, Carlos M., et al., "Cone Beam Computed Tomography: a Tool to Evaluate Root Canal Preparations," *International Journal of Oral Sciences and Dental Medicine*, vol. 46, pp. 273-279, 2012.