



Alexandre Agostinho Florêncio Fernandes

Licenciatura em Ciências de Engenharia Mecânica

**Caracterização do comportamento à
fadiga de instrumentos de Ni-Ti para
aplicações de endodontia**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientador: Rui F. Martins, Prof. Doutor, FCT-UNL/DEMI
Co-orientador: António Ginjeira, Prof. Doutor, FMD-UL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Jorge Joaquim Pamies Teixeira
Arguentes: Prof. Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso
Vogais: Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins
Prof. Doutor António Manuel Pinto Ginjeira



Alexandre Agostinho Florêncio Fernandes

Licenciatura em Ciências de Engenharia Mecânica

**Caracterização do comportamento à
fadiga de instrumentos de Ni-Ti para
aplicações de endodontia**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

Orientador: Rui F. Martins, Prof. Doutor, FCT-UNL/DEMI
Co-orientador: António Ginjeira, Prof. Doutor, FMD-UL

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Jorge Joaquim Pamies Teixeira
Arguentes: Prof. Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso
Vogais: Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins
Prof. Doutor António Manuel Pinto Ginjeira

Copyright

Copyright © 2013 Alexandre Agostinho Florêncio Fernandes

Faculdade Ciências e Tecnologias, Universidade Nova de Lisboa

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

Agradecimentos

Agradeço à minha família por todo o apoio demonstrado durante todo o percurso académico, em particular aos meus pais e irmã, pela sua presença constante e conselhos em todas as circunstâncias. À minha namorada pela compreensão, carinho e apoio em todos os momentos. Ao meu orientador, Professor Doutor Rui Fernando Martins e ao meu co-orientador, Professor Doutor António Ginjeira, pela disponibilidade, ajuda e conhecimentos transmitidos ao longo desta tese. À Doutora Maria do Rosário Mexia, pela confiança, apoio e disponibilidade transmitidos. Às empresas Ferfina e Multiplás pela ajuda e disponibilidade na produção das peças da montagem experimental. Aos meus amigos e colegas de faculdade pelas experiências, conhecimentos e ajuda ao longo deste percurso.

Resumo

O objetivo desta dissertação é estudar o comportamento à fadiga de quatro tamanhos diferentes de instrumentos endodônticos de níquel-titânio, desenvolvidos recentemente, e estudar o seu comportamento estrutural numa análise de elementos finitos não linear.

Sessenta e quatro instrumento Hyflex (Coltene, Switzerland) com quatro tamanhos diferentes, nomeadamente .04/20, .06/20, .04/35 e .06/35 foram sujeitos a testes de fadiga. Os instrumentos foram colocados em rotação, numa montagem experimental, que lhes provocou flexão. O raio e ângulo de curvatura imposto foi de 4,7mm e 45°, respetivamente, com o objetivo de simular a utilização num canal radicular. Os instrumentos foram testados a duas velocidades de rotação diferentes, 500 r.p.m. e 250 r.p.m., o tempo até à fratura foi contabilizado e calculou-se o número de ciclos à fadiga. Efetuou-se uma análise estatística, com os dados obtidos.

As superfícies de fratura foram observadas no microscópio eletrónico de varrimento (MEV) Hitachi S-2400 e a composição química dos instrumentos foi determinada. Seguidamente foi visualizada a origem e direção das fendas por fadiga assim como os planos de fratura e determinou-se a área de fratura. Foi calculada uma área circular equivalente para cada instrumento, da superfície de fratura, de modo a calcular a tensão e extensão teóricos com o objetivo de comparar com a distribuição de tensões e extensões obtidas pelo método dos elementos finitos.

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que existem diferenças significativas nos diferentes tamanhos de instrumentos e velocidades testadas. O valor mais alto do número de ciclos à fadiga – 4185 rotações – foi calculado para o instrumento de tamanho .06/20 testado a 250 r.p.m. e o menor valor – 747 rotações – verificou-se no instrumento de tamanho .04/35 testado a 500 r.p.m. O mecanismo de propagação das fendas de fadiga foi maioritariamente transgranular, no modo I, e verificou-se que o acabamento superficial dos instrumentos tem um papel importante na nucleação e propagação de fadiga. A composição química dos instrumentos analisados revelou uma composição química média de 54,22 %wt. e 45,78 %wt. de níquel e titânio, respetivamente, e verificou-se uma baixa variância de resultados. Os valores teóricos de extensão e tensão estão de acordo com os valores obtidos pelo método dos elementos finitos.

Conclui-se que o tamanho do instrumento e a velocidade de rotação do mesmo tem uma grande influência na vida à fadiga dos mesmos.

Palavras chave: endodontia, instrumentos de Ni-Ti, fadiga, análise elementos finitos, composição química.

Abstract

The aim of this thesis is to assess the fatigue life of four different sizes of Ni-Ti endodontic files recently developed and to determine its structural behavior through non-linear finite element analysis (FEA).

Sixty-four Hyflex™ (Coltene, Switzerland) instruments recently developed, with four different sizes, namely .04/20, .06/20, .04/35 and .06/35, were submitted to rotational bending tests. The radius of curvature imposed to the files was equal to 4.7 mm, along an angle of 45°, in order to induce a high tension stress state on the instrument's outer surface. The files were tested at two different rotational speeds, namely 500 r.p.m. and 250 r.p.m, the time until fracture was recorded and the fatigue life (N_f) was calculated. A statistical fatigue data analysis was then 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. Moreover, the direction of the fatigue crack initiation planes was verified and the areas of the fracture surfaces were calculated. An equivalent circular cross section for each file was inferred and the theoretical strain at the critical section 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.

Depending on the size of the files and on the rotational speed, significant differences on fatigue lives were obtained. The maximum value recorded for the fatigue life - 4185 revolutions - was observed for the file size .06/20, at 250 r.p.m., and the lowest fatigue life value – 747 revolutions – was verified for the file size .04/35 at 500 r.p.m.. The fatigue crack propagation mechanism was mainly transgranular, occurred in Mode I, and surface finish of the files showed to be important in the fatigue crack nucleation and propagation. The chemical composition of the files analyzed showed average values of 54,22 %wt. and 45,78 %wt. for the nickel and titanium content, respectively, and low scatter was detected.

The size of the file and the rotational speed has a substantial impact on the fatigue life of the instruments.

Keywords: endodontic, Ni-Ti files, fatigue, finite element analysis, chemical composition.

Índice de Matérias

Capítulo 1	1
Introdução.....	1
1.1. Objetivos.....	2
1.2. Estrutura da dissertação.....	2
Capítulo 2	3
Fundamentos teóricos	3
2.1. Endodontia	3
2.2. <i>Nitinol</i> – ligas de níquel-titânio	5
2.2.1. A descoberta	5
2.2.2. Propriedades e características.....	5
2.2.3. Aplicações	8
2.3. Instrumentos endodônticos	9
2.3.1. Instrumentos de Ni-Ti	10
2.3.2. Mecanismos de fratura de instrumentos endodônticos.....	11
2.3.3. Instrumentos existentes no mercado	12
2.4. Metodologia dos ensaios experimentais	14
2.4.1. Ensaio à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti.....	14
2.4.1.1. Estado da arte	14
2.4.1.2. Metodologias e materiais	16
2.4.1.3. Resultados e conclusões	18
2.4.2. Análise pelo Método dos Elementos Finitos	22
Capítulo 3	27
Cálculos teóricos / Validações	27
3.1. Cálculos analíticos.....	27
3.1.1. Cálculo simplificado da gama de deformação de um instrumento	27
3.2. Simulações numéricas (MEF)	30
3.2.1. Modelação dos instrumentos	30
Capítulo 4	35
Descrição dos Ensaio Experimentais e Determinação da Composição Química.....	35
4.1. Determinação da composição química	35
4.1.1. Resultados.....	35
4.2. Conceção do sistema de suporte do micromotor e do sistema que simula o canal radicular.....	37

4.3.	Procedimento experimental.....	39
4.4.	Apresentação de resultados experimentais	42
4.5.	Distribuições normais de cada instrumento	47
4.6.	Apresentação de resultados analíticos	51
4.7.	Apresentação de resultados numéricos	53
4.7.1.	Instrumento .04/20.....	53
4.7.1.	Instrumento .06/20	57
4.8.	Observação de superfícies de fratura	61
4.8.1.	Instrumento .04/20.....	61
4.8.2.	Instrumento .06/20.....	63
4.8.3.	Instrumento .04/35.....	64
4.8.4.	Instrumento .06/35.....	65
4.9.	Discussão de resultados	67
Capítulo 5		71
Conclusões e Desenvolvimentos Futuros		71
Referências Bibliográficas		73
Anexos.....		75

Índice de Figuras

Figura 2.1: Sequência de tratamento endodôntico [3].	4
Figura 2.2: Mudanças fase da liga de Ni-Ti [2].	6
Figura 2.3: Desenho esquemático de um instrumento normalizado [1].	9
Figura 2.4: Gráfico Tensão-Extensão da liga de Ni-Ti [14].	11
Figura 2.5: Montagem experimental do estudo [7].	17
Figura 2.6: Montagem experimental dos estudos [3] e [20].	17
Figura 2.7: Dimensões e características geométricas do canal artificial produzido [6].	18
Figura 2.8: Gráficos de probabilidade de fratura deformação e falha[4].	19
Figura 2.9: Distribuição de deformações do instrumento quando analisado no canal I, nas condições padrão e auto-reverse [5].	25
Figura 3.1: Desenho esquemático de um instrumento sujeito a um raio de curvatura R e a um ângulo de curvatura θ .	27
Figura 3.2: Imagens do instrumento .04/20.	31
Figura 3.3: Caracterização da geometria do instrumento 04/20.	31
Figura 3.4: Comparação do passo das restas de corte dos instrumentos analisados.	32
Figura 3.5: Comparação do número de entradas de arestas de corte dos instrumentos analisados.	32
Figura 3.6: Verificação das geometrias dos instrumentos modelados.	33
Figura 3.7: <i>Rendering's</i> dos instrumentos modelados.	33
Figura 4.1: Espectro do instrumento .04/20_1	36
Figura 4.2: Rendering da montagem experimental.	37
Figura 4.3: Valores de tensões de cedência e de rotura do aço AISI 316L à temperatura ambiente.	38
Figura 4.4: Peças utilizadas na montagem experimental.	38
Figura 4.5: Sistema de acionamento dos instrumentos [10].	39
Figura 4.6: Afinação de perpendicularidade entre o eixo do instrumento e a peça de encosto.	40
Figura 4.7: Peças do sistema de teste.	40
Figura 4.8: Afinação da posição do instrumento em relação à peça de encosto.	41
Figura 4.9: Montagem experimental.	41
Figura 4.10: Desgaste da peça que simula o canal radicular e da anilha de encosto.	46
Figura 4.11: Distribuição normal do instrumento .04/20 do grupo A.	47
Figura 4.12: Distribuição normal do instrumento .04/20 do grupo B.	47

Figura 4.13: Distribuição normal do instrumento .06/20 do grupo A.....	48
Figura 4.14: Distribuição normal do instrumento .06/20 do grupo B.....	48
Figura 4.15: Distribuição normal do instrumento .04/35 do grupo A.....	49
Figura 4.16: Distribuição normal do instrumento .04/35 do grupo B.....	49
Figura 4.17: Distribuição normal do instrumento .06/35 do grupo A.....	50
Figura 4.18: Distribuição normal do instrumento .06/35 do grupo B.....	50
Figura 4.19: Determinação da área da superfície de fratura do instrumento .04/35_2.	52
Figura 4.20: Distribuição de tensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.04/20 (completo).....	54
Figura 4.21: Distribuição de extensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.04/20 (completo).....	54
Figura 4.22: Distribuição de tensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.04/20 (simplificado).	55
Figura 4.23: Distribuição de extensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.04/20 (simplificado).	55
Figura 4.24: Distribuição de tensões até à zona de fratura, obtidas no <i>Ansys</i> , do instrumento .04/20 (simplificado).	56
Figura 4.25: Distribuição de extensões até à zona de fratura, obtidas no <i>Ansys</i> , do instrumento .04/20 (simplificado).	56
Figura 4.26: Distribuição de tensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.06/20 (completo).....	57
Figura 4.27: Distribuição de deformações, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.06/20 (completo).....	58
Figura 4.28: Distribuição de tensões, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.06/20 (simplificado).	58
Figura 4.29: Distribuição de deformações, obtidas no <i>SolidWorks Simulation</i> , do instrumento.06/20 (simplificado).	59
Figura 4.30: Distribuição de tensões até à zona de fratura, obtidas no <i>Ansys</i> , do instrumento .06/20 (simplificado).	59
Figura 4.31: Distribuição de deformações até à zona de fratura, obtidas no <i>Ansys</i> , do instrumento .06/20 (simplificado).	60
Figura 4.32: Vista lateral da superfície de fratura do instrumento .04/20_2.	61
Figura 4.33: Vista de frente da superfície de fratura do instrumento .04/20_2.....	62
Figura 4.34: Detalhe da superfície de fratura na zona de arrancamento de grão, do instrumento .04/20_1.....	62
Figura 4.35: Comparação das superfícies de fratura entre os instrumentos .06/20_2 (a) e .06/20_16 (b), dos grupos A e B, respetivamente.....	63
Figura 4.36: Superfície de fratura do instrumento .06/20_2.	63
Figura 4.37: Vista lateral da superfície de fratura e propagação de fendas do instrumento .04/35_2.....	64
Figura 4.38: Superfície de fratura do instrumento .04/35_2	64

Figura 4.39: Vista perpendicular da superfície de fratura do instrumento .06/35_2 e seu detalhe.	65
Figura 4.40: Superfície de fratura do instrumento .06/35_2.	65
Figura 4.41: Comparação das diferentes zonas de superfície de fratura do instrumento .06/35_2.....	66
Figura 4.42: Variação de esforços das fibras externas de um instrumento em rotação.....	68

Índice de Tabelas

Tabela 2.1: Propriedades das ligas de Ni-Ti [1].	7
Tabela 2.2: Características e propriedades de alguns instrumentos (adaptado de [9]).	12
Tabela 2.3: Grupos de estudo.	15
Tabela 2.4: Vida à fadiga, amplitude de deformação e vazios, para cada instrumento e ângulo de curvatura [18].	20
Tabela 2.5: Tempo médio em segundos, de fratura para cada tamanho e tipo de instrumento [20].	20
Tabela 2.6: Média do comprimento fraturado e número de ciclos à fratura, para cada instrumento (adaptado de [3]).	21
Tabela 2.7: Tempo médio de fratura, em segundos, para cada instrumento e velocidade [6].	21
Tabela 2.8: Valores de deformação [%], para os instrumentos estudados, para os diferentes parâmetros (adaptado de [5]).	23
Tabela 2.9: Comparação das deformações dos vários parâmetros de estudo (adaptado de [5]).	24
Tabela 3.1: Parâmetros introduzidos no SolidWorks e Ansys, durante a análise de elementos finitos.	30
Tabela 4.1: Composição química dos instrumentos de Ni-Ti analisados.	36
Tabela 4.2: Composição química, em percentagem, do aço AISI 316L.	37
Tabela 4.3: Lote, duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respetivas médias para os instrumento de tamanho .04/20 e .06/20 testados.	42
Tabela 4.4: Lote, duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respetivas médias para os instrumento de tamanho .04/35 e .06/35 testados.	43
Tabela 4.5: Comparação de resultados entre o grupo B e o grupo A, para cada medida de instrumento.	44
Tabela 4.6: Comparação de resultados entre o instrumento de tamanho .06/20 e os restantes.	45
Tabela 4.7: Comparação dos diferentes resultados de duração média de ensaio e de NCF médio entre instrumentos com o mesmo diâmetro da ponta com diferentes conicidades e vice-versa, para os dois grupos ensaiados.	45
Tabela 4.8: Probabilidade máxima de fratura para cada instrumento.	51
Tabela 4.9: Valores de diâmetro equivalente de superfície de fratura e extensão máxima, para cada tamanho de instrumento.	52
Tabela 4.10: Valores flecha calculados, na zona de fratura, para cada tamanho de instrumento.	53
Tabela 4.11: Comparação de resultados experimentais obtidos nesta dissertação e os resultados obtidos no estudo realizado por Shen <i>et al.</i> [18].	69

Simbologia e Notações

Latim

E	Módulo de Young
I	Momento de inércia
D_1	Diâmetro da ponta do instrumento
D_2	Diâmetro da base do instrumento
M	Momento de encastramento
NCF / N_f	Número de ciclos à fadiga
L	Distância entre encastramento e carga aplicada
L_0	Comprimento inicial
L_f	Comprimento final
P	Carga aplicada
R	Raio de curvatura
R_c	Raio curvatura
y	Distância da fibra neutra à fibras extremas

Grego

ϵ_a	Amplitude máxima de deformação
θ	Ângulo de curvatura
ν	Coefficiente de Poisson
σ	Tensão
δ	Deformação
Δl	Varição de comprimento

Abreviaturas

AAE	Associação Americana de Endodontistas
MEF	Método dos Elementos Finitos
NCF	Número de ciclos até à fratura
Ni-Ti	Liga de níquel-titânio
TTR	Temperatura de transição
MEV	Microscópio eletrónico de varrimento

Capítulo 1

Introdução

Os instrumentos que vão ser analisados nesta dissertação são responsáveis pela remoção da polpa, tecido vivo contido nos canais radiculares dos dentes, e pelo alargamento desses canais. Para tal, são colocados, em rotação, no interior do canal radicular, removendo os tecidos infetados e alargando o canal. Como os canais radiculares têm geometrias bastante variáveis e podem ser muito curvos, os instrumentos têm de ser bastante flexíveis para conseguirem remover a totalidade dos tecidos infetados. Estes instrumentos eram utilizados manualmente, mas, com o objetivo de aumentar a segurança e a rapidez do processo de limpeza e alargamento do canal radicular, alguns fabricantes desenvolveram micromotores.

Inicialmente os instrumentos eram fabricados por torção de um fio/arame de aço carbono; entretanto, passou-se a utilizar aço inoxidável, por este material apresentar melhores características mecânicas e físicas. Os vários tipos de instrumentos eram obtidos alterando o número de revoluções e a seção transversal.

No final da década de 80 começou a ser utilizada uma nova geração de instrumentos, os quais eram fabricados a partir de uma liga de níquel-titânio (Ni-Ti). Os instrumentos fabricados com esta liga apresentam melhores propriedades mecânicas do que os instrumentos de aço inoxidável, nomeadamente uma maior flexibilidade e uma maior resistência à torção. Estas melhores propriedades facilitam o tratamento em canais com maior curvatura e de difícil acesso.

O desenvolvimento das ligas de níquel-titânio, na área da medicina dentária, trouxe um grande avanço no desempenho e no controlo dos instrumentos endodônticos. Na nova geração deste tipo de ligas são aplicados tratamentos térmicos, não revelados em detalhe pelos fabricantes, que conferem aos instrumentos características de superelasticidade e de memória de forma. Estas características são bastante importantes devido às condições de utilização deste tipo de instrumentos. Concomitantemente, os fabricantes da nova geração de instrumentos afirmam que os novos instrumentos que possuem memória de forma têm uma resistência à fadiga e a flexibilidade bastante superior aos instrumentos convencionais. Os instrumentos que irão ser analisados nesta dissertação possuem estas características – a memória de forma e a superelasticidade – e pretende-se determinar o seu desempenho quando sujeitos a flexão rotativa.

Devido às limitações do material dos instrumentos e à curvatura dos canais, a fratura por fadiga dos instrumentos é frequente. Neste caso, o que resta do instrumento fraturado é removido apenas quando possível, podendo ficar no canal radicular ou procedendo-se a intervenção cirúrgica ou à remoção do dente. Por isso, torna-se bastante importante investigar os fatores que levam à fratura dos instrumentos, assim como determinar a sua vida à fadiga, de modo a prever e evitar a sua falha.

Foram conduzidos vários estudos, com diversos parâmetros, sobre a fratura de instrumentos endodônticos. Entre eles estudaram-se a resistência à fadiga (por torção e flexão), influência da velocidade de rotação, da curvatura dos canais e métodos numéricos.

1.1. Objetivos

Esta dissertação tem como principal objetivo realizar um estudo sobre a resistência à fadiga de instrumentos Hyflex (Coltene, Switzerland), de níquel-titânio, recentemente desenvolvidos, de quatro tamanhos diferentes. Pretende-se simular a utilização dos instrumentos num canal radicular, numa montagem experimental com parâmetros conhecidos. Os parâmetros de teste serão iguais aos do estudo elaborado por Shen *et al.* [1] e pretende-se ainda comparar os resultados experimentais com os resultados do estudo. A montagem experimental vai ser dimensionada e produzida para a realização dos testes de fadiga.

Vai ser desenvolvida uma análise estrutural dos instrumentos ensaiados pelo método dos elementos finitos (MEF) com o objetivo de determinar as tensões e extensões a que o instrumento está sujeito nas condições do teste de fadiga.

As fraturas dos instrumentos, utilizados nos testes de fadiga, vão ser observadas num microscópio eletrónico de varrimento (MEV) e vai ser determinada a sua composição química.

1.2. Estrutura da dissertação

A dissertação encontra-se estruturada em 5 capítulos.

No primeiro capítulo é introduzido o tema da dissertação e explanada a sua motivação. São apresentados os objetivos e uma breve descrição da estrutura da dissertação.

No segundo capítulo são introduzidos e clarificados os conceitos teóricos necessários para a elaboração da dissertação, que vão ser usados nos capítulos seguintes. Apresenta-se também o estado da arte, nomeadamente as metodologias, resultados e conclusões dos estudos realizados sobre os instrumentos endodônticos.

No capítulo três são demonstradas e explicadas as fórmulas que permitem o cálculo da amplitude máxima de deformação e da tensão a que o instrumento se encontra sujeito. Apresenta-se também todos os procedimentos envolvidos no método dos elementos finitos.

No quarto capítulo é descrito o dimensionamento e o processo de fabrico da montagem experimental e o procedimento experimental. Apresentam-se os resultados da determinação da composição química, dos ensaios experimentais, dos cálculos numéricos e analíticos. São ainda apresentadas e analisadas as superfícies de fratura dos instrumentos e é realizada uma discussão de resultados.

No quinto capítulo são apresentadas as conclusões e os trabalhos futuros a desenvolver.

Capítulo 2

Fundamentos teóricos

O presente capítulo tem como objetivo introduzir e clarificar os conceitos teóricos que vão ser necessários para a elaboração desta tese e que vão ser usados nos capítulos seguintes.

2.1. Endodontia

A endodontia é um campo da medicina dentária que estuda e trata os problemas relacionados com os tecidos vivos contidos na câmara e canais radiculares dos dentes, a polpa. Quando a polpa se encontra infetada é necessário removê-la; para tal são utilizados instrumentos endodônticos, conhecidos genericamente por limas. Estes instrumentos podem ser utilizados manualmente ou por meio de um motor elétrico.

O primeiro instrumento endodôntico foi criado por Maynard, em 1838, idealizado a partir de uma mola de relógio. O mesmo desenvolveu outros com o objetivo de limpar e alargar o canal radicular [2]. Nesta época, não existia consenso entre os profissionais de saúde sobre quais as características que melhor se adequavam a cada tipo de situação. Também o facto de não existirem critérios pré-estabelecidos para o fabrico de instrumentos, visto que cada fabricante estipulava o diâmetro e o comprimento de cada instrumento, fez com que até à década de 50 do séc. XX os instrumentos endodônticos não tivessem grandes alterações e desenvolvimentos [2].

Em 1958, na Segunda Conferência Internacional de Endodontia, foi sugerido por Ingle e Levine que os instrumentos fossem fabricados de acordo com normas pré-estabelecidas, com uniformidade de diâmetro e comprimento, assim como com padrões de conicidade e outros parâmetros dimensionais, de modo a melhorar e simplificar a técnica endodôntica. No entanto, apenas em 1962, a Associação Americana de Endodontistas (AAE) aceitou a sugestão dos mesmos. Posteriormente, foram formadas equipas de modo a criar especificações dimensionais e de fabrico para cada tipo de instrumento [2].

Inicialmente os instrumentos endodônticos eram fabricados por torção de uma haste piramidal de aço-carbono, mas a partir de 1961 passou a utilizar-se aço inoxidável por ter melhores características. Tanto os instrumentos de aço carbono como os de aço inoxidável eram utilizados manualmente. Os vários tipos de instrumentos eram obtidos alterando a quantidade de torções e a forma da base da haste metálica, podendo esta ser circular, triangular ou quadrangular.

Com o objetivo de aumentar a segurança e a rapidez do processo de limpeza e alargamento do canal radicular, alguns fabricantes desenvolveram sistemas automatizados utilizando micromotores e instrumentos de aço inoxidável.

Os primeiros sistemas modernos foram lançados em 1958, mas estiveram pouco tempo no mercado, visto que ofereciam pouca sensibilidade ao operador clínico, o que provocava uma frequente fratura dos instrumentos. Uma segunda geração destes sistemas foi introduzida no mercado em 1985, com melhores desempenhos. No entanto, os instrumentos operados manualmente têm algumas vantagens face aos operados por micromotores, entre elas: a boa resistência à fratura, não oxidam, permitem ser pré-curvados e têm maior rigidez. A desvantagem da utilização de instrumentos operados manualmente é a baixa flexibilidade que não permite rotações de 360°, dentro do canal radicular [2], além do tempo gasto.

No final da década de 80 do séc. XX, começou a ser utilizada uma nova geração de instrumentos fabricados a partir de uma liga de níquel-titânio (Ni-Ti), denominada também por nitinol, que tem na sua constituição química aproximadamente 55% de níquel e 45% titânio. Os instrumentos fabricados a partir desta liga apresentavam duas a três vezes maior flexibilidade e maior resistência à torção do que instrumentos de aço inoxidável, de acordo com estudos de Walia, Brantlye e Gerstein realizados em 1988 [1]. Assim, as melhores características dos instrumentos facilitaram o tratamento de canais com maior curvatura e de difícil acesso. Este tipo de instrumentos apresenta ainda uma boa compatibilidade biológica, alta resistência à corrosão e uma boa resistência à torção, inalteradas quando sujeitas a processos de esterilização, ou seja, apresentando grandes vantagens do ponto de vista médico. Hoje em dia, os instrumentos mais utilizados são de Ni-Ti e são atuados por meio de um motor elétrico de baixa rotação e elevado binário.

Na figura 2.1 pode observar-se como, após o diagnóstico clínico, o dente é preparado para o tratamento com anestesia e isolamento do campo operatório (a). O dente é aberto, por meio de brocas adequadas, de modo a conseguir-se aceder aos canais radiculares (b). Seguidamente o canal é preparado, com instrumentos endodônticos, que podem ser de aço inoxidável ou Ni-Ti, atuados manualmente ou por meio de um motor de baixa rotação (c). Após a total remoção dos tecidos, o dente é selado com um material inerte (d). A figura 2.1 mostra a sequência referida anteriormente.

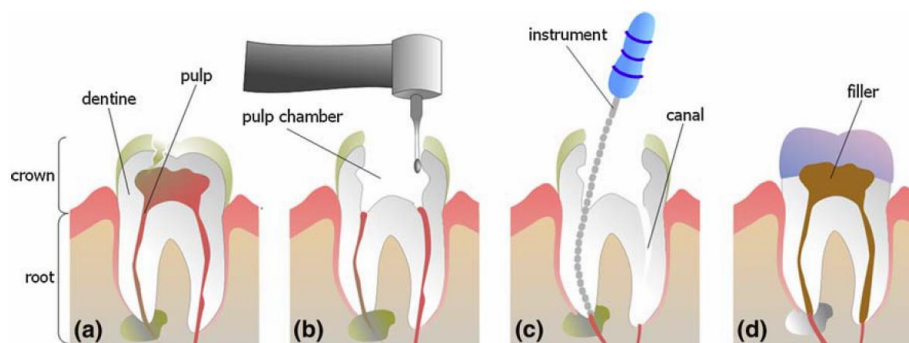


Figura 2.1: Sequência de tratamento endodôntico [3].

2.2. Nitinol – ligas de níquel-titânio

2.2.1. A descoberta

O nitinol foi descoberto em 1959, por William J. Buehler, durante a realização de um projeto com o objetivo de desenvolver materiais metálicos para o nariz do cone do veículo de reentrada na atmosfera, denominado *U.S. Navy Polaris*. A tarefa inicial era recolher informação já existente sobre as propriedades física e mecânicas de metais e ligas, de modo a efetuar cálculos que visavam simular as condições às quais o veículo espacial iria ser sujeito durante a sua reentrada na atmosfera do planeta [1].

Buehler, paralelamente ao desenvolvimento do projeto, começou a pensar na possibilidade de desenvolver ligas metálicas que fossem capazes de suportar as grandes diferenças de temperatura a que o corpo iria ser submetido. Inicialmente, começou por considerar ligas intermetálicas onde dois componentes metálicos constituíam uma fase metálica que formava uma simples proporção estequiométrica e geralmente uma elevada temperatura de fusão, mas que tinham uma grande limitação - a ductilidade. Buehler selecionou aproximadamente sessenta ligas intermetálicas para posterior estudo. Este número reduziu-se a doze após a eliminação de algumas. Uma dessas ligas, uma liga equiatômica de níquel-titânio, destacou-se imediatamente por mostrar uma notória maior resistência ao impacto e ductilidade que nenhuma outra apresentava. Assim, Buehler decidiu concentrar o seu estudo nesta liga, que posteriormente denominou por NITINOL (*Nickel Titanium Naval Ordinance Laboratory*) [8].

Na fase inicial do estudo e desenvolvimento do nitinol, ainda não era conhecida uma das suas melhores características – a memória de forma. A sua descoberta aconteceu durante uma demonstração na qual se pretendia mostrar a grande resistência à fadiga de uma tira longa e muito fina de nitinol. A mesma tinha sido dobrada previamente em curtas dobras com a forma de um acordeão. Seguidamente, sofria uma compressão seguida de um alongamento realizado de forma rápida e contínua sem que a tira se partisse. Uma das pessoas que se encontrava a ver a apresentação aproximou-se da tira de nitinol enquanto se preparava para acender um cachimbo. Inesperadamente, o calor emitido pelo isqueiro do cachimbo fez com que a tira de nitinol, que na altura se encontrava comprimida, se alongasse longitudinalmente revelando-se assim a característica de memória de forma desta liga [8].

2.2.2. Propriedades e características

A memória de forma de uma liga é a capacidade de esta retomar uma forma previamente definida, quando sujeita a um ciclo térmico apropriado. Esta propriedade requer características estruturais específicas a nível atômico. O primeiro requisito é um ordenamento atômico de fase sólida, denominado de austenite, que existe num regime de temperatura elevada. O segundo é a capacidade de os átomos, quando estão ordenados na fase austenítica, sofrerem um rearranjo atômico para uma outra fase, designada martensite, num regime de temperatura mais baixo. As transformações austenite – martensite ocorrem numa gama de temperaturas de transição (TTR) e em situações especiais, onde são aplicadas tensões e deformações [8]. Na figura 2.2 podem ser observadas as respetivas fases.

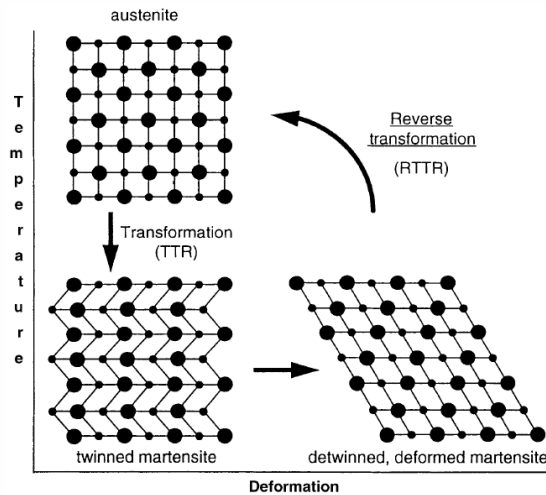


Figura 2.2: Mudanças fase da liga de Ni-Ti [2].

A fase austenítica ocorre abaixo da temperatura de fusão, entre 600°C e 700°C. Esta fase é a que possui maior resistência à deformação, tem uma tensão de cedência muito elevada e apresenta uma estrutura de simetria cúbica [9].

A fase martensítica surge abaixo de temperatura de transição (TTR), é uma fase facilmente deformável e possui uma estrutura com simetria monoclinica [8].

A temperatura de transição assinala a mudança de fase; no caso da liga de nitinol pode variar entre 110°C e a temperatura do nitrogénio líquido, cerca de -195.8°C, fazendo variar o rácio entre níquel-titânio ou introduzindo na liga outro tipo de elementos metálicos, tais como cobre, ferro, etc. [8].

A liga de nitinol é uma conglomeração de cristais, contidos em regiões denominadas por grãos, com tamanho, forma e orientação distintos. De modo a fixar uma determinada forma, um objeto feito em nitinol terá de ser aquecido aproximadamente até 500°C, enquanto restringido na posição desejada. O aquecimento da liga faz com que ocorra uma reestruturação da rede atômica do grão, em que os mesmos adotam a fase austenítica. Assim, quando a liga de nitinol arrefece abaixo da temperatura de transição, por exemplo até à temperatura ambiente, os seus grãos mudam para a fase martensítica, sem que a mesma mude de forma[8].

Quando uma liga de nitinol deformada é aquecida, o movimento dos átomos aumenta o que faz com que os mesmos voltem à fase austenítica, recuperando a forma inicial. Quando ocorre uma deformação os grãos mantêm-se no mesmo sítio, enquanto os átomos se movem. Assim, se a liga estiver constrangida quando for aquecida para recuperar a forma inicial, irá existir uma força disponível para realizar trabalho [8]. Considere-se uma mola cilíndrica de compressão totalmente comprimida; se a mesma sofrer uma deformação plástica segundo a direção longitudinal e forem colocadas duas massas, uma em cada extremidade, quando a mola for aquecida esta irá voltar à sua forma inicial, totalmente comprimida, e, conseqüentemente, as duas massas irão deslocar-se, em sentidos opostos.

As principais características das ligas de nitinol são: boa resistência à corrosão, boas propriedades físicas e mecânicas, boa capacidade de deformação, compatibilidade de fluídos e tecidos humanos e memória de forma. Na tabela 2.1 são apresentadas as propriedades das ligas de Ni-Ti, com memória de forma. Neste caso a liga encontra-se formada de austenite a partir dos 110°C e tem 8,5% de deformação recuperável.

Tabela 2.1: Propriedades das ligas de Ni-Ti [1].

Propriedades Térmicas	Ponto de Fusão (°C)	≈ 1300
	Densidade (g/cm ³)	6,45
	Resistividade (μΩ.cm)	
	Austenite Martensite	100 70
	Condutividade elétrica (W/m.K)	
Austenite Martensite	18 8,5	
Capacidade calorífica (J/kg.K)	400	
Propriedades Mecânicas	Módulo de Young (GPa)	
	Austenite Martensite	≈ 80 25 a 40
	Tensão de cedência (MPa)	
Austenite Martensite	195 a 690 70 a 140	
Tensão Rotura (MPa)	895	
Propriedades características do efeito de memória de forma	Temperatura de transformação (°C)	-200 a 110
	Deformação recuperável	≈8,5%
	Histerese (°C)	15 a 25
Resistência à corrosão		Excelente

2.2.3. Aplicações

A primeira aplicação desta liga surgiu em 1969, tendo sido utilizada no circuito hidráulico de um avião F-14. A utilização da liga de nitinol permitiu a união de tubos hidráulicos junto à fuselagem no avião.

Com o desenvolvimento dos processos de fabrico e da metalurgia da própria liga, a mesma começou a ser utilizada, nos anos 70 e 80, em inúmeras aplicações, como por exemplo na medicina em geral, produtos de segurança e militares, entre outros.

Uma das áreas em que o nitinol apresenta grandes vantagens e aplicações é na medicina, dada a sua boa compatibilidade com fluidos e tecidos humanos.

2.3. Instrumentos endodônticos

Após a normalização dos instrumentos endodônticos em 1962, os mesmos passaram a ter dimensões e formas normalizadas. A figura 2.3 mostra o desenho esquemático de um instrumento normalizado.

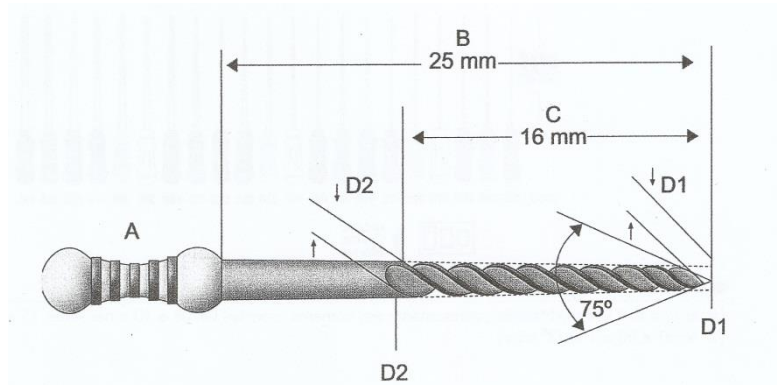


Figura 2.3: Desenho esquemático de um instrumento normalizado [1].

O comprimento total do instrumento é indicado pela letra B, na figura 2.3; geralmente é igual a 21mm, 25mm, 28mm ou 31mm. O comprimento ativo, ou seja, de corte, corresponde à letra C. Embora o comprimento total dos instrumentos varie, o comprimento ativo dos mesmos é fixo e igual a 16 mm. Como os instrumentos têm conicidade, o diâmetro na base da parte ativa é diferente do diâmetro na ponta, D_{16} e D_0 , que correspondem aos diâmetros D_2 e D_1 , respectivamente [1]. Assim, o tamanho dos instrumentos é caracterizado por duas medidas, a conicidade e o diâmetro na ponta, em que a primeira dimensão corresponde à conicidade, em porcentagem, e a segunda ao diâmetro da ponta, em centésimas de milímetro. Por exemplo, o instrumento de tamanho .06/35, corresponde a um instrumento com conicidade de 6% e diâmetro na ponta de 0,35 mm. Os diâmetros de ponta variam entre 06 e 140 e as conicidades dos instrumentos podem ser de 2%, 4%, 6% ou 8%. A escolha do tamanho e conicidade adequados dependem da geometria do canal radicular.

Os instrumentos contêm um código de cores no seu cabo; este facilita a identificação rápida dos mesmos e tem a seguinte ordem: branco, amarelo, vermelho, azul, verde e preto, para a 1ª série (15 a 40), 2ª série (45 a 80) e 3ª série (90 a 140), respectivamente [1].

Tradicionalmente, na preparação do canal radicular eram utilizados instrumentos de aço inoxidável atuados manualmente. No entanto, atualmente, devido às boas propriedades mecânicas dos instrumentos de níquel-titânio, os instrumentos de aço inoxidável têm menor preponderância [10].

O instrumento em rotação prepara o canal radicular e remove a polpa infetada. Para que o tratamento tenha sucesso é necessária uma boa preparação do canal permitindo uma boa limpeza do mesmo, assegurando a máxima remoção dos tecidos infetados e bactérias. Como os canais têm uma forma variável, são bastante estreitos e curvos, os instrumentos têm de ser bastante flexíveis e têm de ter uma boa capacidade de corte, de modo a removerem totalmente a polpa [11].

Os instrumentos, embora tenham um período de vida curto, podem ser utilizados várias vezes. Para que não se propagem doenças infecciosas de um paciente para outro, os instrumentos têm de ser desinfetados e esterilizados; para tal recorre-se à esterilização por autoclave.

A autoclave, por meio de vapor húmico, esteriliza os instrumentos eliminando os microrganismos. Após a colocação dos instrumentos na autoclave é injetado vapor de água saturado sob pressão. A temperatura de esterilização é de 121°C ou 134°C e o tratamento tem uma duração entre quinze a trinta minutos. No caso das autoclaves de auto-vácuo a temperatura de funcionamento varia entre 130°C e 135°C e o processo tem uma duração entre quatro a seis minutos.

As temperaturas elevadas, assim como os vários ciclos de arrefecimento e aquecimento verificados durante o processo de esterilização, podem afetar as propriedades mecânicas e o comportamento à fadiga dos instrumentos. Por isso, foram conduzidos vários testes com o objetivo de averiguar quais as alterações sofridas pelos instrumentos de Ni-Ti e de aço inoxidável durante este processo. Um estudo realizado por Mitchell *et al.* [12] mostrou a ocorrência de redução angular dos instrumentos de aço inoxidável após a realização de dez esterilizações. Em aditamento, o estudo de Iverson *et al.* [12] revelou a não existência de qualquer alteração na resistência à torção de instrumentos de aço inoxidável após dez esterilizações. Por fim, foram conduzidos estudos com instrumentos de Ni-Ti, realizados por Silvaggio & Hicks e Mize *et al.* [12], que demonstraram que não ocorreu nenhuma alteração na resistência estrutural e nas propriedades mecânicas dos mesmos.

2.3.1. Instrumentos de Ni-Ti

A introdução das ligas de níquel-titânio, denominadas como ligas *NiTi*, na produção de instrumentos para preparação dos canais radiculares, foi um dos maiores desenvolvimentos na endodontia. As suas boas propriedades mecânicas, tais como a superelasticidade e a boa resistência à fadiga, permitiram produzir instrumentos com boa capacidade de corte, maior conicidade, mais variedade de tamanhos e permitiram ainda a sua utilização num movimento de rotação contínuo, o que permitiu um maior controlo na preparação dos canais. Alguns estudos demonstraram que a utilização de instrumentos de Ni-Ti permite preparar mais rápida e eficientemente os canais radiculares e minimizar os erros [13].

As ligas de Ni-Ti apresentam duas importantes características, a memória de forma e o comportamento superelástico, que lhe são conferidas pelas transformações austenite-martensite, dependentes da tensão e temperatura a que o material se encontra sujeito.

As ligas de Ni-Ti são, geralmente, compostas por 55% de níquel, 45% de titânio e são genericamente conhecidas como 55-Nitinol [14]. No entanto, pequenos ajustamentos nas percentagens destes elementos conferem diferentes propriedades, nomeadamente na temperatura de transformação, isto é, na temperatura a que a estrutura cristalina muda da fase austenítica para a fase martensítica ou vice-versa.

A superelasticidade deste tipo de liga permite atingir um máximo de extensão aproximadamente igual a 12% (para uma tensão de aproximadamente 1300 MPa) e de 8% de extensão elástica reversível, totalmente recuperável, como pode ser observado na figura 2.4 [14]. Estas percentagens de valores de deformação dependem da composição química e dos processos de fabrico.

Esta propriedade é extremamente vantajosa em aplicações biomédicas, nas diversas áreas, principalmente nas que requerem intervenções em canais curvos [15]. No caso da endodontia esta propriedade permite que o instrumento siga o percurso original do canal radicular, não alargando excessivamente ou deformando substancialmente o mesmo.

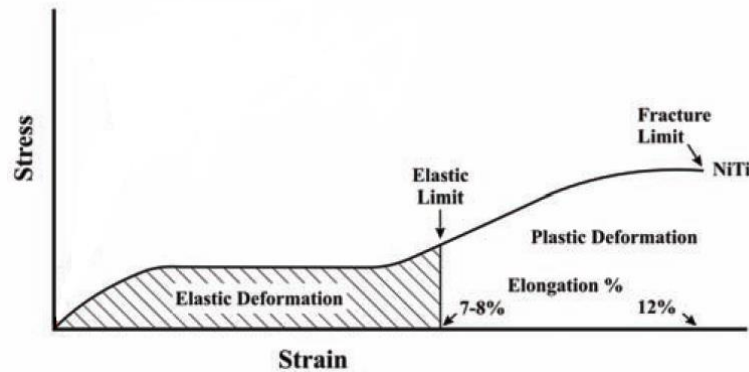


Figura 2.4: Gráfico Tensão-Extensão da liga de Ni-Ti [14].

Os instrumentos de Ni-Ti têm sido utilizados desde a década de 90 (séc. XX) e surgiram como uma alternativa aos de aço inoxidável em inúmeras aplicações biomédicas envolvendo elevadas deformações. Nestas aplicações incluem-se as do alargamento do canal radicular, devido à grande reversibilidade da deformação das mesmas [15].

A grande flexibilidade, a elevada ductilidade e a melhor eficiência de corte dos instrumentos de Ni-Ti, são grandes vantagens face aos instrumentos de aço inoxidável, o que permite reduzir o tempo de utilização e um maior controlo, mantendo a forma original dos mesmos [16]. No entanto, o elevado custo dos instrumentos de Ni-Ti é a grande desvantagem.

2.3.2. Mecanismos de fratura de instrumentos endodônticos

Atualmente, devido às reduzidas complicações procedimentais, os instrumentos de Ni-Ti são os mais utilizados em endodontia. No entanto, existe a possibilidade de fratura do instrumento dentro do canal, normalmente no 1/3 apical do mesmo [17].

Inúmeros fatores influenciam a fratura dos instrumentos, nomeadamente: as suas propriedades, métodos de utilização, tensões atuantes e o desgaste. Mais concretamente, os fatores que mais influenciam a fratura dos instrumentos são: a dimensão da secção transversal, o valor da conicidade, o tamanho, o binário aplicado, o número de utilizações, o método de esterilização, o método clínico de uso, a competência do operador e a forma do canal [4]. Apesar de todos estes parâmetros terem sido extensivamente estudados, o modo de fratura dos instrumentos em utilização clínica não está totalmente esclarecido, tendo sido apontado pelos investigadores, como possíveis causas de falha, a fratura por torção e/ou por flexão rotativa.

O carregamento cíclico de um instrumento em rotação, dentro um canal curvo, origina a fadiga do metal devido à sua flexão. A falha por fadiga é iniciada por uma fissura que se propaga, levando à degradação do instrumento, até à sua fratura. Concomitantemente, devido aos processos de fabrico dos instrumentos, estes possuem riscos de fabricação à superfície, os quais atuam como micro entalhes, aumentam o fator de concentração de tensão local e dão origem a microfissuras onde ocorrem os primeiros fenómenos de fadiga [4].

Outra causa de falha referida na literatura é a fratura por torção, a qual é devida ao atrito entre o instrumento em rotação e a dentina. Neste caso, o limite de elasticidade ao corte do material é excedido o instrumento sofre deformação plástica, e segue-se a fratura. De igual modo, quando a extremidade do instrumento, ou qualquer parte do mesmo, fica bloqueada no canal, enquanto o instrumento se encontra em rotação, ocorre um grande aumento de torção levando à sua fratura. Este fenómeno pode também ocorrer se o operador efetuar uma pressão excessiva no instrumento [17].

Após a análise fractográfica de instrumentos *ProTaper*, os investigadores concluíram que a fratura dos mesmos ocorreu devido a uma sobrecarga que provocou uma fratura dúctil da secção resistente do instrumento e não a fratura devido à propagação de uma fenda por acumulação de ciclos de fadiga. Esta teoria comprova o facto de existir um número inconsistente de utilizações dos instrumentos antes de ocorrer a fratura, que varia entre 1 e 27 [4].

Segundo alguns autores [18], a principal causa de fratura é a propagação de fendas por fadiga, devida à aplicação de esforços de flexão rotativa, sendo que a mesma ocorre mais frequentemente em instrumentos com maior diâmetro [14]. Os canais muito curvos e com baixo valor de raio de curvatura provocam uma flexão mais elevada nos instrumentos e, conseqüentemente, induzem tensões de maior valor nas fibras externas do instrumento. Assim, os instrumentos que operam neste tipo de condições têm um tempo de vida mais curto [19]. Alguns estudos relevaram que a velocidade de rotação do instrumento não é geralmente um fator decisivo para a fratura dos instrumentos [19].

Em caso de fratura, os fragmentos resultantes dessa separação provocam o bloqueio do canal impedindo uma limpeza, preparação e selagem adequadas. A remoção dos fragmentos é bastante complicada e coloca causa a eficiência e o resultado do tratamento; por isso, é importante continuar os estudos da vida à fadigados instrumentos, de modo a tentar minimizar as suas fraturas em utilização clínica [5].











De modo a prevenir a fratura dos instrumentos, os fabricantes aconselham fazer uma inspeção visual dos mesmos antes de cada utilização. Contudo, como os instrumentos de Ni-Ti podem fraturar sem deformação permanente, torna-se difícil prever a sua fratura. O contrário ocorre nos instrumentos de aço, observando-se, neste caso, uma deformação plástica dos mesmos antes da ocorrência da fratura. Outra recomendação dada pelos fabricantes consiste em descartar os instrumentos após um determinado número de utilizações, mas não existe nenhum estudo científico que quantifique esse número [17].

2.3.3. Instrumentos existentes no mercado

Atualmente existem inúmeros tipos de instrumentos, disponíveis no mercado, com diferentes características. Podem ter diferente secção transversal, o tipo de ponta ser cortante ou não, apresentar diferente conicidade, entre outras características que influenciam a flexibilidade, a eficiência de corte e a resistência à torção do instrumento [14].

Na tabela 2.2 apresentam-se alguns tipos de instrumentos com as suas principais especificações.

Tabela 2.2:Caraterísticas e propriedades de alguns instrumentos (adaptado de [9]).

Instrumento	Secção transversal	Característica secção transversal	Ponta	Conicidade	Ângulo de Corte	Ângulo Helicoidal	Capacida de Corte
ProFile		Forma de triplo U com zonas radiais.	Inativa	Fixa 2%, 4% e 6%	Negativo	Constante	Baixa
GT		Forma de triplo U com zonas radiais.	Inativa	Fixa 4%, 6%, 8%, 10% e 12%	Neutro	Variável	Média
LightSpeed		Forma de triplo U com zonas radiais.	Inativa	Sem conicidade	Neutro	Constante	Média
ProTaper		Forma triangular convexa / côncava	Inativa	Variável com o comprimento	Negativo	Variável	Grande
HERO 642		Tripla hélice	Inativa	Fixa 2%, 4% e 6%	Positivo		
K3		Assimétrica com zonas radiais	Inativa	Fixa 2%, 4% e 6%	Ligeiramente positivo	Variável	Grande
FlexMaster		Triangular	Inativa	Fixa 2%, 4%, 6% e 11%	Semi-positivo	Constante	Grande
RaCe		Triangular / Quadrada	Inativa	Fixa 2%, 4%, 6%, 8% e 10%	Positivo alternado	Variável	Grande
Quantec SC, LX		Assimétrica com zonas radiais	Inativa (LX) Ativa (SC)	Fixa 2%, 3%, 4%, 5%, 6%, 8%, 10% e 12%	Ligeiramente positivo	Constante	Grande
Mtwo		Forma "S" itálico	Inativa	Fixa 4%, 5%, 6% e 7%	Negativo	Constante	Grande

2.4. Metodologia dos ensaios experimentais

Como foi referido anteriormente, os instrumentos fraturam devido a vários fatores. Por isso, vários investigadores conduziram diferentes tipos de teste de modo de tentar determinar, de uma maneira mais aprofundada, os processos e os fatores que causam a fratura dos mesmos. De seguida, vão ser abordados vários tipos de testes realizados por vários autores, assim como os seus objetivos, métodos e conclusões.

2.4.1. Ensaios à fadiga de instrumentos endodônticos de Ni-Ti

A resistência à fadiga é medida pelo número de ciclos que um instrumento suporta, antes de ocorrer fratura, durante um teste de fadiga. Foram realizados vários tipos de estudos tendo em conta este conceito, utilizando várias metodologias e instrumentos.

Um dos parâmetros de estudo é o número de ciclos à fadiga (NCF / N_f), ou seja, o número de rotações que o instrumento efetua antes de fraturar (duração). Determina-se multiplicando a velocidade angular de rotação constante, em r.p.m., pelo tempo de fratura, em minutos, ou seja, pelo tempo desde que se inicia o ensaio até o instrumento fraturar. Quanto maior for o valor de NCF, mais ciclos o instrumento resistiu antes de fraturar, ou seja, maior é a sua resistência à fadiga.

A presente tese incide sobretudo na resistência à fadiga dos instrumentos de níquel-titânio, mais concretamente no instrumento *Hyflex*, fabricado pela *Coltene*.

2.4.1.1. Estado da arte

Uma das principais causas de fratura de instrumentos endodônticos é a fadiga provocada pela sua utilização em canais muito curvos e com elevados ângulos de curvatura. Como estes parâmetros não são controláveis pelo operador, dependem apenas da geometria do canal radicular, e variam de dente para dente, torna-se bastante importante o estudo deste fenómeno. Os canais, com maiores ou menores raios e ângulos de curvatura, fazem com que a tensão estrutural induzida nos instrumentos varie. Nas situações em que a tensão sujeita pelo instrumento é superior, os mesmos têm um menor período de vida.

O estudo realizado por Kosti *et al.* [4] teve como objetivo determinar a influência da curvatura dos canais radiculares na fratura de instrumentos *ProFile*. Trezentos dentes humanos, totalmente desenvolvidos e formados, foram escolhidos para a realização deste estudo. Após a extração dos mesmos, estes foram devidamente desinfetados e limpos. Os dentes selecionados foram divididos em 3 grupos, cem dentes em cada, de acordo as suas características. A tabela 2.3 mostra os grupos de estudo assim como as suas características.

Tabela 2.3: Grupos de estudo

Grupo	Curvatura	
	Ângulo (°)	Raio (mm)
Grupo A (Reto)	0 ± 10	0
Grupo B (moderado curvo)	30 ± 10	2 ± 1
Grupo C (bastante curvo)	60 ± 10	2 ± 1

Os resultados e as conclusões dos estudos apresentados nesta secção “estado da arte” serão apresentados nas secções seguintes.

O estudo realizado por Shen *et al.* [18], teve como objetivo analisar o comportamento à fadiga de dois tipos de instrumentos de níquel titânio, um com memória de forma (com a designação CM), outro fabricado a partir de fio de níquel titânio convencional. Os instrumentos analisados tinham tamanho 25 e uma conicidade de 4% e foram os seguintes: *ProFile*, *Typhoon* (TYP), *Typhoon CM*, *DS-SS250425NEY* e *DS-SS0250425NEY CM*. Todos os instrumentos foram sujeitos a uma curvatura de 35°, com 8mm de raio, e a uma curvatura de 45°, com 4.7 mm de raio, a uma temperatura de 23°C ± 2°C. Os instrumentos foram divididos em grupos de 12 elementos.

Devido ao elevado custo dos instrumentos de Ni-Ti, os mesmos são reutilizados após esterilização por autoclave. No entanto, o uso continuado destes instrumentos provoca fadiga e o desgaste nos mesmos. Por isso, foram conduzidos estudos com o objetivo de determinar a influência das várias utilizações na vida à fadiga dos instrumentos. No estudo elaborado por Gambarini *et al.* [20], estudaram-se instrumentos ProFile, de Ni-Ti, novos e usados (após 10 casos clínicos). Escolheram-se trinta instrumentos ProFile com os seguintes tamanhos: .06/25, .06/20, .04/25, .04/20 e .04/15. Os instrumentos foram divididos em dois grupos, o grupo A com 10 instrumentos novos e o grupo B com 20 instrumentos usados.

Os instrumentos do grupo B foram utilizados pelo autor do artigo em 10 casos clínicos, ou seja, prepararam os canais radiculares de 10 dentes. Os mesmos foram operados a uma velocidade de 250 r.p.m. utilizando o motor elétrico de baixa velocidade e elevado binário, com uma redução de 20:1. Durante a recolha dos instrumentos usados, foram retirados do estudo os instrumentos que apresentaram deformações plásticas irreversíveis.

Como foi referido anteriormente, os processos de fabrico alteram o comportamento e as características dos instrumentos, nomeadamente a superelasticidade e a memória de forma. Assim, Gambarini *et al.* [3] conduziu um estudo, de modo a investigar a influência dos novos processos de fabrico na resistência à fadiga de instrumentos endodónticos. Para tal, estudaram-se instrumentos produzidos pelo método de torção (TF), instrumentos que usam a liga M-Wire (GTX) e instrumentos que utilizam a liga de Ni-Ti tradicional (K3).

Os instrumentos foram divididos em 2 grupos. O primeiro grupo era constituído por instrumentos K3 e TF de tamanho .06/25, enquanto que o segundo grupo era formado por instrumentos K3 e GTX de tamanho .06/20. Foram estudados 10 instrumentos de cada medida, ou seja, um total de 40 elementos. Todos os instrumentos foram previamente observados a microscópio ótico com 20x ampliação para análise morfológica dos mesmos e verificar se existia alguma deformação. Os instrumentos que apresentaram deformações foram retirados do estudo.

A velocidade de rotação do instrumento é um dos fatores preponderantes na fratura dos instrumentos. No estudo realizado por Lopes *et al.* [6] foi analisado o efeito da velocidade de rotação de 2 tipos de instrumentos. Os instrumentos analisados foram o ProTaper com tamanhos F3 e F4, ambos com 25mm de comprimento. Foram operados a 300 r.p.m. e a 600r.p.m. e divididos em 4 grupos de teste, com 10 instrumentos cada.

2.4.1.2. Metodologias e materiais

No estudo [4], relativo à influência da curvatura dos canais radiculares na fratura dos instrumentos, os mesmos foram operados por um motor elétrico à velocidade e binário recomendados pelo fabricante. Os instrumentos foram testados exercendo alguma pressão, em direção à zona apical. Cada instrumento foi usado entre cinco a dez segundos, num movimento de entrada e saída, com um curso de dois a três milímetros. A operação foi efetuada por um operador com experiência de cinco anos de utilização em instrumentos *ProFile*. Antes de cada utilização foi aplicado uma pequena quantidade de gel EDTA na ponta do instrumento, de modo a lubrificar o contato entre o dente e o instrumento. Entre cada troca de instrumentos os canais foram irrigados com uma solução de 2.5% de NaOCl e os instrumentos foram limpos com uma esponja humedecida de uma solução de 0.12% de clorexidina. Após a limpeza dos instrumentos os mesmos foram inspecionados, de modo a identificar aqueles de apresentavam sinais de deformação plástica.

Os instrumentos foram classificados segundo quatro categorias: (a) instrumentos que concluíram o teste em vinte canais sem fraturar ou apresentar deformações plásticas; (b) instrumentos fraturados sem deformações plásticas; (c) instrumentos fraturados com deformações plásticas; (d) instrumentos com deformações plásticas. As categorias (b), (c) e (d) foram consideradas falhas, segundo Davis *et al.*

Setenta e cinco instrumentos com medidas 25, 20 com conicidades de 4% e 6%, foram utilizados neste estudo. Vinte e dois instrumentos integraram a categoria (a), vinte e três a categoria (b) e trinta na categoria (c). Todos os instrumentos fraturados foram analisados num microscópio eletrónico de varrimento (MEV) de modo a observar a fratura em detalhe, identificar o modo de propagação e possíveis sinais de corrosão.

No estudo [18] cada instrumento foi constringido, de modo a sofrer uma curvatura, por meio de 3 pinos de aço inoxidável. Seguidamente colocou-se o instrumento a uma rotação de 300 rpm. (velocidade de funcionamento aconselhada pelo fabricante) até que ocorresse fratura. As figura 2.5 (a) e (b) mostram a montagem experimental efetuada no estudo [7], que é bastante similar à utilizada no estudo [18]. A figura 2.5 (b), ilustra o raio de curvatura a que os instrumentos foram sujeitos.

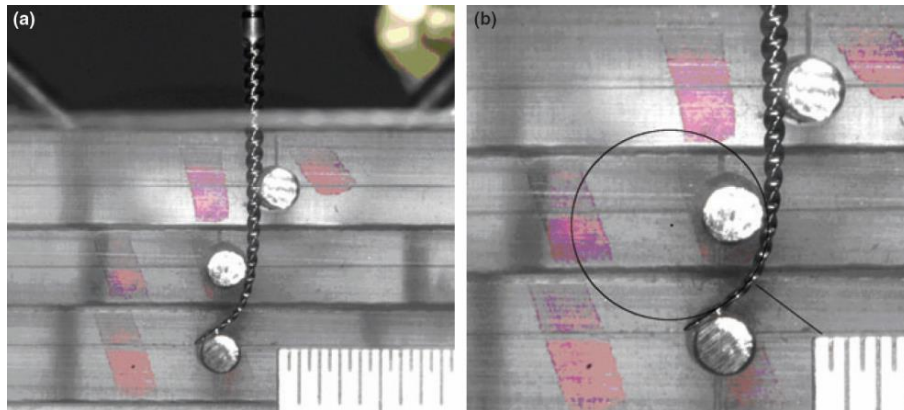


Figura 2.5: Montagem experimental do estudo [7].

A montagem experimental do estudo [20] permitiu que o instrumento rodasse livremente dentro de um canal artificial, na tentativa de aproximar as condições de teste às condições reais de utilização. O raio de curvatura do canal era de 5mm e o mesmo foi fabricado em aço inoxidável. A figura 2.6 (a) ilustra a montagem experimental deste estudo. De modo a prevenir o sobreaquecimento dos instrumentos os mesmos foram arrefecidos com um spray de ar frio. Os instrumentos de ambos os grupos rodaram até que ocorresse fratura e o tempo de fratura foi determinado através um de cronómetro.

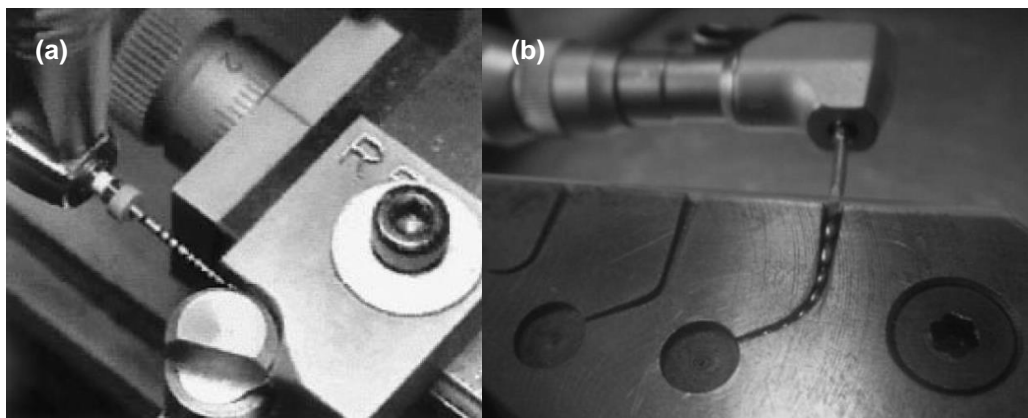


Figura 2.6: Montagem experimental dos estudos [3] e [20].

Para a determinação do número de ciclos à fadiga do estudo [3] maquinaram-se vários canais numa matriz. Os canais tinham uma curvatura de 60° e um raio de 5 mm e foram produzidos para cada instrumento. A figura 2.6 (b) mostra os canais e a matriz mencionada. O centro da curvatura encontrava-se a 5 mm da ponta e o segmento curvado tinha aproximadamente 5 mm de comprimento. Para reduzir a fricção entre a matriz e o instrumento foi colocado um óleo sintético.

Na análise da influência da velocidade de rotação dos instrumentos na vida à fadiga dos mesmos foi criado um canal artificial, de modo a tentar simular a utilização num canal radicular. O canal foi constituído por um tubo cilíndrico de aço inoxidável com um diâmetro interno de 1.5 mm e 20 mm de comprimento. As dimensões e características geométricas são mostradas na figura 2.7.

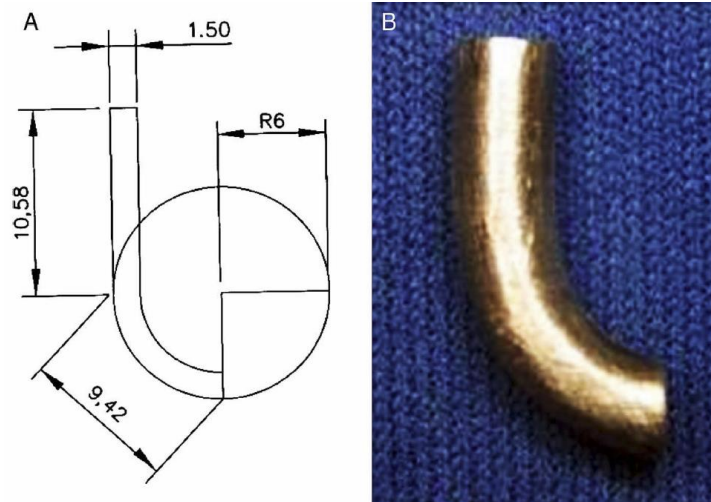


Figura 2.7: Dimensões e características geométricas do canal artificial produzido [6].

Os instrumentos foram introduzidos no interior do canal até que a ponta dos mesmos tocasse na extremidade oposta. Foi colocada glicerina, dentro do canal, para reduzir o atrito entre o mesmo e o instrumento. Os instrumentos foram atuados por um micromotor TC-Motor 3000 a 300 r.p.m. e a 600 r.p.m. até que fraturassem. O tempo até à fratura foi registado utilizando um cronómetro digital e determinou-se o número de ciclos até à fratura (NCF).

2.4.1.3. Resultados e conclusões

A vida à fadiga (N_{CF}/N_f), ou seja, o número total de rotações até ocorrer fratura, foi determinada nos estudos [3], [6] e [18], enquanto que no estudo [20] apenas foi determinado o tempo médio de fratura.

No estudo [4] foram realizados gráficos de probabilidade de fratura, deformação e falha; a figura 2.8 mostra os gráficos referidos.

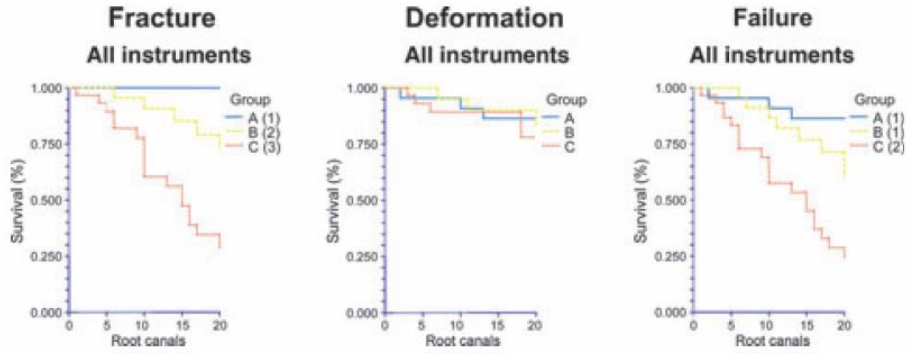


Figura 2.8: Gráficos de probabilidade de fratura deformação e falha[4].

Nenhum instrumento analisado no grupo A fraturou; no entanto, três dos vinte e dois instrumentos deste grupo, ou seja 14%, apresentaram sinais de deformação plástica. No grupo B, cinco dos vinte e três instrumentos (22%) fraturaram e 3 sofreram deformação plástica. No grupo C, quinze dos trinta instrumentos (50%) fraturaram, 7 (13%) sofreram deformação plástica e 2 (7%) fraturaram com deformação plástica.

Independentemente da medida do instrumento, a fratura mais frequente foi no grupo C, grupo onde se encontravam os canais radiculares mais curvos. Comparando os instrumentos fraturados, conclui-se que os instrumentos de tamanho .06/25, foram os que apresentaram maior número de fraturas.

A observação das superfícies fraturadas no MEV revelou que, na maioria dos casos, as fraturas tinham origem dúctil com a predominância de vazios. A textura da superfície fraturada era comum em todas as amostras, independentemente da medida do instrumento ou da curvatura do canal.

O estudo realizado, em *ex vivo*, por DiFiore *et al.* conclui que 78% dos instrumentos ProFile fraturaram em canais com curvatura superior a 25°. No estudo conduzido por Martin *et al.* [4] observa-se que ocorreu um acréscimo significativo de fratura de instrumentos quando o ângulo de curvatura passou de um ângulo menor que 30° para maior que 30°.

Interpretando os resultados obtidos a fratura dos instrumentos foi mais frequente nos canais mais curvos do que nos canais moderadamente curvos e direitos. Este fenómeno pode ser explicado devido às elevadas tensões que os instrumentos sofrem, nos canais mais curvos, devido a mudanças na geometria dos mesmos. Estas mudanças geométricas provocam tensões multidirecionais (torção e flexão), nos instrumentos, que levam à fratura dúctil. Assim, conclui-se que a geometria dos canais radiculares afeta o tempo de vida os instrumentos. A fratura mais frequente foi nos canais mais curvos, aumentando 35% e 22% quando o ângulo de curvatura passou de $0 \pm 10^\circ$ para $30 \pm 10^\circ$ e de $30 \pm 10^\circ$ para $60 \pm 10^\circ$, respetivamente.

Na tabela 2.4 são apresentados os resultados do estudo [18]. Os fragmentos foram medidos e analisados num microscópio eletrónico. Para cada instrumento, através de fotografias representadas pela figura 2.5 (b), foi determinado o raio de curvatura (R_c), no local de fratura, assim como o diâmetro da secção fraturada (d), por meio de um microscópio eletrónico. Assim, determinou-se a amplitude máxima de deformação (ϵ_a) no ponto de fratura, dividindo o diâmetro da secção fraturada por duas vezes o raio de curvatura [18].

Tabela 2.4: Vida à fadiga, amplitude de deformação e vazios, para cada instrumento e ângulo de curvatura [18].

Instrumento	45°			35°		
	N _f	ε _a [%]	Vazios [%]	N _f	ε _a [%]	Vazios [%]
ProFile	486 ± 163	8.3 ± 1.2	71 ± 6	640 ± 180	6.2 ± 0.4	67 ± 8
Typhoon	376 ± 124	8.4 ± 0.5	75 ± 1	645 ± 231	6.0 ± 0.9	72 ± 5
Typhoon CM	1340 ± 160	4.2 ± 1.1	43 ± 17	2422 ± 1806	3.9 ± 0.7	28 ± 6
NEY Y	329 ± 92	6.4 ± 0.3	79 ± 3	1213 ± 430	3.6 ± 0.6	71 ± 4
NEY Y CM	2629 ± 125	3.4 ± 0.7	43 ± 9	3491 ± 1.782	2.2 ± 0.9	39 ± 6

A análise micrográfica dos fragmentos mostrou que a fratura dos instrumentos de Ni-Ti convencional foi causada apenas por uma fissura inicial, enquanto que os instrumentos de Ni-Ti, com memória de forma, apresentavam múltiplas fissuras. Em todos os instrumentos analisados as fissuras iniciam-se numa ou mais arestas de corte. Analisando os resultados obtidos, a vida à fadiga aumenta com a diminuição da amplitude de deformação, como seria expectável. Em geral, os instrumentos apresentam uma maior vida à fadiga quando sofrem uma curvatura de 35°.

Os resultados obtidos no estudo [20] são apresentados na tabela 2.5. É apresentado o tempo médio de fratura, em segundos, para cada tamanho de instrumento.

Tabela 2.5: Tempo médio em segundos, de fratura para cada tamanho e tipo de instrumento [20].

Grupo / Tamanho	.06/25	.06/20	.04/25	.04/20	.04/15
Grupo A (instrumentos novos)	79.5	91.7	105.2	106.2	117.2
Grupo B (instrumentos usados)	39.2	58.8	39.7	65.6	71.1

Os resultados mostram que o tempo de fratura dos instrumentos usados é inferior aos instrumentos novos, o que demonstra que o uso prolongado de instrumentos afeta negativamente a sua resistência. Este resultado é esperado visto que a utilização clínica provoca desgaste e fadiga nos instrumentos sobretudo nos canais mais curvos; logo a vida à fadiga destes, depois de pelo menos uma utilização, será menor do que instrumentos novos. Contudo, a vida total à fadiga será o somatório dos tempos de utilização dos instrumentos até à ocorrência de fratura.

Observa-se também que os instrumentos de maior tamanho fraturam em menos tempo que instrumentos de menor tamanho. Comparando instrumentos com a mesma medida, mas com conicidades diferentes, nota-se que os instrumentos com 6% de conicidade são menos resistentes à fadiga, por apresentarem menor tempo de fratura, do que instrumentos com 4% de conicidade.

No estudo [3] mediram-se o comprimento das pontas fraturadas (FL), foi efetuada a média dos valores e a determinação do NCF. A tabela 2.6 mostra os resultados obtidos.

Tabela 2.6: Média do comprimento fraturado e número de ciclos à fratura, para cada instrumento (adaptado de [3]).

Instrumentos		NCF		FL [mm]	
Referência	Medida	Média	Desvio	Média	Desvio
K3	.06/25	552.5	91.54	5.33	0.25
	.06/20	579.1	60.1	4.8	0.4
TF	.06/25	769.1	123.77	5.29	0.4
GTX	.06/20	570.0	144.98	4.75	0.2

Observa-se que os instrumentos TF apresentaram um maior número de ciclos à fadiga, logo uma maior resistência à fadiga, do que os restantes instrumentos. Os resultados não mostram uma vida à fadiga maior por parte dos instrumentos fabricados a partir da liga de M-wire (GTX) em relação aos instrumentos fabricados a partir da liga de Ni-Ti convencional. Observa-se também que não existem diferenças entre os instrumentos K3, embora de medidas sejam diferentes, sendo o número de ciclos à fratura aproximadamente o mesmo.

A medição do comprimento fraturado efetuou-se para verificar o correto posicionamento dos instrumentos nos canais e concluiu-se que não se observaram diferenças relevantes.

Os resultados obtidos no estudo [6] são apresentados na tabela 2.7, sendo apresentado o tempo médio de fratura, em segundos, para cada velocidade e instrumento.

Tabela 2.7: Tempo médio de fratura, em segundos, para cada instrumento e velocidade [6].

Instrumento		F3		F4	
Velocidade (r.p.m.)	N	Tempo [s]	NCF	Tempo [s]	NCF
300	10	76 ± 8.42	380 ± 42.10	56.2 ± 7.85	281 ± 39.28
600	10	27 ± 4,64	270 ± 46.43	21.8 ± 3.49	218 ± 34.89

Analisando os resultados obtidos, verificou-se que o número de ciclos até à fratura diminuiu com o aumento da velocidade de rotação. O aumento da velocidade de rotação faz aumentar proporcionalmente a temperatura o que provoca um aumento de tensão, diminuindo o seu tempo de vida.

Segundo Tobushi *et al.* este tipo de teste de fadiga cíclica é um modo simples e fiável de determinar o comportamento à fadiga de instrumentos de Ni-Ti. Outros autores utilizam dentes humanos em vez do tubo de metal que foi utilizado neste estudo. A utilização de dentes humanos tem a vantagem dos instrumentos serem testados no seu meio de operação real; no entanto, não é possível controlar as condições a que estão sujeitos (raio e ângulo de curvatura do canal) e consequentemente não é possível determinar qual a tensão a que se encontram sujeitos.

2.4.2. Análise pelo Método dos Elementos Finitos

A análise pelo método dos elementos finitos (MEF) surgiu, no campo da endodontia, como uma ferramenta para o estudo de instrumentos endodônticos. Permite quantificar os parâmetros que são responsáveis pela fadiga e fratura de instrumentos endodônticos, que não são facilmente quantificáveis em experimentos *in vivo* ou *in vitro*, como por exemplo a tensão e extensão máximas assim como a distribuição de tensões [5].

A análise computacional tem como vantagem comparar várias condições de utilização dos instrumentos, apenas alterando as condições de fronteira, removendo a dependência de limitações físicas. No entanto, este método de análise tem algumas desvantagens: as condições de fronteira, o carregamento e as simplificações consideradas, que podem gerar condições de análise diferentes às condições de utilização numa situação clínica.

No estudo realizado por Berutti *et al.* [21] os autores compararam as tensões resultantes de esforços de torção e flexão de dois tipos de instrumentos diferentes, os instrumentos *ProTaper* e *ProFile*. Neste estudo não foi tida em conta a conicidade dos instrumentos. O comportamento não linear do Ni-Ti foi aproximado, implementando-se uma curva de tensão-extensão composta por 3 segmentos lineares, cada um com um valor de Módulo de Young diferente. Os instrumentos foram bloqueados numa extremidade e sofreram uma flexão ou torção na outra. Os resultados mostraram que, em iguais condições de carregamento, o modelo do instrumento *ProTaper* apresentou um menor valor e uma melhor distribuição de tensão do que o modelo do instrumento *ProFile*.

O estudo [5] realizado por Sílvia *et al.*, teve como objetivo determinar os benefícios ou limitações dos vários tipos de geometria dos instrumentos, na preparação dos canais radiculares, recorrendo ao estudo por elementos finitos. A análise foi focada na avaliação da resistência à torção e flexão dos instrumentos.

Foram estudados dois instrumentos endodônticos: o *ProTaper F1* e o *SytemGTseries*. Os instrumentos foram modelados a partir de imagens obtidas num microscópio e oito geometrias diferentes de canais curvos foram criadas e implementadas no código computacional SIMULIA. Foi considerado o comportamento pseudoelástico da liga de Ni-Ti e foram considerados os seguintes parâmetros:

- Módulo de Young (E): 70 000 MPa (fase austenítica)
- Coefficiente de Poisson (ν): 0,3
- Tensão de transformação inicial de martensite (σ_{ts}): 300 MPa
- Tensão de transformação final de martensite (σ_{tf}): 380 MPa
- Deformação limite de transformação martensite-austenite (ϵ_L): 7%
- Tensão de cedência martensítica (σ_y^M): 480 MPa
- Deformação de cedência martensítica (ϵ_y^M): 7,7%

Neste estudo foi estudada a simulação da condição de utilização padrão (flexão rotativa), que consiste em vários ciclos de introdução e remoção do instrumento no canal enquanto sofre rotação. O segundo tipo de simulação consistiu em bloquear a ponta do instrumento, como se a mesma ficasse presa no lume do canal, e efetuar uma rotação do sentido anti-horário, com um valor de binário de 2 N.cm.

As seguintes simplificações foram consideradas: (1) a deformação plástica acumulada, causada pela fadiga cíclica, foi desprezada; (2) a deformação provocada pelo atrito entre o instrumento e o canal, foi desprezada; (3) considerou-se uma baixa velocidade de rotação (2r.p.m.).

O desempenho dos instrumentos foi avaliado pela análise das deformações durante as várias fases de introdução e remoção do instrumento no canal. As seguintes variáveis foram consideradas: a deformação instantânea equivalente da fase de transformação (ε_{tr}^{eq}) assim como a deformação máxima logarítmica (ε_{tot}), calculadas pela soma da componente da transformação elástica. Os valores escalares foram comparados com os valores limites de deformação seleccionados para o material, ou seja, 7% de deformação corresponde à deformação limite da fase de transformação austenite-martensite e 7,7% corresponde à deformação de cedência da martensite. Foi considerada a condição de memória de forma indeformada se $\varepsilon_{tr}^{eq} < \varepsilon_L$. No caso limite em que $\varepsilon_{tr}^{eq} = \varepsilon_L$, ou seja, completou-se a fase de transformação de austenite para martensite, é necessária a condição adicional $\varepsilon_{tot} \leq \ln(1 + \varepsilon_y^M) = 7,4\%$, para evitar a acumulação da deformação plástica. Foi determinada a distribuição de deformações.

A tabela 2.8 mostra os valores de deformação, em percentagem, para os instrumentos analisados, segundo os diferentes parâmetros. A tabela 2.9 apresenta a comparação de deformações dos vários parâmetros de estudo. Os canais de I a VII foram estudados no modo padrão, enquanto que o canal VIII foi estudado à torção.

Tabela 2.8: Valores de deformação [%], para os instrumentos estudados, para os diferentes parâmetros (adaptado de [5]).

Tipo de Canal	Parâmetros do canal			ProTaper		SystemGT	
	Raio [mm]	Ângulo [°]	Posição	ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]	ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]
I	5	30	Apical	4,0	3,2	3,2	2,7
II	5	30	Central	6,6	5,8	5,8	5,0
III	2	30	Apical	7,2	6,4	7,5	6,5
IV	2	30	Central	8,4*	7,0*	8,2	6,9
V	5	45	Apical	3,8	3,1	3,4	3,0
VI	5	45	Central	6,8	5,9	5,8	5,6
VII	2	45	Apical	7,4	6,6	7,5	6,6
VIII	5	30	Apical	11,4	6,6	11,0	6,8

Tabela 2.9: Comparação das deformações dos vários parâmetros de estudo (adaptado de [5]).

Comparação entre os vários parâmetros							
Raio [mm]	Canal	Posição	Ângulo [°]	ProTaper		SystemGT	
				ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]	ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]
2 vs. 5	III vs. I	Apical	30	+80	+100	+134	+141
	IV vs. II	Central	30	+27	+21	+41	+38
	VII vs. V	Apical	45	+95	+113	+121	+120
		Média		+67	+78	+99	+100
Ângulo [°]	Canal	Raio [mm]	Posição	ProTaper		SystemGT	
				ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]	ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]
45 vs. 30	V vs. I	5	Apical	-3	-3	+6	+11
	VI vs. II	5	Central	+2	+2	+0	+12
	VII vs. III	2	Apical	+3	+3	+0	+2
		Média		+1	+1	+2	+8
Posição	Canal	Raio [mm]	Ângulo [°]	ProTaper		SystemGT	
				ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]	ε_{tot} [%]	ε_{tr}^{eq} [%]
Central vs. Apical	II vs. I	5	30	+65	+81	+81	+85
	IV vs. III	2	30	+17	+9	+9	+6
	VI vs. V	5	45	+72	+90	+71	+87
		Média		+51	+60	+54	+59

Analisando os dados obtidos, observa-se que o canal mais exigente, em termos de deformação, foi o canal do tipo IV, em ambos os instrumentos. Neste canal, o instrumento ProTaper atingiu níveis críticos de deformação ($\varepsilon_{tr}^{eq} = \varepsilon_L = 7\%$ e $\varepsilon_{tot} = 8,4\% \geq 7,4\%$) enquanto a deformação do instrumento SystemGT esteve ligeiramente inferior a ε_L .

O canal menos exigente foi o canal do tipo I, para os instrumentos SystemGT e o canal tipo V, para o instrumento ProTaper.

Observa-se que, como seria de esperar, para o mesmo ângulo e posição de curvatura a diminuição do raio de curvatura provoca um aumento de deformação no instrumento. O aumento do ângulo de curvatura, quando se mantém o raio e posição de curvatura, provocou um ligeiro aumento de deformação. Apenas no instrumento ProTaper, testado na posição apical e no raio de curvatura de 5mm, a mudança do ângulo de curvatura de 30° para 45° produziu uma ligeira diminuição de deformação. Nas mesmas condições de raio e ângulo de curvatura o reposicionamento na zona de estudo na zona apical para a zona central provocou um aumento significativo de deformação, nos canais com um raio de 5 mm (II vs. I e VI vs. V) e um ligeiro aumento de deformação, no caso dos canais com um raio de 2 mm (IV vs. III).

O comportamento dos canais no modo torção foi testado segundo os mesmos parâmetros do que o canal I, visto tratar-se do canal que provocou menores deformações nos instrumentos. Esta escolha permitiu mostrar, mais evidentemente, o efeito do bloqueamento do instrumento. O instrumento SystemGT atingiu uma menor deformação total (ϵ_{tot}) do que o instrumento ProTaper, mas uma maior deformação instantânea equivalente da fase de transformação (ϵ_{tr}^{eq}). Em ambos os casos, a tensão limite de transformação (ϵ_L) não foi ultrapassada.

A figura 2.9 mostra a distribuição de deformações do instrumento quando analisado no canal I, nas condições padrão (*insertion step*) e auto-reverse (*sticking step*).

Os instrumentos SystemGT apresentaram uma performance ligeiramente superior aos instrumentos ProTaper.

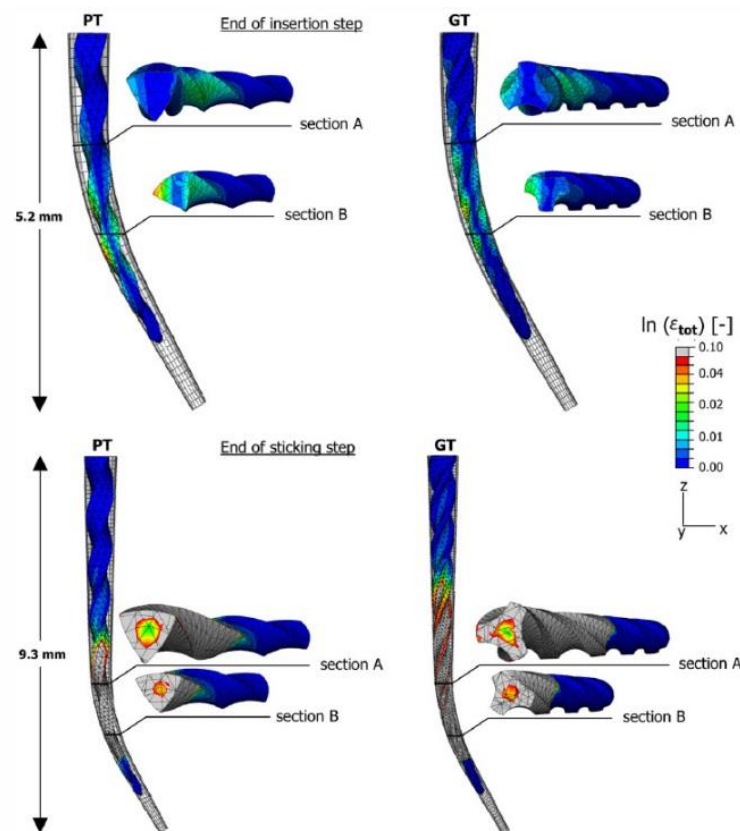


Figura 2.9: Distribuição de deformações do instrumento quando analisado no canal I, nas condições padrão e auto-reverse [5].

Capítulo 3

Cálculos teóricos / Validações

Neste capítulo são demonstradas as fórmulas que permitem o cálculo da deformação máxima e das tensões a que um instrumento se encontra sujeito. Apresentam-se também os procedimentos desenvolvidos durante a análise estrutural dos vários instrumentos simulados numericamente através do método dos elementos finitos (MEF).

3.1. Cálculos analíticos

Devido ao elevado ângulo de curvatura a que os instrumentos são sujeitos numa utilização clínica, os mesmos são sujeitos a elevadas tensões e deformações. Assim, a vida à fadiga dos instrumentos é condicionada pela geometria dos canais onde é utilizado. Portanto, é importante perceber quais as tensões e deformações a que os instrumentos são sujeitos, de modo a tentar prever e evitar a fratura dos mesmos e a produzir instrumentos que consigam suportar os esforços impostos.

3.1.1. Cálculo simplificado da gama de deformação de um instrumento

A figura 3.1 mostra um desenho esquemático de um instrumento sujeito a uma curvatura com um raio de curvatura R ao longo de um ângulo de curvatura θ .

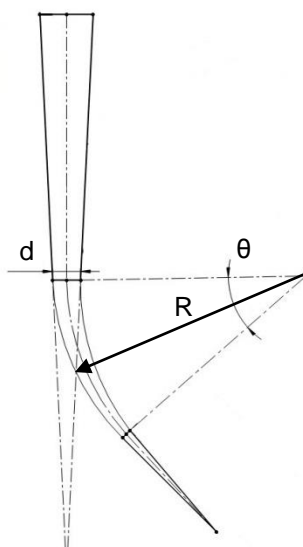


Figura 3.1: Desenho esquemático de um instrumento sujeito a um raio de curvatura R e a um ângulo de curvatura θ

A extensão é dada por:

$$\varepsilon = \frac{\Delta l}{l_0} \quad [22] \text{ (3.1)}$$

A variação de comprimento é definida por:

$$\Delta l = l_f - l_0 \quad (3.2)$$

Substituindo a equação (3.2) na equação [22] (3.1), obtém-se:

$$\varepsilon = \frac{l_f - l_0}{l_0} \quad (3.3)$$

Os comprimentos finais e iniciais do instrumento são dados por:

$$l_0 = \theta(R - y) \quad (3.4)$$

$$l_f = \theta R \quad (3.5)$$

Substituindo as equações (3.4) e (3.5) na equação (3.3), obtém-se:

$$\varepsilon = \frac{\theta R - \theta(R - y)}{\theta(R - y)} \quad (3.6)$$

Simplificando a equação (3.6):

$$\begin{aligned} \varepsilon = \frac{\theta R - \theta(R - y)}{\theta(R - y)} &\Leftrightarrow \varepsilon = \frac{R - (R - y)}{(R - y)} \Leftrightarrow \varepsilon = \frac{y}{R - y} \Leftrightarrow \left(\frac{R - y}{y}\right)^{-1} \\ &\Leftrightarrow \varepsilon = \left(\frac{R}{y} - 1\right)^{-1} \end{aligned} \quad (3.7)$$

A variável “y” corresponde à distância da fibra neutra (zona onde a tensão e extensão são nulas) à extremidade do instrumento e relaciona-se com o diâmetro do instrumento pela seguinte expressão:

$$y = d/2 \quad (3.8)$$

Substituindo a equação (3.8) na equação (3.7), obtém-se:

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \left(\frac{R}{d/2} - 1\right)^{-1} \Leftrightarrow \\ \therefore \varepsilon &= \left(\frac{2R}{d} - 1\right)^{-1} \end{aligned} \quad (3.9)$$

A equação (3.9) permite determinar a amplitude máxima de extensão de um instrumento sujeito a uma curvatura, sendo R o raio de curvatura e d o diâmetro da seção transversal de fratura. Esta equação é utilizada em vários artigos científicos, nomeadamente no artigo realizado por Bahia *et al.* [23].

3.2. Simulações numéricas (MEF)

Analisaram-se, pelo método dos elementos finitos (MEF), dois instrumentos Ni-Ti com 21 mm de comprimento e diâmetro de ponta igual a 20 mas com diferentes conicidades, nomeadamente: .04/20 e .06/20.

As análises numéricas tiveram como objetivo estimar as tensões e deformações a que os instrumentos estão sujeitos nas condições do teste de fadiga a que foram sujeitos. Recorrendo a um programa de modelação 3D, o *SolidWorks*TM, simulou-se o calar radicular e determinaram-se os deslocamentos necessários para provocar um raio de curvatura e um ângulo de curvatura de 4,7 mm e 45°, respetivamente.

Os instrumentos foram modelados num programa CAD 3D tendo por base diferentes fotografias obtidas no MEV. Os dois instrumentos foram modelados na forma completa, mais próxima da real, e na forma simplificada, sem recorrer às espiras de corte. O instrumento de forma simplificada não tem arestas de corte e apenas respeita os diâmetros no instrumento, assim como a sua conicidade.

O modelo do material introduzido no programa de análise numérica foi o de uma liga Ni-Ti com memória de forma (tabela 3.1). Consideraram-se os seguintes parâmetros:

Tabela 3.1: Parâmetros introduzidos no SolidWorks e Ansys, durante a análise de elementos finitos.

Propriedade	Valor
Módulo Elasticidade (E), na fase austenítica	70 GPa
Coefficiente de Poisson (ν)	0,3
Tensão inicial cedência (σ_s^{AS}), início da transformação da fase austenítica na fase martensítica	300 MPa
Tensão final cedência (σ_f^{AS}), final da fase martensítica	400 MPa
Tensão de descarga correspondente ao início da transformação da fase martensítica na fase austenítica (σ_s^{AS})	250 MPa
Tensão final de transformação da fase martensítica na fase austenítica (σ_f^{AS})	25 MPa
Extensão correspondente a σ_s^{AS}	0,07

3.2.1. Modelação dos instrumentos

Os instrumentos foram observados no microscópio eletrónico de varrimento (MEV) Hitachi S-2400 e durante a observação retiraram-se imagens dos instrumentos em várias zonas de interesse com diversas ampliações. Na figura 3.2 (a) observa-se a extremidade do instrumento .04/20 e na figura 3.2 (b) o pormenor da mesma.

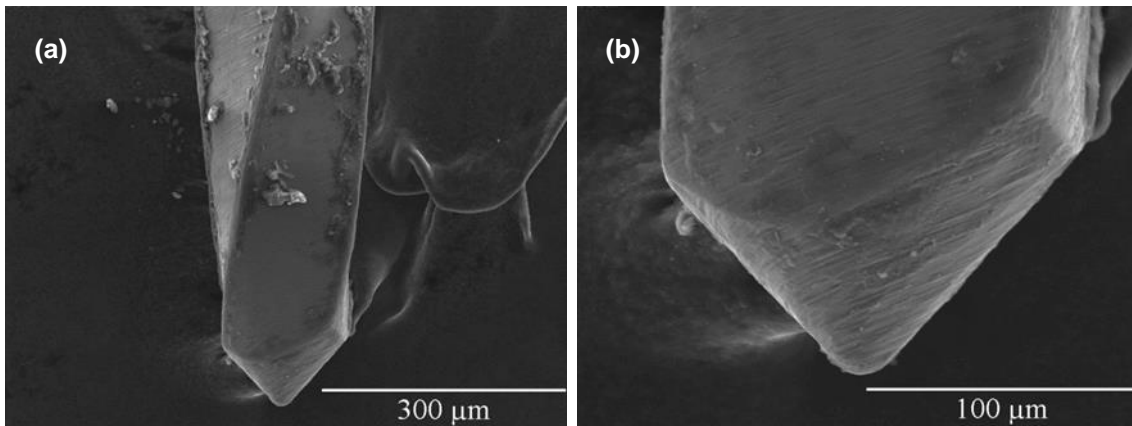


Figura 3.2: Imagens do instrumento .04/20.

As imagens obtidas, a partir do MEV, foram importadas para o programa de modelação e colocadas à escala, de modo a medir e caracterizar toda a geometria dos instrumentos. A figura 3.3 mostra a determinação da geometria da extremidade do instrumento .04/20.

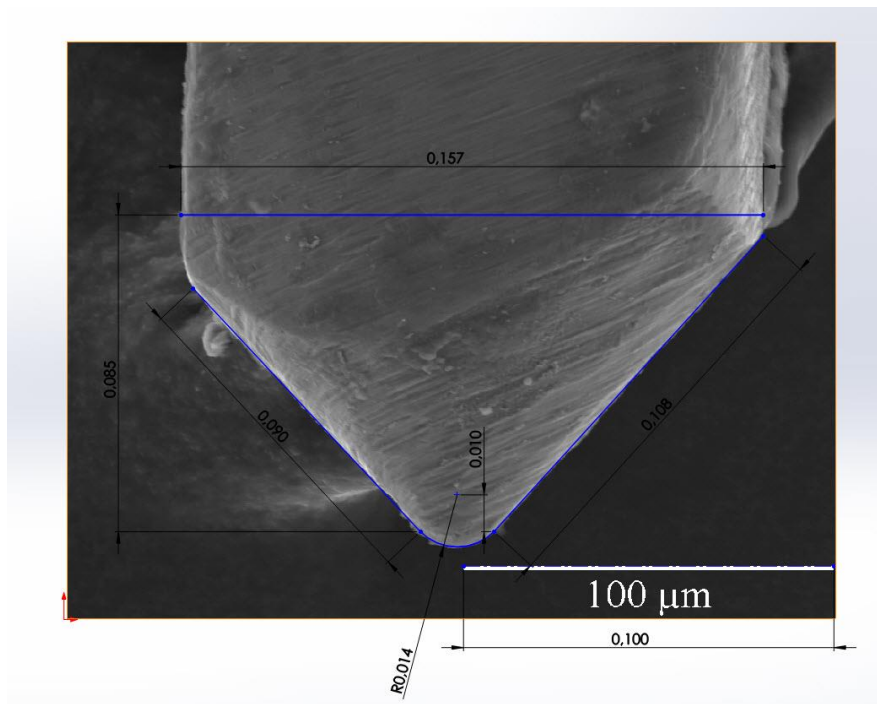


Figura 3.3: Caracterização da geometria do instrumento 04/20.

Analisando as imagens obtidas no MEV, verificou-se que, apesar dos instrumentos terem o mesmo comprimento, assim como o mesmo diâmetro da ponta, geometricamente são bastante diferentes, nomeadamente o número de entradas e o passo das arestas de corte. O passo da aresta de corte do instrumento .04/20 (figura 3.4 (a)) é variável sendo menor na extremidade, enquanto que o instrumento .06/20 (figura 3.4 (b)) tem passo constante.

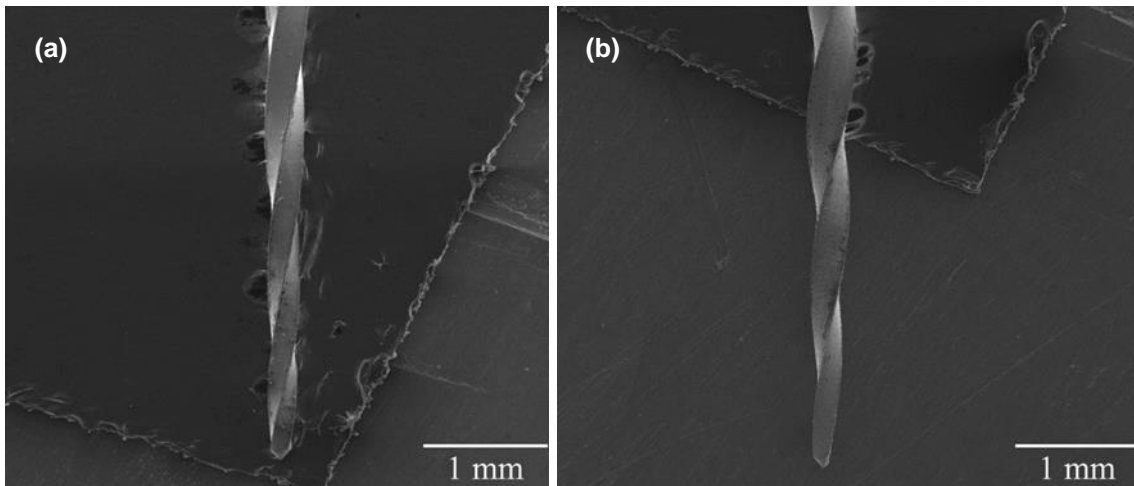


Figura 3.4: Comparação do passo das restas de corte dos instrumentos analisados.

Após observar as imagens das vistas de frente, de ambos os instrumentos, verificou-se que o instrumento com conicidade de 4% (figura 3.5 (a)) tem 4 entradas de arestas de corte enquanto que o instrumento com conicidade de 6% (figura 3.5 (b)) apenas apresenta 3.

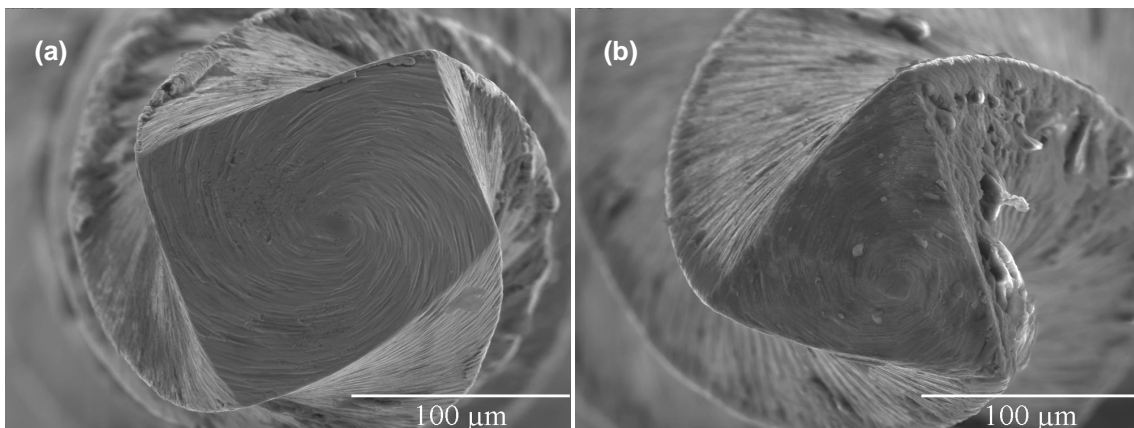


Figura 3.5: Comparação do número de entradas de arestas de corte dos instrumentos analisados.

Depois de uma cuidadosa análise de todas as imagens desenharam-se os dois instrumentos. De modo a validar a geometria dos instrumentos, isto é, garantir que a geometria dos instrumentos é aproximadamente igual à real, comparou-se com as imagens de MEV. Para tal sobrepuseram-se as imagens, obtidas no MEV à escala, das extremidades e da zona central de cada instrumento e verificou-se que as geometrias coincidiam (figura 3.6 (a) e (b)). Após algumas alterações, no passo das arestas de corte e em todas as dimensões de cada instrumento, obteve-se a geometria final. As figura 3.7 (a) e (b) mostram os instrumentos .04/20 e .06/20, na sua forma final, respetivamente.

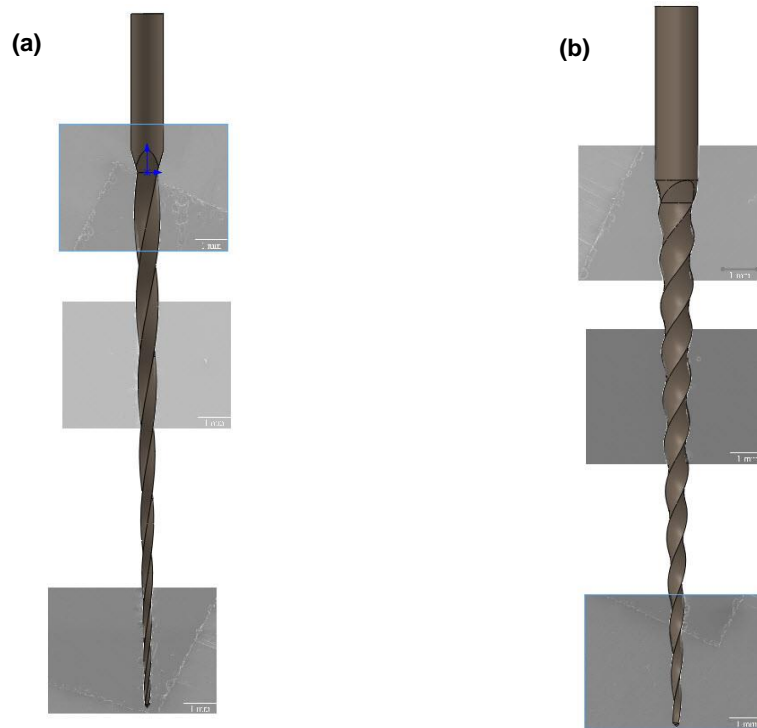


Figura 3.6: Verificação das geometrias dos instrumentos modelados.

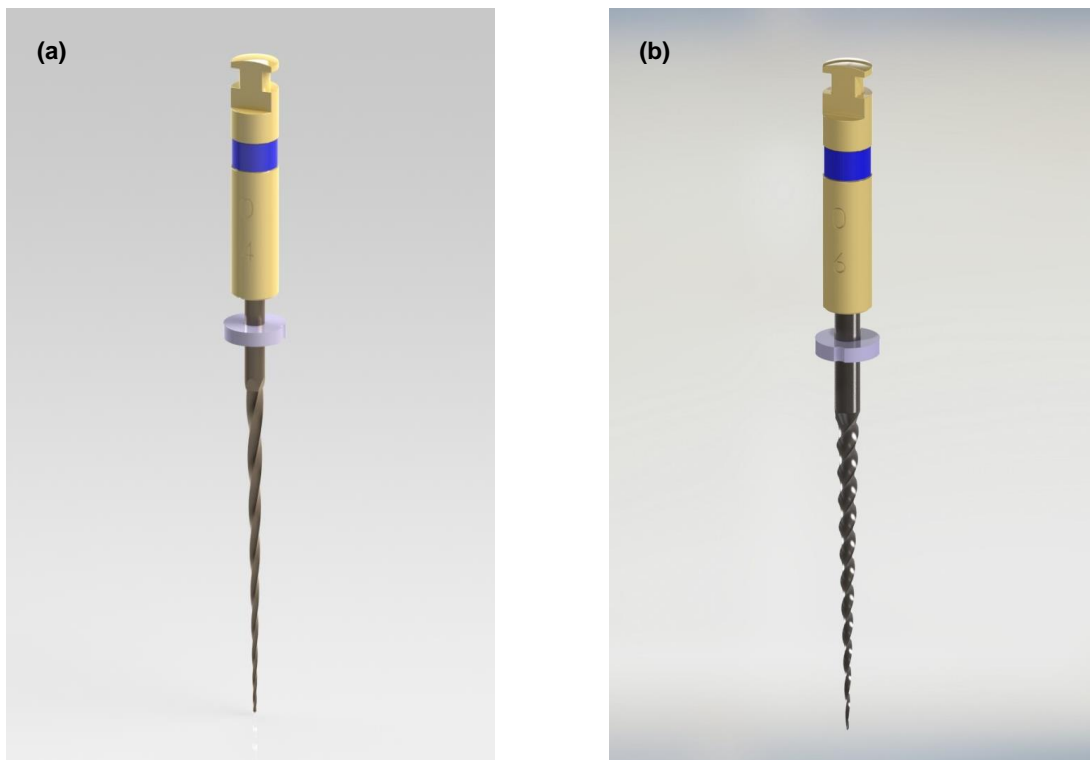


Figura 3.7: Renderings dos instrumentos modelados.

Capítulo 4

Descrição dos Ensaios Experimentais e Determinação da Composição Química

Neste capítulo vai ser descrito o processo de dimensionamento e de fabrico da montagem experimental e o procedimento experimental. Vão ser apresentados os resultados da determinação da composição química dos instrumentos, dos resultados experimentais, dos cálculos numéricos e analíticos. Vão ser ainda apresentadas as superfícies de fratura dos instrumentos e realizada uma discussão de resultados.

O instrumento *Hyflex* é o instrumento que será estudado nesta tese. É um instrumento desenvolvido e colocado no mercado recentemente. Os instrumentos Hyflex pertencem a uma nova geração de instrumentos, que são produzidos por metodologias patenteadas e que utilizam processos de fabricação e de tratamento térmico específicas que conferem aos instrumentos propriedades de memória de forma e de superelasticidade.

4.1. Determinação da composição química

Realizou-se a determinação da composição química de dez instrumentos de Ni-Ti, de tamanhos diferentes, a qual foi efetuada no microscópio eletrónico de varrimento (MEV) Hitachi S-2400. Os instrumentos analisados tinham 21 mm de comprimento, com tamanhos .04/20, .06/20, .04/35 e .06/35.

Pretendeu-se comparar a composição química dos instrumentos com os valores de referência (% wt) dos instrumentos endodônticos, que, tal como foi referido anteriormente, é de 55% de níquel e 45% de titânio.

4.1.1. Resultados

A tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos para cada instrumento analisado, em valores de percentagem atómica e mássica, assim como o valor de sigma para cada elemento.

A figura 4.1 mostra o espectro obtido do instrumento ref. .04/20_1. Os espectros dos restantes instrumentos encontram-se no anexo A.

Tabela 4.1: Composição química dos instrumentos de Ni-Ti analisados.

Referência do instrumento	Composição química				Sigma	
	Percentagem mássica (% wt)		Percentagem atômica (% at.)		Níquel	Titânio
	Níquel	Titânio	Níquel	Titânio		
.04/20_1	54,17	45,83	49,09	50,91	1,99	1,57
.04/20_2	54,53	45,47	49,45	50,55	1,88	1,50
.04/20_16	54,85	45,15	49,77	50,23	2,07	1,54
.04/35_1	52,54	47,46	47,45	52,55	1,88	1,57
.04/35_2	55,70	44,30	50,63	49,37	3,40	2,35
.06/20_1	53,97	46,03	48,89	51,11	1,93	1,55
.06/20_2	52,81	47,19	47,73	52,27	1,65	1,38
.06/20_16	52,88	47,12	47,80	52,20	1,82	1,48
.06/35_1	54,96	45,04	49,89	50,11	2,17	1,64
.06/35_2	55,82	44,18	50,75	49,25	2,17	1,60
Média	54,22	45,78	49,15	50,85	-	-
Desvio padrão	1,17	1,17	1,18	1,18	-	-
Valor referência	55	45	-	-	-	-

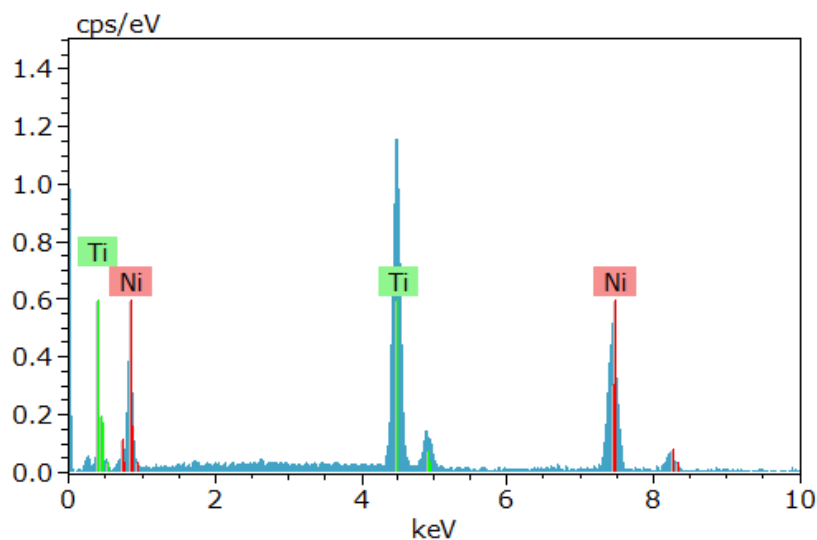


Figura 4.1: Espectro do instrumento .04/20_1

Analisando os resultados obtidos, verifica-se que os instrumentos são fabricados a partir de uma liga níquel-titânio, visto serem os únicos elementos químicos detetados. Apresentam uma composição química entre 52,54 wt% e 55,82 wt% de níquel e são bastante próximos aos valores referência determinados em inúmeros estudos [24]. Os resultados obtidos apresentam baixa dispersão sendo o valor máximo do desvio padrão igual a 1,18.

4.2. Conceção do sistema de suporte do micromotor e do sistema que simula o canal radicular

Os instrumentos foram ensaiados à fadiga num sistema que provocava a flexão dos mesmos, simulando a sua utilização num canal radicular. A curvatura imposta aos instrumentos dependia de dois parâmetros, o raio e o ângulo de curvatura. De modo a poder comparar os resultados obtidos com os resultados do artigo [18], os parâmetros de curvatura consideram-se iguais aos adotados pelo artigo, ou seja, com um ângulo e um raio de curvatura de 45° e de 4,7 mm, respetivamente. Estes valores simulam um canal com elevada curvatura, o qual induz um nível de tensão muito elevado no instrumento. A montagem experimental era constituída por uma anilha de encosto, uma peça que simulava o canal radicular e uma estrutura de suporte. A anilha de encosto e a peça que simula o canal radicular foram fabricados numa chapa de aço inoxidável AISI 316L com 3 mm de espessura.

Todos os componentes foram cuidadosamente dimensionados antes de serem fabricados. Os desenhos de fabrico das peças foram feitos num programa de Desenho Assistido por Computador (representação 2D), contendo todas as dimensões e vistas necessárias para a sua produção (anexo B). Na figura 4.2 mostra-se o conjunto das peças, da montagem experimental modelado no programa *SolidWorks* 2012.

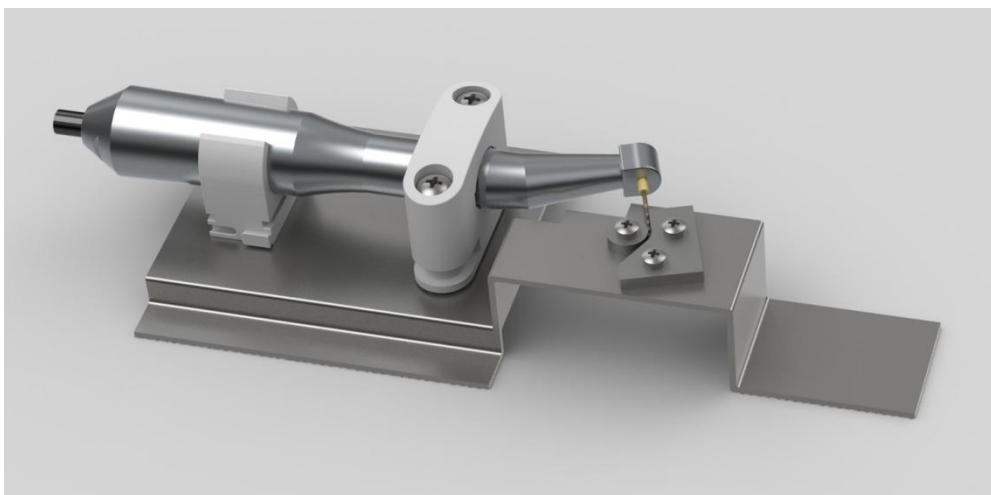


Figura 4.2: Rendering da montagem experimental.

O aço inoxidável AISI 316L foi o material escolhido para o fabrico do sistema que simula o funcionamento do instrumento no canal radicular devido às suas boas propriedades mecânicas. A tabela 4.2 indica a composição química, em percentagem, do aço utilizado na produção dos componentes do sistema de teste. A figura 4.3 mostra os valores de tensão de cedência e de rotura do aço referido.

Tabela 4.2: Composição química, em percentagem, do aço AISI 316L.

Material	C	Mn	Cr	Ni	Mo	Si	N	Cu	V	P	S
AISI 316L	<0.05	1.3	17.3	11.1	2.23	0.37	0.08	0.22	0.07	0.03	0.004

Valores de tensões de cedência e de rotura do aço AISI 316L

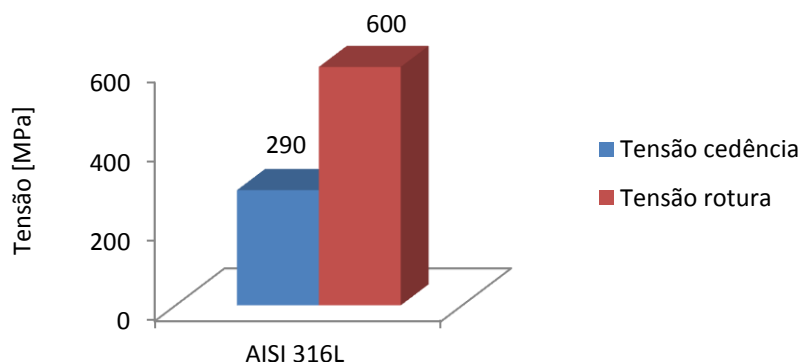


Figura 4.3: Valores de tensões de cedência e de rotura do aço AISI 316L à temperatura ambiente.

Todas as peças produzidas foram fabricadas numa oficina especializada. A anilha produziu-se a partir de um tubo de aço inoxidável com um diâmetro superior ao especificado. O varão maquinou-se num torno mecânico para reduzir o seu diâmetro e posteriormente cortou-se, de modo a obter-se uma anilha com 3mm de espessura e 4,7mm de raio. A peça que simula o canal radicular fabricou-se por meio de uma máquina de controlo numérico (CNC). A estrutura de suporte foi fabricada a partir de uma chapa com 1,5 mm, de aço inoxidável, por meio de várias dobragens a 90°, cortes e de uma soldadura.

O micromotor fixou-se à estrutura de suporte com duas peças de plástico, originalmente com a função de fixar tubagens elétricas, e que foram adaptadas para esta montagem.

Os furos da estrutura de suporte foram dimensionados para que fosse possível a afinação de todos os componentes. Assim, os furos tinham um diâmetro superior aos dos parafusos, de modo a existir folga. Todos os componentes foram fixados à estrutura de suporte por meio de parafusos com aperto de porca e contra porca; nomeadamente, as peças de plástico foram fixas com dois parafusos M4, enquanto que a estrutura de teste foi fixa com três parafusos M3. Adicionalmente colocaram-se anilhas de modo a ajustar corretamente o posicionamento dos componentes e foi colocada, na base da estrutura, uma tira de teflon, com o objetivo de diminuir a vibração. A figura 4.4 mostra as peças referidas anteriormente.

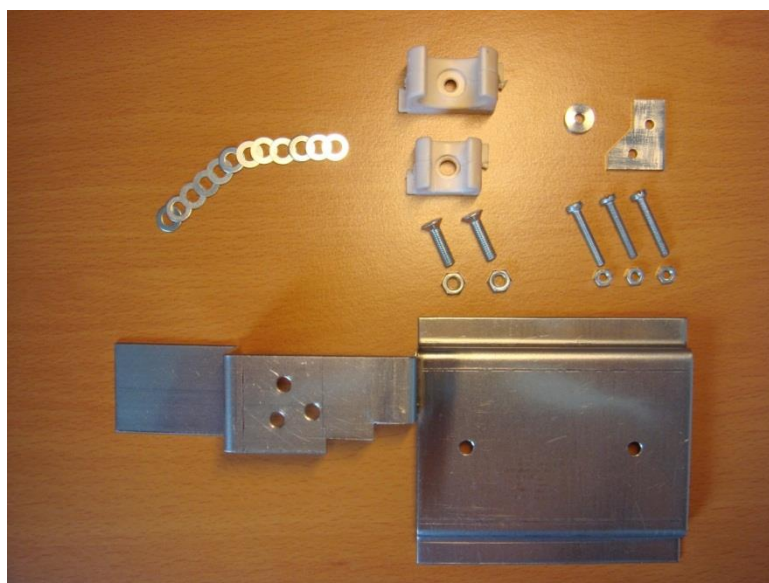


Figura 4.4: Peças utilizadas na montagem experimental.

Os instrumentos foram acionados por meio de um sistema Wave•One™ composto por um micromotor e o pedal de acionamento (figura 4.5). Este sistema permite controlar a velocidade de rotação e o binário aplicado aos instrumentos. Assim, personalizou-se o modo de funcionamento do micromotor, tendo sido definida a velocidade angular de rotação igual a 500 r.p.m. (valor recomendado pelo fabricante dos instrumentos) ou de 250 r.p.m. (velocidade mais comum nos programas pré-definidos de funcionamento do motor) e um binário de 2,5 N.cm (valor elevado de binário).



Figura 4.5: Sistema de acionamento dos instrumentos [10].

4.3. Procedimento experimental

De seguida descreve-se o procedimento experimental utilizado durante os ensaios experimentais dos instrumentos. Devido às dimensões reduzidas dos instrumentos utilizou-se a mesa de coordenadas X_Y para fazer a afinação dos instrumentos, tendo sido prestada particular atenção aos seguintes aspetos:

1. Garantir a perpendicularidade entre o eixo do instrumento (ligado ao motor) e a aresta AB da peça, que simula o canal radicular (figura 4.6), de modo a que se garanta o contacto uniforme em toda a superfície do instrumento. Fixar a posição do micromotor e da peça que simula o canal radicular;
2. Afinar o raio de curvatura imposto ao instrumento. A anilha de contato (peça nº4 da figura 4.7) deve ser encostada ao instrumento até que o mesmo toque na face da peça nº3 da mesma figura. Verificar se ocorre flexão indesejada do instrumento junto à base encastrada no elemento motor. Voltar a verificar a perpendicularidade entre o instrumento e a face da peça que simula o canal radicular;
3. Garantir que o instrumento se encontra na posição de ensaio pretendida, de modo a que a distância entre o centro de curvatura da peça que simula o canal radicular e a ponta do instrumento seja igual a 5 mm. A ponta do instrumento deve estar junto à marcação realizada na peça de encosto sem a ultrapassar (conforme a figura 4.8);
4. Garantir que o instrumento roda livremente sem qualquer obstrução;
5. Fixar a estrutura de suporte;
6. Colocar o instrumento em rotação e contar o tempo de fratura;
7. Retirar o instrumento;
8. Repetir o processo para todos os instrumentos a testar.

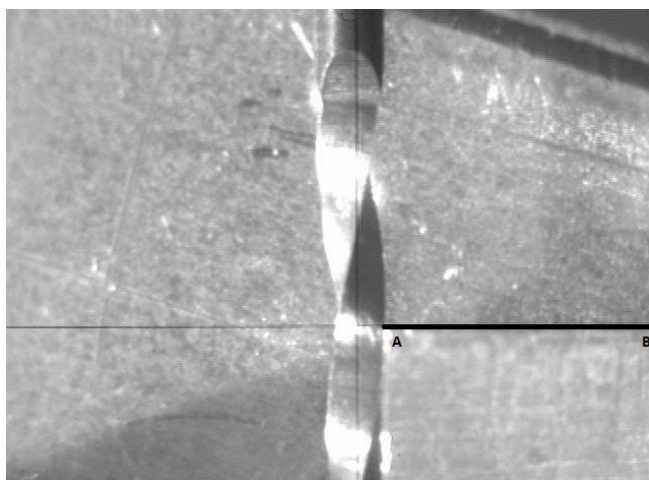


Figura 4.6: Afinação de perpendicularidade entre o eixo do instrumento e a peça de encosto.

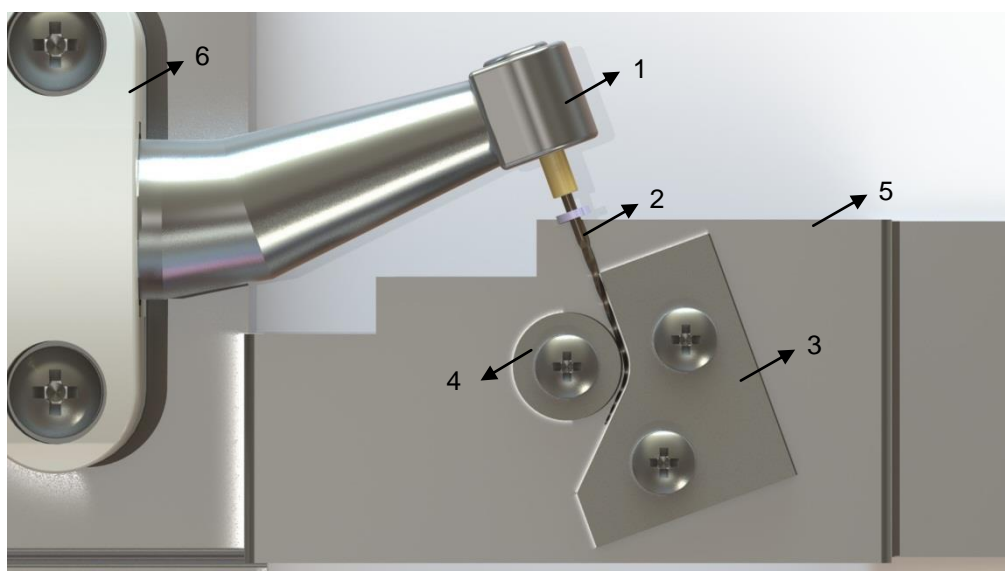


Figura 4.7: Peças do sistema de teste.

Legenda da figura 4.7:

- 1- Micromotor;
- 2- Instrumento a testar;
- 3- Peça de encosto;
- 4- Anilha de contacto;
- 5- Estrutura de suporte;
- 6- Peça de fixação do micromotor.



Figura 4.8: Afinação da posição do instrumento em relação à peça de encosto.

A figura 4.9 mostra a montagem experimental, nomeadamente a estrutura de suporte, a anilha de encosto, a peça que simula o canal radicular, um instrumento, os grampos, a película de teflon, o micromotor e as peças que fixação do mesmo.

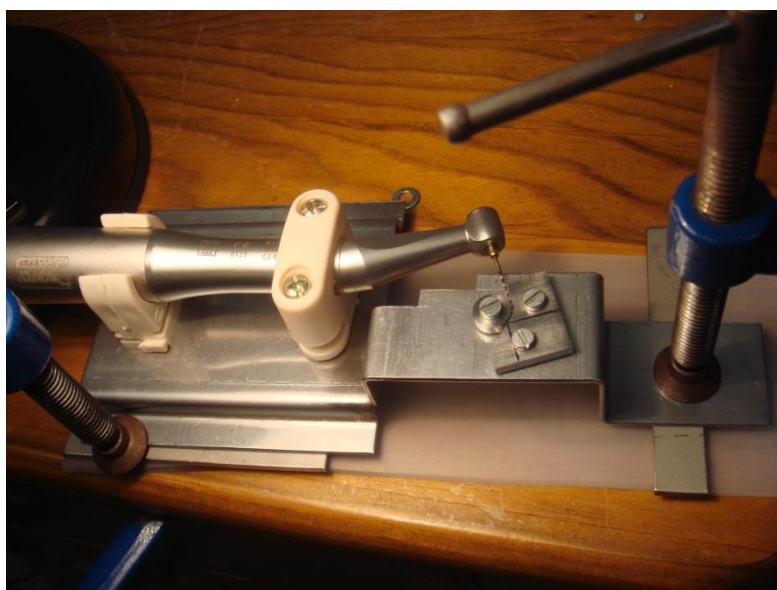


Figura 4.9: Montagem experimental.

4.4. Apresentação de resultados experimentais

Testaram-se um total de 64 instrumentos de Ni-Ti (Tabela 4.3). Os instrumentos foram divididos equitativamente em dois grupos, com oito instrumentos de cada tamanho, com o total de 32 instrumentos em cada grupo. O grupo A foi testado a uma velocidade de rotação de 500 r.p.m. enquanto que o grupo B foi testado a uma velocidade de rotação de 250 r.p.m. Em ambos os grupos o binário aplicado pelo micromotor foi de 2,5 N.cm.

Tabela 4.3: Lote, duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respetivas médias para os instrumentos de tamanho .04/20 e .06/20 testados.

Referência instrumento	Designação do provete	Grupo	Duração de ensaio [s]	NCF	Duração média do ensaio e desvio padrão [s]	Média NCF	Lote
.04/20	.04/20_1	A	183	1525	184,88 73,88	1540,63	D64386
.04/20	.04/20_2		127	1058			D64386
.04/20	.04/20_3		145	1208			D64386
.04/20	.04/20_4		231	1925			D64386
.04/20	.04/20_5		97	808			D64386
.04/20	.04/20_6		201	1675			D64386
.04/20	.04/20_7		160	1333			D64386
.04/20	.04/20_8		335	2792			D64386
.04/20	.04/20_9	B	569	2371	793,00 152,42	3304,17	D64386
.04/20	.04/20_10		840	3500			D64386
.04/20	.04/20_11		768	3200			D64386
.04/20	.04/20_12		*	*			D64386
.04/20	.04/20_13		1023	4263			D64386
.04/20	.04/20_14		762	3175			D64386
.04/20	.04/20_15		667	2779			D64386
.04/20	.04/20_16		922	3842			D64386
.06/20	.06/20_1	A	268	2233	381,75 77,44	3181,25	295890
.06/20	.06/20_2		497	4142			295890
.06/20	.06/20_3		320	2667			295890
.06/20	.06/20_4		318	2650			295890
.06/20	.06/20_5		410	3417			295890
.06/20	.06/20_6		443	3692			295890
.06/20	.06/20_7		436	3633			295890
.06/20	.06/20_8		362	3017			295890
.06/20	.06/20_9	B	1055	4396	1004,25 167,71	4184,38	295890
.06/20	.06/20_10		1152	4800			295890
.06/20	.06/20_11		1038	4325			295890
.06/20	.06/20_12		1162	4842			295890
.06/20	.06/20_13		867	3613			295890
.06/20	.06/20_14		1154	4808			295890
.06/20	.06/20_15		693	2888			295890
.06/20	.06/20_16		913	3804			295890

*ensaio não válido

Tabela 4.4: Lote, duração de ensaio, número de ciclos à fadiga e respectivas médias para os instrumento de tamanho .04/35 e .06/35 testados.

Referência instrumento	Designação do provete	Grupo	Duração de ensaio [s]	NCF	Duração média do ensaio e desvio padrão [s]		Média NCF	Lote			
.04/35	.04/35_1		91	758				C30859			
.04/35	.04/35_2		86	717				C30859			
.04/35	.04/35_3		80	667				C30859			
.04/35	.04/35_4	A	110	917	89,63 10,07	746,88		C30859			
.04/35	.04/35_5		90	750				C30859			
.04/35	.04/35_6		81	675				C30859			
.04/35	.04/35_7		82	683				C30859			
.04/35	.04/35_8		97	808				C30859			
.04/35	.04/35_9			251			1046			C30859	
.04/35	.04/35_10			299			1246			C30859	
.04/35	.04/35_11			250			1042			C30859	
.04/35	.04/35_12	B	285	1188	248,13 37,09	1033,85		C30859			
.04/35	.04/35_13		199	829				C30859			
.04/35	.04/35_14		258	1075				C30859			
.04/35	.04/35_15		192	800				C30859			
.04/35	.04/35_16		251	1046				C30859			
.06/35	.06/35_1			99			825				C30863
.06/35	.06/35_2		86	717				C30863			
.06/35	.06/35_3		103	858				C30863			
.06/35	.06/35_4	A	107	892	102,75 8,43	856,25		C30863			
.06/35	.06/35_5		113	942				C30863			
.06/35	.06/35_6		98	817				C30863			
.06/35	.06/35_7		109	908				C30863			
.06/35	.06/35_8		107	892				C30863			
.06/35	.06/35_9			237			988				C30863
.06/35	.06/35_10			230			958				C30863
.06/35	.06/35_11			311			1296				C30863
.06/35	.06/35_12	B	211	879	236,13 39,68	983,85		C30863			
.06/35	.06/35_13		219	913				C30863			
.06/35	.06/35_14		177	738				C30863			
.06/35	.06/35_15		267	1113				C30863			
.06/35	.06/35_16		237	988				C30863			

Nas tabela 4.3 e tabela 4.4 mostram-se os resultados obtidos, nomeadamente o tempo de ensaio, número de ciclos à fadiga, média do tempo de ensaio e do número de ciclos à fadiga e o lote de cada instrumento. O número de ciclos à fadiga (NCF) calculou-se multiplicando o tempo de ensaio, minutos, pela velocidade de rotação. Quanto maior for o número de ciclos à fadiga mais resistente à fadiga é o instrumento.

Observa-se que o tempo de ensaio de todos os instrumentos, do mesmo tamanho, do grupo B (250 r.p.m.) é superior ao grupo A (500 r.p.m.). O mesmo não se verifica no número de ciclos à fadiga. Embora o número médio do número de ciclos à fadiga, para instrumentos do mesmo tamanho, seja sempre superior no grupo B (250 r.p.m.), existem alguns casos em que instrumentos do grupo A apresentam valores mais elevados do que instrumentos no grupo B.

Nos instrumentos do grupo B com a ref. .06/20 obtiveram-se os valores médios mais elevados de tempo de ensaio e de NCF: 1004,25 e 4184,38 ciclos, respetivamente. Os instrumentos com os menores valores médios de tempo de ensaio e de NCF foram os instrumentos do grupo A, de tamanho ref. .04/35, com um tempo de ensaio de 89,63 segundos e 746,88 ciclos à fadiga.

Na tabela 4.5 mostra-se a relação da duração média de ensaio e da média do número de ciclos à fadiga, entre os instrumentos do grupo B e A. Os valores indicados na tabela 4.5 foram calculados dividindo os valores respetivos do grupo B pelos valores respetivos do grupo A, para cada tamanho de instrumento.

Tabela 4.5: Comparação de resultados entre o grupo B e o grupo A, para cada medida de instrumento.

Grupo B vs. Grupo A		
Ref. Instrumento	Relação entre a duração média de ensaio	Relação entre o NCF médio
.04/20	4,29	2,14
.06/20	2,63	1,32
.04/35	2,77	1,38
.06/35	2,30	1,15

Analisando os resultados da tabela 4.5 observa-se que o tempo médio de ensaio dos instrumentos do grupo B, de tamanho .04/20, foi quatro vezes superior aos instrumentos do grupo A, do mesmo tamanho. Para os restantes instrumentos a relação do tempo médio de ensaio, entre o grupo B e A, é aproximadamente de duas vezes e meia. Para os valores médios de NCF, observa-se um aumento de duas vezes nos instrumentos de tamanho .04/20 e verifica-se um acréscimo para os restantes tamanhos, de aproximadamente 1.3 vezes.

A tabela 4.6 mostra a relação entre os resultados médios obtidos no instrumento de tamanho .06/20 do grupo B (correspondente ao instrumento com os valores médios mais elevados de tempo de ensaio e de NCF) e os restantes. Os valores foram calculados dividindo o valor médio do instrumento .06/20, do grupo B, pelo valor médio do instrumento correspondente. A elaboração da tabela tem como objetivo comparar e quantificar a diferença de resultados.

Tabela 4.6: Comparação de resultados entre o instrumento de tamanho .06/20 e os restantes.

Instrumento .06/20 do grupo B vs. restantes				
Instrumento	Grupo	Relação entre a duração média de ensaio	Relação entre NCF médio	
.04/20	A	5,43	2,72	
.04/20	B	1,27	1,27	
.06/20	A	2,63	1,32	
.06/20	B	1	1	
.04/35	A	11,21	5,60	
.04/35	B	4,05	4,05	
.06/35	A	9,77	4,89	
.06/35	B	4,25	4,25	

Analisando a tabela 4.6 e comparando instrumentos de diferente dimensão, pertencentes ao Grupo A, com o instrumento .06/20 do Grupo B, observa-se que os instrumentos com ref. .04/35 e .06/35 alcançaram valores de duração de ensaio e de NCF muito inferiores aos obtidos com o melhor instrumento, nomeadamente 11.21 e 9.77 (duração) e 5.6 e 4.05 (NCF), respetivamente. O instrumento ref. .04/20 (grupo A), com diferente conicidade, registou uma duração média e um NCF médio inferior em 5.4 e 2.7, respetivamente, em relação aos valores obtidos com o instrumento .06/20 do Grupo B. Comparando os resultados entre instrumentos de diferente dimensão, pertencentes apenas ao Grupo B, observa-se que quer o instrumento ref. .04/35 quer o .06/35 registaram valores inferiores em cerca de quatro vezes aos verificados com o instrumento .06/20. O instrumento .04/20 apresentou valores de duração e de NCF ligeiramente inferiores (1.3x) ao registado para o instrumento .06/20.

Com a tabela 4.7 pretende-se comparar os diferentes resultados de duração média de ensaio e de NCF médio. São comparados instrumentos como mesmo diâmetro da ponta mas com diferentes conicidades e vice-versa, para os dois grupos de instrumentos ensaiados.

Tabela 4.7: Comparação dos diferentes resultados de duração média de ensaio e de NCF médio entre instrumentos com o mesmo diâmetro da ponta com diferentes conicidades e vice-versa, para os dois grupos ensaiados.

Instrumento		Grupo	Relação entre duração média de ensaio	Relação entre NCF médio
Conicidade	Diâmetro ponta			
.06 vs. .04	20	A	2,06	2,06
.06 vs. .04	35		1,15	1,15
.04	20 vs. 35		2,06	2,06
.06	20 vs. 35		3,72	3,72
.06 vs. .04	20	B	1,27	1,27
.06 vs. .04	35		0,95	0,95
.04	20 vs. 35		3,20	3,20
.06	20 vs. 35		4,25	4,25

Os instrumentos de conicidade .06 apresentam um maior ou aproximadamente igual desempenho do que os instrumentos com conicidade .04, em todas as medidas e grupos, exceto os instrumentos .06/35 do grupo B, em que tiveram um tempo de ensaio ligeiramente inferior aos instrumentos .04/35 no mesmo grupo.

Os instrumentos com diâmetro de ponta igual a 20 revelaram um desempenho bastante superior, sendo que o tempo médio de ensaio foi entre duas a quatro vezes superior aos instrumentos com diâmetro de ponta igual a 35, em ambas as conicidades e em ambos os grupos.

A figura 4.10 mostra o desgaste verificado na peça que simula o canal radicular e na anilha de encosto depois dos ensaios, não se verificando um desgaste significativo.

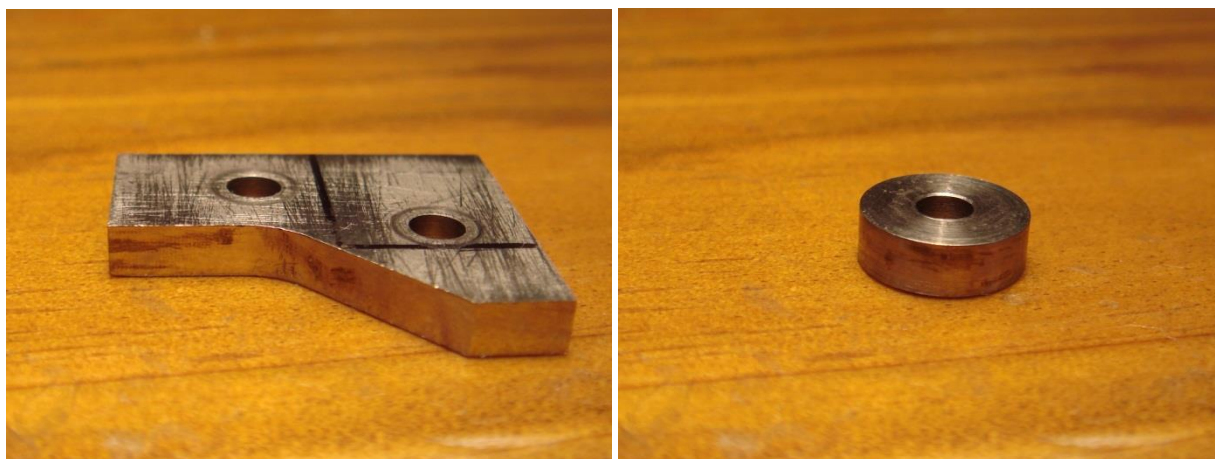


Figura 4.10: Desgaste da peça que simula o canal radicular e da anilha de encosto.

4.5. Distribuições normais de cada instrumento

De seguida apresentam-se as distribuições normais de probabilidade de fratura para cada tamanho de instrumento e grupo.

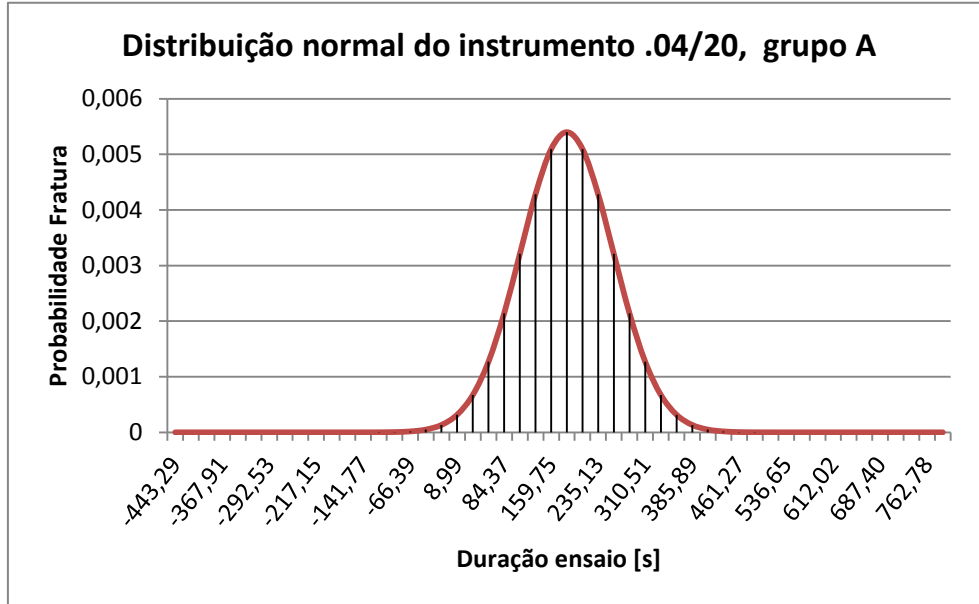


Figura 4.11: Distribuição normal do instrumento .04/20 do grupo A.

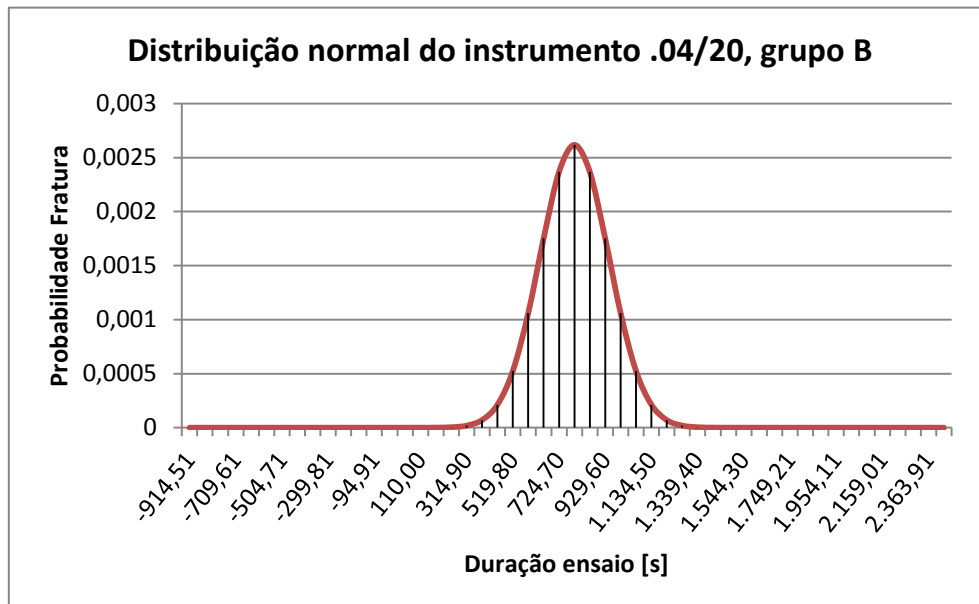


Figura 4.12: Distribuição normal do instrumento .04/20 do grupo B.

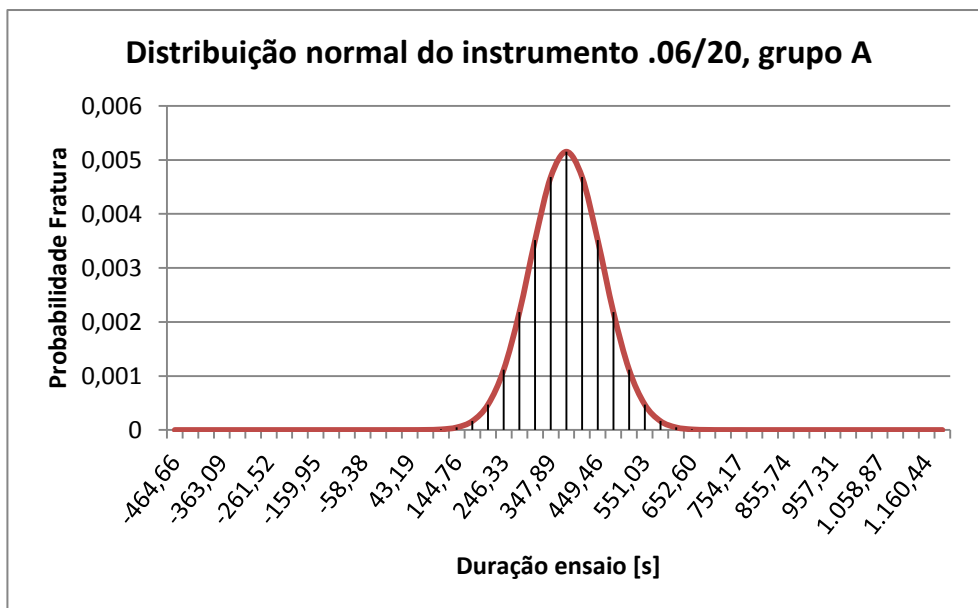


Figura 4.13: Distribuição normal do instrumento .06/20 do grupo A.

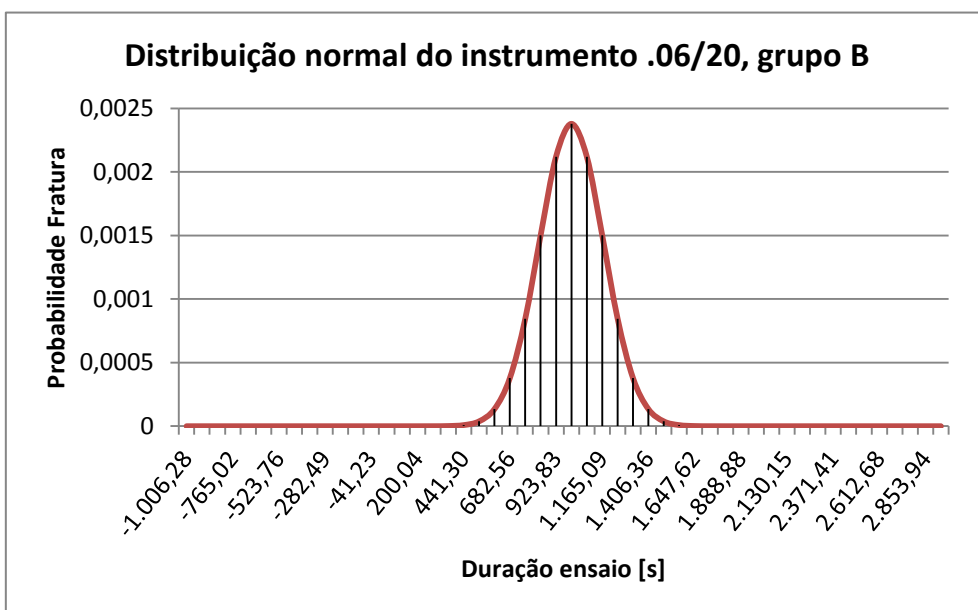


Figura 4.14: Distribuição normal do instrumento .06/20 do grupo B.

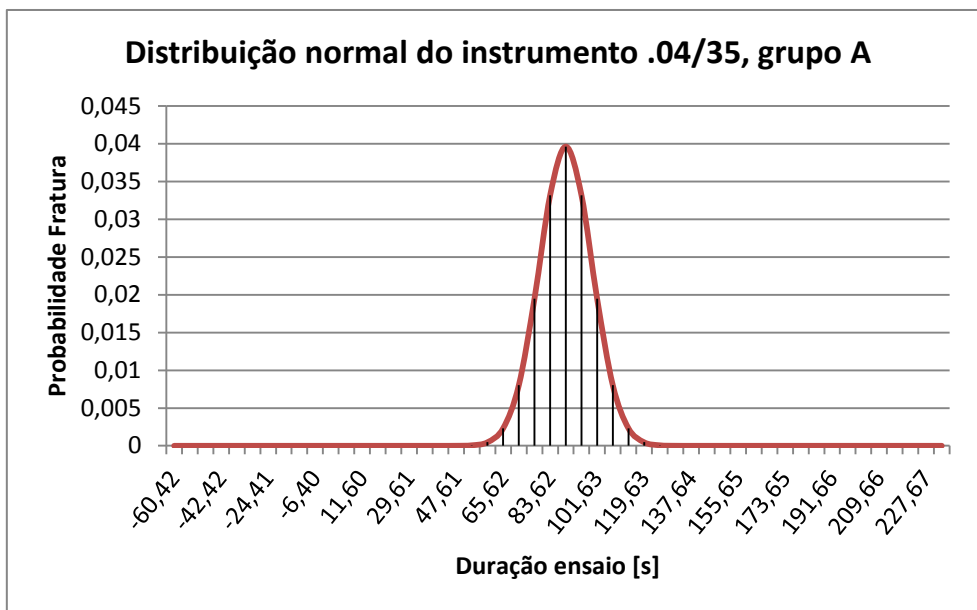


Figura 4.15: Distribuição normal do instrumento .04/35 do grupo A.

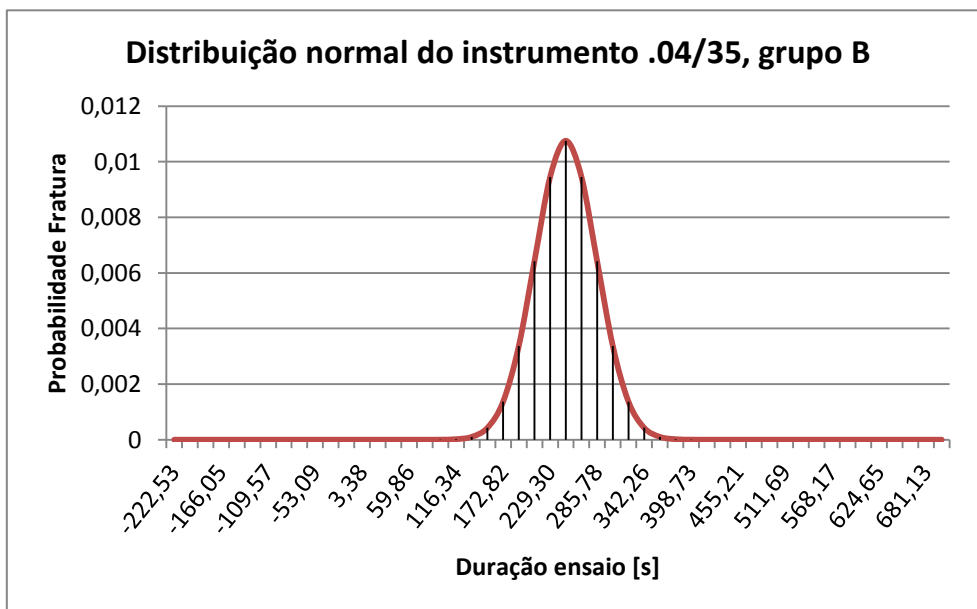


Figura 4.16: Distribuição normal do instrumento .04/35 do grupo B.

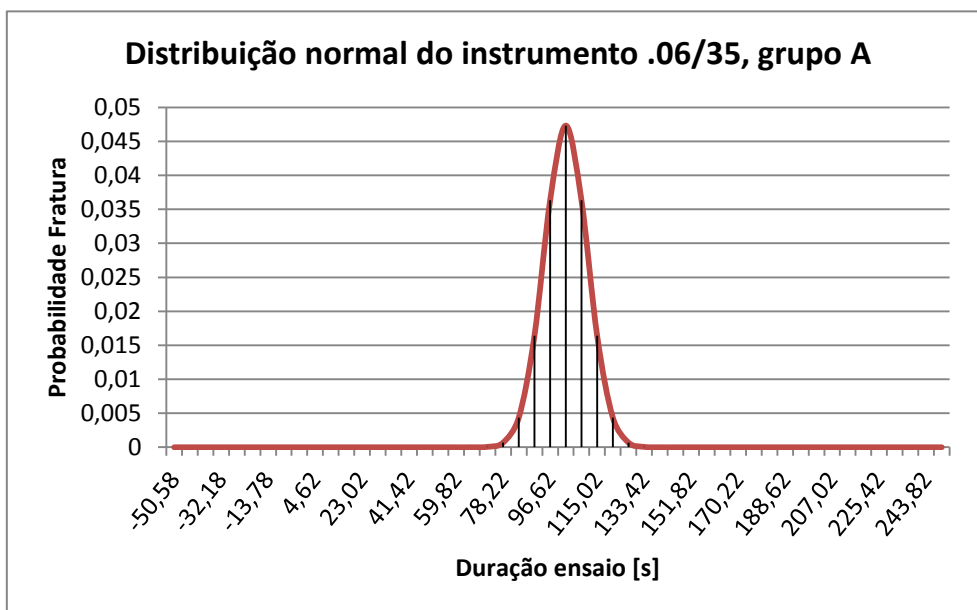


Figura 4.17: Distribuição normal do instrumento .06/35 do grupo A.

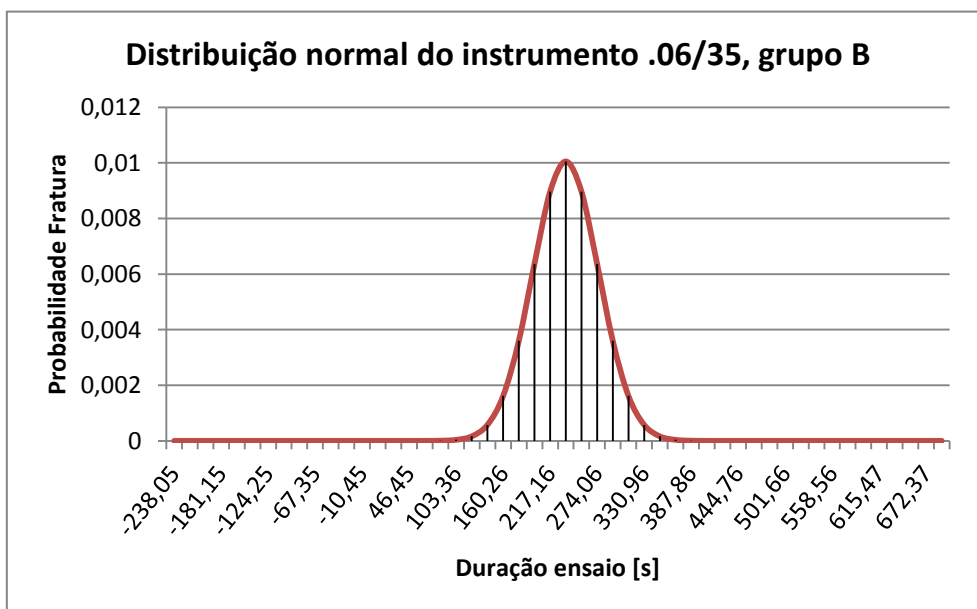


Figura 4.18: Distribuição normal do instrumento .06/35 do grupo B.

A tabela 4.8 mostra a probabilidade máxima de fratura e o tempo de utilização correspondente, para cada tamanho de instrumento testado.

Tabela 4.8: Probabilidade máxima de fratura para cada instrumento.

Instrumento	Grupo	Probabilidade máxima de fratura [%]	Duração ensaio [s]
.04/20	A	0,54	184,9
	B	0,26	793,0
.06/20	A	0,52	381,8
	B	0,24	1004,3
.04/35	A	3,96	89,6
	B	1,08	248,1
.06/35	A	4,73	102,8
	B	1,01	236,1

Observando os dados da tabela 4.8e os gráficos de distribuição normal verifica-se que os instrumentos do grupo A de tamanhos .06/35 e .04/35 têm a maior probabilidade de fratura, 3,96% e 4,73%, para um tempo de ensaio de 89,6 segundos e 102,8 segundos, respetivamente. Os restantes instrumentos apresentam uma probabilidade de fratura bastante inferior.

4.6. Apresentação de resultados analíticos

De seguida apresentam-se os valores de tensão e extensão calculados na seção de fratura, para cada tamanho de instrumento.

A determinação do diâmetro equivalente (d), da seção transversal da superfície de fratura do instrumento, necessário para o cálculo da amplitude máxima de deformação, foi determinada com o auxílio do microscópio eletrónico de varrimento (MEV). Tendo sido obtida a imagem da superfície de fratura no MEV, criou-se uma linha sobreposta ao perímetro da superfície e determinou-se a área correspondente num programa de desenho assistido por computador (figura 4.19). Considerou-se uma área circular equivalente, de modo a determinar o diâmetro do instrumento. Este procedimento foi realizado para 12 instrumentos, 3 de cada tamanho, sendo 2 instrumentos do grupo A e um instrumento do grupo B.

De modo a confirmar os resultados, utilizou-se a mesa de coordenadas X-Y para determinar o diâmetro da superfície fraturada. Devido à muito pequena dimensão dos instrumentos e à sua geometria complexa, o processo de medição do diâmetro através da mesa de coordenadas pode afirmar-se que é um processo moroso e com algum erro associado. No entanto, os resultados obtidos foram bastante semelhantes aos obtidos através da observação no MEV.

Para o cálculo da amplitude máxima de extensão considerou-se o valor do diâmetro equivalente e utilizou-se a equação (3.9).Os resultados são apresentados na tabela 4.9.

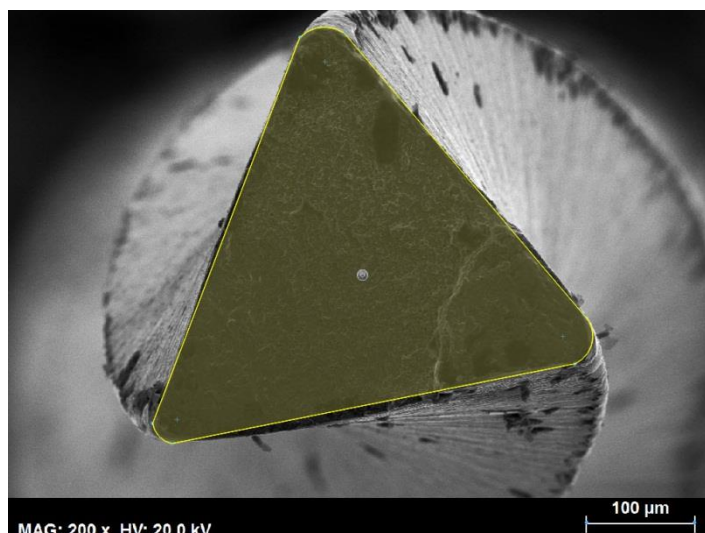


Figura 4.19: Determinação da área da superfície de fratura do instrumento .04/35_2.

Tabela 4.9: Valores de diâmetro equivalente de superfície de fratura e extensão máxima, para cada tamanho de instrumento.

Instrumento	Diâmetro medido na Mesa Coordenadas [mm]	Diâmetro equivalente [mm]	Diâmetro máximo [mm]	Extensão Máxima [%]
.04/20_1	0,255	0,28		
.04/20_2	0,310	0,37	0,37	4,15
.04/20_16	0,270	0,25		
.06/20_1	0,295	0,30		
.06/20_2	0,285	0,30	0,30	3,28
.06/20_16	0,285	0,28		
.04/35_1	0,343	0,32		
.04/35_2	0,345	0,32	0,37	4,15
.04/35_16	0,355	0,37		
.06/35_1	0,385	0,39		
.06/35_2	0,435	0,47	0,47	5,21
.06/35_16	0,397	0,41		

Não se observam grandes discrepâncias nos valores de extensão calculados. O maior valor de extensão calculado foi de 5,21% corresponde ao instrumento de tamanho .06/35, enquanto que o menor valor foi de 3,28% verificado no instrumento de tamanho .06/20.

Posteriormente, mediu-se o comprimento entre a zona de encastramento e onde ocorreu a fratura, L (Tabela 4.10), e calculou-se a flecha expectável no ponto correspondente, através da simulação da deformada do instrumento num programa de desenho assistido por computador.

Tabela 4.10: Valores flecha calculados, na zona de fratura, para cada tamanho de instrumento.

Instrumento	Diâmetro máximo [mm]	L [mm]	L máximo [mm]	Flecha [mm]
.04/20_1		17,95		
.04/20_2	0,37	17,70	18,20	0,5680
.04/20_16		18,20		
.06/20_1		17,70		
.06/20_2	0,30	18,00	18,10	0,5150
.06/20_16		18,10		
.04/35_1		18,10		
.04/35_2	0,37	17,70	18,10	0,5150
.04/35_16		17,90		
.06/35_1		17,45		
.06/35_2	0,47	16,95	17,50	0,2590
.06/35_16		17,50		

Analisado os dados na tabela verifica-se que, de um modo geral, os instrumentos fraturaram na mesma zona de curvatura, com a exceção do instrumento de tamanho .06/35.

4.7. Apresentação de resultados numéricos

De seguida apresentam-se os resultados numéricos, obtidos nos programas numéricos de análise estrutural *SolidWorks Simulation* e *Ansys*, para os dois tamanhos de instrumentos analisados. São apresentados valores de tensão e extensão na zona de curvatura onde foi verificada a fratura dos instrumentos durante os ensaios experimentais. Para os resultados do cálculo numérico do *SolidWorks Simulation* apresentam-se duas vistas, uma geral e outra em detalhe da zona de fratura do instrumento; as distribuições de tensões e deformações calculadas no *Ansys* são mostradas até à zona de fratura.

4.7.1. Instrumento .04/20

As figura 4.20 a 4.25 mostram as distribuições de tensões e deformações calculadas para os instrumentos completos e simplificados (sem espiras de corte) analisados no *SolidWorks Simulation* e no *Ansys*.

Observando os resultados obtidos no *SolidWorks Simulation*, observa-se que não existe uma diferença significativa dos valores de tensão e extensão entre os instrumentos completo e simplificado. No instrumento completo obteve-se uma tensão máxima de 334,4 MPa, enquanto que no instrumento simplificado foi calculada uma tensão máxima de 353,3 MPa. Os valores de extensão máxima, para os instrumentos completo e simplificado, foram de 5,9% e 6,2%, respetivamente.

Comparando os valores de tensão e deformação calculados no *SolidWorks Simulation* e no *Ansys*, verifica-se que não existem grandes discrepâncias. Os valores máximos de tensão e deformação calculados no *Ansys* foram 375,5 MPa e 7,6%, respetivamente.

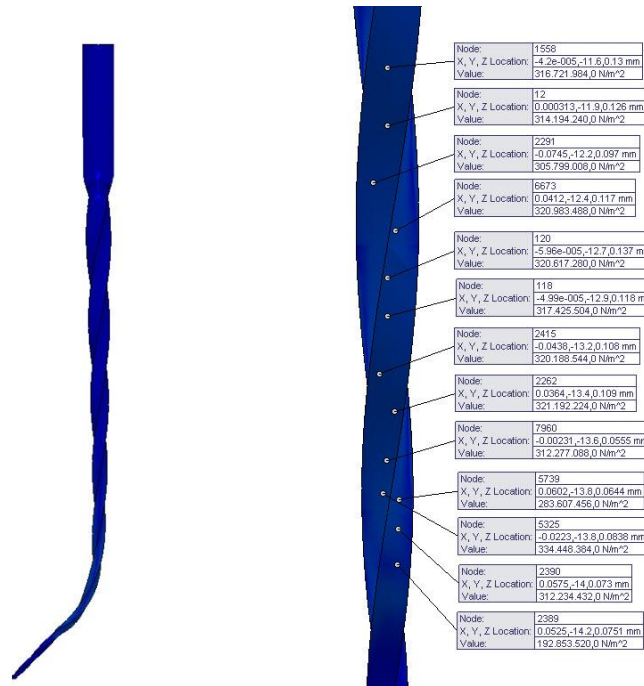


Figura 4.20: Distribuição de tensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.04/20 (completo).

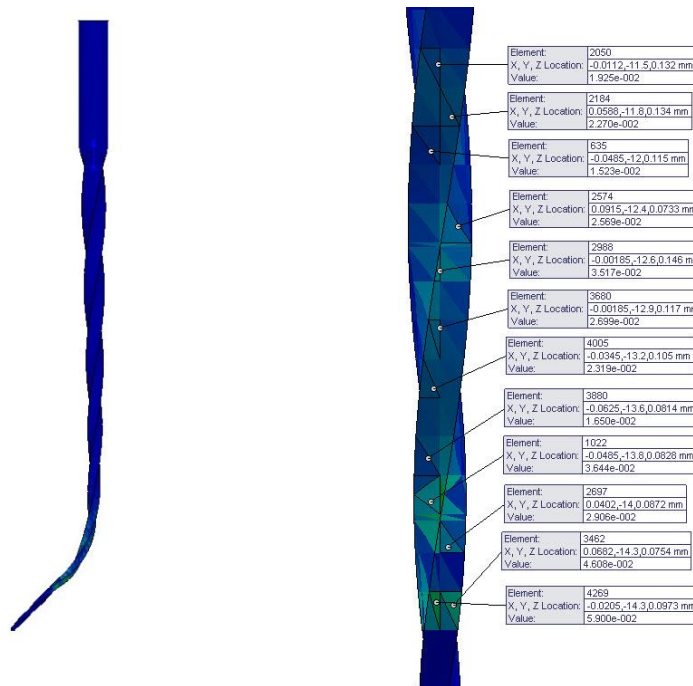


Figura 4.21: Distribuição de extensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.04/20 (completo).

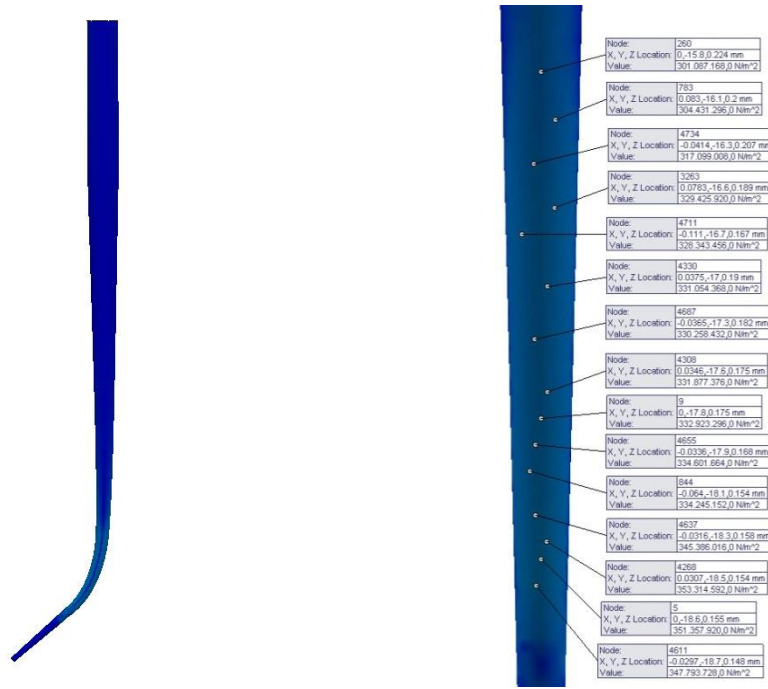


Figura 4.22: Distribuição de tensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.04/20 (simplificado).

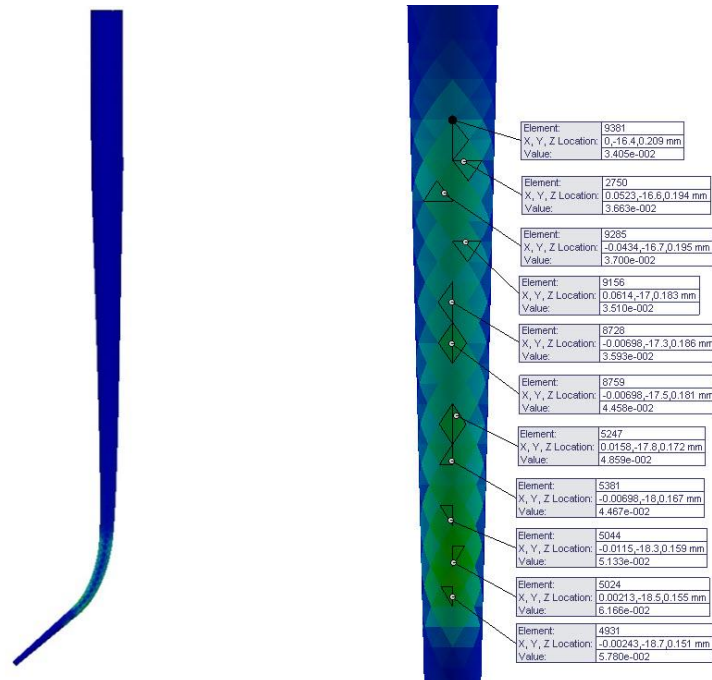


Figura 4.23: Distribuição de extensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.04/20 (simplificado).

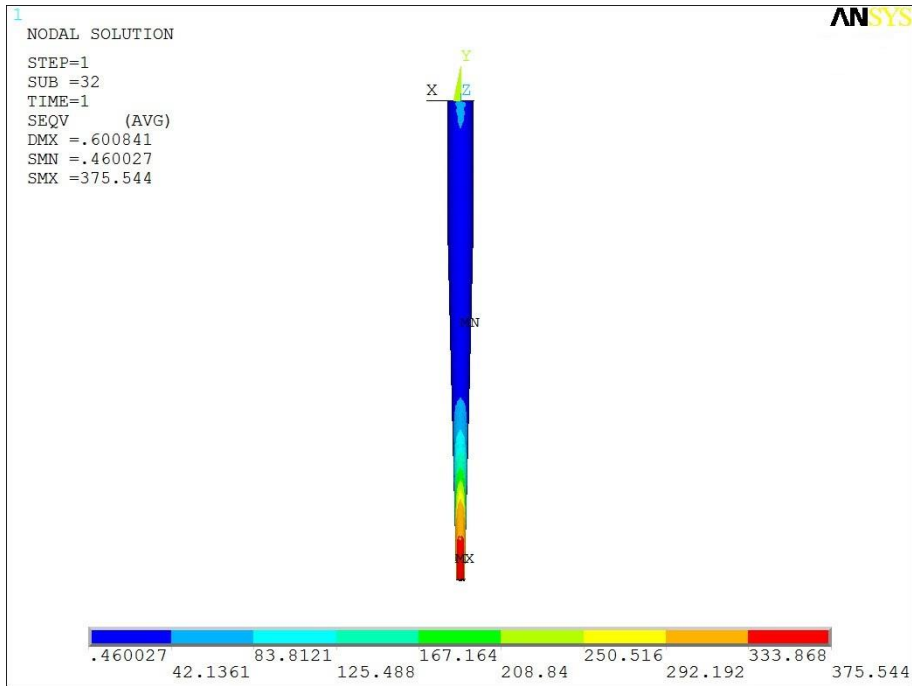


Figura 4.24: Distribuição de tensões até à zona de fratura, obtidas no Ansys, do instrumento .04/20 (simplificado).

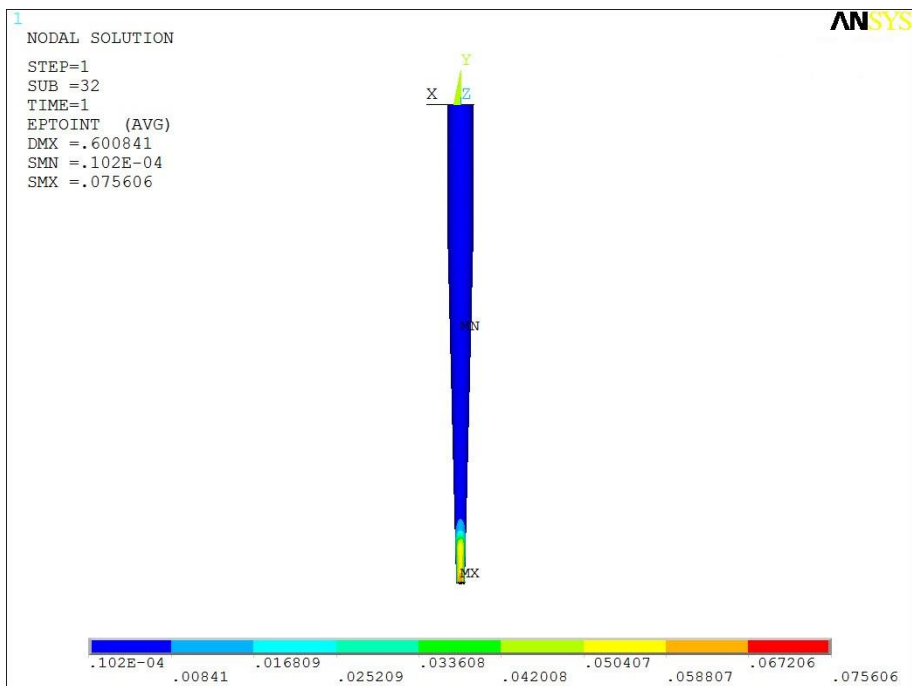


Figura 4.25: Distribuição de extensões até à zona de fratura, obtidas no Ansys, do instrumento .04/20 (simplificado).

4.7.1. Instrumento .06/20

As figura 4.26 a 4.27 mostram a distribuição de tensões e deformações, em detalhe na zona de curvatura, dos instrumentos completo e simplificado analisados no *SolidWorks Simulation*.

Analisado os resultados obtidos no *SolidWorks Simulation*, observa-se que não existe uma diferença significativa entre os resultados das tensões, no entanto houve diferença relativa aos resultados das deformações. O valor máximo de tensão do instrumento completo foi de 313,3 MPa e do instrumento simplificado foi 349,5 MPa. O valor máximo de extensão dos instrumentos completo e simplificado foi de 3% 5,6%, respetivamente.

Comparando os valores de tensão e deformação obtidos no *SolidWorks Simulation* e no *Ansys* não se verifica uma grande disparidade de resultados. Os valores máximos de tensão e deformação calculados no *Ansys* foram 353,1 MPa e 7,1%, respetivamente.

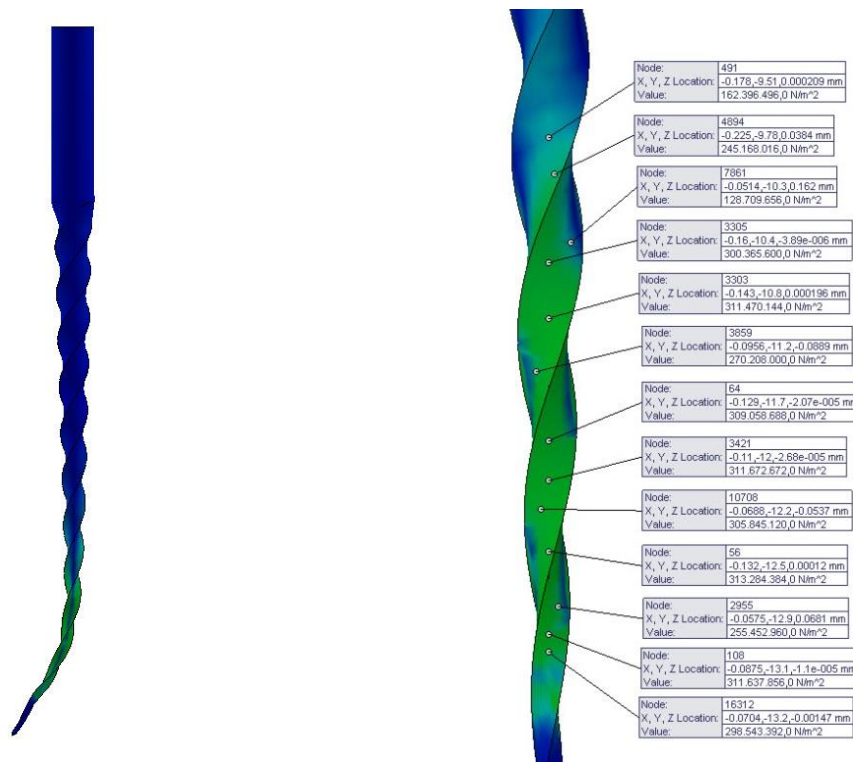


Figura 4.26: Distribuição de tensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.06/20 (completo).

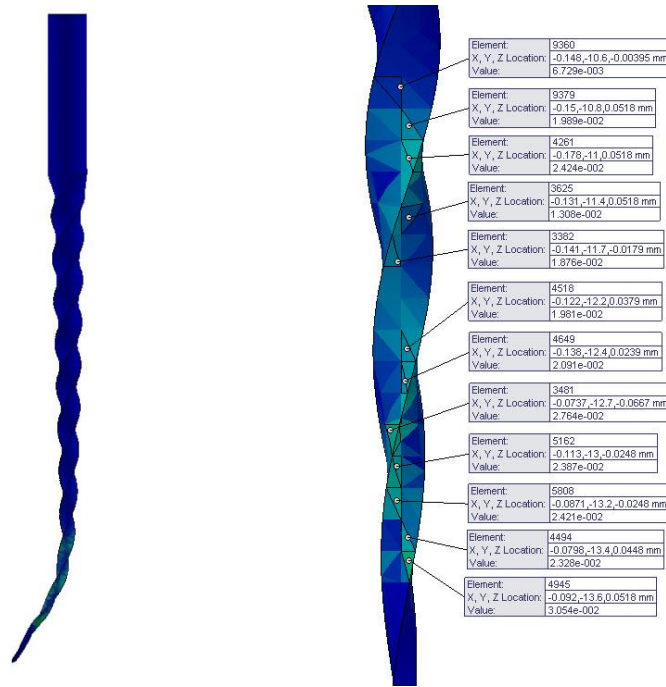


Figura 4.27: Distribuição de deformações, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.06/20 (completo).

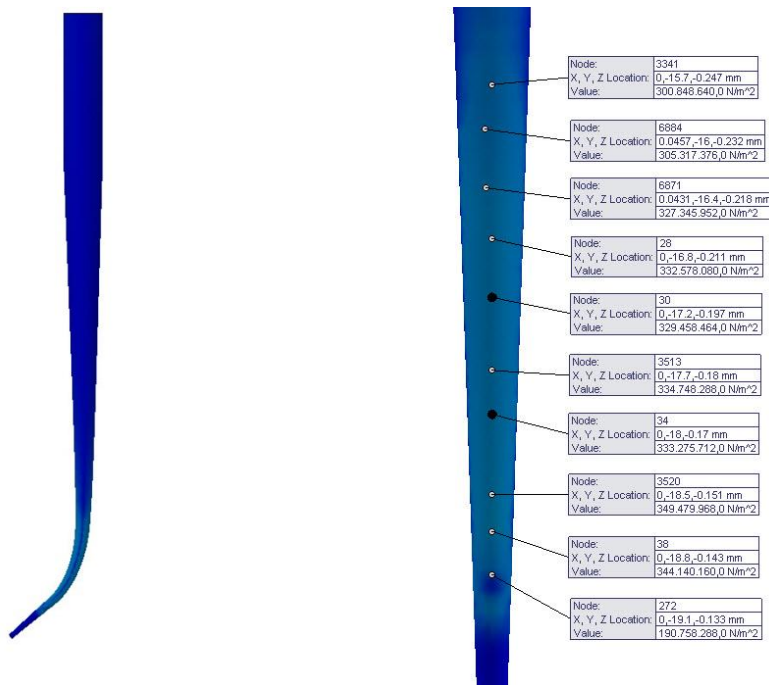


Figura 4.28: Distribuição de tensões, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.06/20 (simplificado).

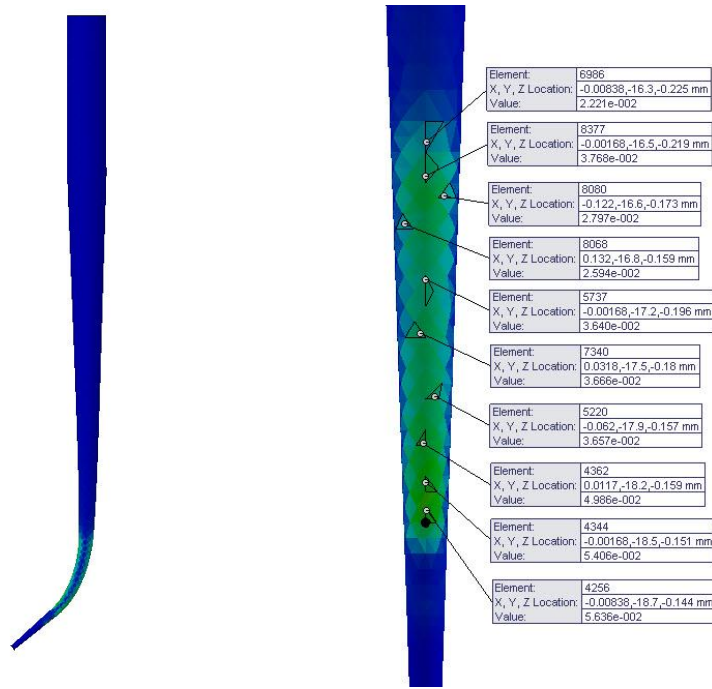


Figura 4.29: Distribuição de deformações, obtidas no *SolidWorks Simulation*, do instrumento.06/20 (simplificado).

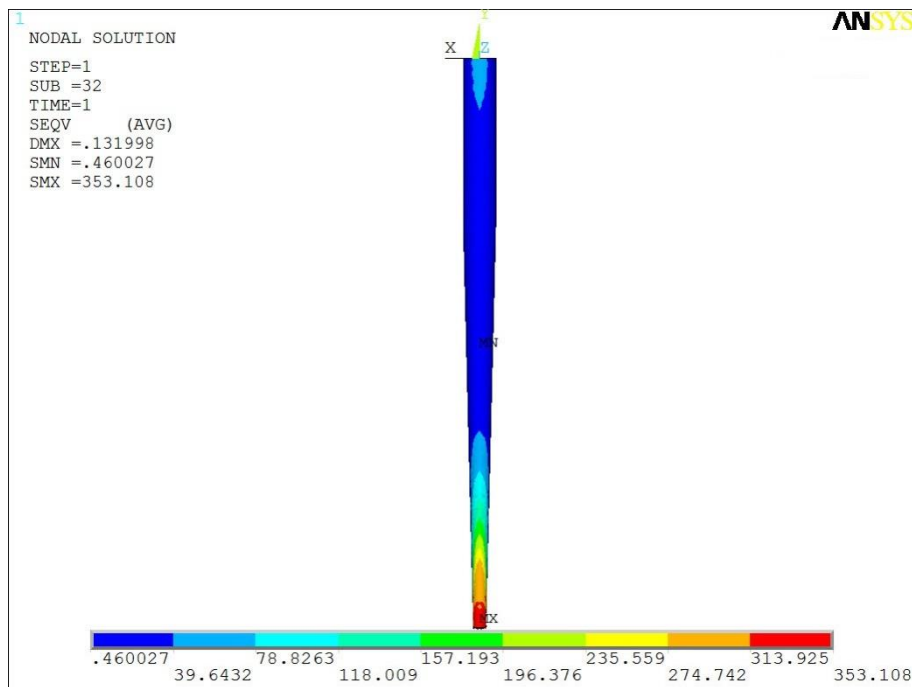


Figura 4.30: Distribuição de tensões até à zona de fratura, obtidas no *Ansys*, do instrumento .06/20 (simplificado).

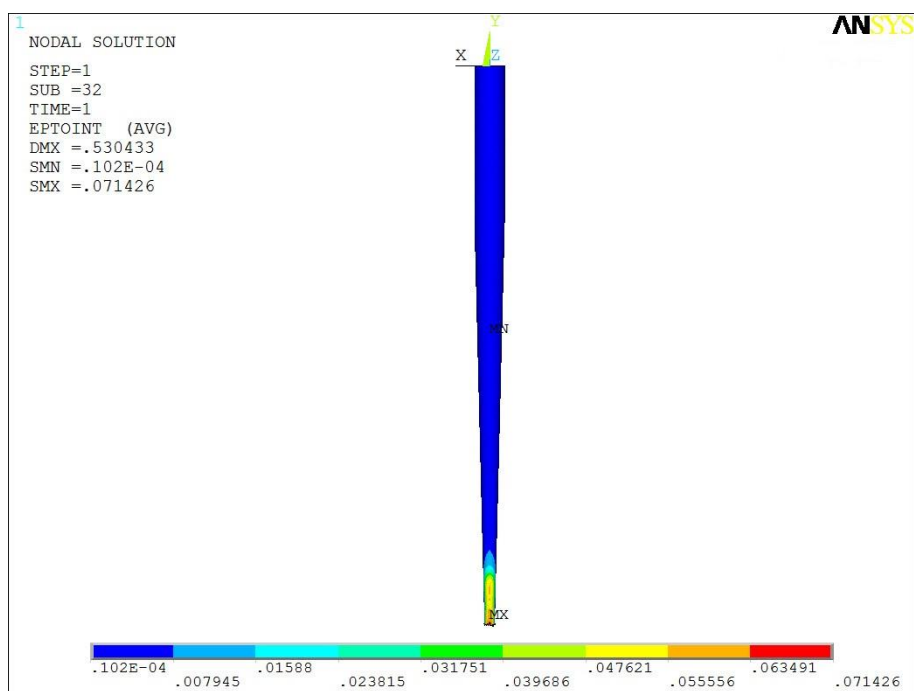


Figura 4.31: Distribuição de deformações até à zona de fratura, obtidas no Ansys, do instrumento .06/20 (simplificado).

4.8. Observação de superfícies de fratura

Observou-se no microscópio eletrônico de varrimento (MEV) a superfície de fratura de doze instrumentos testados, três de cada tamanho, sendo dois instrumentos do grupo A e um instrumento do grupo B.

Vão ser apresentadas as imagens obtidas no MEV, de um instrumento de cada tamanho, e efetuadas a suas análises. As restantes imagens foram colocadas no anexo C.

4.8.1. Instrumento .04/20

Na figura 4.32 mostra-se uma vista lateral da superfície de fratura do instrumento .04/20_2, com duas ampliações diferentes. Nas figuras observam-se estrias resultantes do processo de fabrico, várias fendas nucleadas e propagadas segundo o Modo I, desgaste das aresta de corte (devido ao atrito entre a peça que simula o canal radicular e o instrumento) e algumas impurezas. Verifica-se que a nucleação e propagação de fendas por fadiga ocorreu segundo a direção das estrias de fabrico.

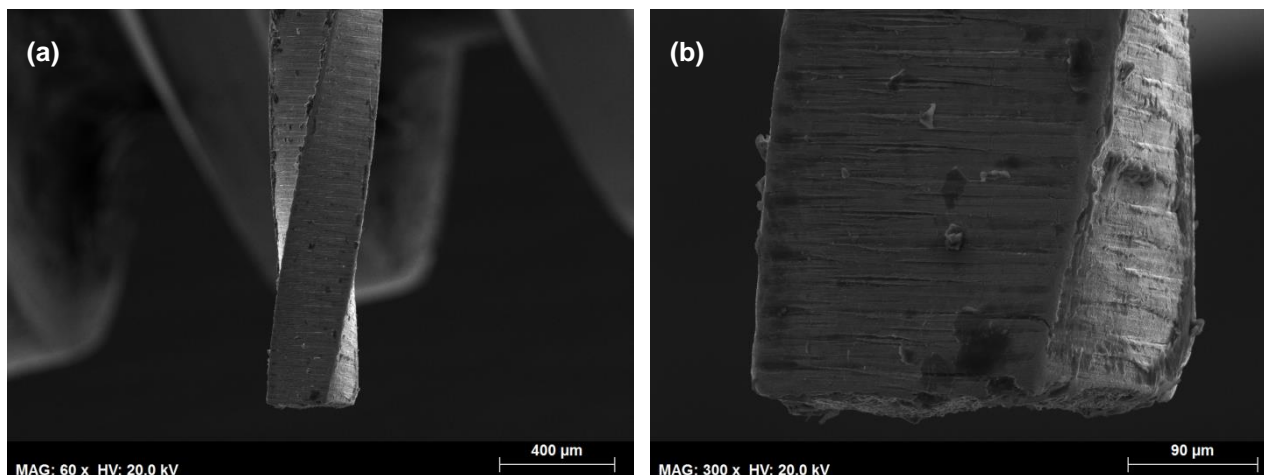


Figura 4.32: Vista lateral da superfície de fratura do instrumento .04/20_2.

Na figura 4.33 (a) mostra-se uma vista geral da superfície de fratura e a figura 4.33 (b) apresenta um pormenor da mesma. A zona de propagação de fadiga apresenta um mecanismo de propagação maioritariamente transgranular. Observam-se estrias de fadiga na zona de propagação inicial e na zona onde ocorreu a fratura final verificou-se elevada plastificação com arrancamento os grãos. Assim como nas imagens anteriores, verifica-se um claro arredondamento das arestas de corte devido ao desgaste.

O detalhe indicado pela figura 4.33 (b) mostra uma diferença de altura na superfície de fratura o que sugere que ocorreu propagação de fendas de fadiga em planos diferentes e que coalesceram naquele ponto. Esta situação ocorreu com frequência nos ensaios realizados.

A figura 4.34 mostra uma vista de pormenor na superfície de fratura na zona de fadiga onde são visíveis bastantes vazios, inerentes ao processo de fabrico, e estrias de fadiga.

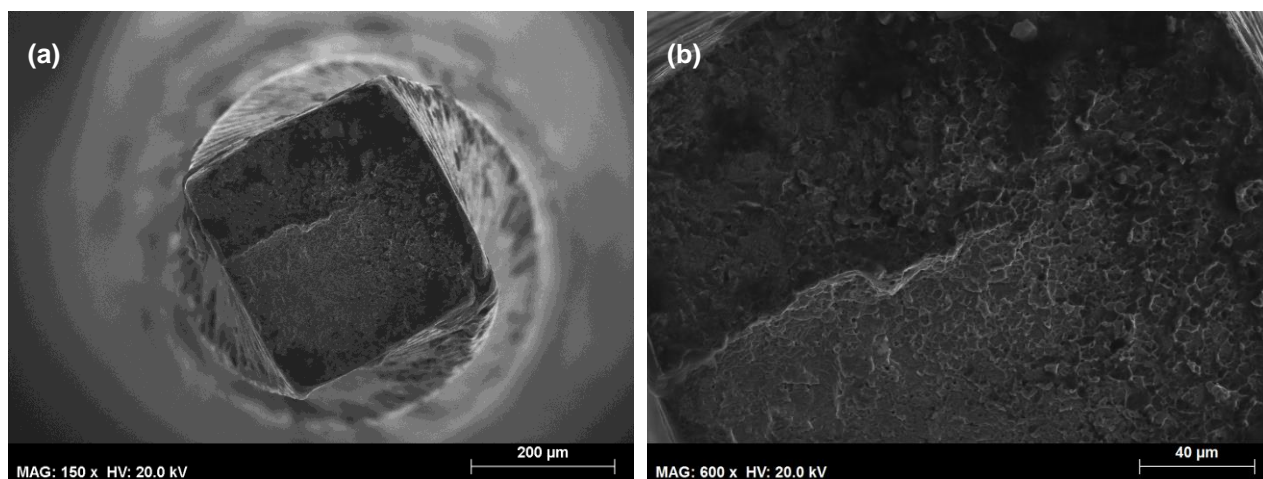


Figura 4.33: Vista de frente da superfície de fratura do instrumento .04/20_2.

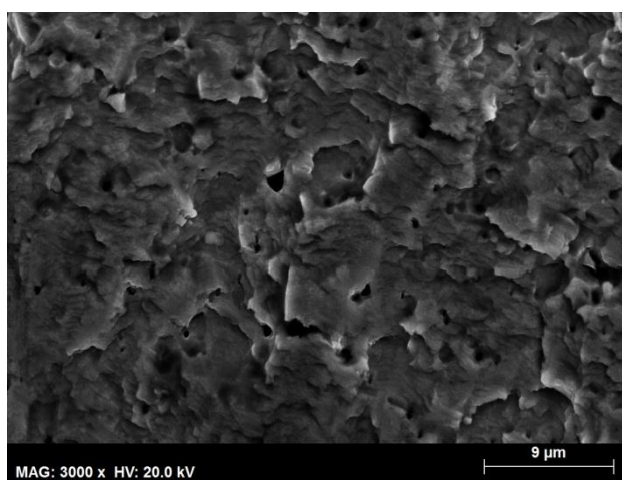


Figura 4.34: Detalhe da superfície de fratura na zona de arrancamento de grão, do instrumento .04/20_1.

4.8.2. Instrumento .06/20

As imagens (a) e (b), da figura 4.35, mostram as vistas laterais das superfícies de fratura dos instrumentos .06/20_2 (grupo A) e .06/20_16 (grupo B), respectivamente. Comparando as duas imagens, verifica-se a ocorrência de fissuração múltipla em ambos os instrumentos e a propagação preferencial segundo a direção das estrias de fabrico, em particular na figura 4.35 (a).

A figura 4.36 mostra a superfície de fratura do instrumento .06/20_2.

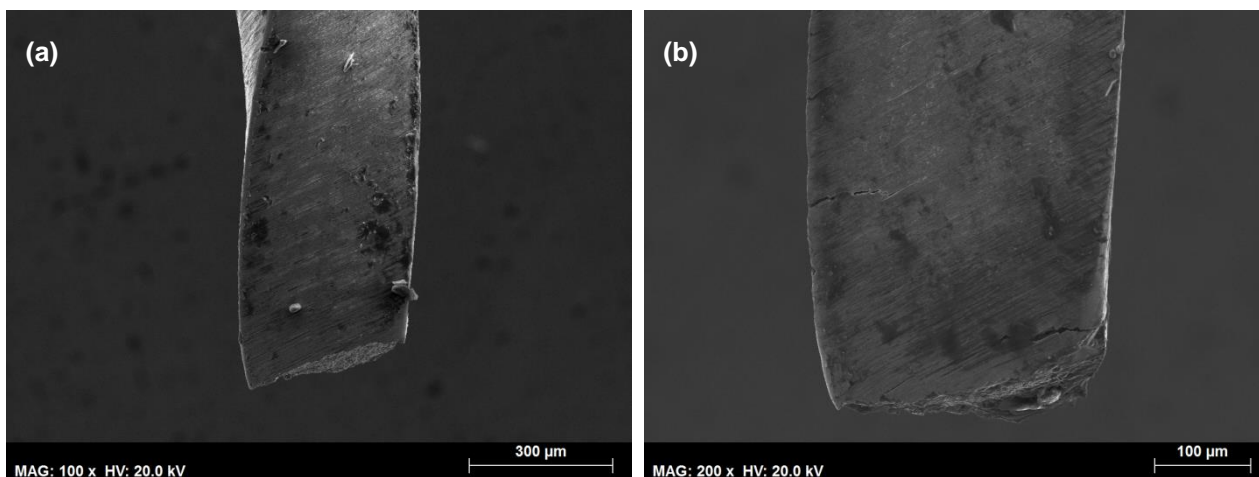


Figura 4.35: Comparação das superfícies de fratura entre os instrumentos .06/20_2 (a) e .06/20_16 (b), dos grupos A e B, respectivamente.



Figura 4.36: Superfície de fratura do instrumento .06/20_2.

4.8.3. Instrumento .04/35

Nas imagens (a) e (b), da figura 4.37, apresenta-se a vista lateral da superfície de fratura do instrumento .04/35_2.

Tal como nos restantes instrumentos estudados, a nucleação e a propagação de fendas por fadiga têm a mesma direção das estrias originadas pelo processo de fabrico. Observa-se uma saliência, que é visível com maior detalhe da imagem (b) da figura 4.38, que foi originada pela propagação de fendas em planos diferentes e que coalesceram. Note-se, na imagem (a) da figura 4.38, que a fratura tem origem no canto superior direito em direção ao centro, seguido de fratura dúctil final.

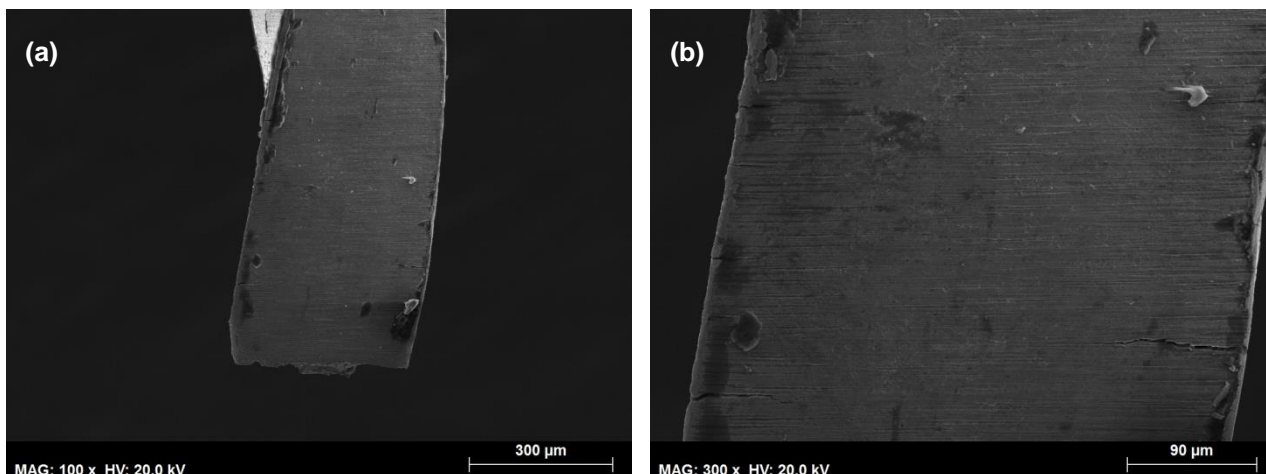


Figura 4.37: Vista lateral da superfície de fratura e propagação de fendas do instrumento .04/35_2.

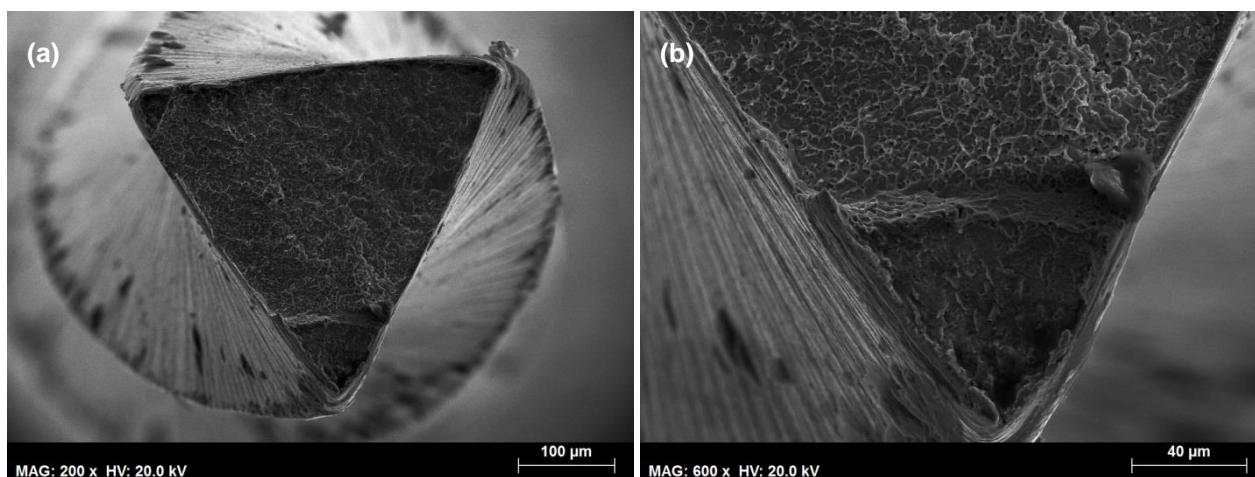


Figura 4.38: Superfície de fratura do instrumento .04/35_2

4.8.4. Instrumento .06/35

Nas imagens (a) e (b) da figura 4.39 mostra-se a superfície de fratura do instrumento .06/35_2, e um pormenor, respetivamente. Assim como nos restantes instrumentos a propagação da fenda ocorreu na direção das estrias resultantes do processo de fabrico. Observam-se também algumas fendas.

Analisando a figura 4.40, verifica-se que a fratura teve origem no canto superior direito, por fadiga, e que propagou em direção ao centro.

Na imagem (a) da figura 4.41 mostra-se, com grande ampliação, a zona de fratura final onde são visíveis bastantes vazios inerentes ao processo de fabrico e o arrancamento dos grãos do material. Na imagem (b), da mesma figura, observa-se a zona de fadiga, bastante mais uniforme e lisa do que a anterior, onde são visíveis as estrias de fadiga e alguns vazios.

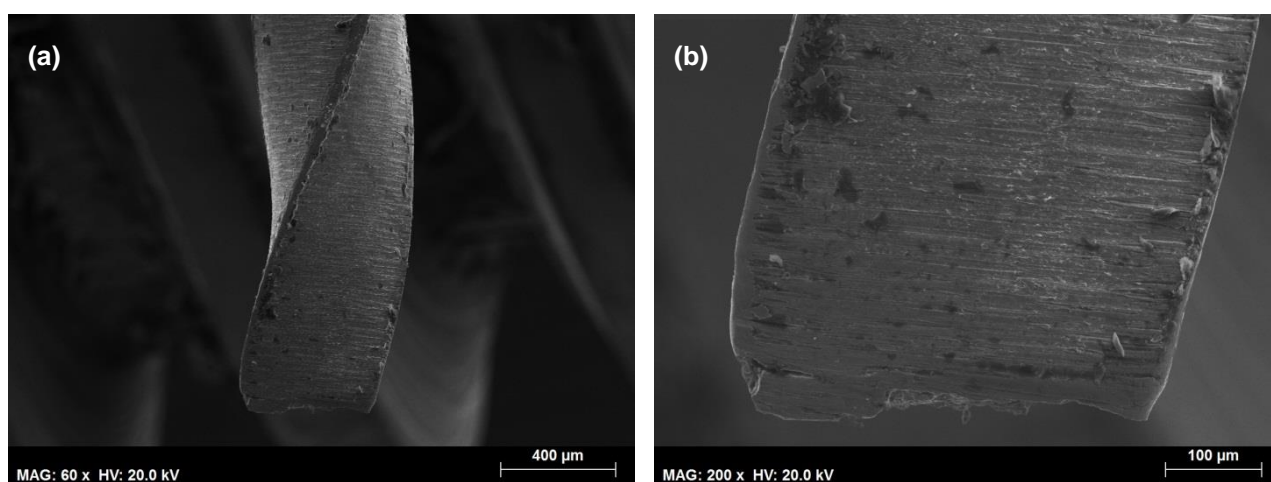


Figura 4.39: Vista perpendicular da superfície de fratura do instrumento .06/35_2 e seu detalhe.

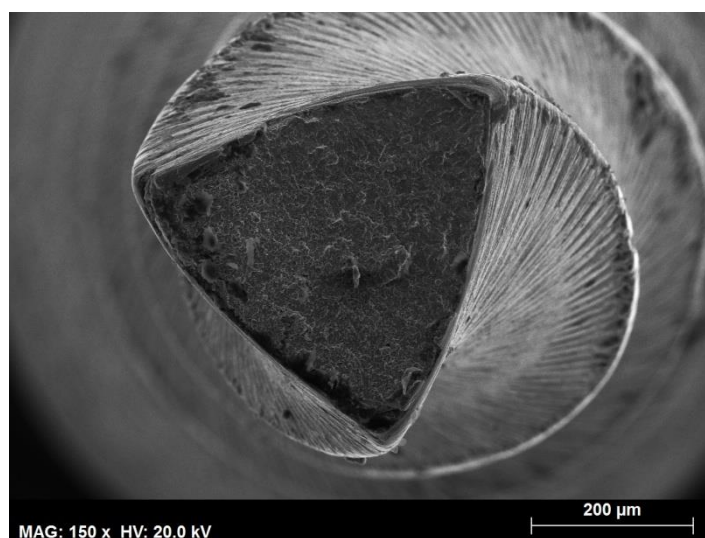


Figura 4.40: Superfície de fratura do instrumento .06/35_2.

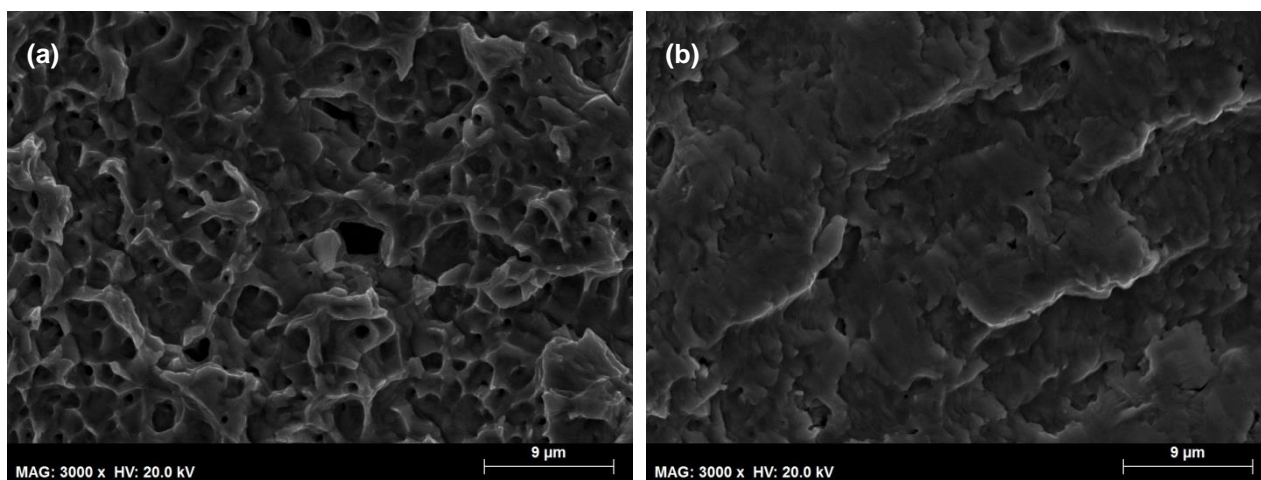


Figura 4.41: Comparação das diferentes zonas de superfície de fratura do instrumento .06/35_2.

4.9. Discussão de resultados

Analisando os dados obtidos, houve uma grande discrepância de resultados entre os instrumentos analisados, relativamente ao tempo de ensaio e número de ciclos à fadiga (NCF). As diferenças estão relacionadas com as variáveis associadas ao instrumento e as condições de teste, nomeadamente a conicidade, o diâmetro da ponta, a geometria do instrumento, a velocidade de rotação e o atrito entre o instrumento e a peça que simula o canal radicular.

A velocidade de rotação dos instrumentos desempenhou um papel fundamental no tempo de vida dos mesmos; no entanto, o número de ciclos à fadiga foi bastante próximo. Avaliando os resultados médios de NCF e do tempo de ensaio, da tabela 4.5, entre instrumentos do mesmo tamanho, mas de grupos diferentes, verifica-se que os instrumentos obtiveram valores bastante próximos de NCF, mas o dobro do tempo de ensaio. Como a velocidade de rotação do grupo B é metade do grupo A, e número de ciclos à fadiga foi o mesmo, o tempo de ensaio do grupo B tem de ser o dobro do grupo A. Assim, pode afirmar-se que o que influencia e causa a fratura dos instrumentos não é o tempo de ensaio, mas sim o número de ciclos.

Não foi determinada a influência da velocidade de rotação no desempenho de corte do instrumento; por isso, não é claro qual a melhor velocidade de rotação a utilizar numa situação clínica.

Comparando os resultados dos valores médios de NCF e da duração de ensaio verifica-se que os instrumentos com menor diâmetro de ponta e com maior conicidade apresentam um tempo de ensaio superior aos restantes. Uma possível explicação pode ser o fato de que, ao conterem menos material, a probabilidade de existirem defeitos do material seja menor e a probabilidade de terem um maior tempo de vida à fadiga é maior. Analisando os resultados da análise de probabilidade de fratura observa-se que os instrumentos de maior diâmetro têm uma maior probabilidade de fratura, resultados que estão de acordo com a hipótese acima mencionada.

Apesar das condições de teste (raio e ângulo de curvatura) serem as mesmas, não é possível afirmar que o nível de carregamento local a que os instrumentos que encontram sujeitos sejam os mesmos uma vez que o acabamento superficial dos instrumentos era diferente; para além do referido, devido ao número de entradas diferentes dos instrumentos ensaiados, a área das secções resistentes onde foi verificada a fratura era diferente.

Não obstante, os valores calculados para a amplitude máxima de deformação na zona de fratura são próximos entre si, tendo o instrumento .06/20 o menor valor, o que pode explicar o maior número de ciclos à fadiga. Os valores de tensão calculados são bastante próximos entre cada instrumento e não se verifica uma grande disparidade entre os resultados do *SolidWorks Simulation* e o *Ansys*. Analisada a distância entre o encastramento do instrumento e a superfície de fratura, observa-se que, de um modo geral, os instrumentos fraturaram na zona central da curvatura.

Os valores extensão obtidos através das simulações numéricas dos instrumentos modelados são bastante próximos dos valores calculados através de fórmula analítica. Os valores máximos de tensão e extensão calculados foram de 376 MPa, no instrumento .04/20, e de 7,6%, de extensão, respetivamente.

Quando o instrumento é sujeito à flexão as fibras da parte interior da curvatura são sujeitas a esforços de compressão, enquanto que as fibras da parte exterior estão sujeitas a esforços de tração. Durante uma utilização clínica existe uma alternância de esforços de tração/compressão em cada ponto, visto que o instrumento se encontra em rotação; o gráfico da figura 4.42 ilustra essa variação ao longo de um ciclo de carregamento.

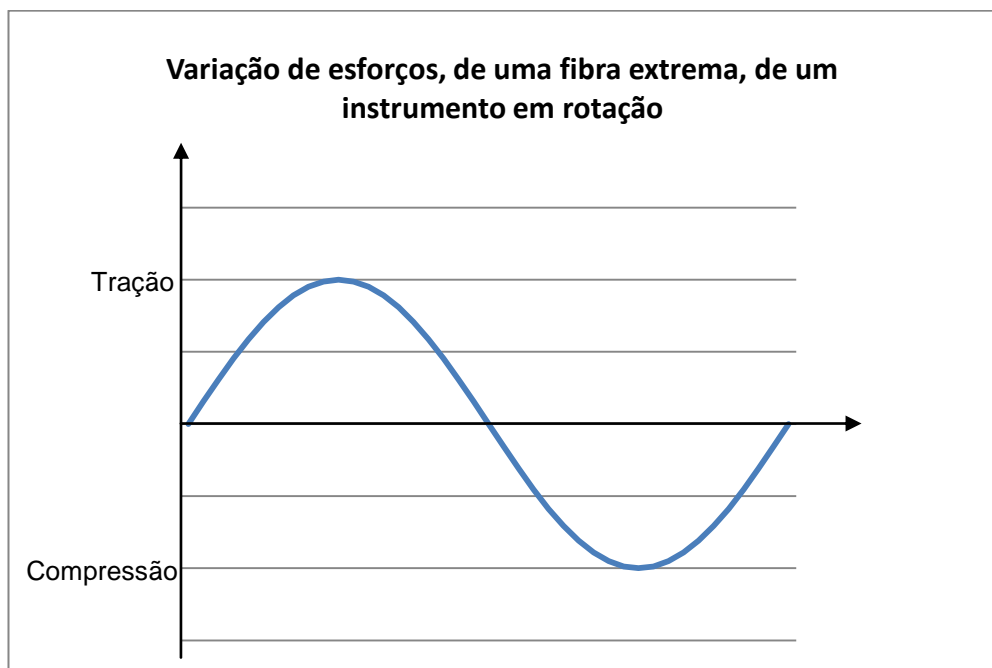


Figura 4.42: Variação de esforços das fibras externas de um instrumento em rotação.

Pela observação das distribuições de tensão e extensão, verifica-se que a zona de maiores esforços, onde a tensão e extensão são mais elevadas, é na zona de curvatura final do instrumento. Contudo, dever-se-ia aumentar o nível de refinamento junto dos nós onde o deslocamento foi imposto, principalmente onde foi máximo (próximo do fim da zona de curvatura do instrumento), de modo a diminuir o efeito de singularidade introduzido pela carga concentrada).

Comparando os cálculos analíticos e numéricos verifica-se que os valores de extensão estão de acordo. Nos valores de tensão, calculados de forma analítica, não foi tida em consideração a ocorrência da não linearidade devida às grandes deformadas associadas à utilização dos instrumentos nas condições definidas nos ensaios.

Observando as imagens das superfícies de fratura dos instrumentos obtidas no MEV, verifica-se que o modo de fratura é igual em todos os instrumentos observados. Identificam-se duas zonas distintas, uma correspondente à zona de propagação da fenda por fadiga no material, com o mecanismo de propagação maioritariamente transgranular, e uma zona de elevada plastificação, com arrancamento dos grãos, na zona da fratura final. Observa-se que a nucleação e a propagação de fendas por fadiga ocorreram preferencialmente segundo a direção das estrias inerentes ao processo de fabrico dos instrumentos.

Em alguns acasos ocorreu propagação de fendas em mais do que um plano, as quais coalesceram, gerando superfícies de fratura com depressões e/ou saliências. Em todas as superfícies de fratura são visíveis vazios resultantes do processo de fabrico, os quais também influenciam a vida à fadiga dos instrumentos.

A tabela 4.11 compara os resultados experimentais obtidos nesta dissertação e no estudo realizado por Shen *et al.* [18].

Tabela 4.11: Comparação de resultados experimentais obtidos nesta dissertação e os resultados obtidos no estudo realizado por Shen *et al.* [18].

Instrumento	Tamanho	Velocidade rotação [r.p.m.]	NCF médio
Profile			486
Typhoon			376
Typhoon CM	.04/25	300	1340
NEYY			329
NEYY CM			2629
Hyflex	.04/20	500	1540
		250	3304
	.06/20	500	3181
		250	4184
	.04/35	500	746
		250	1033
	.06/35	500	856
		250	983

As condições de teste, nomeadamente o raio e ângulo de curvatura, são iguais em ambos os estudos. No entanto, podem existir algumas diferenças devidas à afinação dos instrumentos na montagem experimental. A designação CM nos instrumentos analisados por Shen *et al.*, indica que o instrumento tem memória de forma.

Observa-se que os instrumentos Hyflex analisados nesta dissertação, de tamanhos .04/20 e .06/20, têm um desempenho superior aos restantes instrumentos estudados em [11]. As diferenças são mais acentuadas em relação aos instrumentos que não possuem memória de forma.

Os instrumentos Hyflex de tamanhos .04/35 e .06/35 têm um desempenho ligeiramente inferior aos instrumentos com memória de forma TYP CM e NEYY CM, mas bastante superior aos restantes.

Analisando e comparando os resultados, pode afirmar-se que os tratamentos térmicos da nova geração de instrumentos de Ni-Ti da Hyflex conferem aos mesmos melhores propriedades mecânicas, nomeadamente maior flexibilidade e maior resistência à fadiga.

Verificou-se uma grande diferença de resultados entre instrumentos com memória de forma e os instrumentos sem esta característica. Observa-se que a resistência à fadiga dos instrumentos Hyflex é superior aos restantes instrumentos com memória de forma analisados por Shen *et al.* porque, segundo o fabricante (*Coltene*), os mesmos são sujeitos a vários tipos de tratamentos térmicos, mas não revelando o seu processo de fabrico.

Devido à frequente fratura deste tipo de instrumentos numa utilização clínica, a nova geração de instrumentos é uma excelente mais valia na redução das mesmas. A utilização dos mesmos permite uma maior segurança, no sentido de evitar a fratura do instrumento dentro do canal radicular; maior controlo e eficácia de tratamento, visto serem mais flexíveis, permitindo uma limpeza mais eficaz em canais muito curvos e um maior número de utilizações, devido à sua maior resistência à fadiga e capacidade de retomar a forma original.

Capítulo 5

Conclusões e Desenvolvimentos Futuros

O tamanho e a velocidade de rotação desempenham um papel fundamental na vida à fadiga dos instrumentos endodônticos. A vida à fadiga aumenta com a diminuição da velocidade de rotação e a diminuição do valor do diâmetro dos instrumentos. No entanto, verificou-se que a fratura de instrumentos com o mesmo tamanho deu-se aproximadamente com o mesmo número de ciclos, o que indica que o fator preponderante é o número de revoluções e não o tempo de ensaio.

Os instrumentos de menor diâmetro de ponta e maior conicidade apresentaram uma resistência à fadiga superior aos restantes. O facto de terem um menor diâmetro, logo com menor material, faz com que a probabilidade de existirem defeitos do material seja menor, hipótese suportada pelos gráficos de probabilidade de fratura.

Existem outros fatores que influenciam a resistência à fadiga dos instrumentos, entre eles: a seção transversal, o acabamento superficial, o nível de carregamento e a presença de defeitos. Esta dissertação apenas teve como objeto de estudo uma condição específica de teste e, por isso, não é possível avaliar a influência destes fatores na vida à fadiga dos instrumentos.

A análise das superfícies de fratura dos instrumentos no MEV, revelou, em todas as superfícies observadas, o mesmo mecanismo de fratura. O mecanismo de propagação é maioritariamente transgranular e observam-se duas zonas distintas: uma correspondente à propagação de fendas por fadiga, com origem nas fibras externas, propagadas segundo a direção das estrias introduzidas durante o fabrico em direção ao centro e uma segunda zona, de fratura final, com elevada plastificação e arrancamento dos grãos.

Comparando os resultados obtidos nesta dissertação com os resultados obtidos no estudo de Shen *et al.* [18] verifica-se que os instrumentos que possuem memória de forma têm uma vida à fadiga bastante superior que os restantes. Comparando os instrumentos Hyflex com os instrumentos com memória de forma do estudo de Shen *et al.* conclui-se que, de um modo geral, os instrumentos *Hyflex* têm uma maior resistência à fadiga, logo um tempo de ensaio maior, tal como o fabricante dos mesmos afirma.

Futuramente deverá ser analisada a eficiência de corte entre os grupos A e B, de modo a determinar qual a melhor relação entre a velocidade de rotação e o tempo de ensaio. Devem ser analisados os fatores que influenciam a fratura dos instrumentos, nomeadamente a seção transversal, o acabamento superficial, o nível de carregamento e a presença de defeitos.

Referências Bibliográficas

- [1] Leonardo, M.R., *Sistemas Rotatórios em Endodontia*. 4ª Edição ed. 2002.
- [2] Thompson, S.A., *An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry*. International Endodontic Journal, 2000. **33**: p. 297-310.
- [3] Gambarini, G., et al., *Fatigue Resistance of Engine-driven Rotary Nickel-Titanium Instruments Produced by New Manufacturing Methods*. Journal of Endodontics, 2008. **34**(8): p. 1003-1005.
- [4] Kosti, E., et al., *Effect of root canal curvature on the failure incidence of ProFile rotary Ni-Ti endodontic instruments*. International Endodontic Journal, 2011. **44**(10): p. 917-925.
- [5] Necchi, S., et al., *A Comparative Computational Analysis of the Mechanical Behavior of Two Nickel-Titanium Rotary Endodontic Instruments*. Journal of Endodontics, 2010. **36**(8): p. 1380-1384.
- [6] Lopes, H.P., et al., *Influence of Rotational Speed on the Cyclic Fatigue of Rotary Nickel-Titanium Endodontic Instruments*. Journal of Endodontics, 2009. **35**(7): p. 1013-1016.
- [7] Cheung, G.S.P. and B.W. Darvell, *Fatigue testing of a NiTi rotary instrument. Part 1: Strain-life relationship*. International Endodontic Journal, 2007. **40**(8): p. 612-618.
- [8] Kauffman, G.B., *The Story of Nitinol: The Serendipitous Discovery of the Memory Metal and Its Applications*. The Chemical Educator, 1996. **2**.
- [9] Fernandes, F.B., *Ligas com Memória de Forma*. 2006.
- [10] Yared, G., *Canal preparation using only one Ni-Ti rotary instrument: preliminary observations*. International Endodontic Journal, 2008. **41**(4): p. 339-344.
- [11] Petrini, L., et al., *Numerical Study on the Influence of Material Characteristics on Ni-Ti Endodontic Instrument Performance*. Journal of Materials Engineering and Performance, 2009. **18**(5-6): p. 631-637.
- [12] Viana, A.C.D., et al., *Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel-titanium rotary endodontic instruments*. International Endodontic Journal, 2006. **39**(9): p. 709-715.
- [13] Yared, G.M., F.E.B. Dagher, and P. Machtou, *Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use*. International Endodontic Journal, 1999. **32**(2): p. 115-119.
- [14] Young, G.R., P. Parashos, and H.H. Messer, *The principles of techniques for cleaning root canals*. Australian Dental Journal, 2007. **52**(1): p. S52-S63.

- [15] Young, J.M. and K.J. Van Vliet, *Predicting in vivo failure of pseudoelastic NiTi devices under low cycle, high amplitude fatigue*. Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials, 2005. **72B**(1): p. 17-26.
- [16] Chevalier, V., et al., *An improved model of 3-dimensional finite element analysis of mechanical behavior of endodontic instruments*. Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology, 2010. **109**(3): p. E111-E121.
- [17] Patino, P.V., et al., *The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments*. Journal of Endodontics, 2005. **31**(2): p. 114-116.
- [18] Shen, Y., et al., *Fatigue Testing of Controlled Memory Wire Nickel-Titanium Rotary Instruments*. Journal of Endodontics, 2011. **37**(7): p. 997-1001.
- [19] Grande, N.M., et al., *Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel-titanium rotary systems*. International Endodontic Journal, 2006. **39**(10): p. 755-763.
- [20] Gambarini, G., *Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after prolonged clinical use*. International Endodontic Journal, 2001. **34**(5): p. 386-389.
- [21] Berutti, E., et al., *Comparative Analysis of Torsional and Bending Stresses in Two Mathematical Models of Nickel-Titanium Rotary Instruments: ProTaper versus ProFile*. Journal of Endodontics, 2003. **29**(1): p. 15-19.
- [22] Beer, F.P., E.R. Johnston, and J.T. Dewolf, *Mechanics of Materials*. 2006: McGraw Hill
- [23] Bahia, M.G.A. and V.T.L. Buono, *Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals*. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, 2005. **100**(2): p. 249-255.
- [24] Zinelis, S., T. Eliades, and G. Eliades, *A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments*. International Endodontic Journal, 2010. **43**(2): p. 125-134.

Anexos