



**Pedro Miguel Ferreira Pinto**  
Licenciatura em Ciências da Engenharia Mecânica

## **Avaliação da vida à fadiga de instrumentos endodônticos submetidos a movimento recíprocante**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em  
Engenharia Mecânica

Orientador: Rui Fernando Martins, Professor Doutor, FCT/UNL-DEMI  
Co-orientador: António Ginjeira, Professor Doutor, FMD-UL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Jorge Joaquim Pamies Teixeira  
Arguente: Prof. Doutora Raquel Albuquerque Soares Brás de Almeida  
Vogais: Prof. Doutor António Manuel Pinto Ginjeira  
Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

**Março 2013**



**Avaliação da vida à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti submetidos a movimento recíprocante**

*Copyright* © 2013 Pedro Miguel Ferreira Pinto, Faculdade Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

Nota: A presente dissertação foi redigida segundo a ortografia anterior ao novo acordo ortográfico.

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



## Dedicatória e Agradecimentos

Esta dissertação não seria possível sem a ajuda e orientação do Professor Doutor Rui Fernando Martins, FCT/UNL-DEMI, cujo apoio se tornou determinante na elaboração e desenvolvimento de todo este trabalho.

Os aspetos clínicos associados ao desenvolvimento do tema escolhido, assim como o fornecimento do material necessário para a sua concretização, só foi possível com a ajuda do Professor Doutor António Ginjeira da FMD-UL.

À Doutora Isabel Nogueira, do Instituto Superior Técnico, agradeço a ajuda prestada na observação dos instrumentos fraturados no microscópio electrónico de varrimento (MEV).

A todos os meus colegas, que sempre me acompanharam e apoiaram neste percurso, pelos momentos partilhados e pelas pequenas, mas decisivas, contribuições que me trouxeram até aqui. Em especial ao colega e amigo Alexandre Fernandes, cuja colaboração nos ensaios experimentais resultaram de suma importância.

À minha avó, aos meus pais e irmã, que sempre estiveram presentes, mantendo-se incansáveis nas suas manifestações de apoio e sem os quais este esforço teria sido em vão.

A todos os que citei, o meu eterno agradecimento.



## Resumo

Este estudo tem como principais objetivos avaliar a resistência à fadiga de instrumentos endodônticos, não-utilizados e reutilizados, de refª. *WaveOne Primary*<sup>™</sup> da marca *Maillefer Dentsply*<sup>™</sup>, submetidos a movimento recíprocante e determinar o seu comportamento estrutural através da realização de análises não lineares de elementos finitos (FEA).

Com o objetivo de simular um canal radicular, uma montagem experimental, contendo peças com um raio de curvatura de 4,7 mm, foi utilizada durante os ensaios de flexão rotativa e recíprocante realizados em instrumentos endodônticos de Ni-Ti. O movimento recíprocante (*WAVEONE ALL*) dos instrumentos foi introduzido através do micromotor *WAVEONE*<sup>™</sup> da marca *Dentsply Maillefer*<sup>™</sup>. Formaram-se três grupos experimentais; um primeiro grupo constituído por treze instrumentos, não utilizados, um segundo grupo composto por três instrumentos que tinham sido usados e esterelizados apenas uma vez e um terceiro grupo de oito instrumentos, que tinham sido usados e esterilizados duas vezes. O tempo até a fratura foi registado, calculou-se a vida à fadiga (Nf), e realizou-se uma análise estatística dos dados obtidos. Subsequentemente, as superfícies de fratura foram observadas utilizando um microscópio eletrónico de varrimento (MEV) Hitachi S-2400 e a composição química dos instrumentos foi determinada.

O valor médio da resistência à fadiga (duração), para os instrumentos não utilizados, foi igual a 118 segundos e o desvio padrão foi de 32 segundos. Os instrumentos usados uma ou duas vezes apresentaram menores valores médios de vida de fadiga, nomeadamente, 98 e 88 segundos, respetivamente, e também grande dispersão: 65 e 51 segundos, respetivamente. O mecanismo de propagação das fissuras por fadiga é, principalmente, transgranular e ocorreu preferencialmente em modo I. Os instrumentos apresentaram nucleação múltipla de defeitos à superfície, que propagaram segundo a direção das estrias de fabrico dos instrumentos, as quais atuam como locais de concentração de tensão. Conclui-se que a vida à fadiga dos instrumentos reutilizados é menor que a vida à fadiga dos instrumentos não utilizados e a dispersão dos primeiros é muito elevada.

A extensão nas secções críticas dos instrumentos foi calculada e comparada com as distribuições de extensão (6-7%) e tensão (380 MPa) obtidas a partir de análises realizadas pelo método dos elementos finitos (MEF).

**Palavras-chave:** Vida à Fadiga, Endodontia, Movimento recíprocante, Canal Radicular, Instrumentos *WaveOne Primary*<sup>™</sup>.





## Abstract

This study aims mainly to assess the fatigue life of non-used and reused endodontic instruments ref. *Primary WaveOne*™ brand *Maillefer Dentsply*™ submitted to reciprocal motion and to determine its structural behavior through non-linear finite element analysis (FEA).

An experimental setup aiming to simulate a root canal with a curvature of 45° and a radius of 4.7 mm was used during rotational and reciprocal fatigue bending tests performed to Ni-Ti endodontic files. The reciprocating motion (*WAVEONE ALL*) on instruments was introduced through the use of a *WAVEONE*™ brand *Dentsply Maillefer*™ micro motor. Three experimental sets were defined, namely, a first set constituted by thirteen non-used instruments, a second set comprising three instruments that had been used and sterilized once and a third set of eight instruments that had been used twice and were sterilized also twice. The time until fracture was recorded, the fatigue life (Nf) calculated and a statistical fatigue data analysis was performed. Subsequently, the fatigue and the final fracture surfaces were observed using a Hitachi S-2400 scanning electron microscope (SEM) and the chemical composition of the files was determined. The theoretical strain at the critical section was calculated and compared with the strain and stress distributions obtained from the finite element (FE) analysis, which were performed using a commercial *FE computer code* programme.

The average value of the fatigue life (duration), obtained for the non-used instruments was equal to 118 seconds and its standard deviation was equal to 32 seconds. The instruments that had been used once or twice showed lower average values of fatigue lives, namely 98 and 88 seconds, respectively and also large scatter: 65 and 51 seconds, respectively. The fatigue crack propagation mechanism was mainly transgranular and occurred in Mode I. Multiple crack nucleation was observed at instruments' surfaces, according to the direction of grooves of manufacture, which act as stress raisers. Two finite element (FE) *computer codes* programmes were used to calculate the distributions of stresses (380 MPa) and strains (6-7%) induced at the critical sections of the instruments.

It was concluded that the fatigue life of reused instruments is lower than the fatigue life of non-used files and the scatter of the former is very high.

**Keywords:** Fatigue life, Endodontology, Reciprocal motion, *Primary WaveOne*™ Instruments, Root Canal.

*“Quando se sonha sozinho, é apenas um sonho...  
Quando sonhamos juntos, é o começo da realidade.”*

Cervantes

# Índice

Índice de Figuras .....	xiii
Índice de Tabelas .....	xv
Abreviaturas .....	xvii
Siglas .....	xvii
Símbolos.....	xvii
Capítulo 1 - Introdução.....	1
1.1 - Objetivo.....	1
1.2 - Motivação .....	1
1.3 - Descrição da estrutura da tese .....	4
Capítulo 2 - Estado-da-Arte.....	7
2.1 - Os instrumentos endodônticos em medicina dentária .....	7
2.2 - Ruína por Fadiga.....	18
Capítulo 3 - Cálculos / Validações .....	23
3.1 – Cálculo Analítico .....	23
3.2 - Simulação Numérica .....	25
3.2.1 - Geometria SEM .....	25
3.2.2 - Análise pelo MEF.....	26
Capítulo 4 - Ensaio Experimentais .....	35
4.1 - Conceção do sistema de suporte do micromotor e da estrutura que simula o canal radicular .....	35
4.2 - Procedimento Experimental .....	37
4.3 - Apresentação e discussão de resultados.....	38
4.4 - Observação das superfícies de fratura .....	45
Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros.....	51
Referências bibliográficas.....	53
Anexos.....	55



## Índice de Figuras

<b>Figura 1.1</b> - Mola de relógio torsional [1].	2
<b>Figura 1.3</b> - Instrumento recíprocante de ref <sup>a</sup> WaveOne Primary [2].	3
<b>Figura 1.2</b> - Tipos de instrumentos de aço inoxidável [1].	3
<b>Figura 1.4</b> - Gráfico do número de meta-análises em medicina dentária, publicados por ano, em cada país [3].	4
<b>Figura 2.1</b> - Estrutura cúbica (Austenite) à esquerda e estrutura pouco simétrica (Martensite) à direita.	8
<b>Figura 2.2</b> - Sistema de rotação alternada NSK.	8
<b>Figura 2.3</b> - Sistema <i>Triple-Flex (Kerr)</i> .	9
<b>Figura 2.4</b> - Perda de massa dentária por cada operador durante a preparação dos canais radiculares com um sistema de rotação alternada NSK. W1= peso inicial; W2= peso final [5].	10
<b>Figura 2.5</b> - <i>PathFile #1</i> com 0,13 mm, <i>PathFile #2</i> com 0,16 mm e por último o <i>PathFile #3</i> com 0,19 mm, todas com conicidade 0,02 (2%).	10
<b>Figura 2.6</b> - Sistema <i>ProTaper™</i> .	11
<b>Figura 2.7</b> - Sistema <i>WaveOne™</i> composto pelos 3 instrumentos.	12
<b>Figura 2.8</b> – Procedimento para determinar o parâmetro CRr. [6].	12
<b>Figura 2.9</b> - Parâmetro rAe, erro relativo de leitura axial [6].	13
<b>Figura 2.10</b> - Sistema <i>ProTaper™</i> (PT) e sistema <i>WaveOnePrimary™</i> (W1) [6].	13
<b>Figura 2.11</b> - Intervalo de resultados com trajetória (Y) e sem trajetória (N) para os parâmetros CRr (A) e rAe (B) [7].	15
<b>Figura 2.12</b> - Superfície de fratura de fragmentos de 3 tipos de instrumentos [8].	16
<b>Figura 2.13</b> - Representação esquemática de uma superfície de fratura por fadiga [20].	19
<b>Figura 2.14</b> - Representações esquemáticas de vários tipos de superfícies de fratura por fadiga [20].	20
<b>Figura 2.15</b> - Ciclos de tensão de fadiga: a) Alternado; b) Repetido; c) Blocos; d) Irregular ou aleatório; e) e f) Ciclos com onda de tensão triangular e trapezoidal [20].	20
<b>Figura 2.16</b> - Curvas S-N esquemáticas para um aço macio e uma liga de alumínio [20].	22
<b>Figura 3.1</b> - Gráfico e tabela de valores da curva Tensão-Extensão genérica para ligas com Memória de Forma.	23
<b>Figura 3.2</b> - Caracterização das zonas no instrumento <i>WaveOne Primary™</i> .	25
<b>Figura 3.3</b> - Extremidade do instrumento <i>WaveOne Primary™</i> .	26
<b>Figura 3.4</b> - caracterização das zonas do canal (lado esquerdo). Secção apical (ao centro) e secção coronal (lado direito) do instrumento <i>WaveOne Primary™</i> [22].	26
<b>Figura 3.5</b> - Definição de pontos na superfície da curvatura do canal radicular.	27
<b>Figura 3.6</b> - Propriedades do Nitinol definidas no <i>SolidWorks™</i> .	28
<b>Figura 3.7</b> - Simulação do instrumento sem espiras: a) Constrangimentos e deslocamentos na secção do canal radicular e b) Deslocamento ao longo da componente x e c) Extensão para os vários pontos do canal.	29
<b>Figura 3.8</b> - Simulação do instrumento sem espiras:	30

<b>Figura 3.9</b> - Simulação do instrumento sem espiras: .....	31
<b>Figura 3.10</b> - Simulação do instrumento com espiras de corte: .....	32
<b>Figura 3.11</b> - Simulação do instrumento com espiras: .....	33
<b>Figura 4.1</b> - Banco de Ensaio com medidas gerais, zona (a), (b) e (c) à esquerda e indicação do ponto W e peças 1 e 2 à direita. ....	35
<b>Figura 4.2</b> - Braçadeiras do micromotor .....	36
<b>Figura 4.3</b> - Sistema que suporta o micromotor e o sistema que simula o canal radicular. ....	36
<b>Figura 4.4</b> - Montagem experimental com micromotor, na programação <i>WAVEONE ALL</i> , com a máquina de filmar à direita. ....	37
<b>Figura 4.5</b> - Mesa de coordenadas. ....	37
<b>Figura 4.6</b> - Espectro da composição química do instrumento 025.08_22 e tabela com valores das percentagens atómicas para 4 instrumentos. ....	38
<b>Figura 4.7</b> - Área da secção fraturada nos 6 instrumentos, com a respetiva escala real. ....	41
<b>Figura 4.8</b> - Gráfico Extensão <i>versus</i> Duração para o grupo 1.....	42
<b>Figura 4.9</b> - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 1 com média 117,5 s e desvio padrão igual a 32 s.....	43
<b>Figura 4.10</b> - Gráfico Extensão <i>versus</i> Duração para o grupo 2.....	43
<b>Figura 4.11</b> - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 2 com média 98 e desvio padrão 64,9. ....	43
<b>Figura 4.12</b> - Gráfico Extensão <i>versus</i> Duração para o grupo 3.....	44
<b>Figura 4.13</b> - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 3 com média 88,3 e desvio padrão 51,5. ....	44
<b>Figura 4.14</b> - Zona de fratura do instrumento.....	45
<b>Figura 4.15</b> - Superfícies de fratura para 6 instrumentos de diferentes grupos.....	46
<b>Figura 4.16</b> - Fissuração múltipla no instrumento 025.08_1. ....	46
<b>Figura 4.17</b> - Superfície de fratura do instrumento 025.08_11: a) Iniciação de fratura no canto esquerdo; b) Iniciação de fratura no canto superior; c) Iniciação de fratura no canto direito; d) Ampliação da iniciação de fratura no canto direito.....	47
<b>Figura 4.18</b> - Superfície de fratura do instrumento 025.08_12: a) Depressão perto do local de iniciação; b) Local de rotura final. ....	48
<b>Figura 4.19</b> - Superfície de fratura do instrumento 025.08_12: a) Fratura intergranular e transgranular; b)Ampliação da fratura intergranular e transgranular. ....	48
<b>Figura 4.20</b> - Superfície de fratura do instrumento 025.08_12: a) Fratura intergranular e transgranular; b)Ampliação da fratura intergranular e transgranular. ....	48
<b>Figura 4.21</b> - Fenda na superfície de fratura do instrumento 025.08_15, perto do local de iniciação. ....	49
<b>Figura 4.22</b> - Fissuração múltipla na superfície do instrumento 025.08_22. ....	49

## Índice de Tabelas

<b>Tabela 2.1</b> - Fadiga Cíclica e Resistência Torsional (média com desvio padrão) [8]. .....	16
<b>Tabela 3.1</b> - Valores de deslocamento imposto para induzir uma curvatura nos instrumentos semelhante à do canal radicular. ....	27
<b>Tabela 3.2</b> – Quadro resumo com os valores teóricos e numéricos para a extensão e tensão equivalente de <i>von Mises</i> . ....	33
<b>Tabela 4.1</b> - Duração experimental dos instrumentos <i>WaveOne Primary</i> <sup>TM</sup> . ....	39
<b>Tabela 4.2</b> - Variância, Desvio Padrão e Extensão dos grupos de ensaio 1, 2 e 3. ....	40
<b>Tabela 4.3</b> - Cálculo do <i>Diâmetro Experimental</i> , <i>D</i> . ....	42





## Abreviaturas

Ni-Ti - Níquel-Titânio

Nitinol - *Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*

ref<sup>a</sup>. - Referência

CNC - Controle Numérico Computadorizado

MATLAB - *MATrix LABoratory*

mm - Milímetros

seg - Segundos

min - Minutos

## Siglas

SEM - *Scanning Electron Microscope*

MEV - Microscópio Eletrônico de Varrimento

MEF - Método dos Elementos Finitos

SMA - *Shape Memory Alloys*

FE - *Finite Element*

FEA - *Finite Element Analyses*

## Símbolos

™ - Marca registrada

$N_r$  - Número de ciclos até à rotura

$N_i$  - Número de ciclos até à nucleação e iniciação da fissura

$N_p$  - Número de ciclos de propagação

f - Frequência

D - Diâmetro

t - Tempo

$\sigma$  - Tensão normal aplicada

$\sigma_m$  - Tensão média

$\sigma_{m\acute{a}x}$  - Tensão máxima

$\sigma_{m\acute{i}n}$  - Tensão mínima

$\sigma_a$  - Amplitude de tensão

$\Delta\sigma$  - Gama de tensão

$D_i$  - Dano microestrutural acumulado

$n_t$  - Número total de ciclos

$n_i$  - Número de ciclos de um bloco

R - Raio de curvatura

$\varepsilon$  - Extensão

## Capítulo 1 - Introdução

Este capítulo descreve o objetivo desta dissertação, abordando a motivação, assim como faz a descrição da estrutura da tese.

### 1.1 - Objetivo

Este estudo tem como principais objetivos avaliar a resistência à fadiga de instrumentos endodônticos, não-utilizados e reutilizados, de ref<sup>a</sup>. *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> da marca *Dentsply Maillefer*<sup>TM</sup>, submetidos a movimento recíprocante, e determinar o seu comportamento estrutural através da realização de análises não lineares pelo método dos elementos finitos (MEF).

### 1.2 - Motivação

Uma das especialidades em Medicina Dentária é a Endodontia. Esta área é responsável pela manutenção do dente, engloba o tratamento de cáries, fraturas/ traumas dentários, lesões e todas as patologias inerentes [1].

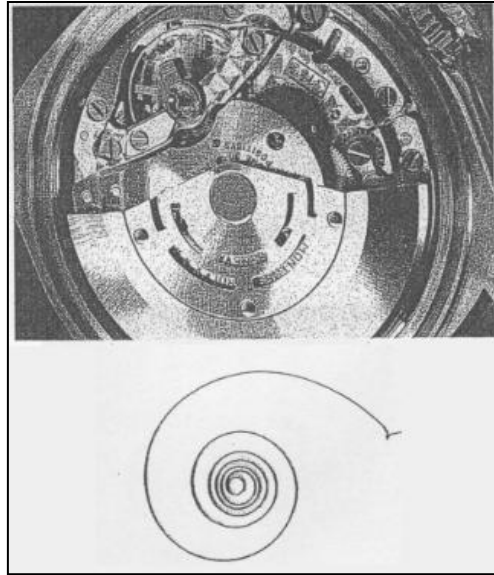
Ao longo dos anos foram inventadas ferramentas que permitiram aos clínicos tratar e prevenir os problemas dentários, existindo por isso, alterações não só na forma do instrumento, como na forma do material e nas técnicas utilizadas. Regra geral, as ligas metálicas são a base desse material.

As ligas metálicas são misturas de metais, podendo também conter, outros elementos não metálicos. São formuladas para terem as propriedades desejadas e, geralmente, uma liga é mais “resistente” que o metal puro. As ligas com memória de forma têm a capacidade de recuperar, por simples aquecimento, a forma inicial adquirida a alta temperatura e, posteriormente, modificada por arrefecimento. Embora o efeito de memória de forma seja conhecido desde 1930, apenas na década de 60 começaram a ser utilizadas as ligas com memória de forma. As primeiras foram as de níquel-titânio, designadas por *Nitinol*, que foram usadas em 1967 para a construção de mangas de junção para aviões *F14* [1].

As ligas de níquel-titânio são biocompatíveis com os tecidos humanos e têm uma ótima resistência à corrosão, sendo por isso cada vez mais usadas na medicina. Na medicina têm

múltiplas aplicações, tais como agrafos em fraturas, anéis para aperto de vértebras e implantes. Em ortodontia são usadas nos aparelhos de correção da posição dos dentes e em endodontia nos instrumentos.

O primeiro instrumento endodôntico surgiu em 1838, inventado por Maynard, cuja função era alargar e limpar o canal radicular dos dentes. Maynard baseou-se em equipamentos de relojoaria, como é o caso da mola de torção (ver figura 1.1).



**Figura 1.1** - Mola de relógio torsional [1].

Estes instrumentos deixaram de ser utilizados pois, devido ao seu elevado diâmetro, provocavam um aumento do canal radicular, o que se refletia em desconforto do paciente, para além de não fazer um correto tratamento.

Em 1958, na segunda Conferência Internacional de Endodontia, realizada na Universidade de Pensilvânia/E.U.A., foi estabelecido uniformizar e normalizar os diâmetros e comprimentos dos instrumentos, bem como a sua conicidade e todos os restantes parâmetros dimensionais [1].

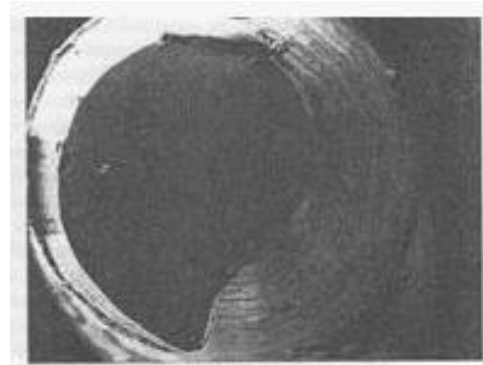
Para maior rapidez e segurança na realização dos tratamentos clínicos houve várias tentativas de substituir a instrumentação manual por sistemas automatizados, recorrendo-se também a instrumentos de aço inoxidável.

Os instrumentos de aço inoxidável são ainda os mais usados na instrumentação manual pois oferecem boa resistência à fratura, não oxidam, permitem uma boa maquinagem do material dentário, apresentam uma boa resistência à torção e, como são bastante rígidos, permitem o cateterismo nos canais radiculares atresiadados e curvos. Contudo, há a referir a sua pouca flexibilidade, que não os deixa realizar rotações de 360° dentro do canal radicular [1], uma vez que, ao serem introduzidos sob pressão, em direção ao ápice, os seus ângulos de

cutte impedem esse movimento, o que origina a fratura do instrumento. São normalmente obtidos através de hastes metálicas com secções transversais de forma quadrangular e ou triangular (instrumentos do tipo K) ou em forma de vírgula (instrumentos do tipo Hedström) (ver figura 1.2).



a) Macrografia da secção transversal do instrumento tipo K;



b) Macrografia transversal do instrumento tipo Hedström.

**Figura 1.2** - Tipos de instrumentos de aço inoxidável [1].

Nos últimos anos introduziram-se ligas de níquel-titânio, inicialmente utilizado como fio ortodôntico e, posteriormente, utilizado nos instrumentos endodônticos [1]. Este material apresenta excelente flexibilidade/ductibilidade, baixo módulo de elasticidade quando comparado com o do aço inoxidável, elevada energia armazenada durante a curvatura, grande resistência à fratura por torção, boa compatibilidade biológica, alta resistência à corrosão. Ultimamente, os instrumentos foram obtidos por maquinagem de hastes metálicas de níquel-titânio, sendo alteradas a sua forma cilíndrica e conicidade originais. A título de exemplo, na figura 1.3, é apresentado um instrumento da ref.<sup>a</sup> *WaveOne Primary*.



**Figura 1.3** - Instrumento recíprocante de refª *WaveOne Primary* [2].

Os avanços tecnológicos introduzidos nos instrumentos endodônticos têm vindo a contribuir para uma melhoria significativa da qualidade de vida de indivíduos com problemas endodônticos.

Hoje em dia, a tecnologia permite ao operador adaptar os instrumentos a cada caso específico; desta forma, a higiene oral pode ser vista como um indicador do grau de desenvolvimento de uma sociedade.

O número de meta-análises publicadas [3] tem vindo a aumentar de forma gradual na maioria dos países. De um total de 304 artigos, entre 1990 e 2004, são os Estados Unidos que detêm maior número de publicações, com 20 artigos em 2003. A Holanda e Inglaterra com 8

artigos cada em 1994 e 2003, respetivamente. A Suíça com 5 artigos em 2004 e por último, com 4 artigos cada, a Itália em 2002, a Suécia em 1998 e 2004 e o Canadá em 1997 (ver gráfico 1.1).

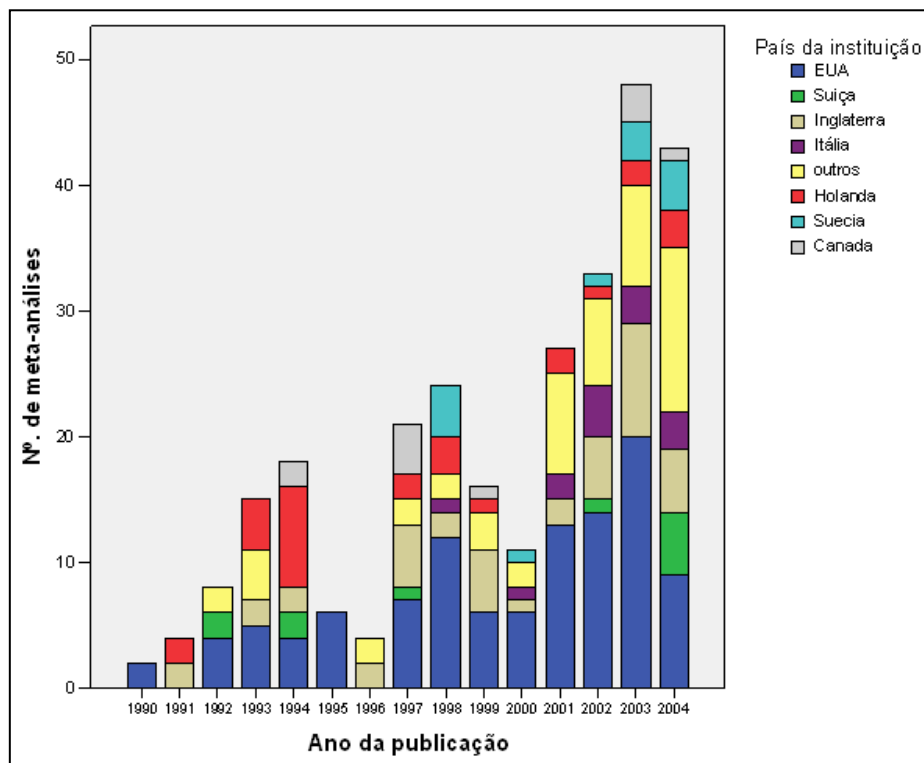


Figura 1.4 - Gráfico do número de meta-análises em medicina dentária, publicados por ano, em cada país [3].

### 1.3 - Descrição da estrutura da tese

Os capítulos seguintes da tese estão organizados da seguinte forma:

No capítulo 2 é apresentado o Estado-da-Arte, onde se enquadra o instrumento endodôntico em Medicina Dentária, mostrando os diversos estudos realizados. Faz-se a comparação entre os instrumentos de Ni-Ti e os de aço inoxidável, a descrição de alguns equipamentos utilizados e a distinção entre o movimento de rotação recíprocante e o movimento de rotação contínua. Por último, é feita uma descrição do processo de ruína por fadiga, apresentando-se os gráficos S-N característicos do aço e de ligas de alumínio.

No capítulo 3 é determinado o valor estimado de extensão e tensão para o instrumento ref<sup>a</sup>. *WaveOne Primary*<sup>TM</sup>, tendo como suporte o gráfico característico das propriedades mecânicas (tensão vs. extensão) para as ligas com Memória de Forma. A análise é feita pela



via do cálculo analítico e também por simulação numérica, utilizando o programa de modelação geométrica, *SolidWorks*<sup>™</sup> e o *software* de elementos finitos, *ANSYS*<sup>™</sup>.

No capítulo 4, descreve-se o processo de construção da montagem experimental, bem como os parâmetros utilizados na experiência, garantindo uniformidade nos ensaios, os materiais de construção e o equipamento necessário para a experiência. Também é incluído neste capítulo, o procedimento experimental, a apresentação de resultados com a respetiva discussão e ainda a análise das superfícies de fratura de seis instrumentos selecionados.

Por último, no capítulo 5 são apresentadas as conclusões desta tese, bem como algumas propostas de trabalho futuro.





## Capítulo 2 - Estado-da-Arte

### 2.1 - Os instrumentos endodônticos em medicina dentária

Uma estrutura cristalina de um material é uma estrutura molecular em que um padrão é repetido ao longo de todo o material, podendo existir uma “mistura” de metais denominada por homogénea, no caso em que não se conseguem diferenciar os seus constituintes, ou heterogénea, caso estes se consigam diferenciar. Na sua constituição poderão existir materiais metálicos e não metálicos.

Para que se possa obter uma liga é necessário fundir os seus constituintes e proceder ao seu arrefecimento. Quando ocorre a fusão (por exemplo de dois metais), o produto final não manifesta as propriedades do metal A, ou metal B, mas resulta uma combinação de propriedades que, no seu conjunto, melhoram as propriedades do produto final (liga).

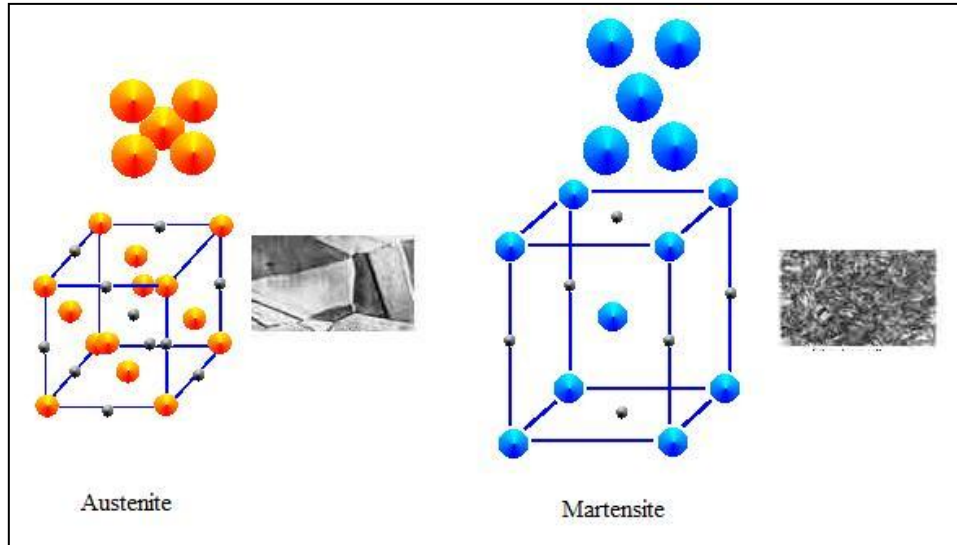
Podem enumera-se alguns exemplos de ligas, como é o caso do *Nitinol* (liga de níquel e de titânio, Ni-Ti) e *Tinel*, cobre-zinco-alumínio, cobre-zinco-níquel e outros como a prata-cádmio, ouro-cádmio, cobre-estanho, cobre-zinco, níquel-alumínio, ferro-platina, magnésio-cobre e ferro-magnésio.

Os instrumentos reciprocantes constituem um avanço assaz inovador no âmbito da medicina dentária em virtude de possuírem propriedades de super elasticidade, sendo constituídas por ligas de níquel-titânio. Estas ligas pertencem ao grupo das ligas com memória de forma, ou *shape memory alloys* (SMA), visto deterem a capacidade de recuperar a sua forma original, quando lhes é retirada a deformação imposta. Recuperam também de deformações permanentes quando aquecidas acima de uma determinada temperatura.

A forma distinta com que certas ligas se comportam quando são submetidas a esforços repetidos (fadiga), ou até mesmo esporádicos/sobrecarga, despertou a atenção de Arne Olander, em 1938. As ligas encontradas teriam então constituintes prejudiciais à saúde (entre eles o ouro e o cádmio) pelo que, só nos anos 60, foram realizados testes por William J. Buehler no *Nitinol* (liga de níquel-titânio que significa *Nickel Titanium Naval Ordenance Laboratory*) no *Naval Ordenance Laboratory* (Maryland).

Os estudos efetuados por William J. Buehler foram a rampa de lançamento para um melhor conhecimento das propriedades das ligas de níquel-titânio permitindo-lhes hoje serem utilizadas nas mais diversas aplicações em aeronáutica e medicina.

A martensite [4] caracteriza-se por ser a fase com uma estrutura pouco simétrica, ao passo que a austenite é uma fase de estrutura cúbica de faces centrada (C.F.C.), como pode ser visualizado na figura 2.1.



**Figura 2.1** - Estrutura cúbica (Austenite) à esquerda e estrutura pouco simétrica (Martensite) à direita.

Ao nível do tratamento endodôntico, um dos grandes objetivos reside na completa limpeza do canal radicular, removendo os tecidos da polpa infetado. Assim, são usados instrumentos de níquel-titânio pela sua flexibilidade, resistência e eficácia. Como se adaptam de forma adequada à estrutura do canal (diâmetro e conicidade) são instrumentos que asseguram a integridade do mesmo, mantendo-o o mais próximo da sua geometria inicial pela minimização nos danos causados.

Apesar de todas as vantagens do equipamento, há que ter em conta o seu elevado custo e a fractura algo rápida dos instrumentos. De facto, o instrumento tem tendência a falhar/fraturar na zona da curvatura do canal, ocorrendo principalmente nos molares inferiores. Para reduzir os acidentes na preparação do canal radicular, foram efetuados estudos nesse sentido, apostando-se no melhoramento das técnicas de preparação e modificações no *design* dos instrumentos.

No estudo realizado por Wagner *et al.* [5] foi analisada a influência que diversos operadores têm na perda de massa dentária durante a preparação do canal radicular utilizando o sistema de rotação alternada ref<sup>a</sup> NSK, TEP-E10R, *Nakanishi Inc.*(figura 2.2).



**Figura 2.2** - Sistema de rotação alternada NSK.

Neste estudo [5] foram utilizados 84 pré-molares inferiores humanos que foram tratados com instrumentos de aço inoxidável *Triple-Flex* (Kerr) seguindo o procedimento de ensaio, até ao instrumento #30 (ver figura 2.3).

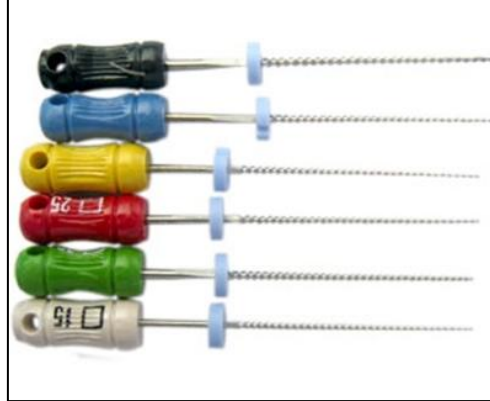


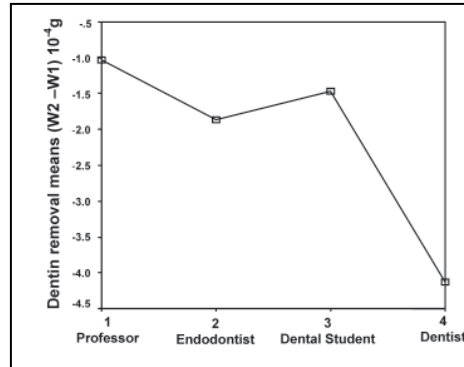
Figura 2.3 - Sistema *Triple-Flex* (Kerr)

Os 84 pré-molares foram então entregues, após pesagem, a 4 diferentes tipos de operadores tendo cada um ficado com 21 pré-molares. O canal de cada pré-molar foi devidamente preparado com o auxílio de instrumentos com ref.<sup>a</sup> *Triple-Flex* #35 a #45, acopladas ao sistema de rotação alternada ref.<sup>a</sup> *NSK*, acionado por motor elétrico (ref.<sup>a</sup> *Endo Plus; VK Driller*). Como forma de identificação, o grupo de operadores foi o seguinte: grupo 1 - professor de Endodontia, grupo 2 - Endodontista, grupo 3 - Estudante do 3º ano e por último grupo 4 – Dentista generalista.

Conseguiu-se, por diferença entre o peso inicial e final, saber qual a quantidade de massa dentária que cada operador retirou, uma vez que cada lote possuía amostras aproximadamente semelhantes.

Por intermédio de uma análise estatística com teste de *Tukey*, para um nível de significância de 5%, constatou-se que, a maior quantidade de perda de massa dentária foi obtida no grupo 4, seguindo-se os grupos 2, 3 e 1 [ $p < 0,001$  (grupo 1);  $p = 0,005$  (grupo 2) e  $p = 0,001$  (grupo 3)]. Como conclusão deste estudo estabeleceu-se que, o sistema de rotação alternada/reciprocante ref.<sup>a</sup> *NSK* mostrou ser um recurso auxiliar eficiente na preparação do canal radicular, independentemente da experiência do operador formado em endodontia, uma vez que não existia diferença estatisticamente significativa entre os grupos 1 e 2 ( $p = 0,608$ ), 1 e 3 ( $p = 0,914$ ) e 2 e 3 ( $p = 0,938$ ), como se pode observar na figura 2.4.

A utilização da técnica de movimento reciprocante, objecto de estudo na presente tese, ficou assim demonstrada, sendo utilizada de forma corrente nos tratamentos de endodontia efectuados actualmente.



**Figura 2.4** - Perda de massa dentária por cada operador durante a preparação dos canais radiculares com um sistema de rotação alternada NSK. W1= peso inicial; W2= peso final [5].

Por sua vez, o estudo efectuado por Berutti *et al.* [6] mostrou a diferença resultante da preparação do canal radicular com uso de 2 instrumentos recíprocos, o *WaveOne Primary* e o rotativo *ProTaper*, tendo sido comparados a curvatura e a modificação do eixo do canal após a utilização de cada um dos instrumentos. Os procedimentos foram executados por um operador experiente em ambos os métodos.

Foram utilizados 30 blocos de ensaio, da marca *Dentsply Maillefer*, com conicidade de 0,02. Os instrumentos de ref.<sup>a</sup> *PathFile (PF)* foram a solução utilizada para, numa primeira fase, iniciar a abertura do canal radicular ao longo de todo o comprimento de trabalho, construindo-se uma trajetória deslizante. Na gama *PathFile* foram utilizados, sucessivamente, os instrumentos #1 com diâmetro da extremidade igual a 0,13 mm, #2 com diâmetro na extremidade igual a 0,16 mm e por último o #3 com 0,19 mm de diâmetro na extremidade, todos com conicidade igual a 0,02 (ver figura 2.5).



**Figura 2.5** - *PathFile* #1 com 0,13 mm, *PathFile* #2 com 0,16 mm e por último o *PathFile* #3 com 0,19 mm, todas com conicidade 0,02 (2%).

As amostras foram então divididas em dois grupos. Num primeiro grupo, para dar forma ao canal, foram utilizados os instrumentos *ProTaper* S1-S2-F1-F2 e, no segundo grupo, utilizaram-se os instrumentos *WaveOne Primary*<sup>TM</sup>.

O sistema *ProTaper*<sup>TM</sup> da *Dentsply-Maillefer*<sup>TM</sup> é dos mais usados internacionalmente, utilizando-se instrumentos rotatórios de níquel-titânio. Estes instrumentos são divididos em

*Shaping Files*, ou instrumentos de formação (**Sx**, **S1**, **S2**) e *Finishing Files*, ou instrumentos de acabamento (**F1**, **F2**, **F3** e mais recentes os **F4** e **F5**). Estão ordenados de acordo com um código de cores, onde a cor roxa corresponde ao **S1**, a branca ao **S2**, a amarela ao **F1**, a vermelha ao **F2**, a azul corresponde ao **F3**, **Sx** (instrumento acessório) não tem banda de cor (ver figura 2.6). Em todos os 15 canais foram utilizados os instrumentos *ProTaper*<sup>TM</sup> S1 e S2, sendo analisado previamente o canal e moldados logo de seguida com os instrumentos F1 e F2. Utilizou-se o motor X-Smart, com uma velocidade de 300 r.p.m. e 5 N.cm de binário com uma relação de contra ângulo<sup>1</sup> de 16:1. Foi analisado várias vezes o canal, sempre, antes e depois do uso dos instrumentos S1-S2, e apenas antes do uso dos instrumentos F1-F2, com o auxílio de instrumentos #10 K (*Dentsply Maillefer*<sup>TM</sup>).



**Figura 2.6** - Sistema *ProTaper*<sup>TM</sup>.

O sistema *WaveOne*<sup>TM</sup> (ver anexo B), utilizado no tratamento do canal do segundo grupo estudado em [6], foi concebido para proporcionar movimento recíprocante, que se caracteriza pela mudança contínua de direção de rotação, durante o procedimento de moldagem do canal, com um maior ângulo de rotação no sentido de corte (para alta eficiência) e um menor ângulo no sentido contrário (por forma a avançar ao longo do sentido descendente do canal, respeitando a sua anatomia).

É constituído por 3 únicos instrumentos: um pequeno instrumento, de secção 0.21 em  $D_o$ , com uma conicidade de 6% indicada para os canais estreitos; um instrumento primário (*WaveOne Primary*<sup>TM</sup>), de diâmetro 0.25 em  $D_o$ , com conicidade 8%, para a maioria dos canais e um instrumento largo, de 0.40 em  $D_o$ , com conicidade 8%, para os canais largos. O instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> possui o mesmo comprimento do sistema *ProTaper F2* mas com secção variável e lâminas de cortes reversivas (ver figura 2.7)

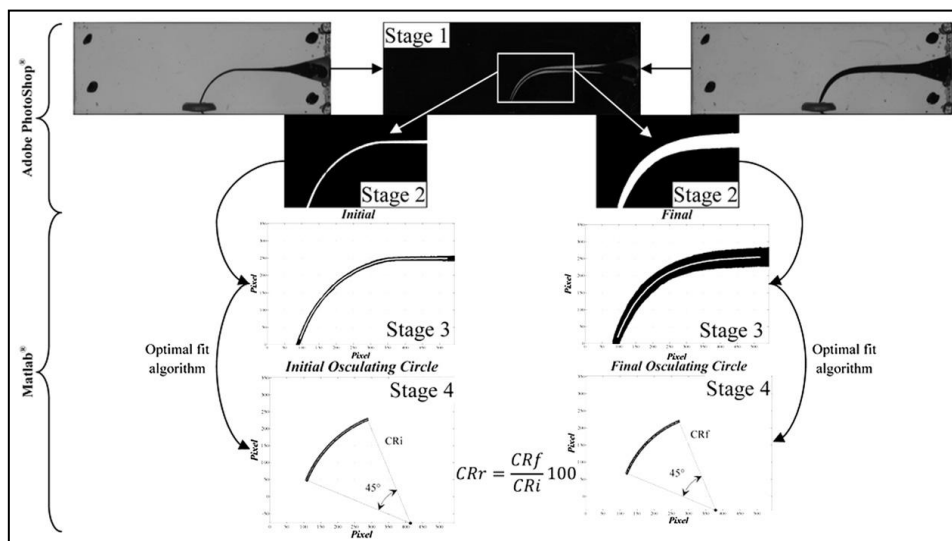
<sup>1</sup> Redução da velocidade de rotação na zona de encaixe dos instrumentos no micromotor.



**Figura 2.7** - Sistema WaveOne™ composto pelos 3 instrumentos.

Os canais foram moldados com os instrumentos *WaveOne Primary™* por meio de um movimento de *pecking*<sup>2</sup> e o canal foi apenas analisado quando os instrumentos chegaram a uma distância do canal radicular entre o meio e o terço apical com auxílio dos instrumentos #10K da *Dentsply Maillefer™*.

Na figura 2.8, faz-se a comparação do parâmetro geométrico de curvatura, *CRr*, nos dois grupos estudados, onde se observa a geometria do canal. Com o auxílio das ferramentas de tratamento de imagem foi possível detetar os contornos iniciais, *CRi*, e finais, *CRf*, da instrumentação utilizada. A área a branco corresponde à zona interior e a área a preto à zona exterior. As imagens obtidas foram comparadas com a imagem construída tendo por base um algoritmo ideal e o um arco de 45°. Considerando círculos osculadores<sup>3</sup>, ambos os parâmetros inicial (*CRi* – rácio de curvatura inicial do canal) e final (*CRf* – rácio de curvatura final do canal) foram obtidos para que através destes pudesse ter sido calculado *CRr* que é dado por  $CRr = 100 \cdot CRf / CRi$ . O valor ideal para o *CRr* é o valor 100.



**Figura 2.8** – Procedimento para determinar o parâmetro *CRr*. [6].

<sup>2</sup> Movimento de vai e vem ao longo da direção longitudinal do canal radicular.

<sup>3</sup> Em Geometria diferencial, o círculo osculador de uma curva planar suave num dado ponto da curva é o círculo cujo centro se encontra na linha normal interior à curva, e cuja curvatura é igual à da curva nesse ponto.

Outro parâmetro analisado no artigo [6] foi o parâmetro de erro relativo do eixo do canal radicular,  $rAe$ , (ver figura 2.9), que foi calculado para melhor investigar as modificações que poderão ser introduzidas no canal. Num primeiro passo foram sobrepostos os arcos iniciais e finais, para que se pudesse obter o valor de  $\Delta\theta$ , ângulo com vértice no centro do círculo de oscilação inicial, onde coexistem ambos os arcos inicial e final. A área entre o início e o final dos arcos é denominada por erro do eixo,  $Ae$ . Para o cálculo do erro de leitura temos a seguinte expressão  $rAe = 100 \cdot Ae / CRi$ , onde o  $CRi$  corresponde ao sector circular de  $\Delta\theta$ .

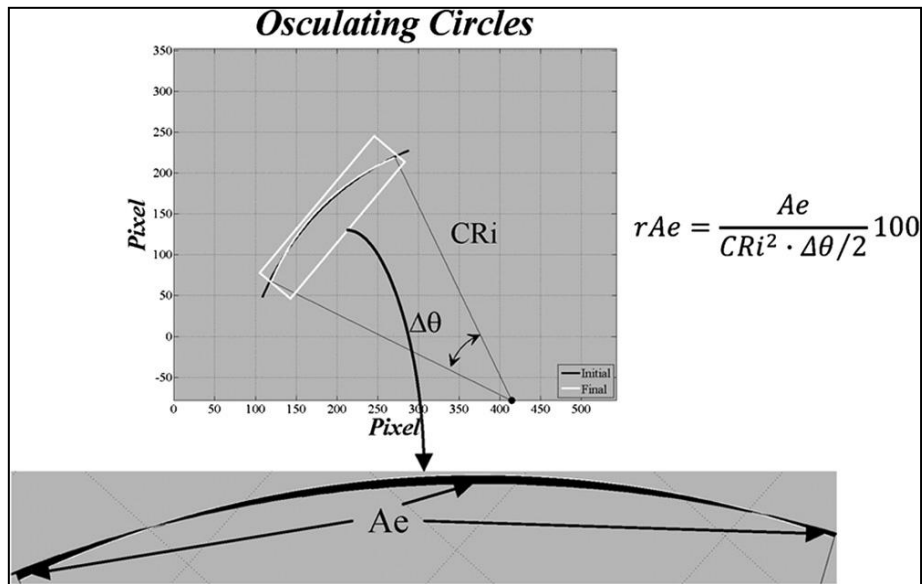
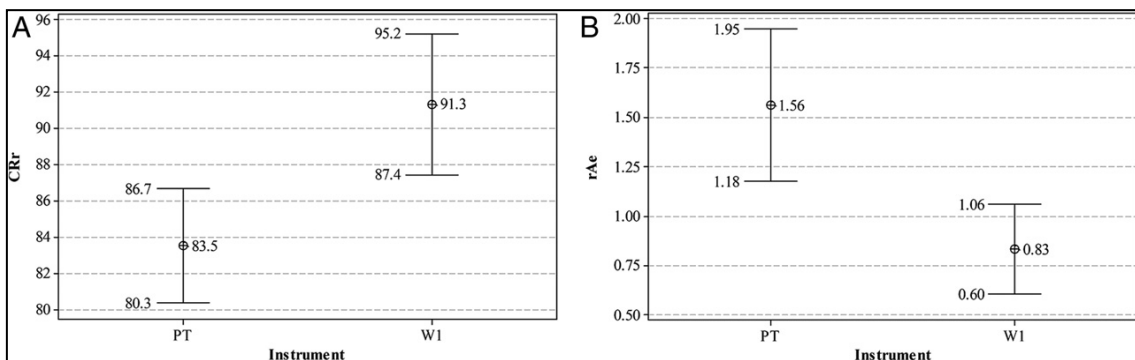


Figura 2.9 - Parâmetro  $rAe$ , erro relativo de leitura axial [6].

Com este estudo [6] ficou provado que se o instrumento utilizado for o *WaveOne Primary™* (W1), então o parâmetro  $CRr$  fica bastante perto de 100 e o parâmetro  $rAe$  perto de 0, como pode ser visto na figura 2.10. Em suma, com o uso da instrumentação *WaveOne Primary™*, as modificações no canal são bastante reduzidas comparativamente ao sistema *ProTaper™* (PT).



A- Intervalo de valores para o parâmetro  $CRr$ , para um intervalo de confiança de 95%

B- Intervalo de confiança para o parâmetro  $rAe$  para um intervalo de confiança de 95%.

Figura 2.10 - Sistema *ProTaper™* (PT) e sistema *WaveOnePrimary™* (W1) [6].

Num estudo anterior, levado a cabo por Berutti *et al.* [7], testou-se a influência da construção prévia da trajetória na curvatura do canal radicular, bem como a sua modificação axial aquando da utilização da instrumentação com referência *WaveOne Primary™*.

Os instrumentos rotativos de níquel-titânio foram concebidos para melhorar a preparação do canal radicular. Contudo, o seu uso não acarreta apenas vantagens. Como tal, o risco de ocorrer falha por fadiga, provocado por esforços de flexão e o risco de falha por torção, induzindo tensões de corte, são causas que podem levar à fratura do instrumento.

Para evitar a ocorrência de fratura do instrumento devido à torção, é importante que não só o clínico, como a instrumentação, sejam os indicados para o procedimento. Alguns casos que contribuem para a ocorrência de tensões de cortes excessivas, são, por exemplo, a existência de uma grande área de contacto entre as paredes do canal e a ponta de corte do instrumento, bem como a secção do canal ser menor comparativamente à ponta não cortante do instrumento. Esta última situação poderá ocorrer devido a um bloqueio de cone, com especial destaque para os instrumentos mais afunilados (maior conicidade).

Uma das formas de evitar o bloqueio cónico consiste no alargamento coronal, isto é, em criar uma trajetória antes da utilização da instrumentação de níquel-titânio, utilizando por exemplo, a instrumentação *PathFile™*, vista anteriormente. Desta forma, consegue-se garantir que o canal radicular fica com um diâmetro maior, ou pelo menos igual à ponta do primeiro tamanho de instrumento rotativo utilizado.

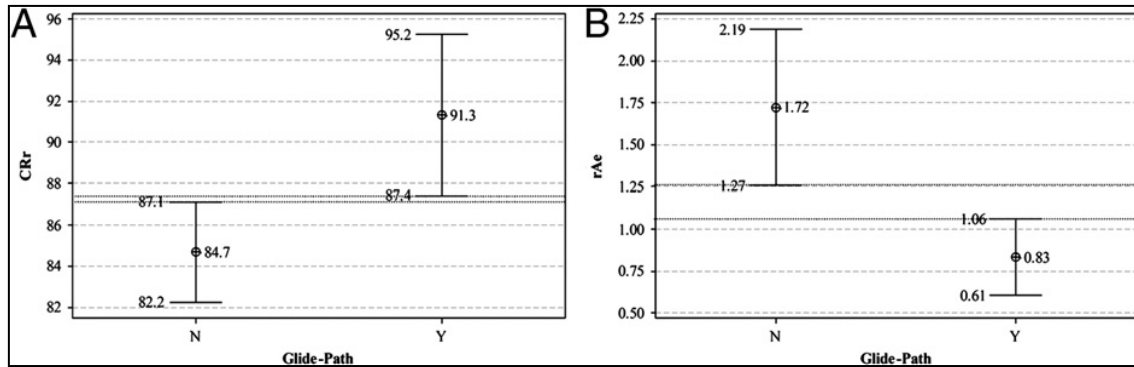
No movimento recíprocante, a inversão do sentido de rotação pode diminuir a probabilidade de fadiga por flexão cíclica, quando comparada com a possibilidade de ocorrência de torção.

No estudo apresentado em [7] mostra-se uma montagem experimental em que, num primeiro grupo (grupo 1), a trajetória foi construída com auxílio de um agente lubrificante e por intermédio dos instrumentos rotativos de níquel-titânio, *PathFile™*; num segundo grupo (grupo 2), não foi preparada a trajetória do canal radicular, passando diretamente ao uso da instrumentação *WaveOne Primary™*, usando o mesmo procedimento.

À semelhança do estudo mencionado anteriormente [6] foram tiradas fotografias antes e depois da utilização dos instrumentos, as quais foram enviadas para o *MatLab™* para poderem ser comparadas.

O fator de desempenho mostrou-se bastante dependente da geração da trajetória. Quando a trajetória é realizada (Y), ou seja, quando os canais radiculares são previamente percorridos por instrumentos, o parâmetro *CRr* aproxima-se de 100% e o parâmetro *rAe* de 0, reduzindo as modificações que surgem com os seguintes procedimentos (ver figura 2.11).





A - Intervalo de resultados para o parâmetro *CRr* para um nível de confiança de 95%.

N - sem trajetória (grupo 2)

Y - com trajetória (grupo 1).

B - Intervalo de resultados para o parâmetro *rAe* para um nível de confiança de 95%.

N - sem trajetória (grupo 2)

Y - com trajetória (grupo 1).

**Figura 2.11** - Intervalo de resultados com trajetória (Y) e sem trajetória (N) para os parâmetros *CRr* (A) e *rAe* (B) [7].

Os estudos realizados por Kim *et al.* [8] destacaram a importância que a fadiga cíclica e a resistência à torção auferem nos instrumentos de níquel-titânio, *Reciproc™* e *WaveOne Primary™*, quando comparados com movimento de rotação contínua, sendo para isso utilizados os instrumentos *ProTaper F2*.

Os instrumentos *Reciproc™*, da marca *VDW™*, fabricada em *Munich*, Alemanha, e o *WaveOne Primary™*, da marca *Dentsply Maillefer™* fabricado em *Ballaigues*, Suíça, são dois instrumentos que, segundo a opinião dos fabricantes, com a sua técnica de movimento recíprocante conseguem reduzir a probabilidade de fratura devido a esforços de torção, uma vez que, periodicamente, alteram o sentido da sua rotação. Os *Reciproc™* rodam 150° no sentido anti-horário e depois 30° no sentido horário, os *WaveOne* rodam 170° no sentido anti-horário e 50° no sentido horário. Este “alívio” da fricção instrumento/canal radicular prolonga a vida destes instrumentos.

Os instrumentos usados (10 amostras de cada: *WaveOne™*, *ProTaper™ F2* e *Reciproc™*) tinham 25 mm de comprimento.

O teste de fadiga cíclica foi efetuado num equipamento, que consegue simular um instrumento limitado na curvatura do canal aquando do movimento recíprocante e contínuo. O número de ciclos até à fratura (NCF) em cada instrumento foi calculado multiplicando o tempo, em segundos, até à fratura pela rotação do motor, em ciclos por segundo, independentemente da direção de rotação.

Como pode ser visto na tabela 2.1, comparando os três instrumentos, verifica-se que os *Reciproc™* são os que apresentam melhor resistência à fadiga, logo seguidos dos *WaveOne™* e que ambos têm uma vida à fadiga muito superior aos instrumentos *ProTaper™*. Nos comprimentos médios dos fragmentos resultantes da fratura, em qualquer uma das marcas, não há diferença relevante a destacar.

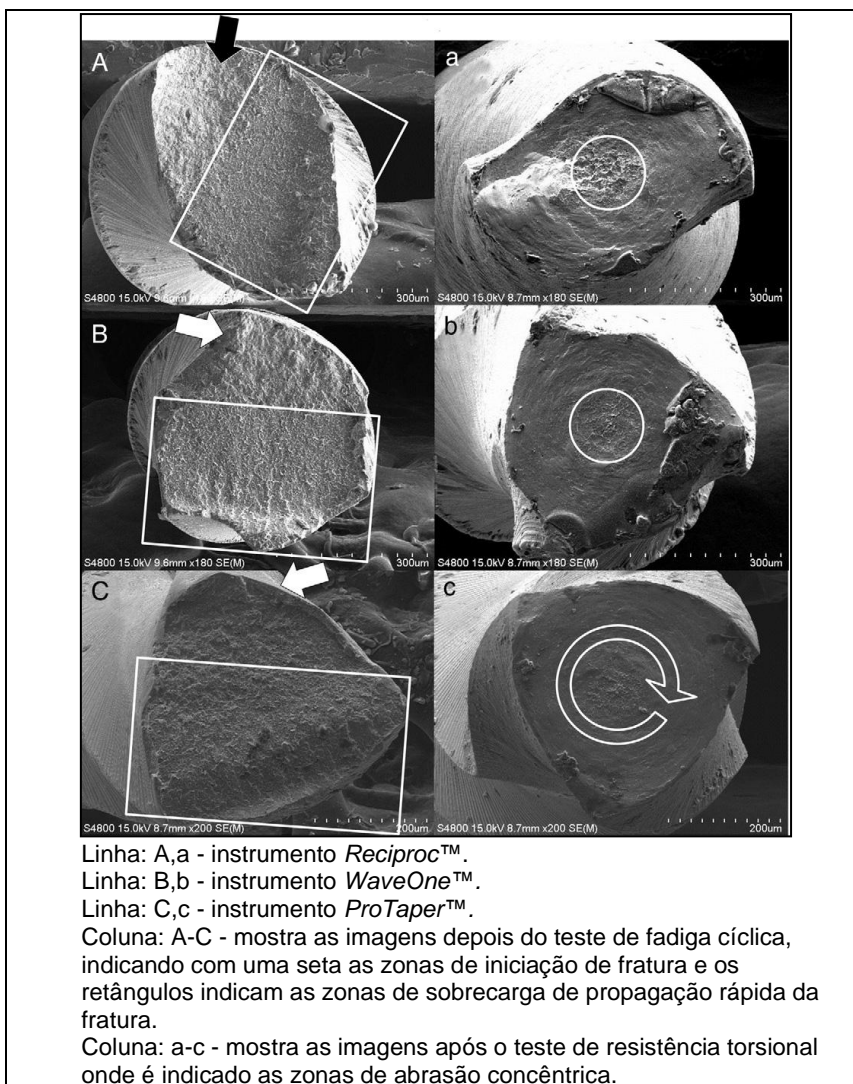
Quanto à resistência à torção, constata-se que o valor mais alto corresponde às *WaveOne*<sup>TM</sup>, seguindo-se as *Reciproc*<sup>TM</sup> e por último, as *ProTaper*<sup>TM</sup>. Contudo, existe uma grande discrepância entre estes valores, como pode ser visto na tabela 2.1.

**Tabela 2.1** - Fadiga Cíclica e Resistência Torsional (média com desvio padrão) [8].

	Reciproc	WaveOne	ProTaper
NCF	2069.50 ± 371.40 <sup>a</sup>	1766.92 ± 318.92 <sup>b</sup>	595.00 ± 104.67 <sup>c</sup>
Length of fractured fragment after cyclic fatigue tests (mm)*	3.89 ± 1.28	4.23 ± 0.82	4.75 ± 0.52
Ultimate torsional strength (N·cm)	2.95 ± 0.18 <sup>b</sup>	3.55 ± 0.16 <sup>a</sup>	2.51 ± 0.21 <sup>c</sup>

<sup>a,b,c</sup>Different superscript letters indicate significant differences between groups in horizontal row ( $P < .05$ ).  
\*There was no significant difference in length of fracture fragment between files ( $P > .05$ ).

A figura 2.12, mostra a seção fraturada em cada um dos três tipos de instrumentos, obtida através do *MEV*, onde se constata, semelhanças de marcas de fratura cíclica e também de torção. Existem áreas de iniciação de fratura e zonas de sobrecarga onde ocorre a rápida fratura, tudo derivado à fadiga cíclica, sendo, também, encontradas marcas de abrasão concêntrica.



**Figura 2.12** - Superfície de fratura de fragmentos de 3 tipos de instrumentos [8].

Aquando da aplicação das velocidades em cada um dos motores com os respetivos instrumentos, sentiu-se a necessidade de perceber se existiria influência desta velocidade de rotação na resistência à fadiga sentida nos instrumentos, uma vez que no estudo realizado, o tempo até à fratura era o *output* para a análise de dados. Assim, a programação *WAVEONE* foi utilizada nos instrumentos *Reciproc*<sup>TM</sup> e o motor *RECIPROC* nos instrumentos *WaveOne*<sup>TM</sup>, utilizando-se 10 amostras para cada. Como não foi detetada nenhuma variação significativa na rotação, concluiu-se que o estudo feito não seria posto em causa pela troca de motores.

Ao longo dos anos foram aperfeiçoados os equipamentos e técnicas de modo a contribuir para uma maior eficácia no tratamento do sistema do canal radicular [9-12]. Apesar dos dois instrumentos serem feitos da mesma liga, (*M-wire*) cada um tem uma secção transversal diferente. Os *WaveOne*<sup>TM</sup> têm uma secção triangular côncava e os *Reciproc*<sup>TM</sup> em forma de “S”. Esta situação pode diferenciar ambos os instrumentos uma vez que, uma maior área de secção corresponde a uma maior resistência torsional [13,14] e os instrumentos *WaveOne*<sup>TM</sup> apresentam uma resistência à torção mais elevada do que os *Reciproc*<sup>TM</sup> [15,16].

No equipamento do *ProTaper*<sup>TM</sup> *F2*, apesar de se encontrarem semelhanças com a área transversal do *WaveOne*<sup>TM</sup>, a vida à fadiga do primeiro tipo de instrumento é mais baixa e necessita de um menor binário para deformar ao corte a secção resistente. Tal comportamento pode ser justificado pelo facto do *ProTaper*<sup>TM</sup> ser fabricado a partir de uma liga de níquel-titânio tradicional, em vez do *M-wire*. O equipamento *ProTaper*<sup>TM</sup> tem ainda um passo menor que os dois outros instrumentos, o que provoca a criação de mais zonas de concentração de tensões [13, 17].

O conceito de instrumento reciprocante, onde é usado apenas um único instrumento, alargando o canal radicular até determinado diâmetro e conicidade, está a ter grande aceitação em endodontia, comparativamente a outros protocolos de limpeza de canal, onde o instrumento é gradualmente substituído até chegar ao diâmetro pretendido. Para o tratamento dos canais, os instrumentos reciprocantes de níquel-titânio mais adequados são os *Reciproc*<sup>TM</sup> e o *WaveOne*<sup>TM</sup>. Berutti *et al.* [18] analisou as modificações que existem após a utilização da instrumentação *WaveOne*<sup>TM</sup> *Primary*.

You. *et al.* [19], testou o tempo de vida à fadiga dos instrumentos de níquel-titânio sujeitos a rotação reciprocante ou contínua em 120 canais radiculares curvos pertencentes a 60 molares (superiores e inferiores). No total, utilizaram-se 11 instrumentos para os 120 canais [19].

Num primeiro grupo, constituído por 60 amostras ( $n_1=60$ ), foi testado o instrumento *ProTaper*<sup>TM</sup> *F2* utilizando movimento reciprocante. Verificou-se que, em média, um instrumento *ProTaper*<sup>TM</sup> *F2* consegue moldar  $10,60 \pm 4,35$  canais, sendo 21 o máximo número de canais moldados com um só instrumento.

No segundo grupo, constituído por 60 amostras ( $n_2=60$ ), subdividiu-se o grupo  $n_2$  em dois: as primeiras 30 amostras foram moldadas com a sequência de instrumentos *ProTaper*<sup>TM</sup>,

em rotação contínua, e as outras 30 amostras, apenas com o instrumento *ProTaper™ F2* e em rotação recíprocante.

O tempo médio de vida de um instrumento, para a preparação de um canal, em rotação contínua, foi de  $46,42 \pm 18,12$  segundos e na rotação recíprocante foi de  $21,15 \pm 6,7$  segundos.

Pelo referido na presente secção, pode concluir-se que a rotação recíprocante permite:

- uma preparação mais rápida e mais precisa do canal do que a rotação contínua e reduzir o tempo de tratamento;
- uma aprendizagem fácil do método;
- diminuir a possibilidade de fratura de instrumento, pois a utilização de movimento recíprocante tem como consequência a diminuição do desgaste no instrumento.

## 2.2 - Ruína por Fadiga

“As solicitações dinâmicas são, sem dúvida, as mais frequentes em órgãos de máquinas e em grande número de estruturas metálicas. As solicitações dinâmicas aplicadas numa peça podem provocar um tipo de ruína, conhecido por fadiga, que se sabe ser a causa de 80% a 90% de todas as ruínas de peças e estruturas submetidas a esforços mecânicos e que trabalham a temperaturas na zona de temperatura ambiente” [20].

A fadiga é a maior causa de falha nos componentes mecânicos, ocorrendo de forma imprevisível na maioria dos casos, e, regra geral, para valores de carregamento cíclico inferiores à tensão de cedência do material. Para além do referido, à medida que as flutuações de cargas vão sendo aplicadas a um componente fissurado, a velocidade de propagação de uma fenda por fadiga vai aumentando e verifica-se uma correspondente redução da capacidade de carga de um componente [21].

O processo de fadiga divide-se em 4 fases, são elas: a nucleação da fissura, o crescimento microscópico da fissura, a propagação da fissura e a rotura final. As duas primeiras fases correspondem ao período de iniciação da fenda e as duas últimas à fase de propagação da mesma.

Numa primeira fase, a mais demorada, ocorre a nucleação de fendas, resultante de defeitos inerentes ao material ou introduzidos durante o fabrico da peça. Normalmente as fendas iniciam-se à superfície das peças, nas zonas onde os grãos da microestrutura cristalina do material estão menos apoiados e onde, com frequência, são induzidos os valores máximos de tensão cíclica. Como consequência, formam-se linhas de escorregamento, a partir das quais, se inicia o processo de propagação de uma fenda por fadiga terminando numa rotura final. De salientar que a rotura por fadiga pode ocorrer sem ser detectada pelo observador, uma vez que a propagação do defeito pode localizar-se numa zona inacessível de um componente ou máquina.

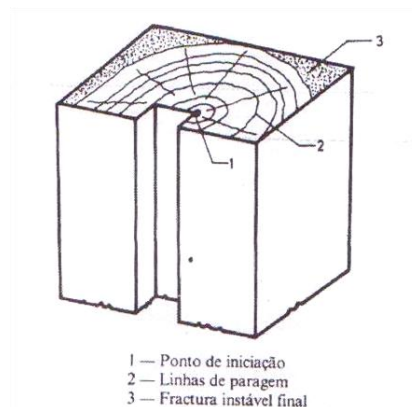
Em termos numéricos, a duração de uma peça à fadiga descreve-se pelo número de ciclos de aplicação de carga até à rotura,  $N_r$  (1). Este valor corresponde à soma de duas parcelas, a do número de ciclos de nucleação e iniciação da fissura,  $N_i$ , com a do número de ciclos de propagação,  $N_p$ .

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

Existem alguns fatores responsáveis pelas diferentes morfologias das superfícies de fratura por fadiga, tais como: o estado de tensão aplicada (uniaxial ou multiaxial), a zona de concentração de tensões e a influência do meio-ambiente. Da observação macroscópica e, principalmente, microscópica das superfícies fraturadas consegue-se normalmente identificar o mecanismo que levou à sua ruína.

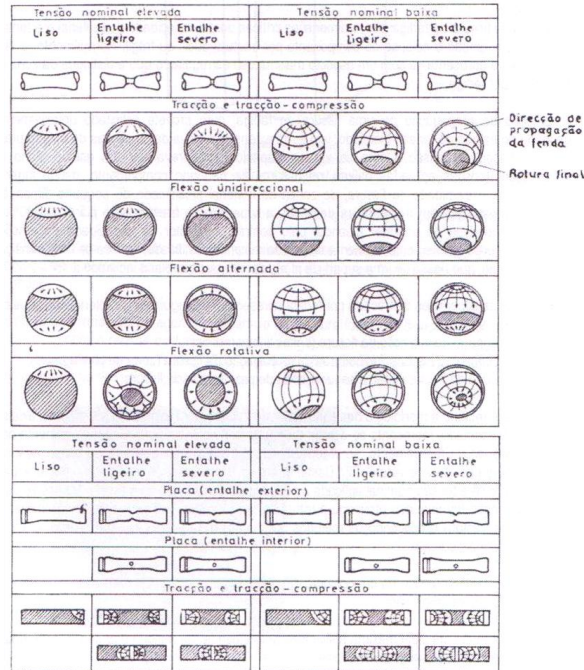
A propagação de uma fenda por fadiga, em Modo I, de uma forma macroscópica, é caracterizada por ocorrer segundo a direção normal à direção de aplicação da carga. Apresenta um aspeto liso e sem sinais de deformação plástica.

Assim que se inicia o processo de propagação por fadiga, a fissura evolui lentamente mas, de uma forma descontinuada, existindo zonas onde a fissura evolui mais rapidamente do que noutras. Este modo de propagação origina estrias de fadiga e marcas designadas por “linhas de paragem” ou “linhas frontais” como pode ser observado na figura 2.13.



**Figura 2.13** - Representação esquemática de uma superfície de fratura por fadiga [20].

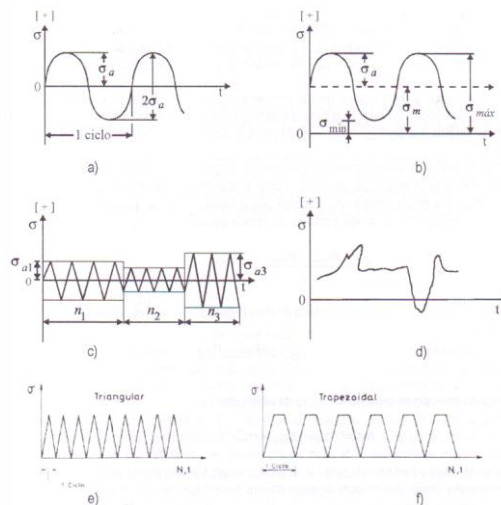
A morfologia das superfícies de fratura resultantes da propagação de uma fenda por fadiga para sollicitações axiais e de flexão pode ser sintetizada na figura 2.14.



**Figura 2.14** - Representações esquemáticas de vários tipos de superfícies de fratura por fadiga [20].

Quando não existem defeitos internos, a fissura inicia-se na superfície, onde a tensão é máxima, frequentemente numa zona de concentração de tensões. Assim, nesta categoria de propagação, o dano pode aparecer por meio de deformação plástica cíclica, rotura dos limites de grão, ou defeitos internos no material.

Só existe fadiga numa peça se as cargas aplicadas forem dinâmicas, isto é, se variarem com o tempo. Um ciclo de tensão de fadiga equivale a uma variação da tensão aplicada com o tempo, ou com o número de ciclos de aplicação da carga. Existem várias formas de representar os ciclos de fadiga, podendo dividir-se em amplitude de tensão constante e/ou amplitude de tensão variável (ver figura 2.15).



**Figura 2.15** - Ciclos de tensão de fadiga: a) Alternado; b) Repetido; c) Blocos; d) Irregular ou aleatório; e) e f) Ciclos com onda de tensão triangular e trapezoidal [20].

Um bloco de ciclos com amplitude de tensão constante é constituída por  $n_i$  ciclos (figura 2.15). Se  $t$  for tempo correspondente ao número de ciclos, em segundos ou minutos e  $N$  o número de ciclos pode definir-se a frequência,  $f$ , em ciclos/segundo ou ciclos /minuto, com a expressão seguinte (2).

$$f = \frac{N}{t} \quad (2)$$

Um ciclo com amplitude de tensão constante corresponde, por exemplo, à situação de um veio a rodar com velocidade angular constante (flexão rotativa).

O ciclo de tensão varia entre uma tensão máxima,  $\sigma_{m\acute{a}x}$ , e uma tensão mínima,  $\sigma_{m\acute{i}n}$ , onde a tensão média é dada pela equação (3).

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \quad (3)$$

A amplitude de tensão, ou a tensão alternada do ciclo,  $\sigma_a$ , é dada pela equação (4).

$$\sigma_a = \sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \quad (4)$$

E a gama de tensões,  $\Delta\sigma$ , é o dobro da amplitude, como mostra a equação (5).

$$\Delta\sigma = 2\sigma_a = \sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n} \quad (5)$$

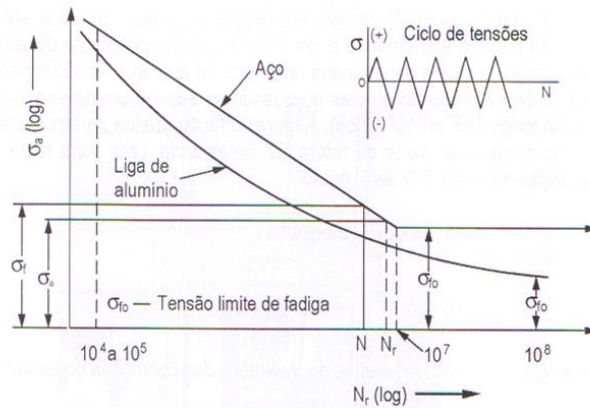
O método mais utilizado para representar as curvas tensão aplicada em função do número de ciclos,  $N_r$  é designado por curvas S-N. Estas curvas resultam de resultados obtidos por meio de ensaios de fadiga. Para construir as curvas S-N é necessário registar o número de ciclos até rotura, com um nível de tensão constante. Na prática, cada ensaio diz respeito a uma determinada amplitude de tensão e tensão média e o ensaio termina quando ocorre a rotura, ou quando o número de ciclos excede um número suficientemente longo ( $10^7$  ou  $10^8$  ciclos). Representando graficamente a amplitude ou gama de tensão em função do número de ciclos de rotura obtém-se, uma linha reta numa escala bilogarítmica. A equação da curva S-N é dada por:

$$\sigma_a N_r^c = C' \quad (6)$$

Com  $S \equiv \sigma_a$ ,  $N \equiv N_r$ ,  $c$  e  $C'$  são constantes do material para as condições do ensaio.

Nas curvas S-N é perceptível que o número de ciclos,  $N_r$ , em que a tensão é aplicada antes de o material fraturar, aumenta sempre que a tensão aplicada diminui. Para os aços, desde que não sujeitos a ambiente corrosivo, a curva torna-se horizontal para uma determinada tensão-limite (assíntota da curva) designada por tensão limite de fadiga. Se a

tensão for inferior à tensão-limite, o material poderá suportar uma infinidade de ciclos sem nunca chegar a fraturar (conceito de vida infinita). Esta particularidade, no entanto, não pode ser generalizada pois, para metais não ferrosos, como as ligas de alumínio, as ligas de magnésio e as ligas de cobre, a curva S-N tem uma inclinação que decresce gradualmente com o aumento do número de ciclos de rotura  $\sigma_a \equiv S$  (ver figura 2.16).



**Figura 2.16** - Curvas S-N esquemáticas para um aço macio e uma liga de alumínio [20].

Cada ciclo de fadiga provoca um determinado dano microestrutural, que pode ser expresso segundo a equação (7)

$$D_i = \frac{1}{N_{ri}} \quad (7)$$

onde  $N_{ri}$  corresponde ao número de ciclos até à rotura correspondente à amplitude de tensão  $\sigma_i$  do bloco de ciclos de ordem  $i$  em questão. O dano total sofrido por fadiga, segundo o critério do modelo linear de acumulação de dano, diz que existe ruína sempre que o dano total seja igual a 1 (eq.8).

$$D = \sum_{i=1}^{n_t} \frac{n_i}{N_{ri}} = 1 \quad (8)$$

onde  $n_t$  corresponde ao número total de ciclos ou blocos do espetro (número acumulado de ciclos de fadiga) e  $n_i$ , o número de ciclos de um dos blocos ou ciclos de tensões  $(\Delta\sigma_i, R_i)$ .

A equação 8 é a regra de *Miner* e nela está expresso que, os danos são acumulados de modo linear, não dependendo da sua história, ou até mesmo da sequência de cargas.

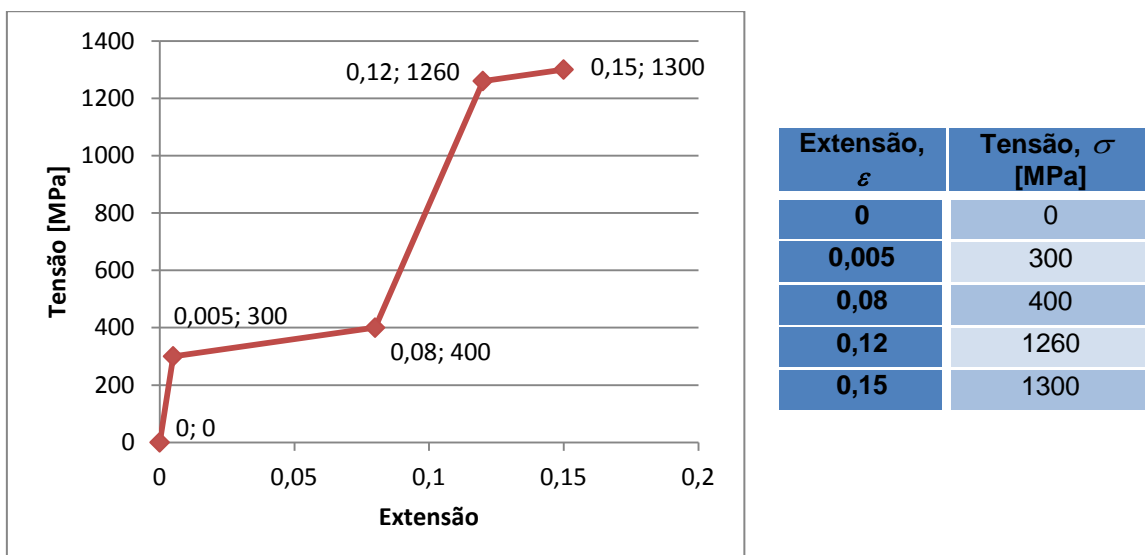


## Capítulo 3 - Cálculos / Validações

Neste capítulo, serão calculados os valores de extensão e tensão que o instrumento *ref*<sup>a</sup>. *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> sofre ao longo da curvatura de um canal radicular. Serão também abordados dois métodos de análise. Um dos métodos utiliza o cálculo analítico, em que o gráfico de tensão-extensão, usado como referência, é o gráfico correspondente às ligas de Memória de Forma (figura 3.1). O outro método, diz respeito à simulação numérica, onde a condição experimental do canal é simulada pelo programa de modelação geométrica, *SolidWorks*<sup>TM</sup> e pelo *software* de elementos finitos, *ANSYS*<sup>TM</sup>.

### 3.1 – Cálculo Analítico

As ligas com memória de forma apresentam uma distribuição muito característica de valores, para as curvas tensão *versus* extensão. A liga de Níquel-Titânio, sendo uma liga com superelasticidade pode ser descrita no gráfico tensão-extensão a seguir indicado (ver figura 3.1) o qual foi obtido num ensaio de tracção uniaxial.



**Figura 3.1** - Gráfico e tabela de valores da curva Tensão-Extensão genérica para ligas com Memória de Forma.

De acordo com [23] a fórmula que permite calcular os valores de extensão é  $\varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1}$

A expressão anterior pode ser deduzida sabendo que, a extensão é dada pelo quociente entre a variação do comprimento e o comprimento inicial.

Se se considerar o comprimento inicial,  $L_i$ , como a distância do centro de curvatura até à posição da linha neutra do instrumento e o comprimento final,  $L_f$ , como a distância  $R$  tem-se:

$$L_i = \theta(R - y) \quad e \quad L_f = \theta R$$

Com  $y = \frac{D}{2}$

$$\varepsilon = \frac{\theta R - \theta(R - y)}{\theta(R - y)} \Leftrightarrow \varepsilon = \frac{R - R + y}{R - y} \Leftrightarrow \varepsilon = \frac{y}{R - y} \Leftrightarrow \varepsilon = \left(\frac{R - y}{y}\right)^{-1} \Leftrightarrow \varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1}$$

Deste modo, caso se considere um valor de 0,536 mm para o diâmetro,  $D$ , que corresponderá, por exemplo, ao diâmetro da superfície de fratura do instrumento (ver sff capítulo IV.3), pode estimar-se o valor de extensão,  $\varepsilon$ , a que o instrumento é sujeito aquando do ensaio experimental. O valor de  $R$  considerou-se constante e igual a 4,7 mm (ver sff capítulo IV.3).

Assim, aplicando a expressão deduzida, tem-se:

$$\varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1} \Leftrightarrow \varepsilon = \left(\frac{2 \times 4,7}{0,536} - 1\right)^{-1} \Leftrightarrow \varepsilon = 0,0605$$

e, tendo por base o valor da extensão calculado, determina-se o valor estimado da tensão correspondente. Observa-se que o valor de extensão corresponde ao segundo troço do gráfico.

Fazendo a equação da reta nesse troço obtém-se o valor da tensão igual a 380,667 MPa, o qual se localiza ainda na zona não linear elástica do material:

$$\begin{cases} y = mx + b \\ y = \sigma \\ x = \varepsilon \\ b = 300 \end{cases} \Rightarrow \sigma = \frac{400 - 300}{0,08 - 0,005} \times \varepsilon + b \Leftrightarrow \sigma = \frac{400 - 300}{0,08 - 0,005} \times 0,0605 + 300 \Leftrightarrow \sigma = 380,667 \text{ MPa}$$

## 3.2 - Simulação Numérica

### 3.2.1 - Geometria SEM

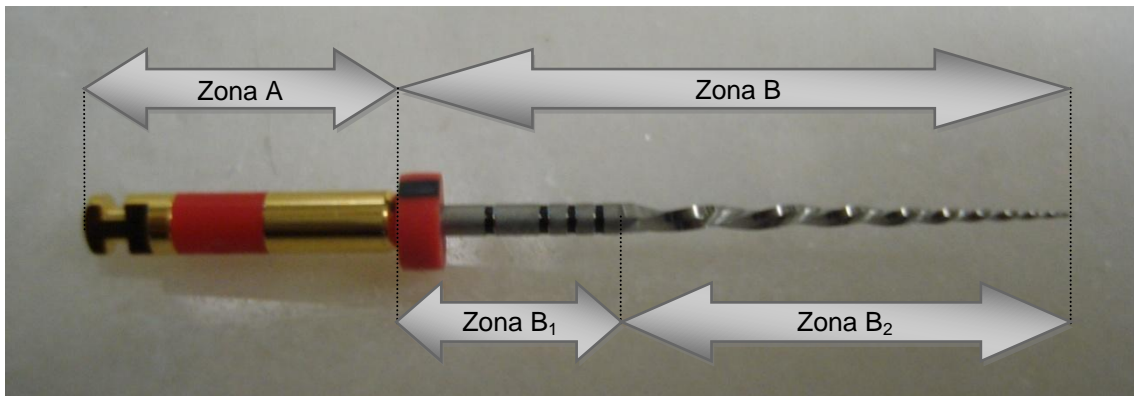
Com o auxílio do microscópio eletrónico pôde observar-se, com um maior nível de detalhe, a geometria do instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> (ver anexo A).

O instrumento divide-se em duas zonas (ver figura 3.2):

- zona A que corresponde à zona de encaixe no micromotor, com aproximadamente 12 mm de comprimento. É através desta zona que é transmitido, do micromotor para o instrumento, o movimento recíprocante;

- zona B fabricada em Ni-Ti com 25 mm de comprimento. A zona B é constituída por duas partes, uma primeira parte (zona B<sub>1</sub>) sem conicidade que, tem como intuito, dar resistência ao instrumento, aquando do seu funcionamento, e uma segunda parte (zona B<sub>2</sub>), denominada por parte ativa, com aproximadamente 16 mm e conicidade de 0,08 (8%).

A parte mais importante de qualquer instrumento endodôntico é a sua parte ativa, zona B<sub>2</sub>, pois esta ao ser assistida pelo movimento recíprocante, tem como função, a total remoção da dentina infetada.



**Figura 3.2** - Caracterização das zonas no instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup>.

A observação microscópica permite visualizar que a secção transversal do instrumento, na sua parte ativa (zona B<sub>2</sub>) é variável. No final da zona B<sub>1</sub> o instrumento apresenta um diâmetro de 1,16 mm e finaliza com um diâmetro de 0,25 mm. A ponta do instrumento tem um conicidade de aproximadamente 75% (figura 3.3)

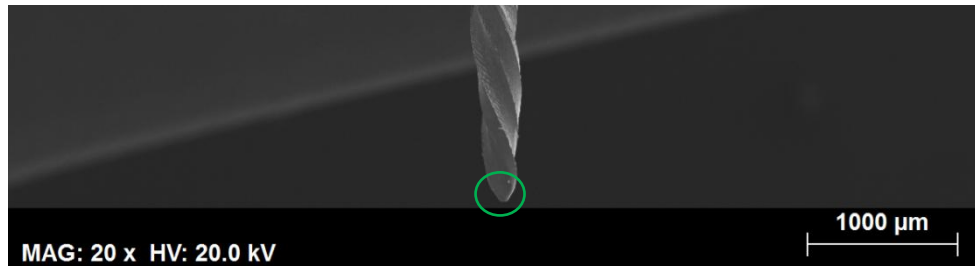


Figura 3.3 - Extremidade do instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup>.

Através da figura 3.4, observa-se que o canal radicular está dividido em 3 zonas: coronal, central e apical.

Para dar resposta às súbitas mudanças de diâmetro, ao longo do canal, o instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> apresenta uma geometria variável na sua parte ativa. Nesta geometria, a secção transversal que diz respeito à zona apical é completamente distinta da secção transversal da zona coronal.

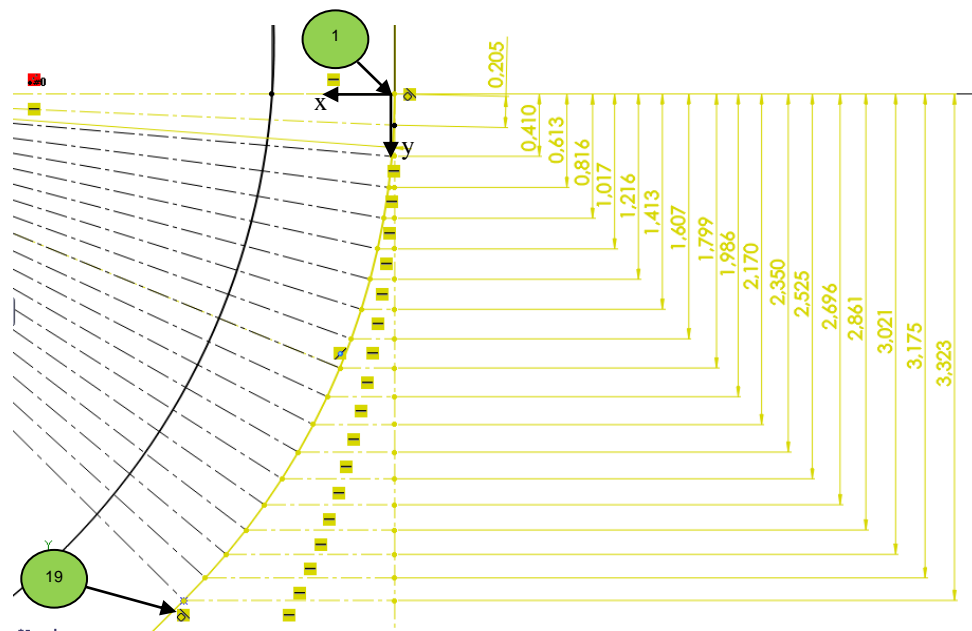


Figura 3.4 - caracterização das zonas do canal (lado esquerdo). Secção apical (ao centro) e secção coronal (lado direito) do instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> [22].

### 3.2.2 - Análise pelo MEF

Com o programa numérico de cálculo estrutural *SolidWorks Simulation*, presente no programa *SolidWorks*<sup>TM</sup>, conseguiu-se simular o carregamento aplicado ao instrumento durante os ensaios experimentais, determinando-se os valores da extensão e tensão induzidos. O instrumento foi modelado com a informação descrita na secção 3.2.1 do capítulo 3.

A parte cilíndrica do instrumento que está ligada ao micromotor considerou-se fixa, isto é, um local onde não ocorrem quaisquer deslocamentos ou rotações nodais; os deslocamentos necessários à conformação do instrumento à curvatura do canal radicular a 45° foram impostos aos 19 nós indicados na figura 3.5 localizados nos vários planos/posições verticais identificadas (tabela 3.1). Cada ponto da curvatura foi projetado na horizontal, até alcançar a linha vertical do lado direito.



**Figura 3.5** - Definição de pontos na superfície da curvatura do canal radicular.

Na tabela 3.1 estão representados os valores de deslocamento para todos os nós e, de 1 a 19, considerando o eixo de referência indicado na figura anterior 3.5.

Os valores de deslocamento apresentados na figura 3.5, correspondem a toda a curvatura do canal radicular presente na peça 1, da figura 4.1 (capítulo 4). O nó 19 tem como coordenadas (7, 12) mm no sistema de eixo da figura 4.1.

**Tabela 3.1** - Valores de deslocamento imposto para induzir uma curvatura nos instrumentos semelhante à do canal radicular.

Ponto #	Plano	Ângulo [°]	Deslocamento x [mm]	Posição vertical y [mm]
1	1	0,0	0,00	0,00
2	2	2,5	0,00	0,21
3	3	5,0	0,02	0,41
4	4	7,5	0,04	0,61
5	5	10,0	0,07	0,82
6	6	12,5	0,11	1,02
7	7	15,0	0,16	1,22
8	8	17,5	0,22	1,41
9	9	20,0	0,28	1,61
10	10	22,5	0,36	1,80
11	11	25,0	0,44	1,99
12	12	27,5	0,53	2,17
13	13	30,0	0,63	2,35
14	14	32,5	0,74	2,53
15	15	35,0	0,85	2,70
16	16	37,5	0,97	2,86
17	17	40,0	1,10	3,02
18	18	42,5	1,23	3,18
19	19	45,0	1,38	3,32

O ponto assinalado a azul na tabela 3.1 foi destacado para indicar a posição da secção de fratura mais comum do instrumento verificada durante os ensaios experimentais e a partir do qual se comparam os valores obtidos pelo cálculo analítico e pela simulação numérica.

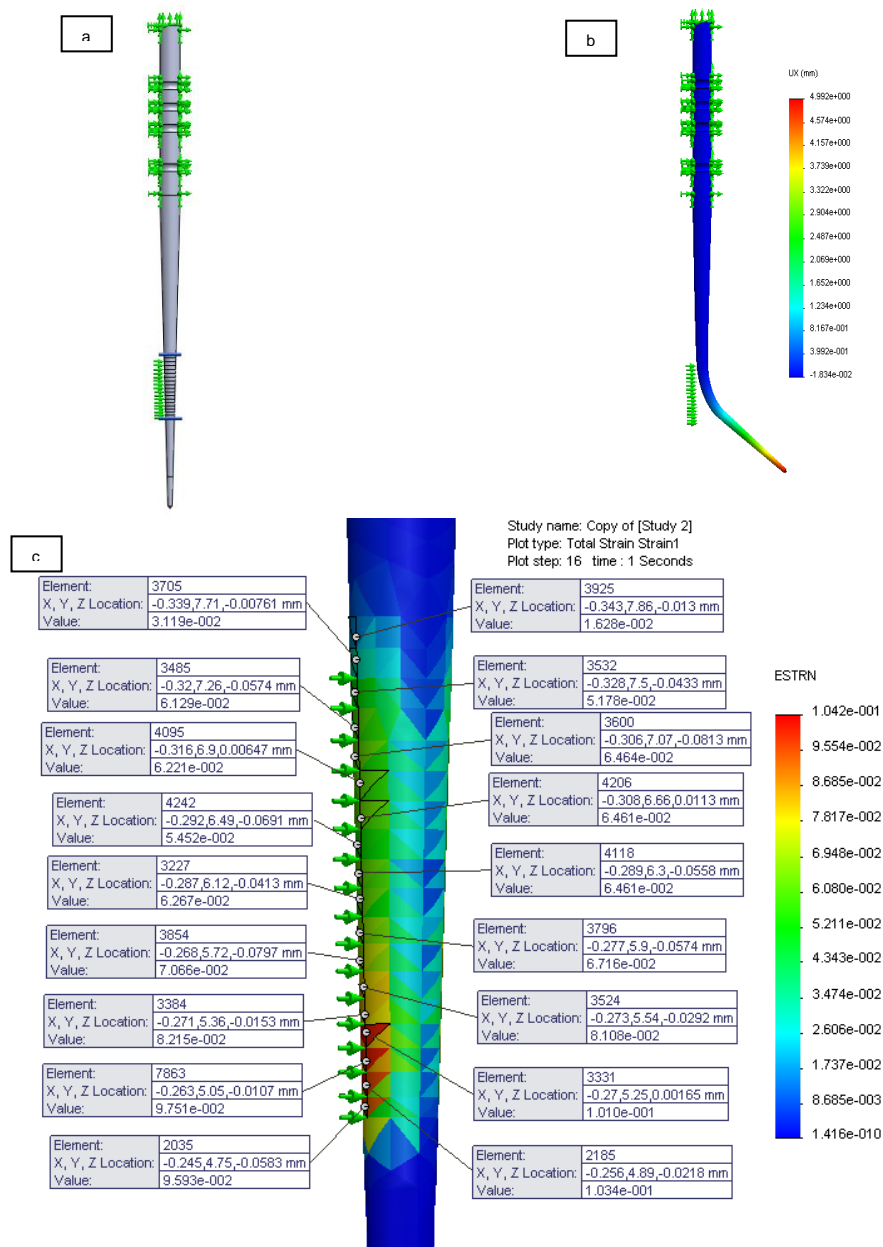
Numa primeira fase, para testar o programa, retiraram-se as espiras de corte ao instrumento, mantendo-se a parte ativa com uma conicidade aproximada de 8%. O material adicionado ao programa foi o *Nitinol* com as propriedades indicadas na figura 3.6, as quais reflectem as propriedades mecânicas indicadas na figura 3.1.

Property	Value
Elastic Modulus in X	7e+010
Poisson's Ration in XY	0.394
Initial Yield Stress (Tensile Loading)	250000000
Final Yield Stress (Tensile Loading)	400000000
Initial Yield Stress (Tensile Unloading)	300000000
Final Yield Stress (Tensile Unloading)	250000000
Initial Yield Stress (Compressive Loading)	250000000
Final Yield Stress (Compressive Loading)	400000000
Initial Yield Stress (Compressive Unloading)	300000000
Final Yield Stress (Compressive Unloading)	250000000
Ultimate Plastic Strain Measure (Tension)	0.15

**Figura 3.6** - Propriedades do Nitinol definidas no *SolidWorks*<sup>TM</sup>.

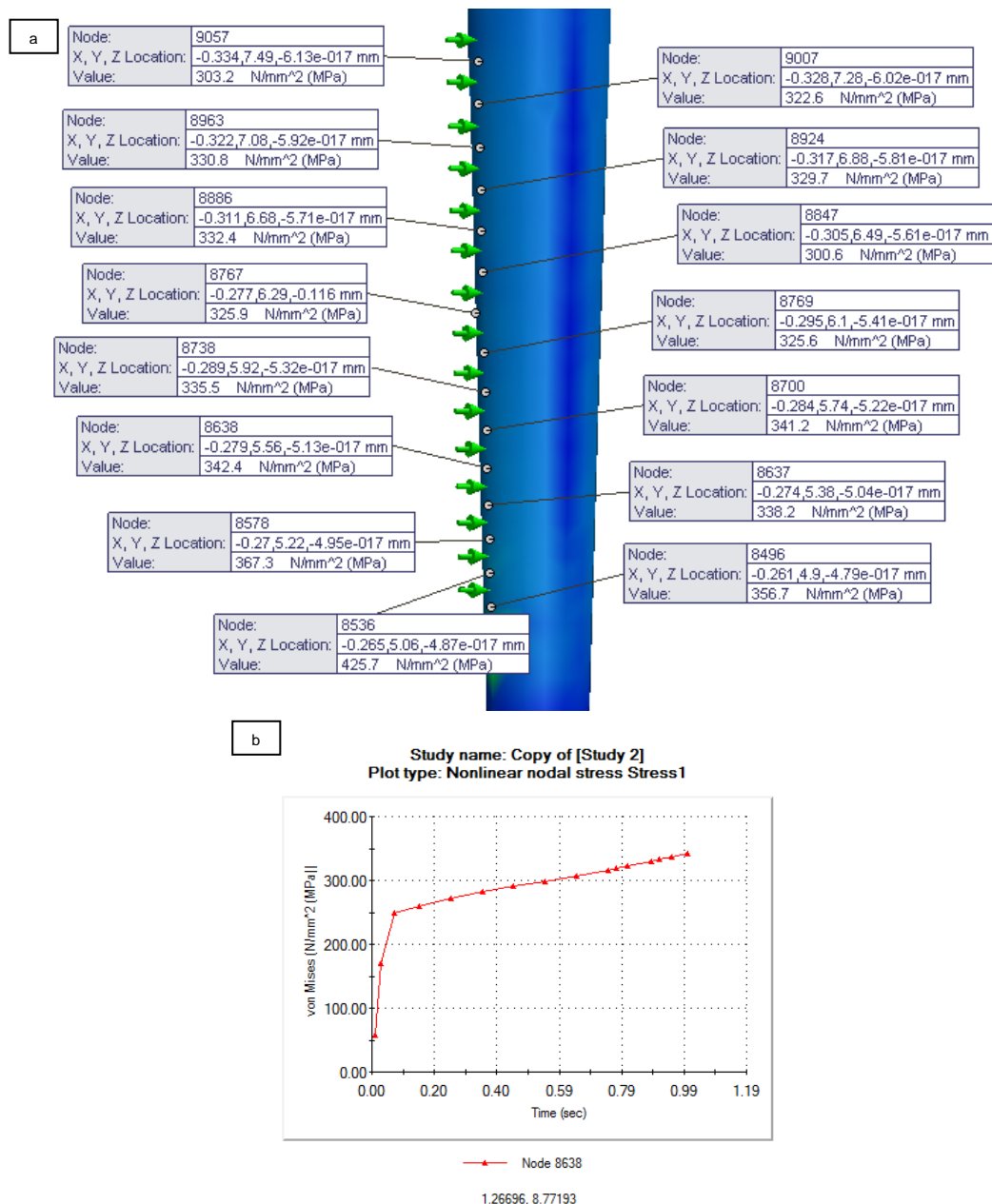
Através da figura 3.7, que mostra os resultados numéricos calculados durante a simulação da deformação do instrumento, confirma-se que o deslocamento segundo a direcção x tem o seu valor máximo igual a 4,992 mm, valor que, não difere muito (12%) do valor esperado de 4,424 mm (ver secção 4.1 do capítulo 4), de acordo com os deslocamentos impostos (figura 3.5).

O valor de extensão obtido por via numérica difere em 33% do valor calculado analiticamente em 3.1 (0.06), pois o plano 14 da tabela 3.1, local onde se verificou a falha dos vários instrumentos ensaiados experimentalmente, corresponde a um valor aproximado de 0,08108 (elemento finito nº 3524). Contudo, quer o modelo analítico quer o modelo numérico simplificado não têm em consideração a geometria das espiras de corte do instrumento real, fonte de onde provém o valor de “D” utilizado na equação 3.1.



**Figura 3.7** - Simulação do instrumento sem espiras: a) Constrangimentos e deslocamentos na secção do canal radicular e b) Deslocamento ao longo da componente x e c) Extensão para os vários pontos do canal.

No que diz respeito à tensão equivalente de *Von Mises*, o local onde ocorre a fratura real corresponde à posição/localização do elemento finito nº. 8638 (figura 3.8), com um valor de tensão de 342,4 MPa. O gráfico da figura 3.8b indica a tensão induzida para esse elemento finito, ao longo do tempo de aplicação do carregamento no programa de simulação numérica (1 s).



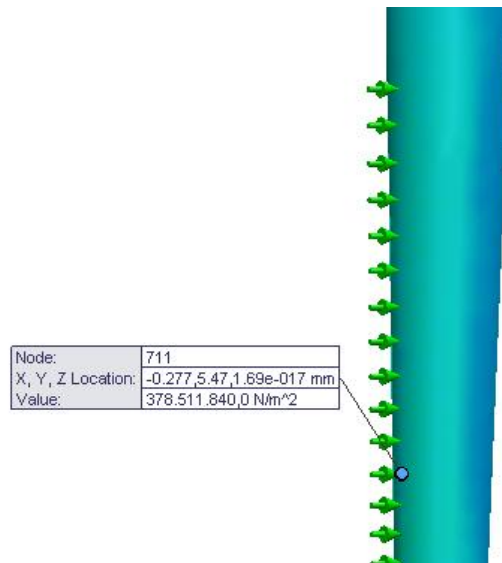
**Figura 3.8** - Simulação do instrumento sem espiras:

a) Tensão de *Von Mises* para vários pontos do canal; b) Gráfico Tensão para o nó 8638.

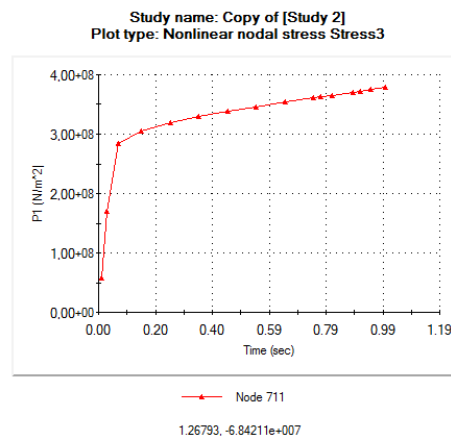
A tensão principal máxima,  $\sigma_1$ , calculada aproxima-se dos 380 MPa (ver figura 3.9), valor que está de acordo com o indicado na Figura 3.1. No gráfico da figura 3.9b é indicado o valor da tensão principal máxima, ao longo do tempo, para o elemento 711. De acordo com o esperado, as fendas de fadiga propagar-se-ão segunda uma direcção perpendicular à direcção de aplicação da tensão principal máxima.



a



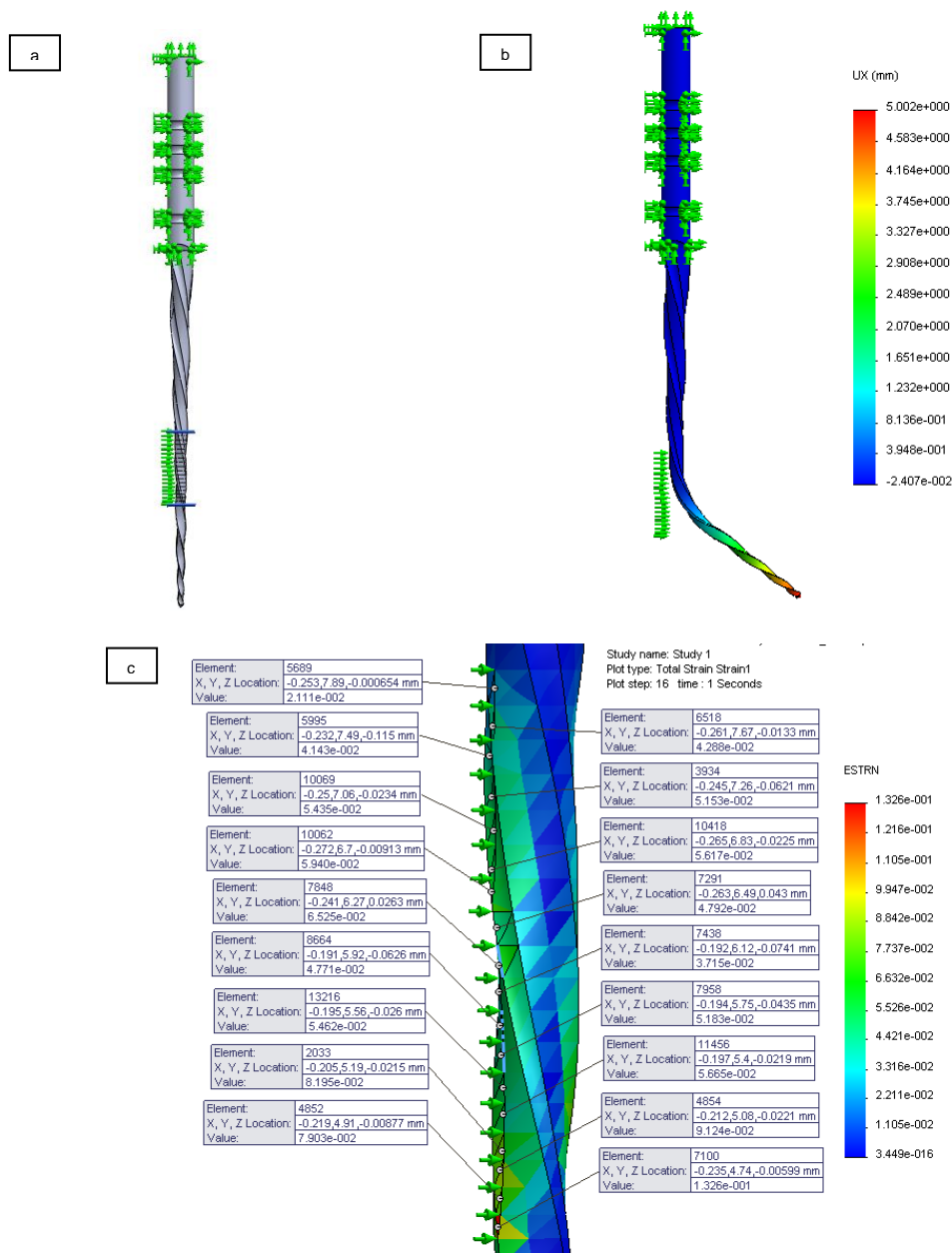
b



**Figura 3.9** - Simulação do instrumento sem espiras:  
a) Tensão principal; b) Gráfico Tensão para o nó 711.

Numa segunda abordagem numérica foram introduzidas as espiras de corte do instrumento. Os parâmetros da simulação foram exatamente os mesmos, assim como as propriedades do material; desta forma, apenas a variável geométrica do instrumento (momento de área, valor de área resistente) e o factor de concentração de tensões local, inerente à geometria das espiras, variou.

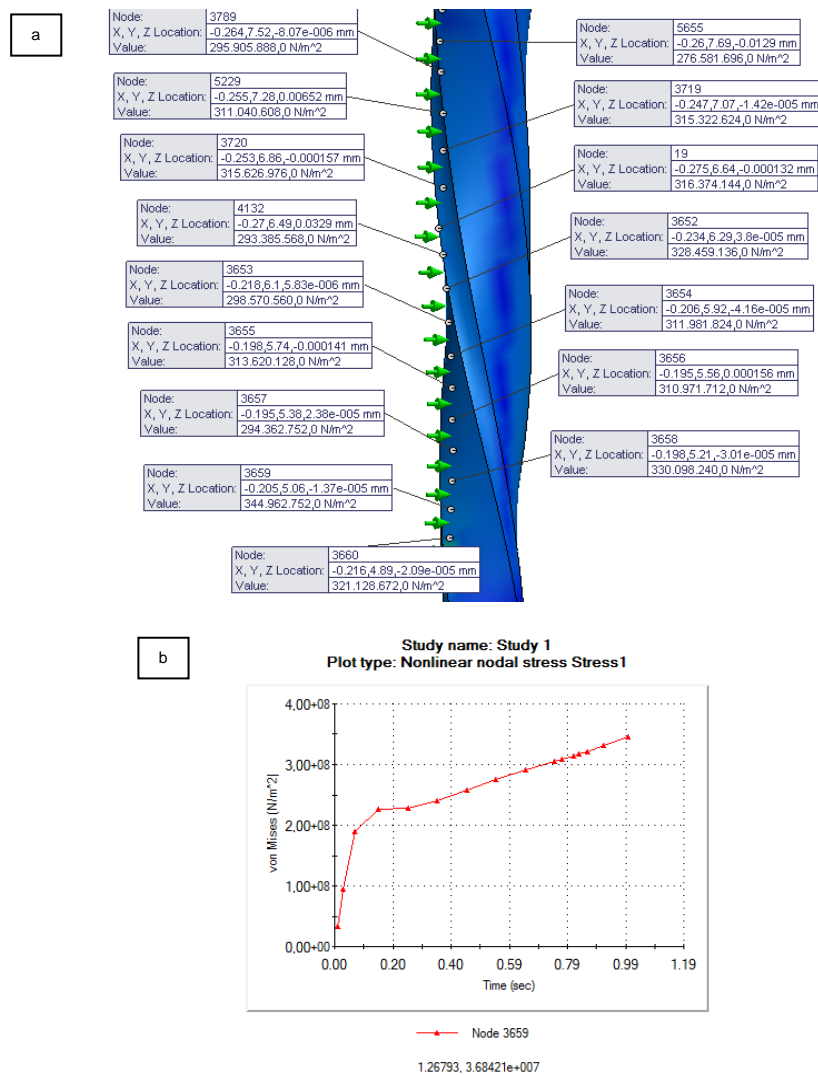
Os resultados numéricos da extensão calculada nos elementos finitos foram semelhantes aos calculados em 3.1 e no estudo numérico anterior, como se pode confirmar pela análise da figura 3.10.



**Figura 3.10 - Simulação do instrumento com espiras de corte:**

a) Constrangimentos e deslocamentos impostos na secção do canal radicular; b) Deslocamento ao longo da direcção x; c) Extensão nos elementos finitos para os vários pontos do canal.

O valor da extensão será agora de 0,05665, indicado pelo elemento 11456, correspondente à localização do plano de fractura verificado durante os ensaios experimentais. Este valor difere aproximadamente 6% do valor analítico calculado na secção 3.1. O valor do deslocamento segundo a direcção horizontal, UX, foi aproximadamente igual a 5 mm, correspondendo, à semelhança do resultado obtido na simulação numérica anterior, a uma diferença de aproximadamente 12% em relação ao valor calculado por via analítica.



**Figura 3.11** - Simulação do instrumento com espiras:

a) Tensão de *Von Mises* para vários pontos do canal; b) Gráfico Tensão para o nó 3659.

Na tabela 3.2 faz-se uma síntese dos valores obtidos quer pelo cálculo analítico quer pela simulação numérica, com os respetivos erros relativos.

**Tabela 3.2** – Quadro resumo com os valores teóricos e numéricos para a extensão e tensão equivalente de *von Mises*.

Propriedades	Cálculo Analítico	Simulação Numérica		Erro Relativo 1ª Análise (%)	Erro Relativo 2ª Análise (%)
		1ª Análise (sem espiras)	2ª Análise (com espiras)		
Extensão	0,0605	0,08108	0,05665	34%	6,4%
Tensão <i>Von Mises</i> (MPa)	380,7	342,4	344,9	10%	9,4%

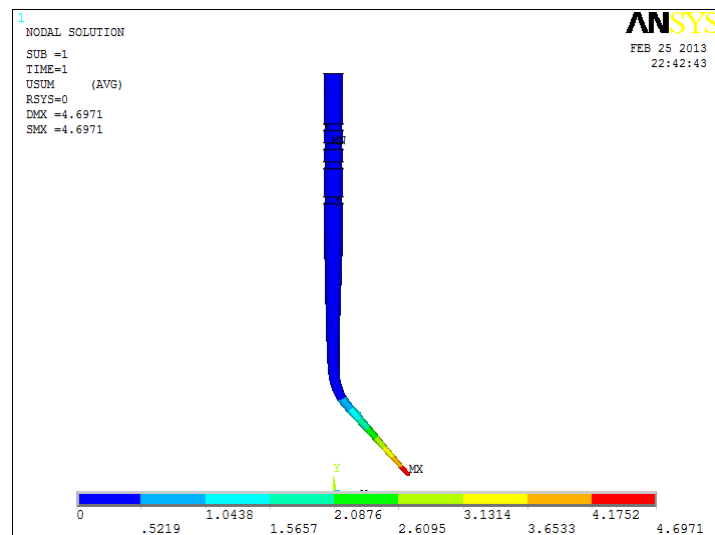
Os valores de erro relativos à tensão estão dentro do limite máximo dos 10%; como tal, pode afirmar-se que a modelação geométrica traduziu, com boa aproximação, os valores teóricos calculados. No que diz respeito ao valor da extensão, a primeira análise apresenta um valor de erro relativo de 34%, que é superior ao limite aceitável de 10%. A não introdução das espiras de corte do instrumento, que se traduz em diferentes áreas resistentes e momentos de

inércia à flexão diferentes do real, podem ser a explicação para a diferença verificada. Quando a geometria simulada numericamente é mais próxima da real – 2ª análise – o valor de extensão obtido corresponde ao um erro relativo de 6.4%, que é mais aceitável.

Por forma a perceber se o valor numérico de deslocamento, na secção de fratura, obtido no *SolidWorks*<sup>TM</sup>, é comparável com o obtido através de outro *software* de elementos finitos, utilizou-se o programa *ANSYS*<sup>TM</sup> para analisar um instrumento com geometia simplificada (figura 3.12).

Na modelação do instrumento foi considerado um modelo de material do tipo *Multilinear Elastic* e o elemento finito de tipo *SOLID 95*. Aplicou-se a mesma metodologia de fixação e carregamento, de modo a manter a coerência no método de análise.

Observando a figura 3.12, comprova-se que o deslocamento máximo do instrumento, segundo a sua componente x, tem um valor máximo de 4,697mm, que é mais aproximado (erro relativo de 6%) dos 4,42 mm esperados por via teórica e de acordo com a conceção da montagem experimental (ver secção 4.1 do capítulo 4).



**Figura 3.12** - Simulação do instrumento sem espiras para valores de deslocamento segundo o eixo x.

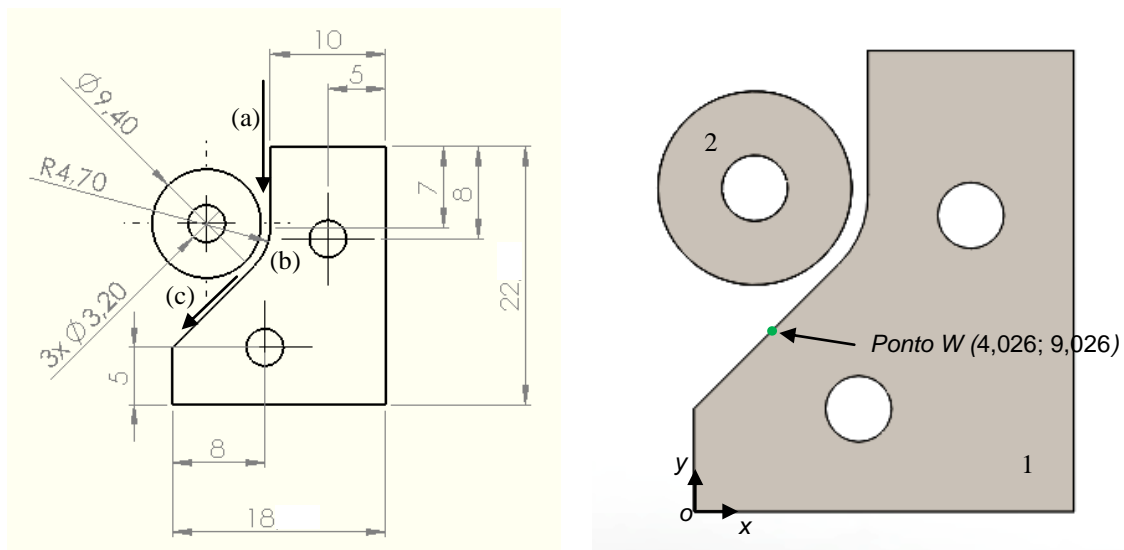
## Capítulo 4 - Ensaaios Experimentais

### 4.1 - Conceção do sistema de suporte do micromotor e da estrutura que simula o canal radicular

Cada dente possui geralmente entre 1 a 4 canais radiculares, podendo excepcionalmente conter 5 no caso dos molares. Os canais radiculares apresentam diversas formas e conicidades. Neste estudo foi escolhido um canal com uma forma vertical, contendo uma zona curva com raio de curvatura de 4,7mm e um ângulo de 45°.

A geometria pretendida é indicada esquematicamente na figura 4.1. Foi necessário inserir 3 parafusos, como indicado na figura, para evitar que as duas peças que simulam o canal, se movimentassem, uma vez que, estas devem permanecer imóveis.

O instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> é colocado na zona vertical (a), indicada na figura 4.1, passando pela zona (b), onde é obrigado a ajustar a sua forma à curvatura e a extremidade final do instrumento será visível em (c).



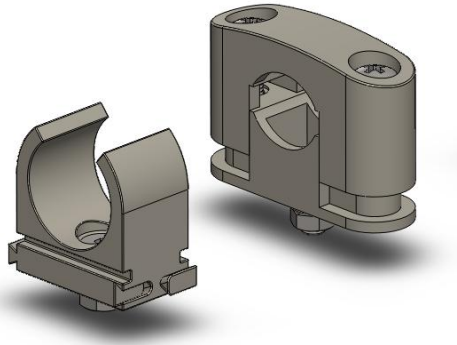
**Figura 4.1** - Banco de Ensaio com medidas gerais, zona (a), (b) e (c) à esquerda e indicação do ponto W e peças 1 e 2 à direita.

Foi definido e marcado, como indicado na figura anterior, o ponto W com coordenadas (4,026; 9,026) mm, de modo a ajustar a extremidade de cada instrumento na zona de saída em (c). Com este ajustamento, todos os instrumentos testados são submetidos às mesmas condições experimentais para, assim, existir repetibilidade nos ensaios.

A peça 2 (anilha) foi construída a partir de um varão de aço inoxidável. Com o auxílio de um torno mecânico, o varão sofreu redução do seu diâmetro de modo a que a anilha adquirisse 4,7 mm de raio. A peça 1 (bloco) foi fabricada por maquinagem em CNC.

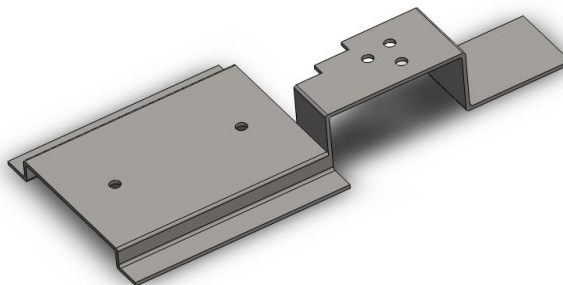
A zona de encaixe do instrumento *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> no micromotor *WaveOne*<sup>TM</sup> (*Dentsply Maillefer*<sup>TM</sup>) tem de ficar perpendicular à aresta com 10 mm de comprimento situada na peça 1, zona (a) (figura 4.1).

O instrumento será introduzido no micromotor que promove o movimento recíprocante. É necessário, contudo, fixar este micromotor, de modo a manter o instrumento, a ser ensaiado, sempre no mesmo local. Neste sentido, foram escolhidas duas braçadeiras que se adaptam à forma do micromotor, como é visível na figura 4.2.



**Figura 4.2** - Braçadeiras do micromotor.

Por último, é importante agrupar o sistema que simula o canal radicular ao conjunto de braçadeiras que fixam o micromotor. Realizaram-se operações de corte, dobragens a 90° e soldadura numa chapa de aço inoxidável com 1,5 mm de espessura, com o intuito de fixar, nos locais adequados, os dois sistemas anteriormente referidos (ver figura 4.3). Os dois furos situados a uma cota z mais baixa correspondem aos locais onde as braçadeiras serão aparafusadas e os três furos restantes correspondem ao local onde o banco de ensaio será aparafusado.



**Figura 4.3** - Sistema que suporta o micromotor e o sistema que simula o canal radicular.

Para finalizar a conceção da montagem experimental é necessário colocar o sistema que simula o canal radicular e o sistema de fixação do micromotor no referido sistema. Na junção dos diferentes elementos foram utilizados parafusos (ver figura 4.4 e anexo C).

O sistema foi fixado através de dois grampos em cada extremidade da montagem experimental e foi colocada uma tela maleável de teflon por baixo da montagem, de modo a não deslizar sobre a mesa de madeira (figura 4.4). Todos os ensaios realizados foram filmados e cronometrados.



**Figura 4.4** - Montagem experimental com micromotor, na programação *WAVEONE ALL*, com a máquina de filmar à direita.

## 4.2 - Procedimento Experimental

Todos os instrumentos foram testados de acordo com o mesmo procedimento experimental, listado em baixo, e, em cada ensaio, cada instrumento era posicionado correctamente com o auxílio de uma mesa de coordenadas (ver figura 4.5).

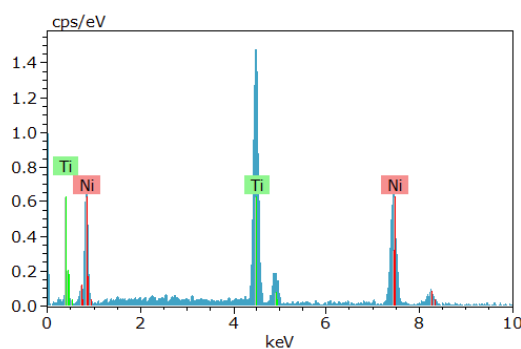
- 1- Colocar o micromotor no sistema de fixação;
- 2- Colocar o instrumento no micromotor (rodando até obter a posição de encaixe);
- 3- Garantir que o instrumento fica na curvatura entre as peças 1 e 2 do banco de ensaios;
- 4- Ajustar o instrumento numa mesa de coordenadas, garantindo a condição de perpendicularidade da zona (a), o ajustamento à curvatura da peça 1 com o auxílio da peça 2, bem como o posicionamento da ponta do instrumento no ponto W;
- 5- Aparafusar os três parafusos do banco de ensaios;
- 6- Ligar o equipamento *WaveOne™* no programa *WaveOne All*;
- 7- Ligar a máquina de filmar e preparar o cronómetro;
- 8- Manter pressionado o pedal até o instrumento fraturar;
- 9- Desligar o micromotor, a câmara de filmar e o cronómetro;
- 10- Retirar o instrumento do micromotor;
- 11- Recolher a ponta do instrumento fraturada;
- 12- Repetir o procedimento novamente até todos os instrumentos serem testados.



**Figura 4.5** - Mesa de coordenadas.

Os instrumentos testados foram divididos em 3 grupos, de acordo com a sua reutilização ou não reutilização, tal como será explicado nos capítulos posteriores. De facto, como forma de maximizar a duração dos instrumentos, é possível reutilizar uma ou duas vezes os instrumentos, os quais são esterilizados entre utilizações. No procedimento de esterilização é usado um aparelho denominado autoclave de classe B. Em cada processo de esterilização, os instrumentos são sujeitos a uma temperatura de 134°C durante 30 minutos.

Foram escolhidos quatro instrumentos dos testados experimentalmente para se determinar a sua composição química. O espectro confirmou a presença dos elementos de níquel e titânio. Na figura 4.6 é visível que a percentagem de Níquel e Titânio é muito próxima dos 50%, sendo o valor médio de níquel igual a 48.74 e o valor médio do titânio igual a 51.23.



Instrumento #	Percentagem Atómica	
	Níquel	Titânio
0.25.08_11	48,75	51,25
0.25.08_12	48,73	51,27
0.25.08_12	48,79	51,21
025.08_22	48,69	51,31

**Figura 4.6** - Espectro da composição química do instrumento 025.08\_22 e tabela com valores das percentagens atómicas para 4 instrumentos.

### 4.3 - Apresentação e discussão de resultados

Todos os instrumentos *WaveOne Primary™* foram testados para as mesmas condições experimentais, referidas em IV.1. Em cada um dos ensaios foi registado o tempo que o instrumento demorou a fraturar, bem com o número de utilizações que possuía (ver tabela 4.1). O teste #5 (Tabela 4.1), correspondente ao ensaio com o instrumento 025.08\_5, não foi considerado válido.

No tratamento de resultados foram agrupados os instrumentos anteriores em 3 grupos: o grupo 1 é composto por instrumentos com zero utilizações, o grupo 2 por instrumentos com 1 utilização e, por último, o grupo 3, que é composto por instrumentos com 2 utilizações.



**Tabela 4.1** - Duração experimental dos instrumentos *WaveOne Primary™*.

Teste #	Refª.	Designação do Provete	Nº de utilizações	Duração 1 [min]	Duração 2 [min]	Data	Hora	Duração Experimental [min:seg]
1	025.08	025.08_1	1	?	-	23-Jan-13	16:20	00:24
2	025.08	025.08_2	2	?	?	24-Jan-13	12:59	00:06
3	025.08	025.08_3	2	?	?	24-Jan-13	13:14	01:15
4	025.08	025.08_4	2	?	?	24-Jan-13	13:00	01:32
5	025.08	025.08_5	2	?	?	24-Jan-13	13:45	xx:xx
6	025.08	025.08_6	2	?	?	24-Jan-13	13:25	02:00
7	025.08	025.08_7	1	?	-	24-Jan-13	14:20	02:25
8	025.08	025.08_8	1	?	-	24-Jan-13	14:45	02:05
9	025.08	025.08_9	2	?	?	24-Jan-13	14:54	01:18
10	025.08	025.08_10	2	?	?	24-Jan-13	15:00	02:25
11	025.08	025.08_11	2	?	?	24-Jan-13	15:06	00:35
12	025.08	025.08_12	0	-	-	04-Fev-13	11:00	01:00
13	025.08	025.08_13	0	-	-	04-Fev-13	11:24	02:26
14	025.08	025.08_14	2	?	?	24-Jan-13	15:16	02:35
15	025.08	025.08_15	0	-	-	04-Fev-13	11:32	02:45
16	025.08	025.08_16	0	-	-	04-Fev-13	11:38	02:10
17	025.08	025.08_17	0	-	-	04-Fev-13	11:47	01:38
18	025.08	025.08_18	0	-	-	04-Fev-13	11:58	02:29
19	025.08	025.08_19	0	-	-	04-Fev-13	12:07	02:10
20	025.08	025.08_20	0	-	-	04-Fev-13	12:15	01:33
21	025.08	025.08_21	0	-	-	04-Fev-13	12:24	02:32
22	025.08	025.08_22	0	-	-	04-Fev-13	12:36	02:00
23	025.08	025.08_23	0	-	-	04-Fev-13	12:43	01:44
24	025.08	025.08_24	0	-	-	04-Fev-13	12:52	01:11
25	025.08	025.08_25	0	-	-	04-Fev-13	12:58	01:49

Na tabela 4.2, juntou-se os instrumentos do mesmo grupo e para que seja mais fácil a análise, converteu-se a *Duração Experimental* para segundos. Seguidamente, calculou-se a média e respetivos valores de *variância* e *Desvio Padrão*.

**Tabela 4.2 - Variância, Desvio Padrão e Extensão dos grupos de ensaio 1, 2 e 3.**

Grupo	Designação do Provete	Duração Experimental [min:seg]	Duração Experimental [segundos]	Duração Média Experimental [segundos]	Variância	Desvio Padrão [segundos]
1	025.08_12	1:00	60	117,5	1022,8	32,0
	025.08_13	2:26	146			
	025.08_15	2:45	165			
	025.08_16	2:10	130			
	025.08_17	1:38	98			
	025.08_18	2:29	149			
	025.08_19	2:10	130			
	025.08_20	1:33	93			
	025.08_21	2:32	152			
	025.08_22	2:00	120			
	025.08_23	1:44	104			
	025.08_24	1:11	71			
	025.08_25	1:49	109			
2	025.08_1	0:24	24	98,0	4207,0	64,9
	025.08_7	2:25	145			
	025.08_8	2:05	125			
3	025.08_2	0:06	6	88,3	2654,2	51,5
	025.08_3	1:15	75			
	025.08_4	1:32	92			
	025.08_6	2:00	120			
	025.08_9	1:18	78			
	025.08_10	2:25	145			
	025.08_11	0:35	35			
	025.08_14	2:35	155			

Existem alguns ensaios em que a *Duração Experimental* não é semelhante ao valor médio do respetivo grupo. É o caso dos instrumentos 025.08\_1, 025.08\_2 e 025.08\_11, que têm valores mais baixos, relativamente à média do grupo. Estes ensaios não serão desprezados, uma vez que dizem respeito aos grupos 2 e 3, onde é natural que alguns instrumentos já se encontrassem perto do limite de vida útil, podendo assim atingir a fratura mais cedo do que seria desejado.

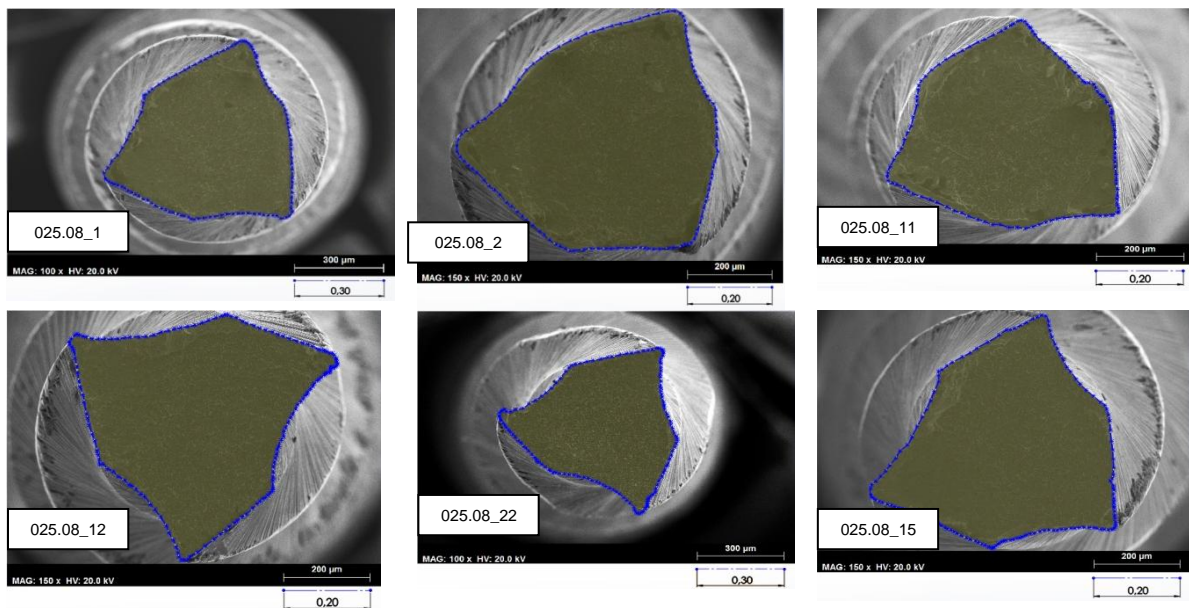
Os três grupos de instrumentos têm diferente número de utilizações; como tal, é expectável que a sua *Duração Experimental* média seja maior no grupo 1, seguida pelo grupo 2 e por último, o grupo 3. Também é esperado que o desvio padrão correspondente aos grupos com uma ou duas utilizações seja muito superior ao desvio padrão dos instrumentos sem nenhuma utilização.

O valor analítico da extensão foi calculado pela fórmula utilizada por Bahia, M. e Buono, V. [23] (eq.9).

$$\varepsilon = \left( \frac{2R}{D} - 1 \right)^{-1} \quad (9)$$

O valor  $D$  corresponde ao *Diâmetro Experimental* da secção fraturada e o valor  $R$  ao raio de curvatura imposto ao instrumento (4,7 mm). Para determinar o valor experimental de  $D$ , seleccionaram-se 6 instrumentos, nomeadamente: 025.08\_1, 025.08\_2, 025.08\_11, 025.08\_12, 025.08\_22 e 025.08\_15. As seis áreas das secções fraturadas foram medidas, para cada um dos 6 instrumentos, através de um programa de modelação geométrica, SolidWorks™ e calcularam-se os valores de diâmetro equivalente (figura 4.7), considerando um círculo como área equivalente.

Na figura 4.7 estão representados os 6 instrumentos onde as áreas foram medidas; as linhas a azul dizem respeito ao contorno da área da superfície de fratura.



**Figura 4.7** - Área da secção fraturada nos 6 instrumentos, com a respetiva escala real.

As áreas e os diâmetros foram registados na tabela 4.3. A área da zona fraturada corresponde a um círculo equivalente e todos os valores da última coluna (Diâmetro) foram calculados pela fórmula seguinte:

$$A_{circulo} = \frac{\pi}{4} \times D^2 \Leftrightarrow D = \sqrt{\frac{A_{circulo} \times 4}{\pi}}$$

**Tabela 4.3** - Cálculo do *Diâmetro Experimental, D*.

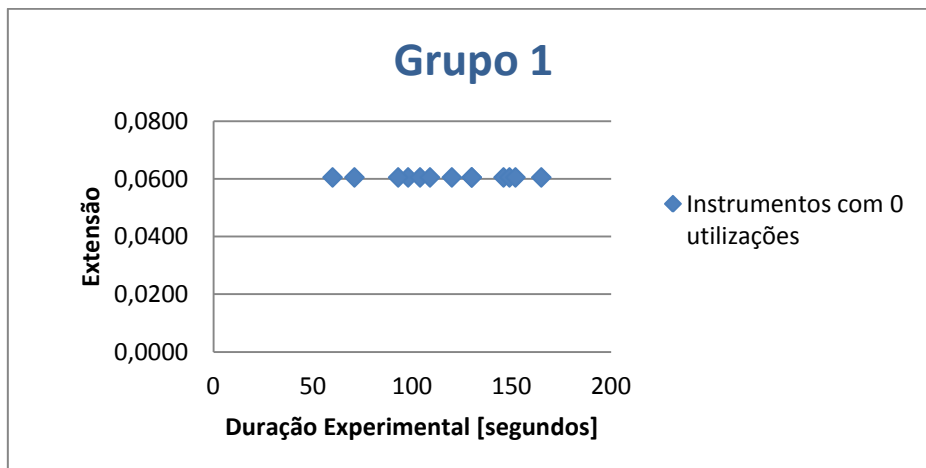
Instrumentos	Área da zona fraturada [mm <sup>2</sup> ]	Diâmetro, D [mm]
025.08_1	0,28	0,597
025.08_2	0,24	0,553
025.08_11	0,19	0,492
025.08_12	0,21	0,517
025.08_22	0,23	0,541
025.08_15	0,21	0,517
<b>Média</b>	<b>0,23</b>	<b>0,536</b>

Com o valor do diâmetro, *D*, consegue-se determinar o valor médio estimado para a extensão,  $\varepsilon$ , através da expressão (9):

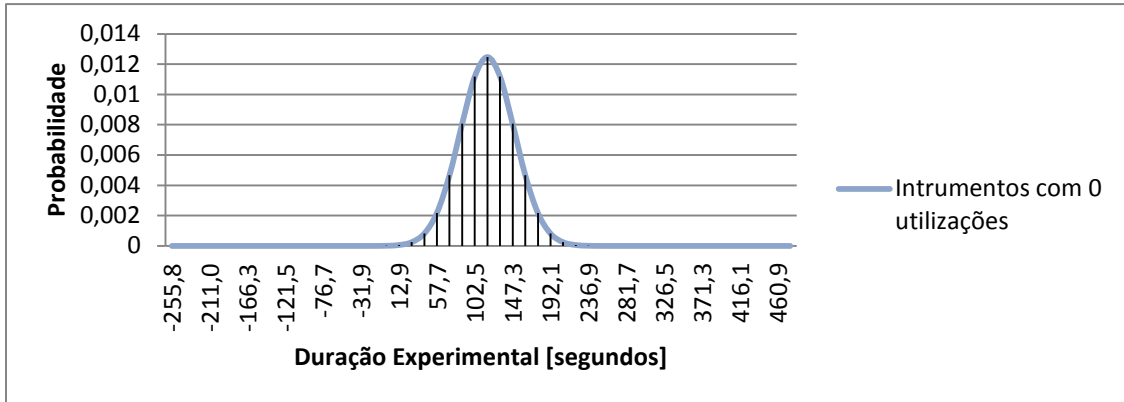
$$\varepsilon = \left(\frac{2R}{D} - 1\right)^{-1} \Leftrightarrow \varepsilon = \left(\frac{2 \times 4,7}{0,536} - 1\right)^{-1} \Leftrightarrow \varepsilon = 0,0605$$

Paralelamente à determinação do valor de extensão, os resultados de todos os grupos foram submetidos a um tratamento estatístico. Escolheu-se uma função densidade de probabilidade normal para caracterizar os valores da duração à fadiga obtidos nos ensaios.

No grupo 1, a *duração média experimental* foi de 117,5 segundos, com um desvio padrão de 32 segundos.

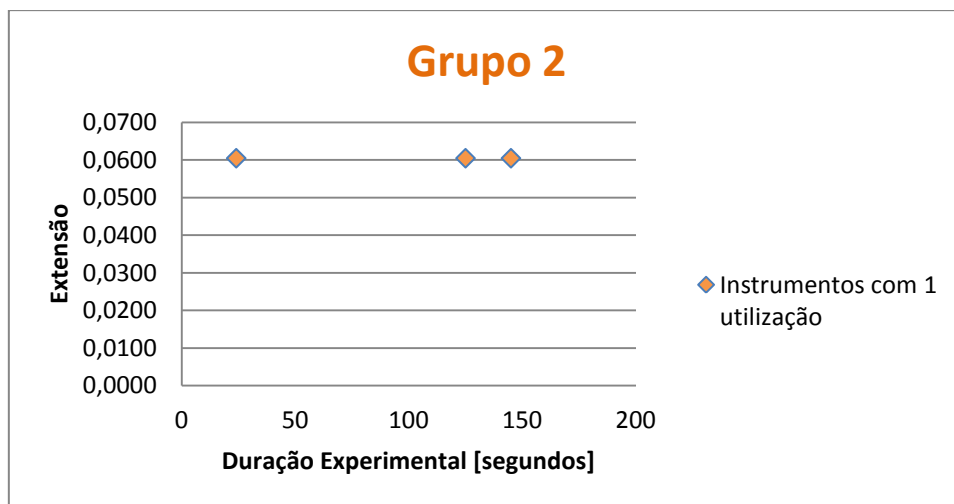


**Figura 4.8** - Gráfico Extensão *versus* Duração para o grupo 1.

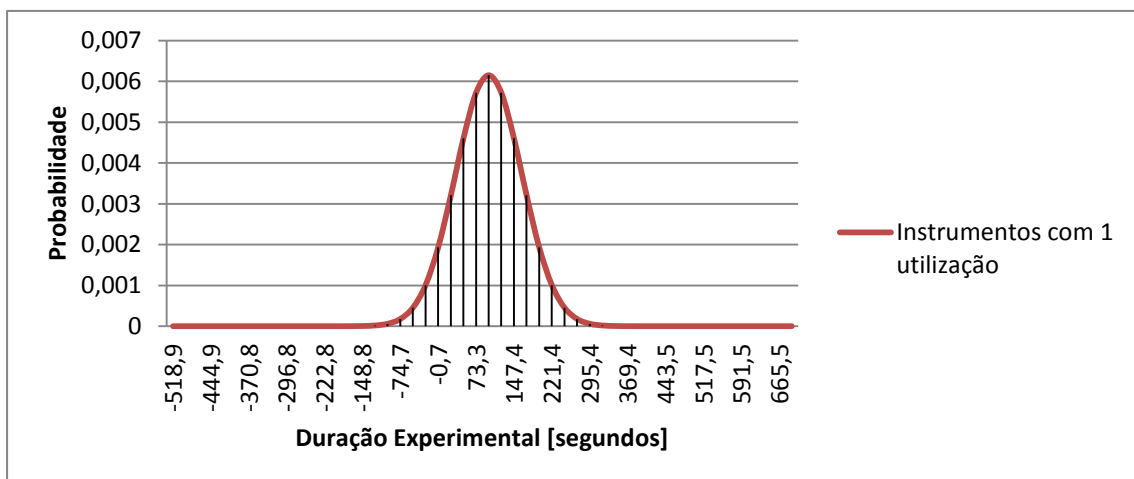


**Figura 4.9** - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 1 com média 117,5 s e desvio padrão igual a 32 s.

No grupo 2 a *duração média experimental* foi de 98 segundos, tendo sido calculado um desvio padrão de 64,9 s.



**Figura 4.10** - Gráfico Extensão *versus* Duração para o grupo 2.



**Figura 4.11** - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 2 com média 98 e desvio padrão 64,9.

No grupo 3 a *duração média experimental* foi de 88,3 segundos, com um desvio padrão de 51,5 segundos.

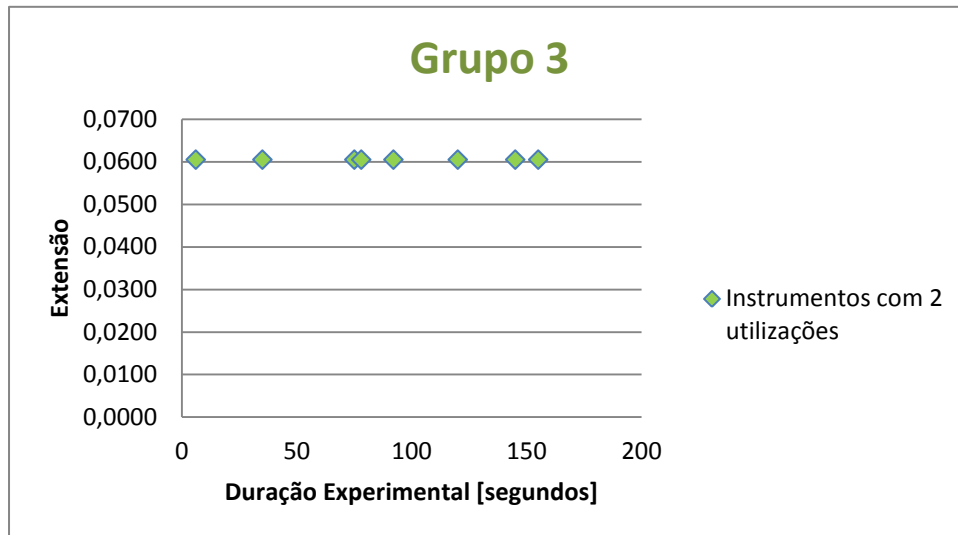


Figura 4.12 – Gráfico Extensão versus Duração para o grupo 3.

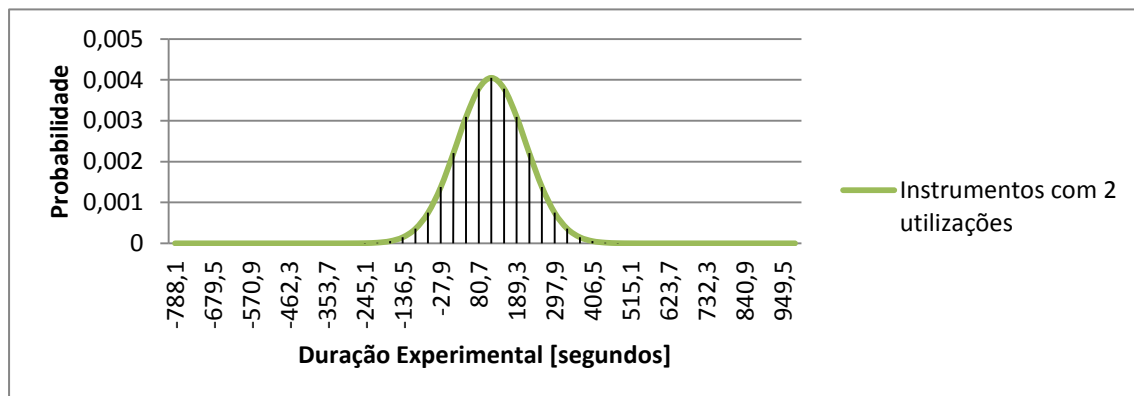


Figura 4.13 - Gráfico da Distribuição Normal para o Grupo 3 com média 88,3 e desvio padrão 51,5.

Nos gráficos das figuras anteriores a probabilidade de ocorrência dos 3 grupos é maior no grupo 1, seguida do grupo 2 e por último, o grupo 3.

A variância tem o seu valor mais baixo no grupo 1, razão pela qual os instrumentos deste grupo, apresentam valores mais próximos de *Duração Experimental*, concentrando-se perto do valor médio e com pouca dispersão. Isto pode justificar-se devido ao facto de o grupo ser composto por instrumentos que nunca sofreram qualquer tipo de carregamento e que foram sujeitos às mesmas condições de ensaio.

O grupo 2 serviu para testar os valores obtidos quer no grupo 1, quer no grupo 3. Como o grupo 2 tem apenas 3 elementos, a sua variância será bastante elevada, uma vez que os valores de duração experimental são mais dispersos. Considera-se ainda assim, um grupo

importante porque, o valor médio da sua Duração Experimental está compreendido entre os dois outros grupos.

O grupo 3 foi o grupo com a menor Duração Experimental. Deve-se sobretudo aos dois carregamentos prévios que os instrumentos deste grupo sofreram, não sendo conhecido o seu protocolo de utilização. Cada canal radicular tem a sua geometria e conicidade; como tal, uma tentativa de determinação das tensões e tempo de utilização que os instrumentos sofreram são meramente especulativos. De toda a maneira, existem instrumentos que por terem menor *Duração Experimental*, provam estar perto do seu limite de vida útil, como é o caso dos ensaios com os instrumentos 025.08\_2 e 025.08\_11.

#### 4.4 - Observação das superfícies de fratura

Em todos os ensaios o local de fratura ocorreu sempre na zona indicada na figura 4.14, facto que é corroborado pela pequena variabilidade dos valores medidos para a área da secção de fractura dos vários instrumentos.

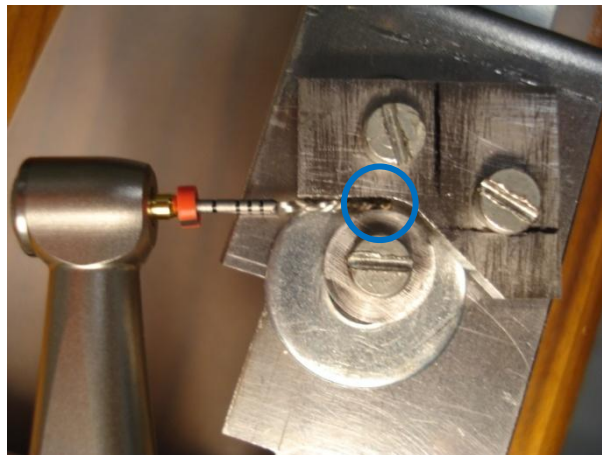


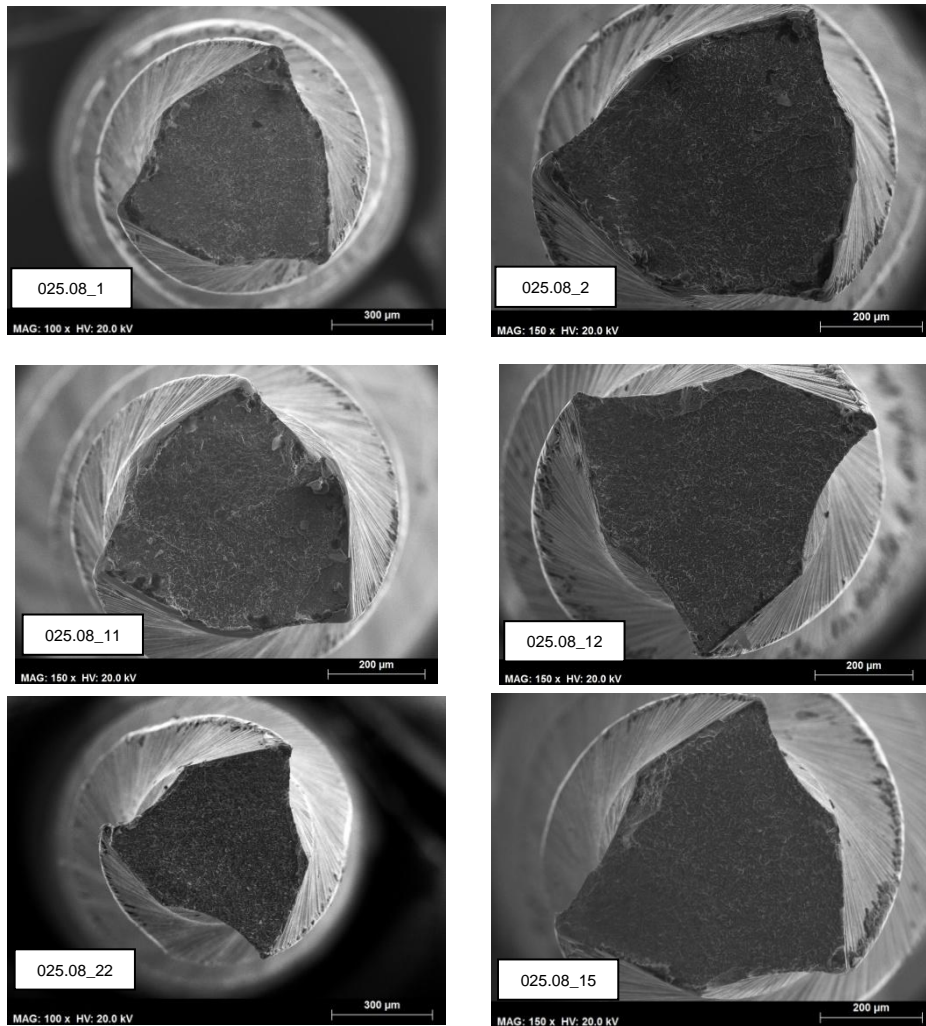
Figura 4.14 - Zona de fratura do instrumento.

As superfícies de fratura obtidas são apresentadas na figura 4.15, para 6 instrumentos. O primeiro instrumento 025.08\_1 tinha 1 utilização, o 025.08\_2 e o instrumento 025.08\_11 tinham sido utilizados duas vezes e os três instrumentos restantes, 025.08\_12, 025.08\_22 e 025.08\_15, nunca tinham sido utilizados (como fabricados).

Os critérios de escolha para cada um dos instrumentos foram os seguintes:

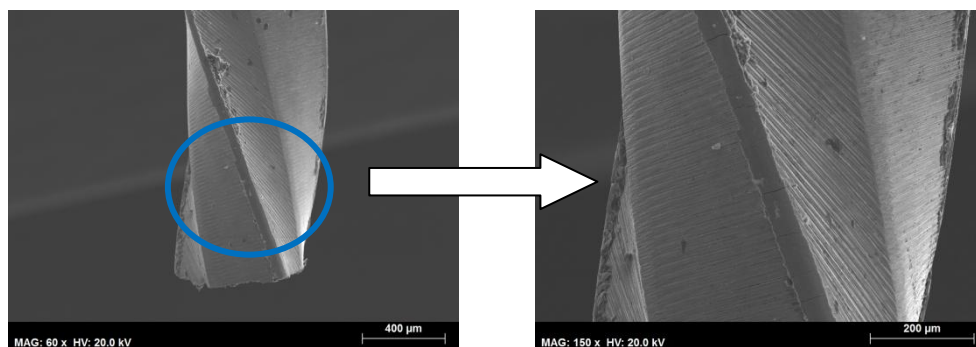
- 025.08\_1 por ser o instrumento com menor *Duração Experimental* do grupo 2;
- 025.08\_2 e 025.08\_11 por serem os instrumentos com menor *Duração Experimental* do grupo 3;
- 025.08\_12 por ser o instrumento com menor *Duração Experimental* do grupo 1;
- 025.08\_22 por ser o instrumento com *Duração Experimental* próxima da média para o grupo 1;

- 025.08\_15 por ser o instrumento com maior *Duração Experimental* do grupo 1.
- As imagens seguintes foram obtidas utilizando um microscópio de varrimento eletrónico (SEM), Hitachi S-2400.



**Figura 4.15** - Superfícies de fratura para 6 instrumentos de diferentes grupos.

Todos os instrumentos apresentam nucleação e fissuração múltipla iniciada à sua superfície segundo a direção das estrias de fabrico. Um exemplo é indicado na figura 4.16.

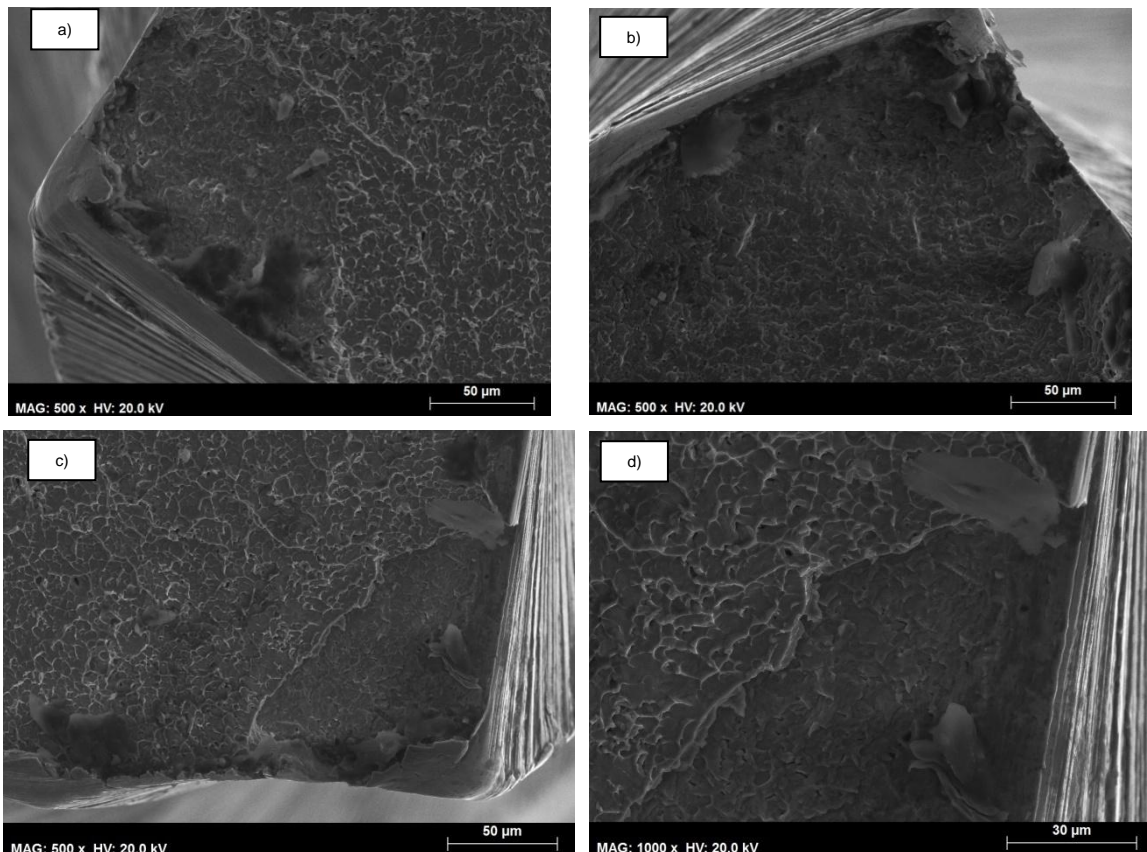


**Figura 4.16** - Fissuração múltipla no instrumento 025.08\_1.



A superfície de fratura dos instrumentos 025.08\_1 e 025.08\_2 sugerem que a iniciação terá ocorrido pelo vértice mais à esquerda, notando-se uma zona mais lisa perto desse ponto e toda a restante zona corresponde à sobrecarga de propagação rápida da fratura.

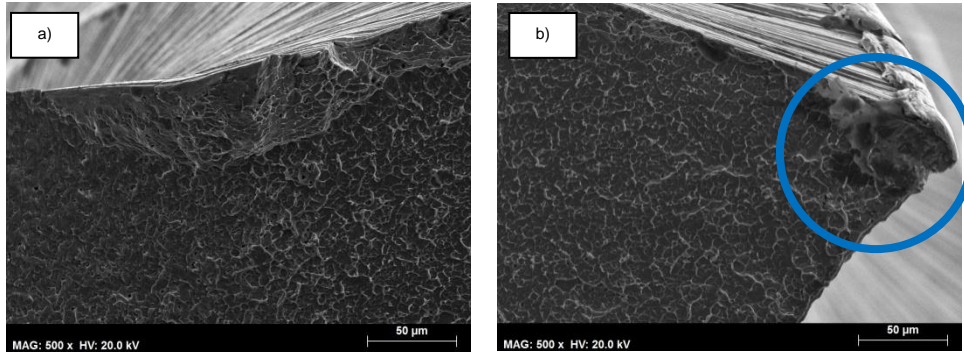
No instrumento 025.08\_11 nota-se um maior desgaste da superfície de fratura, justificado pelas 2 utilizações. Aparenta ter 3 locais de iniciação de fratura, sendo dois deles nos vértices esquerdo e superior, corresponde aos locais de iniciação que levou à fratura efetiva e no vértice direito, a zona de iniciação nos anteriores carregamentos (ver figura 4.17).



**Figura 4.17** - Superfície de fratura do instrumento 025.08\_11: a) Iniciação de fratura no canto esquerdo; b) Iniciação de fratura no canto superior; c) Iniciação de fratura no canto direito; d) Ampliação da iniciação de fratura no canto direito.

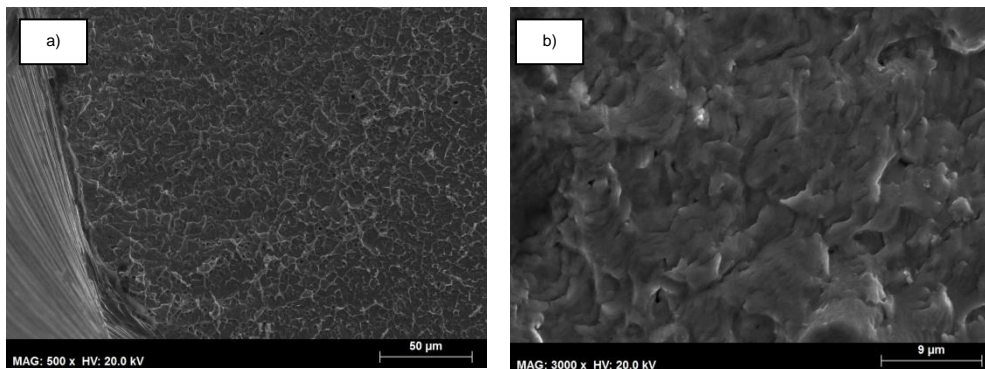
Os três instrumentos restantes, 025.08\_12, 025.08\_22 e 025.08\_15 têm uma superfície de fratura mais delineada comparativamente aos restantes, razão pela qual são instrumentos com 0 utilizações.

No instrumento 025.08\_12 nota-se a iniciação da fratura no vértice do canto esquerdo propagando-se ao longo a restante zona. Na figura seguinte pode ver-se em detalhe uma zona perto do local de iniciação onde o material foi arrancado provocando uma depressão, bem como outro local onde ocorreu a rotura final (ver figura 4.18).



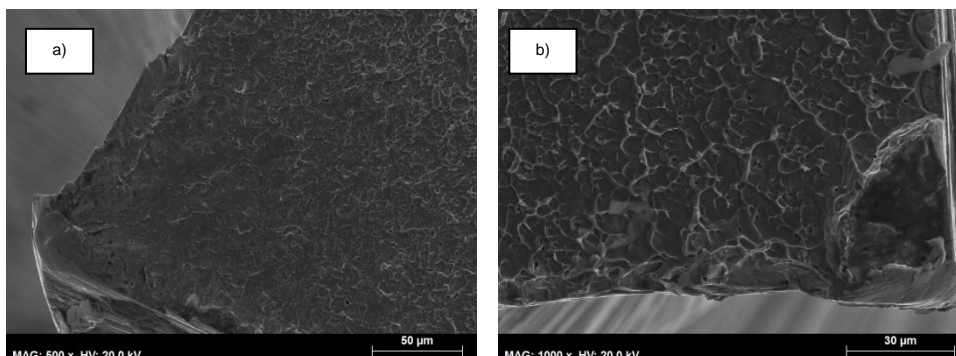
**Figura 4.18** - Superfície de fratura do instrumento 025.08\_12: a) Depressão perto do local de iniciação; b) Local de rotura final.

A imagem 4.19, sugere que a fratura ocorrida nos instrumentos é, não só do tipo intergranular, uma vez que, por vezes, a propagação da fenda foi irregular, ao longo dos limites de grão, mas principalmente do tipo transgranular, uma vez que o seu trajeto procede através dos limites de grão.



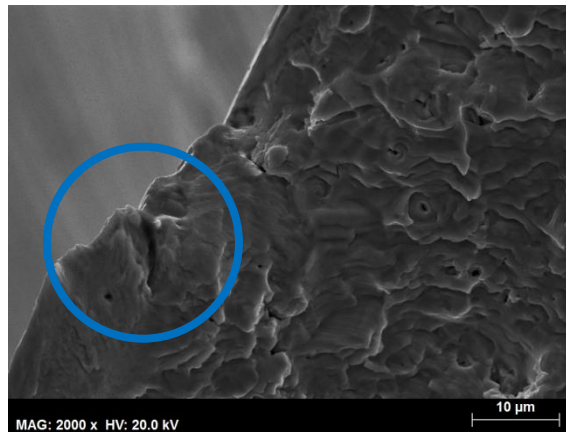
**Figura 4.19** - Superfície de fratura do instrumento 025.08\_12: a) Fratura intergranular e transgranular; b)Ampliação da fratura intergranular e transgranular.

Relativamente ao instrumento 025.08\_15 existe uma zona de iniciação de fratura no vértice esquerdo, propagando até alcançar a rotura. A sua rotura aconteceu na zona do vértice direito como pode ser visto na figura 4.20.



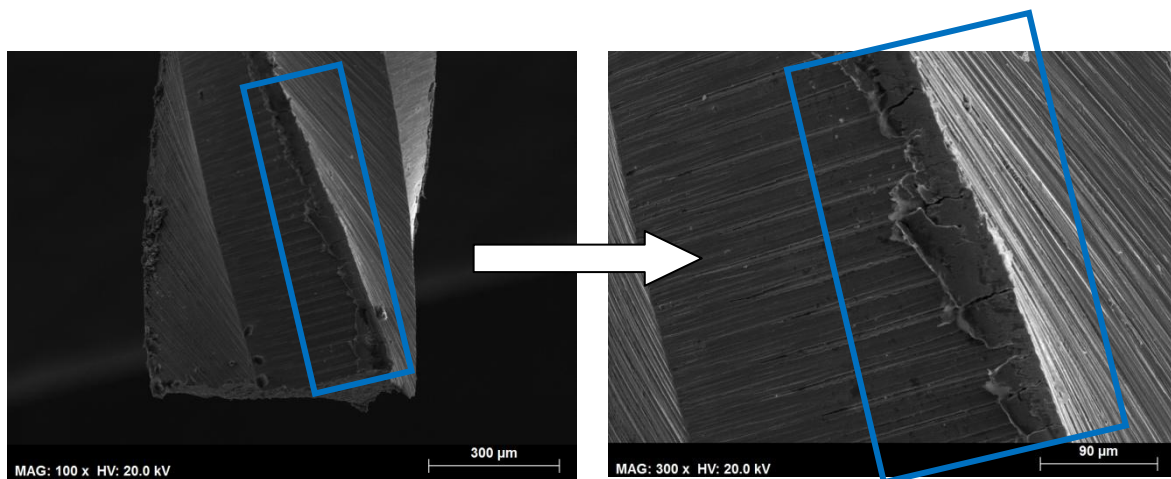
**Figura 4.20** - Superfície de fratura do instrumento 025.08\_12: a) Fratura intergranular e transgranular; b)Ampliação da fratura intergranular e transgranular.

Com maior detalhe encontra-se uma fenda perto da iniciação da fratura, indicada na figura 4.21.



**Figura 4.21** - Fenda na superfície de fratura do instrumento 025.08\_15, perto do local de iniciação.

Por último, na figura 4.22, observam-se fissuração múltipla iniciada à superfície segundo a direção das estrias de fabrico no instrumento 025.08\_22.



**Figura 4.22** – Fissuração múltipla na superfície do instrumento 025.08\_22.



## Capítulo 5 - Conclusões e Trabalhos Futuros

Foram testados 25 instrumentos de ref<sup>a</sup>. *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> da marca *Dentsply Maillefer*<sup>TM</sup>, numa montagem experimental que simula as condições de um canal radicular. As condições impostas para a geometria do canal foram de 4,7 mm de raio para uma curvatura a 45°. Para impor a movimentação recíprocante, utilizada nestes instrumentos, usou-se o micromotor ref<sup>a</sup>. *WAVEONE*<sup>TM</sup> da marca *Dentsply Maillefer*<sup>TM</sup> no programa de funcionamento *WAVEONE ALL*. Como os instrumentos ficam sujeitos a fadiga acabam por fraturar.

Formaram-se 3 grupos de ensaio, onde o grupo 1, composto por 13 elementos, contendo instrumentos com 0 utilizações, o grupo 2, composto por 3 elementos, contendo instrumentos com 1 utilização e por último, o grupo 3, composto por 9 elementos, contendo instrumentos com 2 utilizações. Um dos elementos do grupo 3, não foi ponderado na análise estatística por divergir largamente dos resultados esperados.

Em média, a *Duração Experimental* dos instrumentos é de 1 minuto e 58 segundos para o grupo 1, seguida do grupo 2 com 1 minuto e 38 segundos e do grupo 3 com 1 minuto e 28,3 segundos. Neste estudo, ficou demonstrado que o número de esterilizações e o histórico de cada instrumento, seja do grupo 2 ou do grupo 3, influenciam diretamente o valor da *Duração Experimental*.

Com base nos parâmetros da montagem experimental, foram calculados os valores teóricos da extensão e tensão de *Von Mises*, para a seção de fratura do instrumento. O valor da extensão foi de 0,0605 e admitindo que, o material destes instrumentos, segue o gráfico de ligas com Memória de Forma, interpolou-se o valor de tensão, obtendo 380,7 MPa. Os valores anteriores são comparados com a simulação numérica, utilizando um programa de modelação geométrica, *SolidWorks*<sup>TM</sup>. Neste *software*, realizaram-se duas simulações, uma sem as espiras do instrumento e outra com as espiras do instrumento. A primeira simulação, afastou-se do valor de extensão com um erro relativo de 34% (0,08108), contudo o valor de tensão foi satisfatório com 10% (342,4MPa). Na segunda análise (com espiras), os valores obtidos foram aceitáveis por permanecer no patamar dos 10% de erro, isto é, o valor de extensão teve 6,4% (0,05665) e o da tensão de *Von Mises* de 9,4% (344,9 MPa).

Para verificar a fiabilidade nos resultados da análise MEF, realizou-se uma segunda análise utilizando o *ANSYS*<sup>TM</sup>. A ordem de grandeza e a proximidade dos resultados foi satisfatória. Conclui-se que, ambos os *softwares* interpretam corretamente os estrangimentos e carregamentos impostos ao instrumento, na montagem experimental, pela via do MEF.

Posteriormente à atividade experimental, selecionaram-se 6 instrumentos (025.08\_1, 025.08\_2, 025.08\_11, 025.08\_12, 025.08\_22 e 025.08\_15), com o intuito de observar as suas superfícies de fratura. Observou-se que os instrumentos 025.08\_1, 025.08\_2 e 025.08\_11 apresentaram maior desgaste e limites de superfície de fratura menos definidos, comparativamente aos restantes, sendo justificado pelo facto de pertencerem aos grupos 2 e 3.

Em todos os 6 instrumentos é visível a nucleação e fissuração múltipla iniciada à superfície dos mesmos, segundo a direção das suas estrias de fabrico.

Um dos trabalhos a elaborar futuramente, consiste em alterar a montagem experimental, de modo a que, a simulação do deslocamento do instrumento seja o mais real possível. Para que isso aconteça, o instrumento, em vez de se manter fixo na montagem experimental, seria submetido a um deslocamento vertical com uma velocidade constante de entrada e saída do canal. Outro estudo interessante seria a comparação da *Duração Experimental* em dois instrumentos distintos, o instrumento ref<sup>a</sup>. *WaveOne Primary*<sup>TM</sup> de seção triangular e o instrumento de ref<sup>a</sup>. *Reciproc*<sup>TM</sup> *R25*, de igual comprimento mas, diferente parte ativa, com a seção transversal em forma de “S”.

## Referências bibliográficas

- [1] Leonardo, M.R., Leonardo, R. T., (2002), *Sistemas Rotatórios em Endodontia*, 4<sup>o</sup> Edição, Artes Medicas
- [2] [http://www.dentsplymea.com/sites/default/files/wave\\_one\\_brochure.pdf](http://www.dentsplymea.com/sites/default/files/wave_one_brochure.pdf) (consultado em 01/01/2013)
- [3] <http://www.users.med.up.pt/md04017/trabalho/Site/Resultados.htm> (consultado em 01/01/2013)
- [4] <http://www.ua.pt/demac/readobject.aspx?obj=1259> (consultado em 01/01/2013)
- [5] Wagner, M., Barletta F., et al., (2006), *NSK Reciprocating Handpiece: In Vitro Comparative Analyses Of Dentinal Removal During Root Canal Preparation By Different Operators*, Braz Dent J, 17(1),pp. 10-14;
- [6] Berutti, E., Chiandussi, G., et al, (2012), *Canal Shaping With WaveOne Primary Reciprocating Files And ProTaper System: A Comparative Study*, Journal of Endodontics, 38, pp. 505-509;
- [7] Berutti E., Paolino, D., et al., (2012), *Root Anatomy Preservation Of WaveOne Reciprocating Files With Or Without Glide Path*, Journal of Endodontics,38, pp.101-104;
- [8] Kim, H., Ywak, S., et al, (2012), *Cyclic Fatigue And Torsional Resistance Of Two New Nickel-Titanium Instruments Used In Reciprocation Motion: Reciproc Versus WaveOne*, Journal of Endodontics, 38, pp. 541-544;
- [9] Peters, O.A., (2004), *Current Challenges And Concepts In The Preparation Of Root Canal Systems: A Review*, Journal of Endodontics, 30, pp.559–625;
- [10] Arens, F.C., Hoen, M.M., Steiman, H.R., Dietz G.C., (2003), *Jr. Evaluation Of Single-Use Rotary Nickel Titanium Instruments*, Journal of Endodontics, 29, pp.664–669;
- [11] Yared, G., (2008), *Canal Preparation Using Only One Ni-Ti Rotary Instrument: Preliminary Observations*, Journal of Endodontics,41, pp.339–382;
- [12] Varela-Patino, P., Ibanez-Parraga, A., Rivas-Mundina, B., Cantatore, G., Otero, X.L., Martin-Biedma, B., (2010), *Alternating Versus Continuous Rotation: A Comparative Study Of The Effect On Instrument Life*, Journal of Endodontics, 36, pp.157–165;
- [13] Baek, S.H., Lee, C.J., Versluis, A., Kim, B.M., Lee, W., Kim, H.C., (2011), *Comparison Of Torsional Stiffness Of Nickel-Titanium Rotary Files With Different Geometric Characteristics*, Journal of Endodontics, 37, pp.1283–1288;
- [14] Zhang, E.W., Cheung, G.S., Zheng, Y.F., (2010), *Influence Of Cross-Sectional Design And Dimension On Mechanical Behavior Of Nickel-Titanium Instruments Under Torsion And Bending: A Numerical Analysis*, Journal of Endodontics, 36, pp.1394–1401;
- [15] Park, S.Y., Cheung, G.S., Yum, J., Hur, B., Park, J.K., Kim, H.C., (2010), *Dynamic Torsional Resistance Of Nickel-Titanium Rotary Instruments*, Journal of Endodontics, 36, pp.1200–1203;
- [16] Kim, H.C., Kim, H.J., Lee, C.J., Kim, B.M., Park, J.K., Versluis, A., (2009), *Mechanical Response Of Nickeltitanium Instruments With Different Cross-Sectional Designs During Shaping Of Simulated Curved Canals*, Journal of Endodontics, 42, pp.593–602;
- [17] Yum, J., Cheung, G.S., Park, J.K., Hur, B., Kim, H.C., (2011), *Torsional Strength And Toughness Of Nickel-Titanium Rotary Files*, Journal of Endodontics, 37, pp.382–387;

[18] Berutti, E., Chiandussi, G., et al, (2011), *Effect Of Canal Length And Curvature On Working Length Alteration With WaveOne Reciprocating Files*, Journal of Endodontics, 12, pp.1687-1690;

[19] You, S.Y., Bae,, K.S., et al, (2010), *Lifespan Of One Nickel-Titanium Rotary File With Reciprocating Motion In curved Root Canals*, Journal of Endodontics, 36, pp.1991-1994;

[20] Branco, C., Ferreira, J., Costa, J., Ribeiro, A., (2008), *Projeto de Órgãos de Máquinas*, 2.<sup>a</sup> edição, Fundação Calouste Gulbenkian, Lisboa;

[21] Smith, W., (1998), *Princípios de Ciência e Engenharia dos Materiais*, 3.<sup>a</sup> edição, McGraw-Hill, Lisboa;

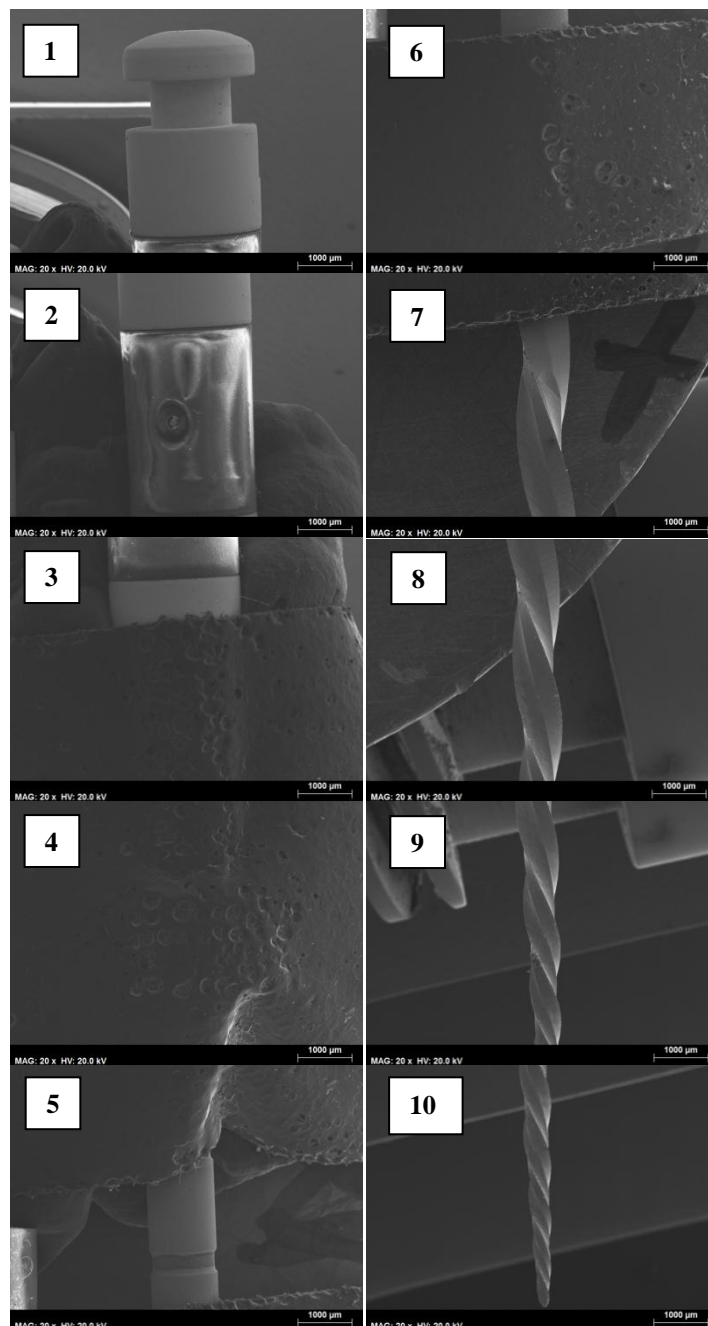
[22] <http://www.endoexperience.com/documents/WaveOne.pdf> (consultado em 02/02/2013);

[23] Maria Guiomar, A., Buono, V. T. L., (2005), *Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals*, OOOOE, 100, pp. 249-255.



## Anexos

**Anexo A** – Imagens de diferentes secções do instrumento *WaveOne Primary™* obtidas pelo MEV.



**Anexo B –** Imagens do micromotor ref<sup>a</sup>. *WaveOne™*, e das embalagens do instrumento ref<sup>a</sup>. *WaveOne Primary™*.





**Anexo C – Desenhos 2D das peças da montagem experimental.**