



João André Batista Mota Lopes

Licenciado em Ciências de Engenharia Mecânica

Análise numérica de instrumentos endodônticos sujeitos a um momento de torção

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Mecânica

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

Júri:

Presidente: Prof. Doutor António José Freire Mourão

Arguente: Prof. Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso

Vogal: Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins

Copyright

Análise numérica de instrumentos endodônticos sujeitos a um momento de torção

Copyright © João André Batista Mota Lopes, Faculdade de Ciências e Tecnologia Universidade Nova de Lisboa

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

Agradecimentos

Gostaria de agradecer:

Ao meu supervisor, Professor Rui Fernando Martins, pela enorme disponibilidade e forma simpática como me acolheu. Não há palavras suficientes que descrevam tamanho auxílio e compreensão, sendo por isso grande responsável pela minha motivação na realização deste trabalho;

Aos meus amigos e colegas de faculdade pelo apoio, ensinamentos, paciência e amizade demonstradas durante todo o curso;

Por fim, mas não por último, à minha família, especialmente para meus pais João Mota e Beatriz Lopes pelo incansável acompanhamento, durante mais uma etapa da minha vida.

A todos o meu muito obrigado, ficarei para sempre grato.

Resumo

O presente estudo tem como objetivo principal fazer a avaliação da resistência à torção de instrumentos endodônticos, fabricados em NiTi com controlo de memória, de ref^a *Hyflex® CM™* da marca *Coltene™*, em estado como fabricado, submetidos a um momento de torção.

Os ensaios numéricos à torção foram realizados em modelos CAD do instrumento referido, pelo método de elementos finitos (MEF). Os testes foram realizados fazendo variar o momento de torção aplicado ao instrumento, de 0.001Nm a 0.004Nm, e o segmento fixo do instrumento entre 2mm e 5 mm.

Adicionalmente foi feito o estudo do comportamento estrutural através de uma análise não linear pelo método dos elementos finitos (MEF).

Foi ainda realizada a conceção e o dimensionamento de dois dispositivos experimentais com vista a uma análise experimental.

Foi usado o programa informático de desenho assistido por computador *Solidworks™* para modelar a geometria do instrumento endodôntico produzido em Nitinol, assim como para modelar os dispositivos experimentais. As análises não lineares foram realizadas pelo MEF através do pack *Simulation* incluído no programa supramencionado.

Os resultados das simulações numéricas efectuadas mostraram que o instrumento fixo a 2mm da sua extremidade suporta valores de momento de torção aplicado, compreendidos entre 0.001Nm e 0.0015Nm, enquanto que quando o instrumento é fixo a 3mm da sua extremidade os valores para o momento de torção máximo aplicado variam entre 0.0017Nm e 0.0020Nm, para o instrumento com a ponta encastrada aos 5mm o momento de torção máximo passível de ser aplicado está compreendido 0.0036Nm e 0.004Nm.

Abstract

The present study has as main objective to make the evaluation of the resistance to torsion of endodontic instruments, manufactured in NiTi with memory control, of ref. Hyflex® CM™ of the brand Coltene™, in state as fabricated, submitted to an applied torque.

Numerical torsion tests were performed in CAD models of the referred instrument by the finite element method (FEM). The tests were performed by varying the torsional moment applied to the instrument, from 0.001Nm to 0.004Nm, and the fixed segment of the instrument between 2mm and 5mm.

Additionally, the study of the structural behavior through a nonlinear analysis by the finite element method (MEF) was made.

The design and dimensioning of two experimental devices was also carried out with a view to future experimental analysis.

Solidworks™ computer-aided design software was used to model the geometry of the endodontic instrument produced in Nitinol as well as to model the experimental devices. The non-linear analysis were performed by MEF through the Simulation pack included in the above-mentioned program.

The results of the numerical simulations performed showed that the instrument fixed at 2mm from its end supports values of applied torque between 0.001Nm and 0.0015Nm, whereas when the instrument is fixed at 3mm from its extremity the values for the moment of Maximum torque applied vary between 0.0017Nm and 0.0020Nm, for the instrument with the recessed tip at 5mm the maximum torque that can be applied is 0.0036Nm and 0.004Nm.

Índice

Agradecimentos	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Índice	vii
Índice de Tabelas	ix
Índice de Figuras	x
Acrónimos e Siglas	xiii
Simbologia	xiv
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1 – Introdução	1
1.2 – Objetivos	1
1.3 – Estrutura da dissertação	1
Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos	3
2.1 – Endodontia	3
2.1.1 – Instrumento Endodôntico	5
2.1.2 – Normalização do instrumento endodôntico	5
2.2– Ligas de Níquel-Titânio	8
2.2.1– Descoberta	8
2.2.2 - Características de ligas Ni-Ti	8
2.2.2.1 - Efeito de memória de forma	10
2.2.2.2 - Super-Elasticidade	10
2.2.2.3 – Fratura	12
2.2.2.4 - Fadiga em ligas Ni-Ti	12
2.2.2.5 - Fratura por Torção	13
2.2.2.6 - Comportamento à torção das ligas Ni-Ti	14
2.3 – Ensaio à fratura por torção de instrumentos endodônticos	21
Capítulo 3 – Simulação Computacional	41
3.1 – Modelo CAD do Instrumento Hyflex CM 20/.04	41
Capítulo 4 – Resultados da simulação numérica	43

4.1 – Instrumento preso a 2 mm da extremidade	43
4.2 – Instrumento preso a 3 mm da extremidade	45
4.3 – Instrumento preso a 4 mm da extremidade	46
4.4 – Instrumento preso a 5 mm da extremidade	48
Uma síntese dos resultados numéricos obtidos encontram-se nas figuras 4.16 a 4.19.	50
Capítulo 5 – Conceção e dimensionamento de um equipamento para testes de instrumentos endodônticos à torção	53
5.1 – Modelação CAD dos dispositivos projetados	56
5.1.1 – Funcionamento dos dispositivos	57
5.2 – Caracterização dos componentes	61
5.3 – Listagem dos componentes e do seu preço	71
Capítulo 6 – Conclusão	73
Referências	75
Anexos	78

Índice de Tabelas

Tabela 2. 1- Propriedades físicas, mecânicas e de transformação das ligas ni-ti.....	9
Tabela 2. 2- Composição e temperaturas de transição do material do tubo.....	14
Tabela 2. 3- Numero de ciclos à fratura no teste de fadiga cíclica depois do pré-carregamento de torção (%) do valor médio de momento de torção máximo	27
Tabela 2. 4- Resistência à torção e resistência à fadiga cíclica (medio \pm desvio padrão).....	30
Tabela 2. 5- Valores médios de vida à fadiga (\pm dp) para instrumentos hyflex, expressados em números de ciclos à fratura (ncf).....	35
Tabela 2. 6- Incidência da deformação plástica e da resposta da esterilização.....	36
Tabela 2. 7- Valores médios de momento de torção máximo (ncm) e angulo de rotação ($^{\circ}$) dos instrumentos testados	38
Tabela 2. 8-Numero de ciclos até à fratura (ncf) (valor médio \pm desvio padrão) depois das diferentes percentagens e ciclos de pré-carregamento de torção.....	38
Tabela 3. 1-Propriedades do nitinol.....	42
Tabela 5. 1- Momento e potência do motor nema 8 para 24v (anexo d)	53
Tabela 5. 2-Potência momento e velocidade angular do eixo movido para cada segmento de ponta fixo .	53
Tabela 5. 3- Dimensões características das engrenagens cilíndricas corrigido segundo foelmer	54
Tabela 5. 4-Diâmetro da engrenagem cilíndrica maior e numero de dentes para cada momento aplicado no instrumento.....	54
Tabela 5. 5- Valores de extensão para o intervalo de valores de binário imposto pelo veio movido	55
Tabela 5. 6- Valores de força e massa para o intervalo de valores de binário imposto pelo motor	56
Tabela 5. 7- Características do motor nema 8	63
Tabela 5. 8- Propriedades da celula de carga czl204e [31].....	64
Tabela 5. 9- Propriedades do material	67
Tabela 5. 10- Características da prusa i3	67
Tabela 5. 11- Componentes, custo e origem.....	71
Tabela 5. 12- Componentes dispositivo célula de carga.....	71
Tabela 5. 13- Componentes dispositivo extensómetro	72

Índice de Figuras

Figura 2. 1- Instrumento endodôntico	3
Figura 2. 2- Sequência de tratamento endodôntico.....	4
Figura 2. 3- Desenho esquemático de um instrumento endodôntico e sua normalização.....	6
Figura 2. 4- Tipos de instrumentos endodônticos.....	7
Figura 2. 5- Estrutura cristalina da martensite e da austenite [7].....	9
Figura 2. 6- Tensão-deformação-temperatura no efeito de memória de forma para uma liga ni-ti [5].....	10
Figura 2. 7- Diagrama de fase com dois possíveis ciclos de carregamento super-elástico [5]	11
Figura 2. 8- Ciclo de carregamento super-elástico para uma típica liga com memória de forma [5]	11
Figura 2. 9- Estado de tensões em torção: a) fratura dúctil, b) fratura frágil [15]	13
Figura 2. 10- Esquema do mecanismo e como carregar o tubo sob torção pura [16]	15
Figura 2. 11- (a) curva tensão-extensão em torção pura do tubo, (b) morfologia da superfície do tubo [16]	15
Figura 2. 12- Curvas tensão-deformação equivalente mostrando dois testes de torção uniaxial até 2% de deformação equivalente [17]	16
Figura 2. 13- Ilustração esquemática do exemplar de niti [17].....	16
Figura 2. 14- Vista geral da montagem experimental [17]	17
Figura 2. 15- Detalhe da configuração das garras [17].....	18
Figura 2. 16- Curvas tensão-deformação equivalentes em tração (0; 0,7; 1,05; 1,5; 2; 3 e 6%), seguidas por torção (2%) [17]	19
Figura 2. 17- Curvas tensão-deformação equivalente em torção (2%), seguidas por tração (0, 0,7, 1,05, 3 e 5,8%) e descarga reversa [17].....	19
Figura 2. 18- Curvas tensão-deformação equivalentes em tração (0, 0,7, 1,5, 3 e 6%) e torção (2%) simultâneas [17]	20
Figura 2. 19- Dispositivo de bancada para teste de torção [20].....	22
Figura 2. 20- Instrumento profile preso pelas garras do dispositivo para teste de torção [20]	22
Figura 2. 21- Valores médios de momento de torção máximo até à fratura (a) e de deflexão angular máxima (b) de instrumentos profile .04 e .06 sem uso [20]	23
Figura 2. 22- Valores médios de momento de torção máximo até a fratura (a) e de deflexão angular máxima (b) de instrumentos profile .04 e .06 ensaiados em 1/2 de vida em fadiga [20].....	24
Figura 2. 23- Valores médios de momento de torção máximo até a fratura (a) e de deflexão angular máxima (b) dos instrumentos profile .04 e .06 ensaiados em 3/4 de vida em fadiga [20].....	25
Figura 2. 24- Aendos para a realização dos testes de torção [21].....	26
Figura 2. 25- Imagens obtidas por sem de instrumentos protaper f2(a-c), waveone primário(d-f) e k3xf(g-i) depois de testa-los à fadiga cíclica. podem ser observadas na superfície de fratura (a, d e g) características da fadiga cíclica [21].....	28
Figura 2. 26- Dispositivos customizados usados no estudo: (a) aendos (dmj system, busan, korea) para o teste de torção, (b) endoc (dmj system) para o teste de fadiga cíclica [22]	30
Figura 2. 27- Sem's de amostras fraturadas após o teste de fadiga cíclica [22]	31

Figura 2. 28- Sem's de amostras fraturadas após o teste à fratura por torção [22].....	32
Figura 2. 29- Sem de um instrumento endodôntico hyflex sem uso (evo-50: zeiss, jena, alemanha). a ponta arredondada e as estrias indicando que o processo de fabrico foi convencional [23].....	33
Figura 2. 30- Componentes da plataforma de teste à torção usada na preparação de canais curvos: a, transdutor; b, sensor de torção; c, motor; d, unidade de alimentação [23]	33
Figura 2. 31- Diagrama de barras dos valores médios (\pm dp) para o momento de torção (a) e angulo à fratura (b) determinados de acordo com iso3630-1 (n=10 cada) [23].....	34
Figura 2. 32- Plataforma de aço temperado para o teste de fadiga cíclica acoplado ao dispositivo de teste de torção. [23]	34
Figura 2. 33- Diagrama de barras para valor médio de momento de torção (a) e força (b) durante a preparação de um canal radicular em blocos de plástico (n=10) [23]	35
Figura 2. 34- Montagem experimental para teste de torção (a-b). (a) dispositivo personalizado para aplicar o carregamento à torção até à fratura e pré-carregamento; (b) uma lima mtwo foi mantida direita durante os carregamento de torção por um mandril fixando 5 mm da ponta e outro mandril segurando a haste [24]	37
Figura 2. 35- Canal radicular simulado para testar a vida à fadiga cíclica (c-e). (c) protaper inserido no canal artificial; (d) ponto de fratura (seta) no centro da curvatura simulada após o teste de fádica cíclica do protaper next x2; (e) instrumento protaper fraturado no interior do canal artificial com o segmento fraturado retirado [24]	37
Figura 2. 36- Imagens obtidas através do sem de instrumentos após o teste de fadiga cíclica (a, d, g = protaper; b, e, h = mtwo; c, f, i = hyflex) [24].....	39
Figura 3. 1- Hyflex tm cm com as diferentes regiões [25].....	41
Figura 3. 2- Modelo cad da ferramenta 20/04	42
Figura 4. 1- Distribuição das tensões de von mises para um momento de torção aplicado de 0.001nm	43
Figura 4. 2- Distribuição das tensões de von mises para um momento de torção aplicado de 0.0012nm ..	44
Figura 4. 3- Distribuição das tensões de von mises para um momento de torção aplicado de 0.0015nm ..	44
Figura 5. 1- Modelo cad do dispositivo célula de carga	56
Figura 5. 2- Modelo cad dispositivo com instalação de extensómetro	57
Figura 5. 3- Esquema de ligação entre o genuíno e o motor nema	58
Figura 5. 4- Vista superior do conjunto da segunda secção.....	58
Figura 5. 5- Perspetiva da segunda parte do dispositivo.....	59
Figura 5. 6- Terceira zona do dispositivo célula de carga	59
Figura 5. 7- Zona 3 do dispositivo com extensómetro	60
Figura 5. 8- Placa genuíno [27]	61
Figura 5. 9- Controlador easydriver 4.4 [28].....	62
Figura 5. 10-Motor nema 8 [29]	62
Figura 5. 11- Diagrama de ligação de cabos [30].....	63

Figura 5. 12- Célula de carga 3136 czl204e [31].....	64
Figura 5. 13- Extensómetro c2a-13-062lv-120 da vishay [32]	65
Figura 5. 14- Apoios para os componentes e engrenagens(pla)	66
Figura 5. 15- Suportes anti-vibração haker [33].....	67
Figura 5. 16- Dimensões escolhidas para suportes anti-vibração [33]	68
Figura 5. 17- Rolamento de bloco motionco [34].....	68
Figura 5. 18- Mandril jt0 fitsain [35].....	69
Figura 5. 19- Mandril b10 fitsain [35]	69

Acrónimos e Siglas

MEF – *Método dos elementos finitos*

FEA – *Finite Element Analyses*

FCC – *Estrutura cristalina cúbica de faces centradas*

SE – *Superelasticidade*

CM – *Controlo de memória*

SMA – *Liga com memória de forma*

Nitinol – *Nickel Titanium-Naval Ordnance Laboratory*

Ni – *Níquel*

Ti – *Titânio*

NiTi – *Liga níquel-titânio*

Simbologia

A – Austenite

M – Martensite

M_s – Temperatura de início de transformação martensítica

M_f – Temperatura de fim de transformação martensítica

A_s – Temperatura de início de transformação austenítica

A_f – Temperatura de fim de transformação austenítica

Capítulo 1 - Introdução

1.1 – Introdução

Devido à ocorrência de infecção da polpa dentária, normalmente os dentes afetados necessitam de ser sujeitos a uma ação de remoção dos tecidos, detritos e outros micro-organismos, através de um processo chamado endodontia.

A terapia endodôntica envolve vários procedimentos: o primeiro consiste na utilização de uma broca para ter acesso à coroa do dente; de seguida os canais radiculares são moldados utilizando um instrumento endodôntico (Lima) e posteriormente o canal é limpo por um processo de irrigação. Finalmente o canal é preenchido com material inerte denominado *gutta-percha*.

Durante a remoção dos tecidos e moldação do canal, os instrumentos endodônticos (Lima) podem ficar presos no canal radicular devido à sua curvatura, o que leva à fratura desses mesmos instrumentos.

Neste presente trabalho foi estudado o momento de torção máximo passível de ser aplicado a um tipo de lima endodôntica, tendo em conta o comprimento do segmento preso do instrumento.

1.2 – Objetivos

A presente dissertação tem como objetivos o estudo do momento de torção a aplicar a um instrumento endodôntico durante um tratamento clínico (Lima), assim como fazer a conceção de dois dispositivos para análise experimental da lima à torção.

1.3 – Estrutura da dissertação

A presente dissertação está dividida em seis capítulos. O primeiro capítulo consiste numa pequena introdução acerca do tema, bem como numa descrição breve acerca dos objetivos do estudo e sua estrutura. O segundo capítulo engloba toda uma série de pesquisa bibliográfica acerca da endodontia, do nitinol e de estudos anteriormente realizados sobre instrumentos endodônticos sujeitos a momento de torção. No terceiro capítulo expõem-se os dados sobre a simulação numérica. No quarto capítulo são apresentados resultados da simulação numérica para cada segmento fixo do instrumento endodôntico. O quinto capítulo consiste no dimensionamento e

modelação dos dispositivos projetados, por fim no sexto capítulo é exposta uma conclusão final acerca da dissertação, bem como ideias para o desenvolvimento de futuros trabalhos.

Capítulo 2 – Fundamentos Teóricos

2.1 – Endodontia

Endodontia é a especialidade de odontologia que estuda o tecido que se localiza no interior do dente, os sistemas de canais radiculares e as doenças que neles possam surgir. Assim, o tratamento endodôntico visa a manutenção do dente na cavidade bucal e a saúde dos tecidos [3].

Como qualquer tratamento, o tratamento endodôntico depende de vários fatores, tais como a experiência clínica, a perícia do praticante, avaliação da situação presente e da morfologia do canal que dificulta ou facilita o trabalho do instrumento endodôntico.

Ao longo dos últimos anos, a endodontia evoluiu imenso com o desenvolvimento da instrumentação utilizada (fig.2.1). Inicialmente os instrumentos começaram por ser fabricados em aço ao carbono e mais tarde foram substituídos por instrumentos fabricados em aço inoxidável por possuírem melhores características.



FIGURA 2. 1- INSTRUMENTO ENDODÔNTICO [1]

No entanto, apesar da utilização de aços inoxidáveis apresentar uma melhoria de qualidade, o seu uso poderia induzir o alongamento excessivo dos canais radiculares durante o procedimento devido à sua excessiva rigidez. Os mais recentes estudos provam que a introdução de ligas Níquel-Titânio (Ni-Ti) no fabrico de instrumentos endodônticos é uma mais-valia para a prática desta especialidade, visto

que apresentam uma maior flexibilidade e um melhor desempenho no tratamento dos canais radiculares devido ao seu efeito de super-elasticidade são, assim, mais eficazes na remoção do tecido inflamado e na proteção da estrutura do dente [4, 5]. Estas ligas apresentam ainda valores de ductilidade, resistência à fadiga e à corrosão superiores às do aço inoxidável, bem como uma melhor biocompatibilidade [6, 7].

As ligas de Ni-Ti têm sido estudadas intensamente e são utilizadas em diversas aplicações. Em particular, as ligas de Ni-Ti possuem duas fases diferentes, cada uma com a sua estrutura cristalina: Austenite e Martensite. A austenite possui uma estrutura cristalina cúbica de faces centradas enquanto que a martensite apresenta uma estrutura cristalina com pouca simetria [7].

Estas ligas apresentam um forte efeito de memória de forma e um comportamento super-elástico em condições ideais, bem como uma forte resistência à corrosão, o que torna este material excelente para aplicações de endodontia [7].

Assim, apresentam vantagens em relação a outros instrumentos, pois apesar de deformarem devido aos ângulos existentes nas cavidades radiculares estes também conseguem suportar flexão rotativa.

Na figura 2.2 pode observar-se a sequência de processos de preparação para o tratamento endodôntico, nomeadamente: a coroa do dente é aberta por uso de brocas adequadas, de modo a conseguir aceder aos canais radiculares (a) e (b). De seguida, através de instrumentos endodônticos de aço inoxidável ou Ni-Ti, atuados manualmente ou por motores de baixa rotação, o canal é preparado (c). Por fim, e após a remoção total dos tecidos radiculares o dente é selado com um material inerte, (d).

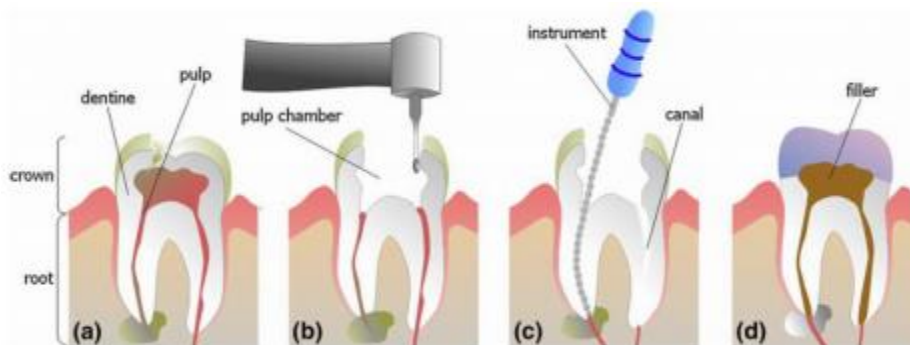


FIGURA 2. 2- SEQUÊNCIA DE TRATAMENTO ENDODÔNTICO [2]

2.1.1 – Instrumento Endodôntico

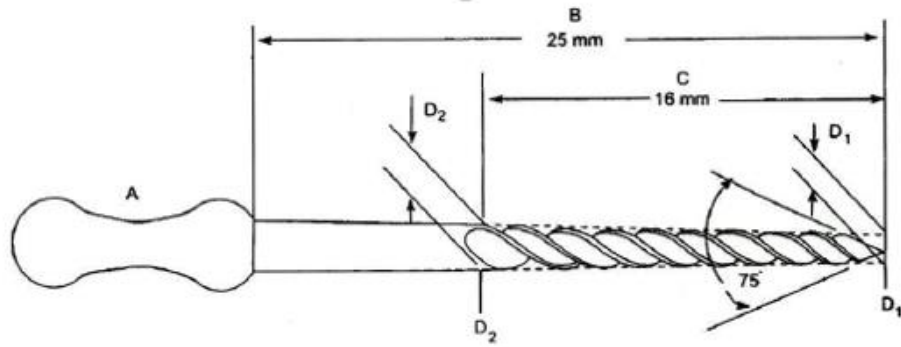
Na preparação do canal radicular eram utilizados instrumentos de aço inoxidável; no entanto, atualmente, os instrumentos de aço inoxidável estão a ser substituídos por instrumentos de Níquel-Titânio pois estas últimas possuem maior preponderância e melhores propriedades mecânicas [8].

Para que o tratamento tenha sucesso é fulcral uma boa preparação do canal, permitindo uma boa limpeza do mesmo, removendo o máximo possível de tecidos infectados e bactérias. Devido à curvatura e forma variável das curvas, os instrumentos têm de ser bastante flexíveis e ter com boa capacidade de corte, de modo a retirar na totalidade a polpa [6].

2.1.2 – Normalização do instrumento endodôntico

A normalização dos instrumentos tem as seguintes diretrizes:

- 1) Os instrumentos são numerados de 10 a 100, aumentando de cinco em cinco unidades até ao instrumento número 60, progredindo os restantes de dez em dez unidades até ao tamanho 100. Cada número representa o diâmetro da ponta do instrumento em centésimas de milímetro.
- 2) As lâminas de corte começam na ponta, local designado por D1, e estende-se até dezasseis milímetros ao longo do eixo, até ao local designado por D2 (Fig. 2.3).



Esquema de um instrumento normalizado

A – cabo plástico com código de cor

B – Comprimento total do instrumento

C – Comprimento da porção activa

D1 – Diâmetro na ponta

D2 – Diâmetro na porção mais coronária da parte activa

FIGURA 2. 3- DESENHO ESQUEMÁTICO DE UM INSTRUMENTO ENDODÔNTICO E SUA NORMALIZAÇÃO

Na figura 2.3 podem-se observar várias secções de alguns dos instrumentos endodônticos que estão disponíveis no mercado para utilizar durante os tratamentos clínicos.

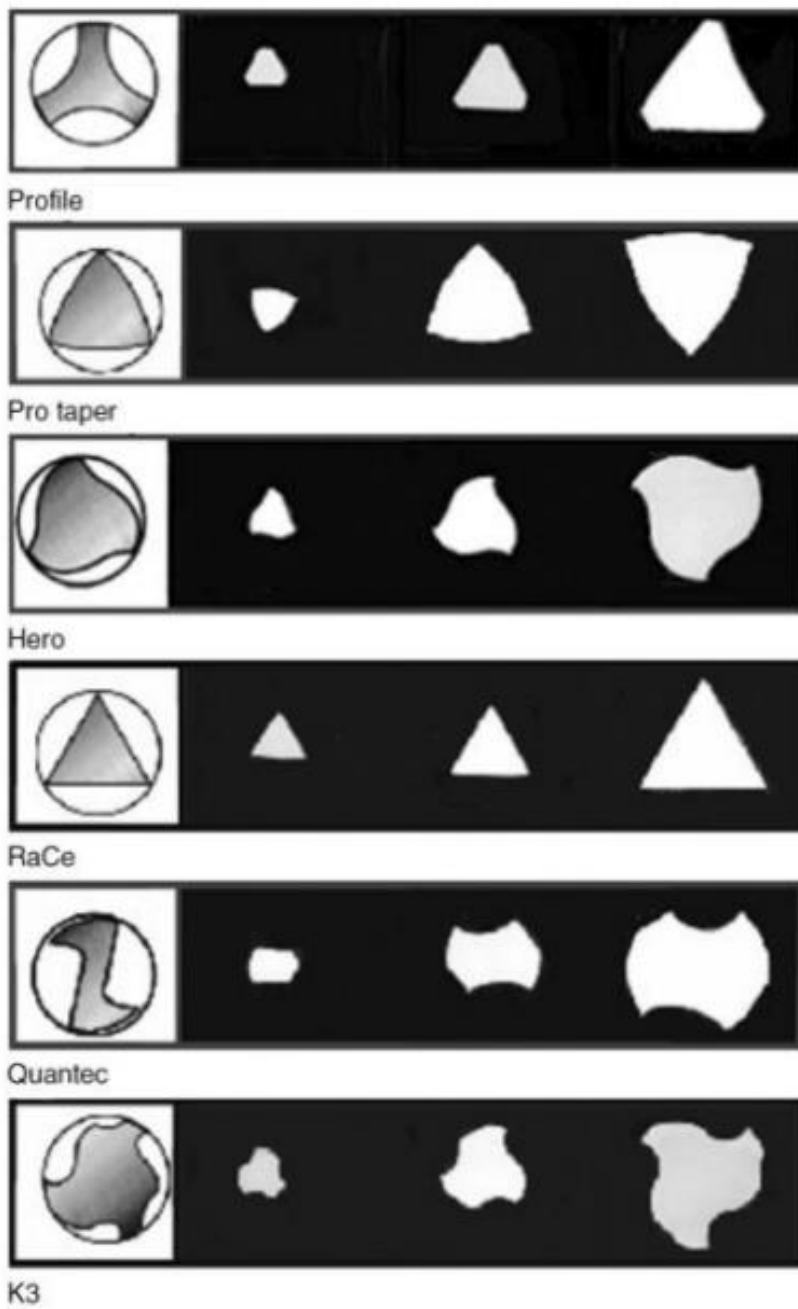


FIGURA 2. 4- SECÇÕES USADAS EM INSTRUMENTOS ENDODÔNTICOS [8]

2.2– Ligas de Níquel-Titânio

2.2.1– Aparecimento

O nitinol foi descoberto por William J. Buehler em 1959, enquanto desenvolvia materiais metálicos para o nariz do cone do U.S. Navy Polaris. Como tal, foi necessário recolher informação sobre as suas propriedades físicas e mecânicas, de modo a verificar se suportavam as condições às quais o veículo espacial iria ser sujeito.

Buehler promoveu o desenvolvimento de ligas metálicas que fossem capazes de suportar as grandes diferenças de temperatura da atmosfera. Começou por considerar ligas intermetálicas onde dois componentes metálicos formavam uma simples proporção estequiométrica e geralmente uma elevada temperatura de fusão, mas que tinham uma grande limitação – a ductilidade. Uma dessas ligas, a liga equiatômica de Ni-Ti, destacou-se por mostrar uma notória resistência ao impacto e ductilidade que nenhuma outra apresentava.

Porém, inicialmente, durante o desenvolvimento não era conhecida uma das suas principais características – a memória de forma. A sua descoberta surgiu acidentalmente numa demonstração na qual se pretendia mostrar a grande resistência à fadiga de uma tira longa e fina de nitinol. Uma pessoa da plateia aproximou-se da liga, acendeu um cachimbo, e fez com que a tira de nitinol que se encontrava enrolada, se alongasse longitudinalmente revelando assim a característica de memória de forma.

2.2.2 - Características de ligas Ni-Ti

Existe uma diferença significativa entre a tensão de cedência da austenite (195-690MPa) e martensite(70-140MPa) indicada na Tabela 2.1. Assim a tensão de cedência da martensite é mais baixa em comparação com a da austenite:

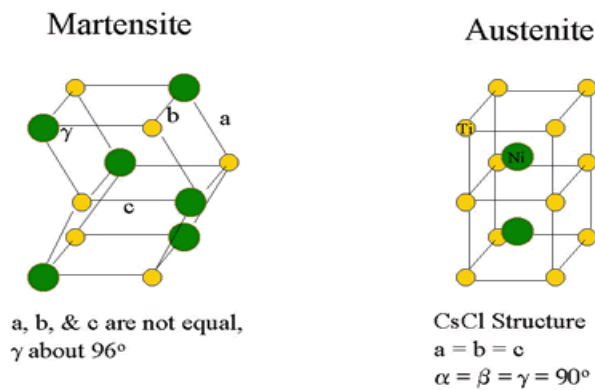


FIGURA 2. 5- ESTRUTURA CRISTALINA DA MARTENSITE E DA AUSTENITE [9]

TABELA 2. 1- PROPRIEDADES FÍSICAS, MECÂNICAS E DE TRANSFORMAÇÃO DAS LIGAS NI-TI [21]

Propriedades Físicas:	
Ponto de fusão	1240 °C a 1310 °C
Massa volúmica	6.5 g/cm ³
Condutividade térmica (Austenite)	0,18 W/cm. °C
Condutividade térmica (Martensite)	0,086 W/cm °C
Calor específico	0,20 cal/g °C
Resistência à corrosão	Excelente
Propriedades Mecânicas:	
Módulo de elasticidade (Austenite)	83 GPa
Módulo de elasticidade (Martensite)	28 a 41 GPa
Tensão de cedência (Austenite)	195 a 690 MPa
Tensão de cedência (Martensite)	70 a 140 MPa
Tensão de rotura (inteiramente recozido)	895 MPa
Tensão de rotura (encruado)	1900 MPa
Coefficiente de Poisson	0,3
Extensão até a rotura (inteiramente recozido)	25-50%
Extensão até a rotura (encruado)	5-10%
Propriedades de Transformação:	
Faixa de temperatura de transformação	-200 a +110 °C
Deformação de transformação (1 ciclo)	8%
Deformação de transformação (100 ciclos)	6%
Deformação de transformação (100,000 ciclos)	4%
Deformação de transformação (1,000,000 ciclos)	1,5%

2.2.2.1 - Efeito de memória de forma

O efeito de memória de forma acontece quando a liga é capaz de recuperar a sua forma inicial por aumento da temperatura (Fig.2.6).

Partindo da fase inicial (austenite, 100°) sem qualquer carregamento, reduz-se a temperatura, obtendo-se a fase martensítica (fig.2.6). Posteriormente, a esta fase é aplicada uma deformação mecânica ao material e este assume outra fase (detwinned martensite). Por fim, após descarregamento, sujeita-se a liga a um aquecimento e esta volta a adquirir a sua fase original, isto é, passa de martensite para austenite de novo.

Na figura 2.6 pode-se observar uma representação esquemática deste ciclo de transformação de fase, que ocorre durante o efeito de memória de forma das ligas Ni-Ti [5].

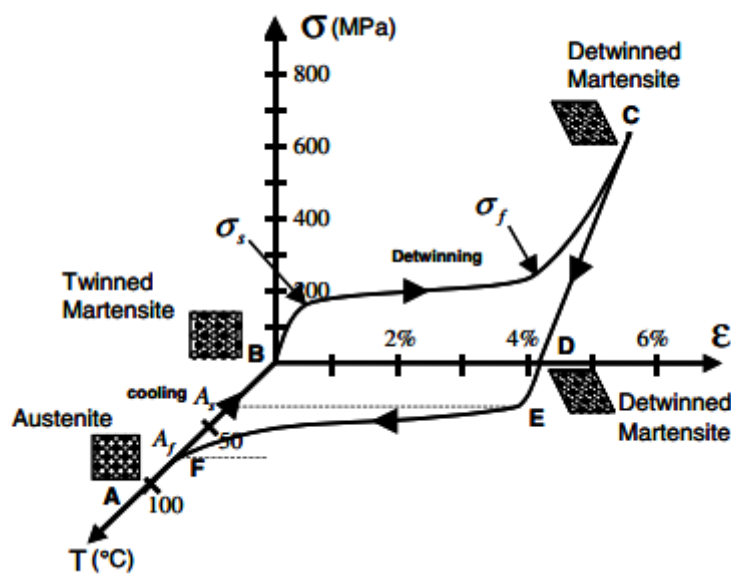


FIGURA 2. 6- TENSÃO-DEFORMAÇÃO-TEMPERATURA NO EFEITO DE MEMÓRIA DE FORMA PARA UMA LIGA Ni-Ti [7]

2.2.2.2 - Super-Elasticidade

O comportamento super-elástico de uma liga Ni-Ti está associado a temperaturas superiores a A_f (Fig. 2.6).

O ciclo termo-elástico de um material super-elástico começa a uma temperatura suficientemente alta, em que existe a fase estável austenítica. Ao ser aplicado um carregamento à liga, esta desenvolve-se para martensite estável e finalmente recupera a sua fase austenítica quando a tensão aplicada é retirada. Nas

figuras 2.7 e 2.8 está representado um exemplo desse ciclo “super-elástico”, (a→b→c→d→e→a) [5].

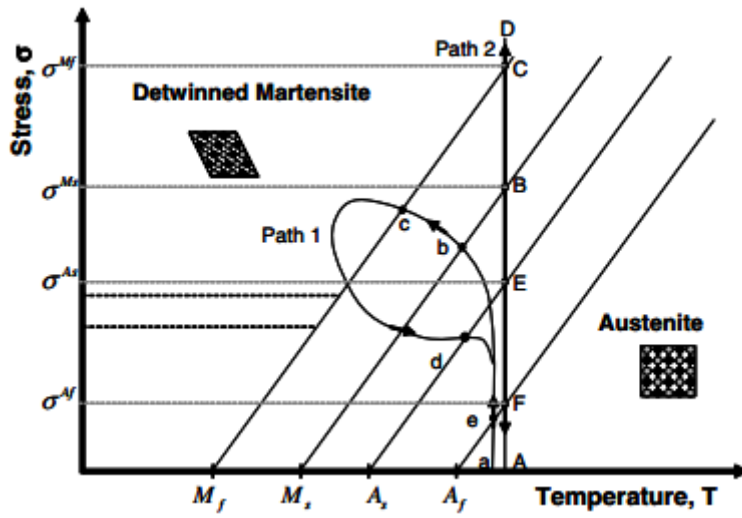


FIGURA 2. 7- DIAGRAMA DE FASE COM DOIS POSSÍVEIS CICLOS DE CARREGAMENTO SUPER-ELÁSTICO [7]

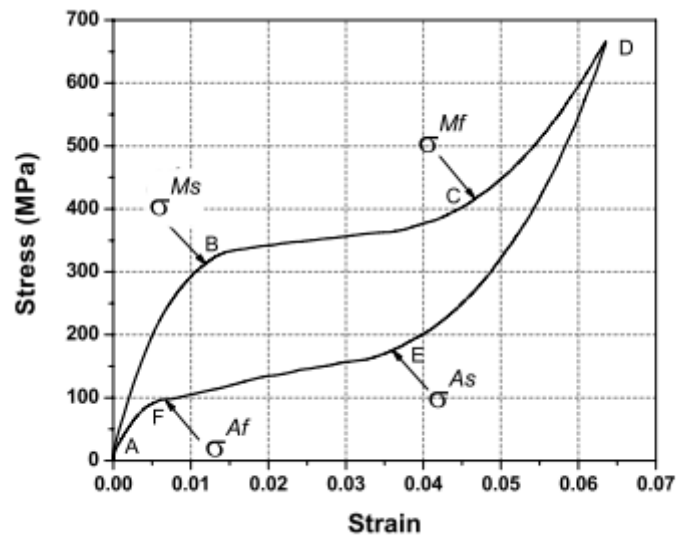


FIGURA 2. 8- CICLO DE CARREGAMENTO SUPER-ELÁSTICO PARA UMA TÍPICA LIGA COM MEMÓRIA DE FORMA [7]

2.2.2.3 – Fratura

Apesar dos instrumentos endodônticos fabricados em Ni-Ti possuírem vantagens no tratamento endodôntico, estes apresentam risco de fratura. Esta fratura pode ser induzida por duas formas, fratura por torção ou por flexão rotativa [10].

A fratura devido a torção ocorre quando o instrumento endodôntico fica preso nos canais radiculares enquanto que a ferramenta continua a girar [11, 12]. Alguns motores apresentam mecanismos de segurança que previnem a fratura por torção, com paragem reversiva automática. A fratura causada por flexão surge devido à fadiga do material [13]; o instrumento endodôntico gira no interior do canal radicular gerando tração/compressão em cada fibra externa da lima que varia com a rotação. Estes carregamentos levam à fadiga cíclica dos instrumentos desempenhando um papel fulcral na fratura do instrumento [14].

Em aços inoxidáveis são visíveis sinais de degradação antes da fratura, maioritariamente devido a deformação plástica, mas em limas de Ni-Ti é difícil observar-se essa degradação devido à sua propriedade de super-elasticidade, pelo que as limas de Ni-Ti apresentam maiores riscos de fratura dentro do canal radicular durante a operação em relação aos instrumentos de aço inoxidável.

2.2.2.4 - Fadiga em ligas Ni-Ti

Como muitas das aplicações das ligas Ni-Ti envolvem carregamento cíclico, é então essencial conhecer o comportamento dessas ligas, determinando em muitos casos a sua aplicabilidade.

Sabe-se que a fadiga em materiais metálicos é causada pela formação, acumulação e crescimento de defeitos e fratura final, numa estrutura de fase estável. Porém, fenómenos como a mudança de temperaturas de transição, a existência de memória de forma e do comportamento super-elástico, devem ser considerados, pois podem caracterizar as características essenciais da fadiga nas ligas com memória de forma. Assim, a essência da resistência à fadiga das ligas Ni-Ti assenta na estabilidade dos ciclos super-elásticos e na estabilidade das temperaturas de transformação nos ciclos térmicos [15].

2.2.2.5 - Fratura por Torção

A fratura devida à torção de um metal dúctil acontece por tensões de corte ao longo dos planos submetidos a tensões máximas, quando o limite elástico do metal é ultrapassado e o metal sofre deformação plástica seguida de fratura. No domínio elástico, a tensão de corte varia linearmente na secção do instrumento desde o interior até à superfície do mesmo, introduzindo um gradiente de tensões ao longo do diâmetro de um varão.

As grandes deformações plásticas em torção podem levar a mudanças consideráveis no comprimento da amostra, resultando na sobreposição de tensões longitudinais desconhecidas nas tensões de corte de torção.

Simultaneamente a superfície de fratura da amostra submetida ao ensaio de torção, é diversa daquela observada em tração. Na torção em metais dúcteis, esta superfície é perpendicular ao eixo do material, não apresentando estricção, semelhante a uma fratura frágil em tração (Fig. 2.7). Ao contrário, em metais frágeis a superfície de fratura toma a forma de hélice, novamente sem estricção (Fig. 2.8) [16]

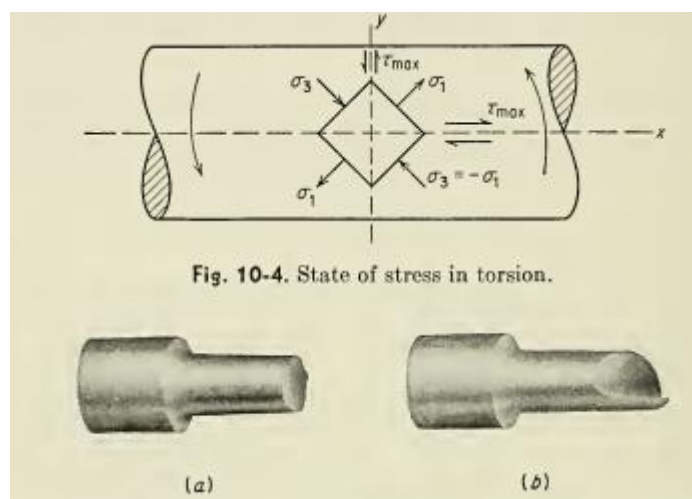


FIGURA 2. 9- ESTADO DE TENSÕES EM TORÇÃO: A) FRATURA DÚCTIL, B) FRATURA FRÁGIL [17]

2.2.2.6 - Comportamento à torção das ligas Ni-Ti

Como referido anteriormente, com o desenvolvimento das aplicações das ligas de Ni-Ti era fulcral caracterizar o comportamento à torção. No Estudo de tração-torção em tubos de Ni-Ti, realizado por Sun e Li (2002) [18], verificou-se que durante o carregamento por torção, a curva de tensão-deformação exibiu endurecimento invariável, a transformação obtida por tensão mostrou-se axialmente homogênea por todo o tubo, enquanto que a deformação de transformação é significativamente menor (0.7%) do que a obtida por tração (5%).

Nos testes realizados por Sun e Li [18], foram utilizados tubos de diâmetro exterior de 1.12mm e 1.5mm com uma relação espessura/diâmetro (t/D) de 0,1. A composição (fornecida pelo fabricante) e as temperaturas de transição (medidas por um calorímetro diferencial, DSC) estão dispostas na tabela 2.2

TABELA 2. 2- COMPOSIÇÃO E TEMPERATURAS DE TRANSIÇÃO DO MATERIAL DO TUBO [18]

	Ni (%)	Ti (%)	A_s (°C)	A_f (°C)	M_s (°C)	M_f (°C)
1.12 mm tube	51	49	-2.69	22.4	-56.3	-77.6
1.5 mm tube	56	44	-3.26	17.4	-54.2	-67.6

Os ensaios foram conduzidos a temperatura ambiente (23°C) numa máquina de teste padrão (Sintech 10D com uma célula de carregamento de 1 KN) sob controlo de deslocamento. Para apertar o tubo e eliminar a concentração de tensões na área apertada, foi projetada uma amarra especial para tubos de paredes finas, como mostra a figura 2.10. Os blocos aos quais os tubos estão agarrados são ligados à máquina por duas dobradiças de dois pinos. Os tubos estão ligados aos blocos por uma resina, cujo comprimento de ligação para cada tubo é de 20mm em cada lado. Para medir a extensão e a tensão nominal do tubo foi utilizado um extensómetro; para o segurar foram fixadas duas placas aos blocos com parafusos, assim o comprimento efetivo é de 52mm (Fig. 2.10).

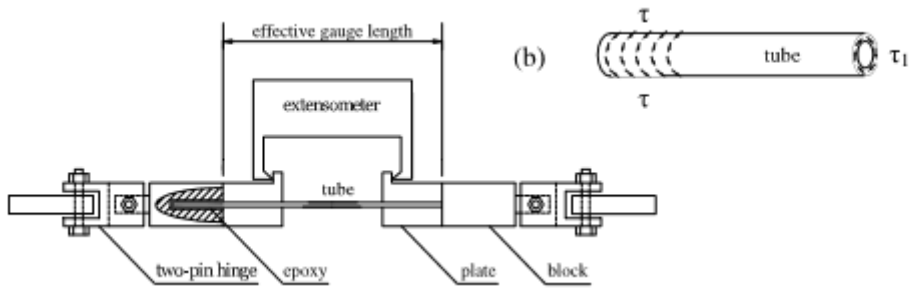


FIGURA 2. 10- ESQUEMA DO MECANISMO E COMO CARREGAR O TUBO SOB TORÇÃO PURA [18]

Os resultados dos testes mostram-se na curva tensão-deformação apresentada na figura 2.11(a). A análise morfológica da superfície e a observação no microscópio ótico, indicam que a deformação é homogênea ao longo do tubo como é mostrado na Fig. 2.11(b).

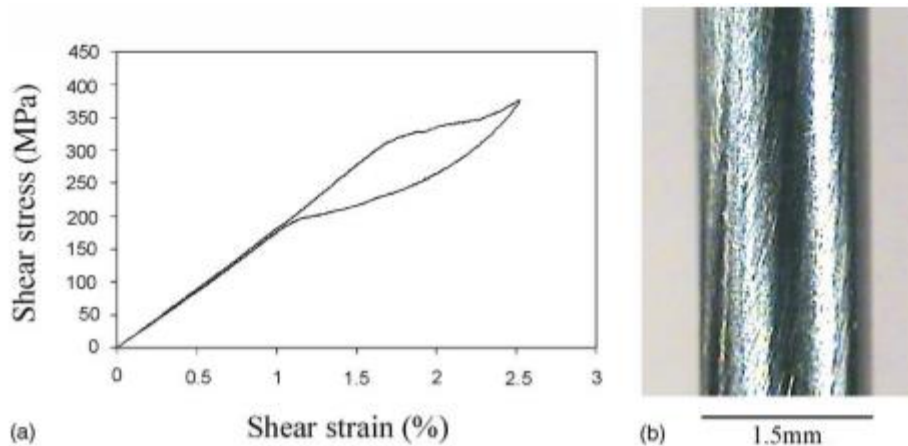


FIGURA 2. 11- (A) CURVA TENSÃO-EXTENSÃO EM TORÇÃO PURA DO TUBO, (B) MORFOLOGIA DA SUPERFÍCIE DO TUBO [18]

McNaney et al. (2003) [19] conduziram um estudo mais detalhado sobre o comportamento mecânico das ligas Ni-Ti sob carga multi-axial em condições de temperatura constante, em tubos de paredes finas, minimizando assim o gradiente de tensões na direção radial. Foram realizados três programas específicos de carga/descarga: carga em tração seguida de torção; carga em torção seguida de tração e carga e descarga em tração-torção em simultâneo. As descargas de todas as curvas tensão-deformação acabam na origem de todos os testes, provando que a transformação é reversível e que existe efeito super-elástico, independentemente do tipo de carregamento (Fig. 2.12).

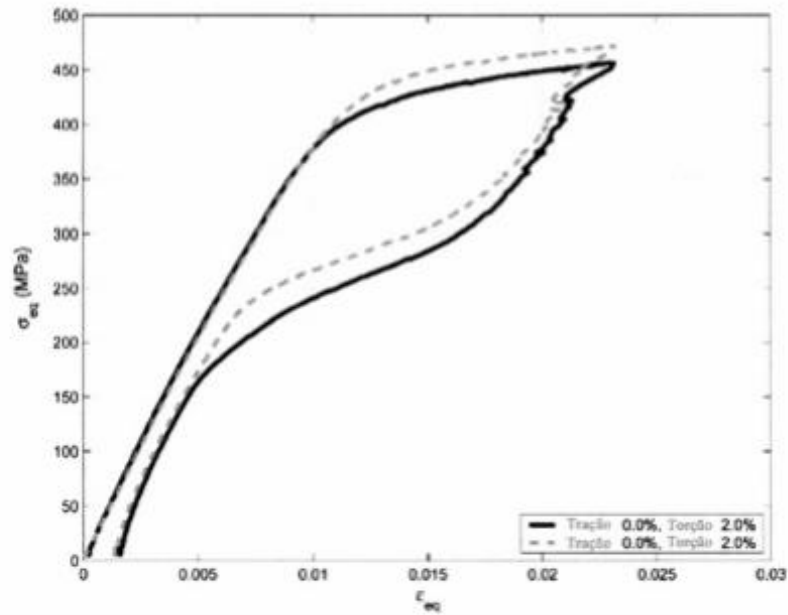


FIGURA 2. 12- CURVAS TENSÃO-DEFORMAÇÃO EQUIVALENTE MOSTRANDO DOIS TESTES DE TORÇÃO UNIAXIAL ATÉ 2% DE DEFORMAÇÃO EQUIVALENTE [19]

Na realização deste estudo foi utilizado um tubo de Nitinol, com uma composição química praticamente equiatômica (Ti 49.2%, Ni 50.8%) com 4.64mm de diâmetro exterior, e espessura de 0.37mm, com 75mm de comprimento; o tubo foi maquinado nos 25mm da área central do teste, obtendo um diâmetro exterior de 4.3mm (Fig. 2.13).

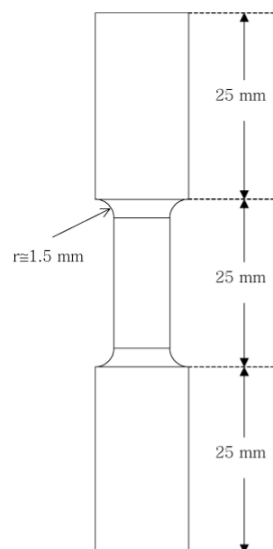


FIGURA 2. 13- ILUSTRAÇÃO ESQUEMÁTICA DO EXEMPLAR DE NiTi [19]

A espessura da zona de teste foi reduzida para 0.2mm, para que a razão espessura/raio fosse aproximadamente 0,1. Quanto às temperaturas de transição da austenite e martensite, foram caracterizadas por um calorímetro e tomaram valores de -6.36°C para no início da fase austenítica e 18.13°C no fim; para a martensite tomou valores de -51.55°C para início de fase e -87.43°C para o final da transformação.

Nas figuras 2.14 e 2.15 pode-se observar o dispositivo, montado para a realização dos ensaios.

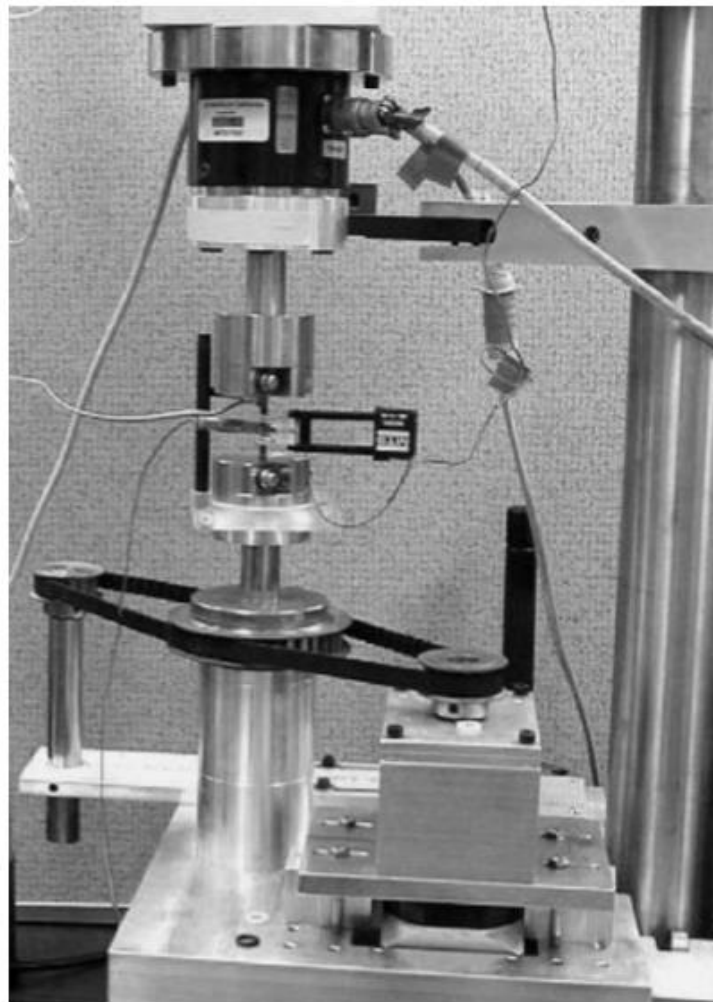


FIGURA 2. 14- VISTA GERAL DA MONTAGEM EXPERIMENTAL [19]

Foi inserido, em toda a região de aperto, uma cavilha de aço endurecido dentro do tubo, o que permitiu aplicar uma força de aperto lateral suficiente para inibir o escorregamento durante o ensaio.

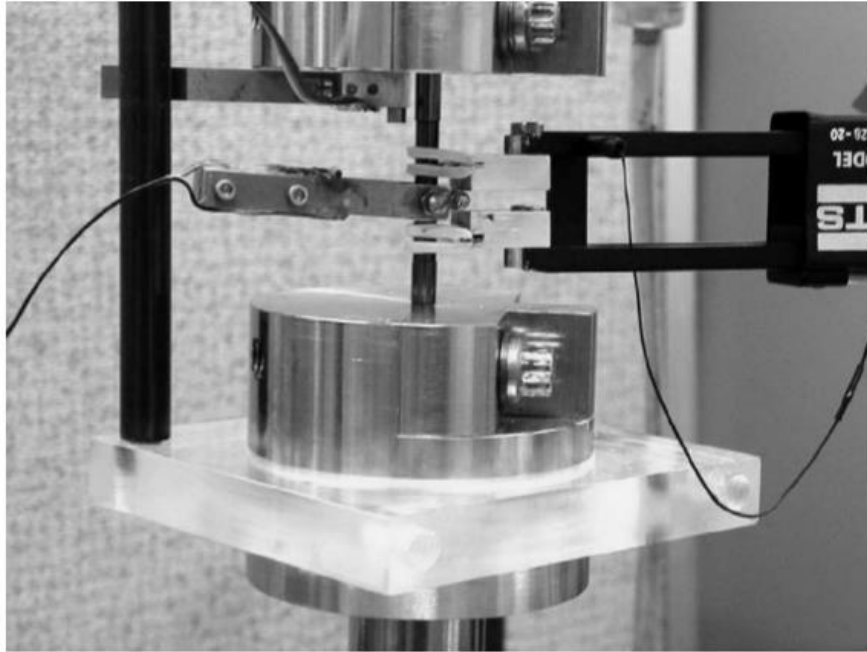


FIGURA 2. 15 DETALHE DA CONFIGURAÇÃO DAS GARRAS [19]

Para caracterizar o estado de deformação do material foram feitas duas medições de extensão: segundo a direção longitudinal, alongamento radial e ainda a medição do ângulo de torção. A extensão longitudinal foi medida usando um extensômetro colado sobre a zona de área reduzida do provete.

Os resultados experimentais realizados em tração até uma extensão de 6%, seguida de torção até 2% de extensão, mostram que para deformações de tração baixas ($<1\%$), o comportamento global dos tubos é semelhante ao de torção pura (Fig. 2.14), enquanto que para grandes deformações de tração é observado um aumento na tensão durante a aplicação de torção. Observa-se ainda que com o aumento da deformação de tração aplicada, a histerese resultante da torção parece reduzir progressivamente.

Com este estudo provou-se que as condições de carregamento têm influência no comportamento mecânico de deformação nas ligas Ni-Ti (Sun e Li, 2002; McNaney et al., 2003) [19].

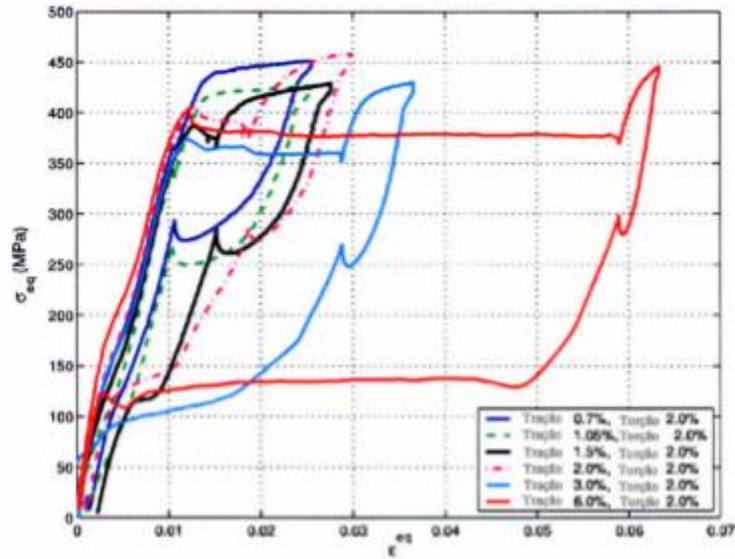


FIGURA 2. 16- CURVAS TENSÃO-DEFORMAÇÃO EQUIVALENTES EM TRAÇÃO (0; 0,7; 1,05; 1,5; 2; 3 E 6%), SEGUIDAS POR TORÇÃO (2%) [19]

No carregamento em torção até 2% da deformação seguido de tração até 5.8% da deformação (Fig. 2.16), os resultados apontam para que o patamar de transformação decorrente da tração, aplicado a seguir ao carregamento em torção decresça monotonicamente.

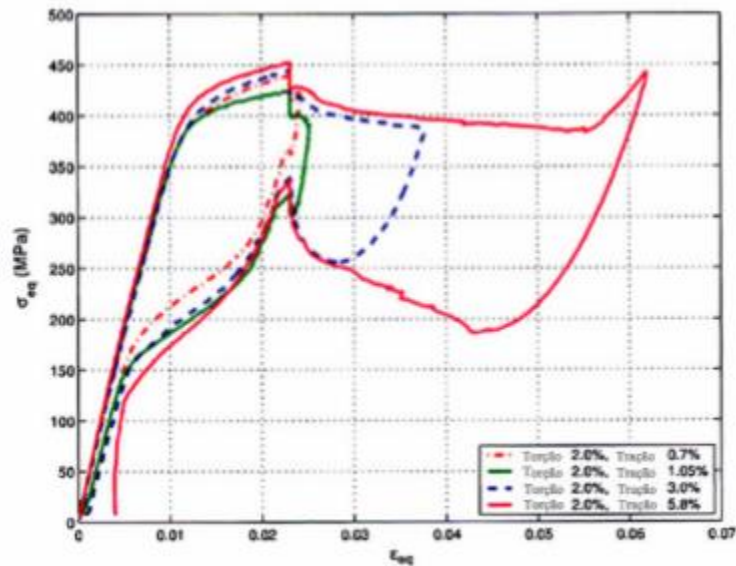


FIGURA 2. 17- CURVAS TENSÃO-DEFORMAÇÃO EQUIVALENTE EM TORÇÃO (2%), SEGUIDAS POR TRAÇÃO (0, 0,7, 1,05, 3 E 5,8%) E DESCARGA REVERSA [19]

Aquando do carregamento simultâneo tração-torção até 6% e 2% da deformação, todas as curvas de carregamento são semelhantes àquelas obtidas sob torção pura.

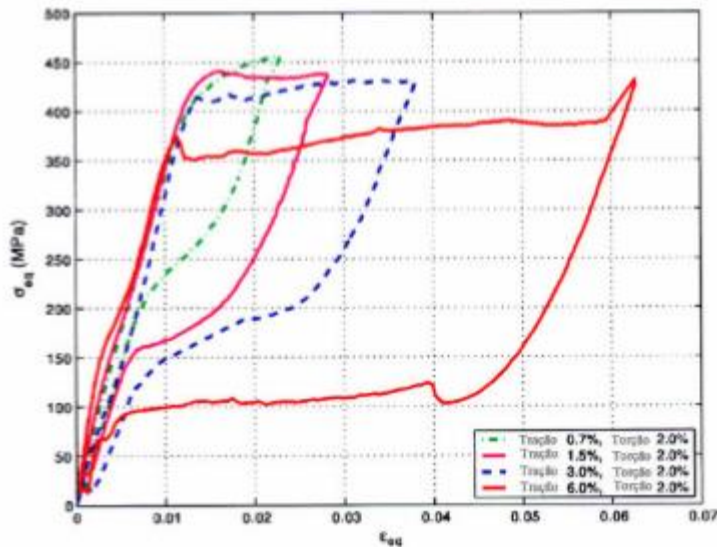


FIGURA 2. 18- CURVAS TENSÃO-DEFORMAÇÃO EQUIVALENTES EM TRAÇÃO (0, 0,7, 1,5, 3 E 6%) E TORÇÃO (2%) SIMULTÂNEAS [19]

Assim, este comportamento do carregamento simultâneo em tração e torção, tem significado clínico, visto que os modos de carregamento inerentes aos instrumentos endodônticos serão de tração (resultante de flexão aplicada) e de uma eventual sobreposição de carregamento de torção, que dependem da geometria do canal radicular e do diâmetro e conicidade do instrumento.

Estes estudos confirmam características importantes como a super-elasticidade que as ligas Ni-Ti parecem exibir ao longo do carregamento aplicado. Observa-se também que as transformações martensíticas em torção e tração seguem curvas dissimilares. No ensaio de tração seguido de torção, foi observado a existência de bandas de Luders assim que a tensão de tração se aproximou dos 400MPa em 1% da deformação em tração, estas bandas permaneceram durante o ciclo de torção. Porém, estas tais bandas não foram encontradas no carregamento de torção seguido de tração. Verifica-se então que a formação das bandas de Luders durante o ciclo de tração facilita a deformação, consistente com as tensões mais altas em torção (encruamento).

2.3 – Ensaio à fratura por torção de instrumentos endodônticos

A fratura por torção ocorre quando a ponta ou outra parte do instrumento fica presa nas paredes do canal radicular, enquanto a haste continua a girar. O limite elástico do metal é então excedido e este sofre deformação plástica que leva à fratura (Peters e Barbakow, 2002) [20].

Existem inúmeros fatores que afetam a resistência à torção das limas endodônticas, tais como a conicidade, diâmetro, material utilizado e modo de fabrico, tipo de instrumento, a relação rigidez-flexibilidade e a direção de rotação do instrumento [20].

Na preparação do canal cada instrumento pode ser sujeito a diferentes momentos de torção. Concretamente, em canais curvos e calcificados, a resistência à rotação da lima é alta e o instrumento pode ficar preso perto da ponta, podendo levar imediatamente à fratura do instrumento, uma vez que não há tempo para parar o motor ou retirar a lima. Em canais retos, o momento de torção não é tão importante, visto que a resistência à remoção da polpa é baixa e o risco do instrumento ficar preso é baixo.

Em 2003, Peter et al. [21], estabeleceu uma relação entre a força apical aplicada e o momento de torção gerado durante a formatação de canais radiculares de dentes. Como previsto a formatação de canais constrictos submeteu os instrumentos endodônticos de Nitinol a maiores cargas de torção e, ao mesmo tempo, as forças apicais aumentaram de forma significativa.

Em 2004, Bahia [22] testou o comportamento de alguns instrumentos endodônticos de NiTi Profile à torção (Fig. 2.19 e 2.20). Inicialmente foram ensaiados até a rotura 60 instrumentos no estado “como fabricados” (10 de cada diâmetro e conicidade – 20/.04, 25/.04, 30/.04, 20/.06, 25/.06, 30/.06), obtendo valores médios de momento de torção máximo até à rotura e de ângulo de torção apresentados na figura 2.21.

A medição do momento de torção foi feita por via indirecta utilizando uma célula de carga que, através de um braço de alavanca, mede a força exercida na ponta de fixação do instrumento (Fig. 2.19), possuindo capacidade até 500gf e está conectada ao indicador de processo. A medição e controlo do ângulo de rotação foi realizado através de um transdutor de posição angular do tipo resistivo.

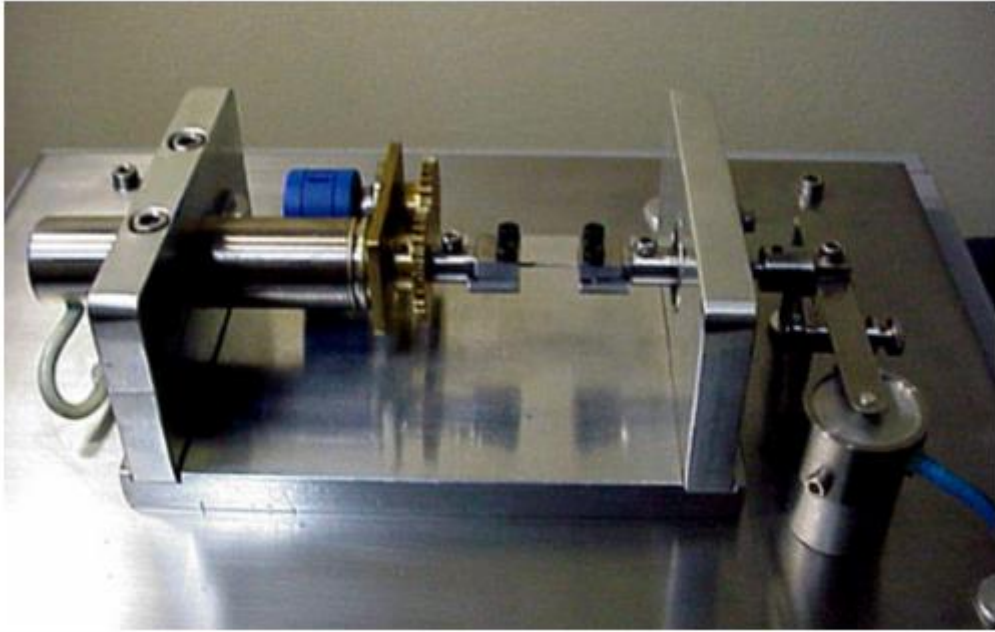


FIGURA 2. 19- DISPOSITIVO DE BANCADA PARA TESTE DE TORÇÃO [22]

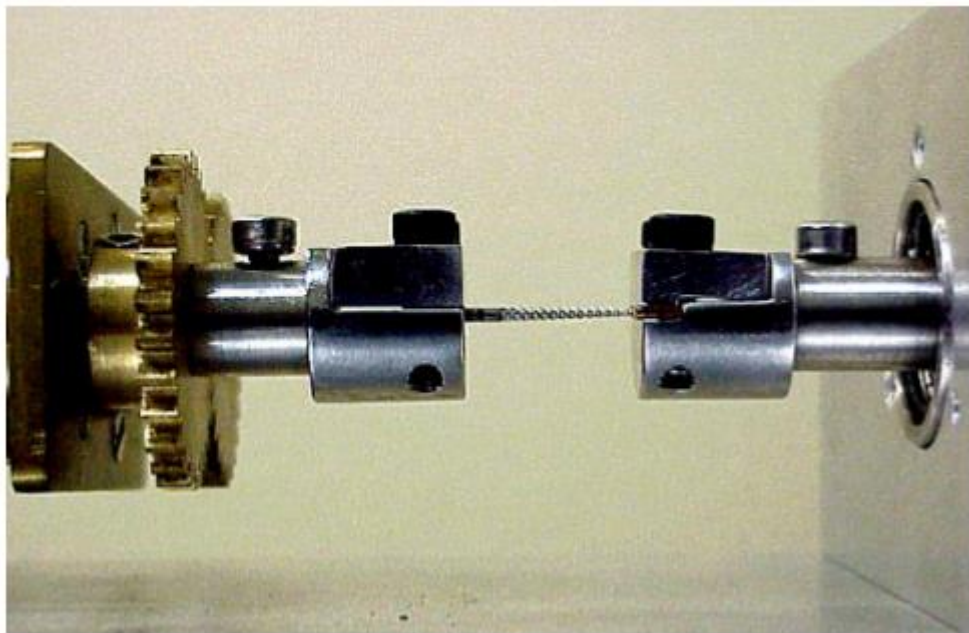
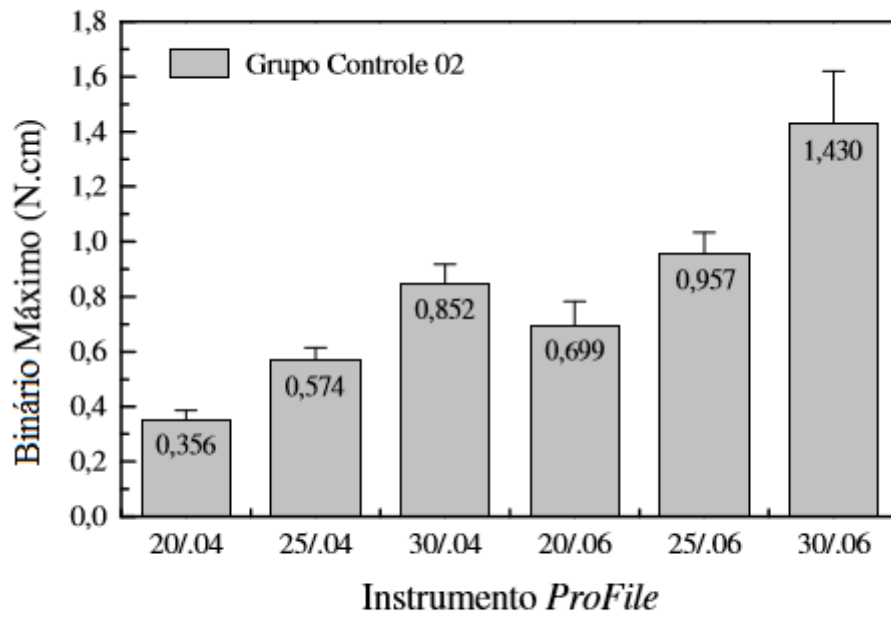
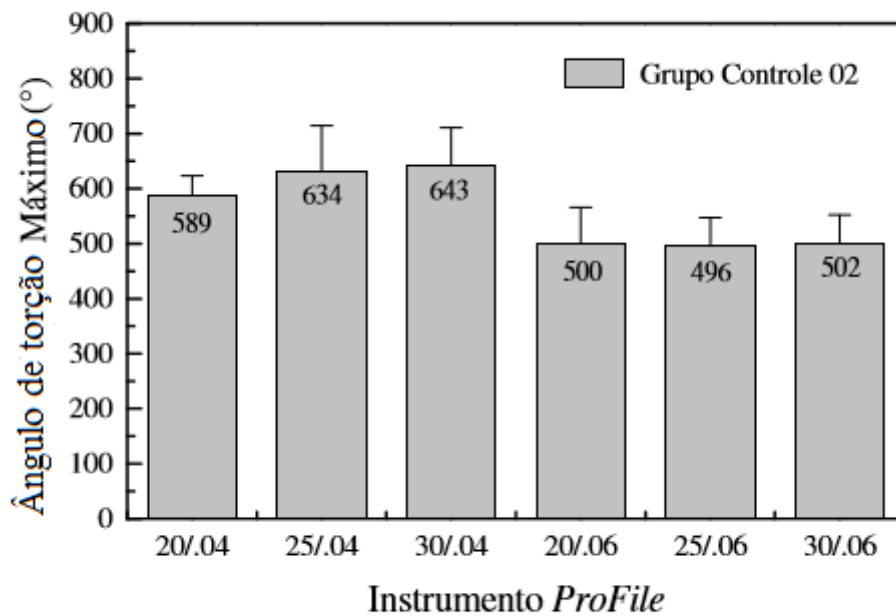


FIGURA 2. 20- INSTRUMENTO PROFILE PRESO PELAS GARRAS DO DISPOSITIVO PARA TESTE DE TORÇÃO [22]



(a)

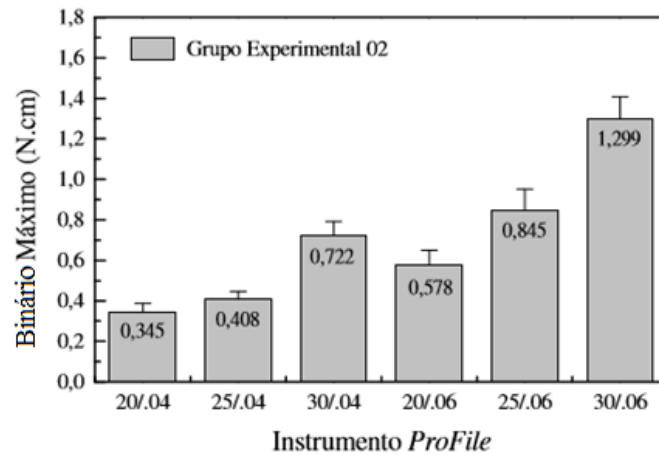


(b)

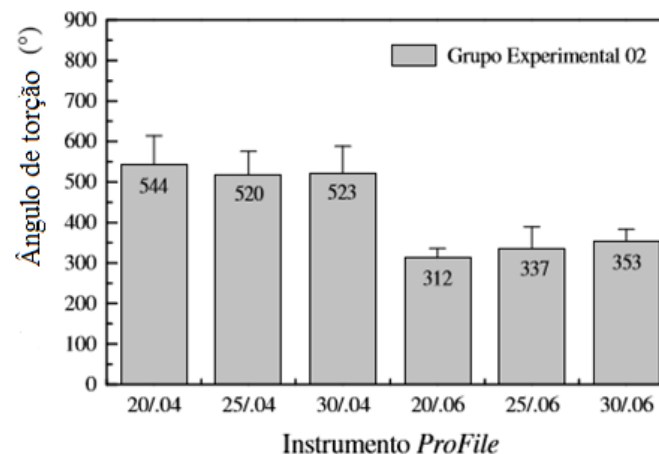
FIGURA 2. 21 - VALORES MÉDIOS DE MOMENTO DE TORÇÃO MÁXIMO ATÉ À FRATURA (A) E DE DEFLEXÃO ANGULAR MÁXIMA (B) DE INSTRUMENTOS PROFILE .04 E .06 SEM USO [22]

Analisando os resultados experimentais medidos, verifica-se que os valores médios de momento de torção máximo até à fratura aumentam à medida que o diâmetro de ponta aumenta, bem como com o aumento da conicidade (Fig. 2.21 a)). No que diz respeito ao ângulo de torção, observa-se uma tendência de aumento nos valores deste parâmetro com o aumento do diâmetro de ponta para os instrumentos de conicidade .04, enquanto que nos instrumentos de conicidade .06 praticamente não varia e os valores registados foram mais baixos do que os obtidos nos instrumentos com conicidade igual a .04.

Foram ainda realizados ensaios de torção até a rutura de instrumentos, previamente ensaiados à fadiga até $\frac{1}{2}$ e $\frac{3}{4}$ da sua vida em fadiga, com resultados apresentados na Figura 2.22 a) e b) e Figura 2.23 a) e b), respetivamente.



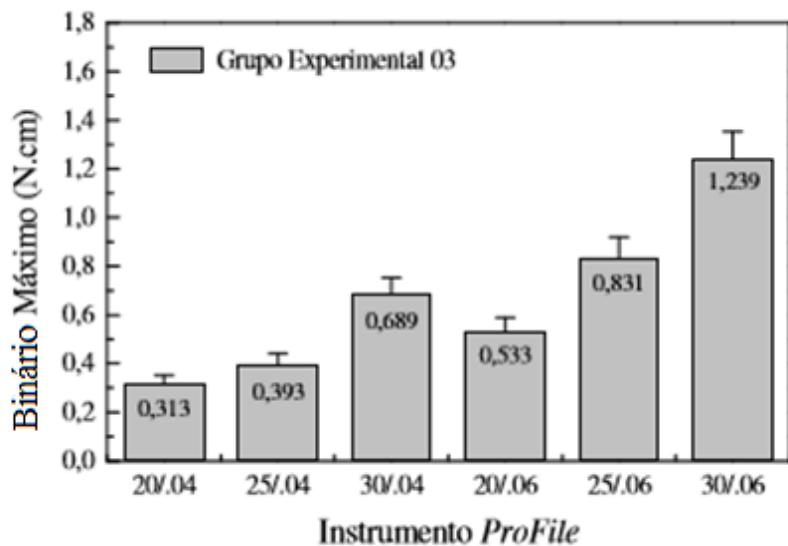
(a)



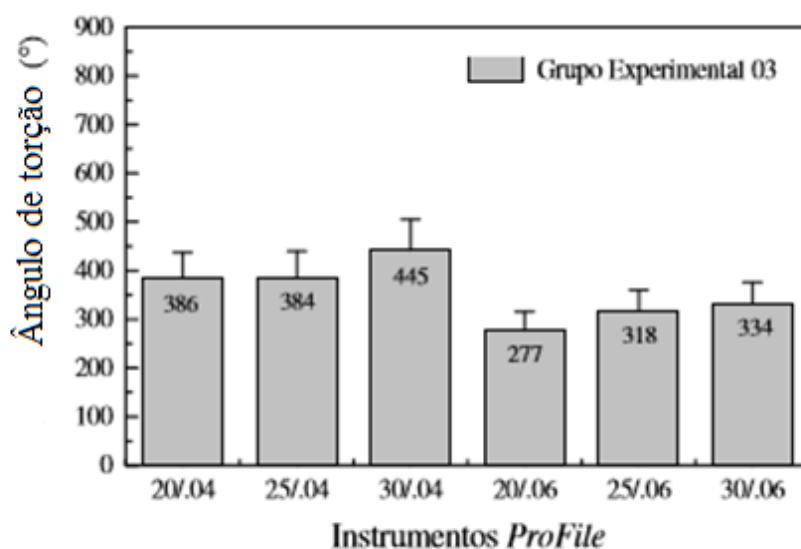
(b)

FIGURA 2. 22- VALORES MÉDIOS DE MOMENTO DE TORÇÃO MÁXIMO ATÉ A FRATURA (A) E DE DEFLEXÃO ANGULAR MÁXIMA (B) DE INSTRUMENTOS PROFILE .04 E .06 ENSAIADOS EM $\frac{1}{2}$ DE VIDA EM FADIGA [22]

Com estes resultados, observa-se que o ensaio de vida à fadiga até metade da vida produziu uma redução nos valores de binário máximo até à fratura e de deflexão angular máxima em todos os instrumentos ProFile .04 e .06, bem como a ausência do aumento do ângulo de torção com a dimensão do diâmetro do instrumento.



(a)



(b)

FIGURA 2. 23- VALORES MÉDIOS DE MOMENTO DE TORÇÃO MÁXIMO ATÉ A FRATURA (A) E DE DEFLEXÃO ANGULAR MÁXIMA (B) DOS INSTRUMENTOS PROFILE .04 E .06 ENSAIADOS EM 3/4 DE VIDA EM FADIGA [22]

Os resultados de momento de torção máximo até à fratura e de deflexão angular máxima obtidos, demonstram uma redução significativa para todos os instrumentos ensaiados em relação aos instrumentos sem uso, comprovando de novo o papel da fadiga na resistência à torção dos instrumentos ProFile.

O estudo realizado por Jung-Hong Ha et al., em 2015 [23] consistiu na determinação do tempo de vida de instrumentos endodônticos de níquel-titânio à fadiga sob pré-carregamento de um momento torsor. Para tal foram considerados 3 instrumentos diferentes, nomeadamente:

- WaveOne obtido em M-wire;
- K3XF a partir da tecnologia R-phase;
- ProTaper produzido em NiTi convencional.

Os instrumentos WaveOne e ProTaper possuem um comprimento de 25mm e conicidade de 8% enquanto que os instrumentos K3XF apresentam um comprimento de 30mm e conicidade de 6%.

Antes do pré-carregamento de torção, foi criado um grupo de controlo com 10 instrumentos de cada marca, com o intuito de obter o valor médio para o momento de torção máximo passível de ser aplicado em cada instrumento, tendo sido utilizada uma máquina de teste AEndoS; DMJ system (Fig. 2.24).



FIGURA 2. 24- AENDÓS PARA A REALIZAÇÃO DOS TESTES DE TORÇÃO [23]

A zona apical da lima foi estrangida por blocos de policarbonato, mantendo a lima direita. A rotação foi implementada consoante a direção ativa de corte de cada marca, com sentido horário para os instrumentos K3XF e ProTaper e sentido anti-horário para o WaveOne.

Foram então obtidos os valores médios de binário máximo admitido de:

- WaveOne → 3,22 Ncm
- K3XF → 3,18 Ncm
- ProTaper → 3,03 Ncm

Posteriormente, 120 instrumentos de cada tipo foram sujeitos a um pré-carregamento de 4 níveis de momento de torção antes de serem sujeitos ao teste de fadiga, as condições desse pré-carregamento foram, 0, 25, 50 e 75% do momento de torção máximo. O instrumento girava até ao binário pretendido (0, 25, 50 ou 75%), retornando depois à posição zero. Este teste foi efetuado 10, 30 ou 50 vezes.

De seguida, a resistência à fadiga cíclica foi avaliada num aparelho que confinava o instrumento num canal curvo semelhante aos canais radiculares.

Dez instrumentos de ProTaper e K3XF (10 de cada) foram postos a girar no sentido horário a 350 rpm e os instrumentos WaveOne no sentido anti-horário. O tempo de fratura foi cronometrado e o número de ciclos até à fratura foi calculado multiplicando o tempo total de fratura pela velocidade de rotação.

TABELA 2. 3- NÚMERO DE CICLOS À FRATURA NO TESTE DE FADIGA CÍCLICA DEPOIS DO PRÉ-CARREGAMENTO DE TORÇÃO (%) DO VALOR MÉDIO DE MOMENTO DE TORÇÃO MÁXIMO [23]

	RETP	Torsional preloading (%) of mUS			p-value
		25%	50%	75%	
ProTaper ^a					
0%	10	343 ± 50	384 ± 61	366 ± 47	TPmUS = 0.001
(324 ± 24)	30	348 ± 49	333 ± 36	416 ± 65	RETP = 0.133
	50	382 ± 49	359 ± 47	424 ± 73	TPmUS × RETP = 0.027
WaveOne ^a					
0%	10	0863 ± 101	1029 ± 143	844 ± 126	TPmUS < 0.001
(891 ± 58)	30	1160 ± 154	1137 ± 215	877 ± 152	RETP = 0.002
	50	1158 ± 215	0937 ± 154	868 ± 158	TPmUS × RETP = 0.001
K3XF ^b					
0%	10	970 ± 199	1015 ± 215	1180 ± 194	TPmUS < 0.001
(944 ± 123)	30	913 ± 246	0989 ± 136	1224 ± 198	RETP = 0.001
	50	982 ± 179	1204 ± 167	1347 ± 105	

5 limas fraturadas por grupo foram selecionados 5 espécimes por grupo e examinadas no microscópio eletrônico de varrimento (MEV) para observar a superfície de fratura (Fig. 2.25).

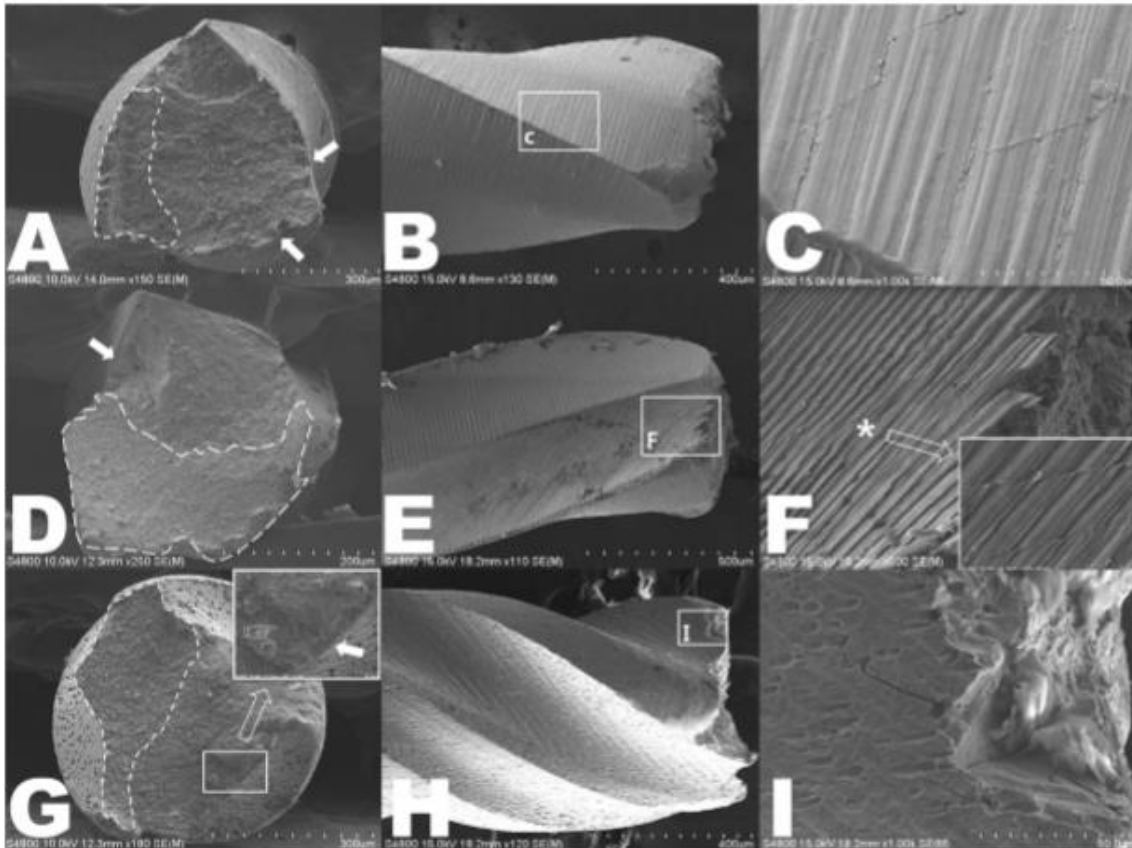


FIGURA 2. 25- IMAGENS OBTIDAS POR SEM DE INSTRUMENTOS PROTAPER F2(A-C), WAVEONE PRIMÁRIO(D-F) E K3XF(G-I) DEPOIS DE TESTA-LOS À FADIGA CÍCLICA. [23]

A análise fractográfica (MEV) mostra o aparecimento típico de fratura devido à fadiga cíclica para todos os instrumentos examinados. A superfície de fratura demonstra uma ou mais áreas de iniciação de fendas, uma zona de propagação e uma zona de fratura rápida.

- Instrumento ProTaper

A análise microscópica mostra que a lima pré-carregada a 75% do momento de torção máximo, para 50 repetições, depois do teste de fadiga cíclica, é caracterizada por possuir inúmeras micro-fendas cruzando as marcas da maquinagem na superfície do instrumento (Fig. 2.25 – B e C).

Instrumentos sujeitos a 75% do binário máximo, para 30 e 50 repetições, têm um número de ciclos à fadiga significativamente maior que os instrumentos não carregados.

- WaveOne

Depois do pré-carregamento a 75% do momento de torção máxima e da realização do teste de fadiga, a análise ao MEV a presença de fendas longitudinais paralelas ao eixo da lima (Fig. 2.25 – E e F), com iniciação nas marcas de maquinagem. Nas 30 repetições, ambos os grupos de 25 e 50% de binário máximo mostram um número significativo superior de NCF do que os não pré-carregados. Instrumentos com 25% de momento de torção máximo para 50 repetições também apresentam NCF altos.

- K3XF

Ao contrário do que acontece com os instrumentos WaveOne, raramente ocorreu a propagação de fendas longitudinais ao longo do eixo do instrumento. Neste instrumento, a propagação de fendas foi parada por micro-poros de vários diâmetros.

Grupos com pré-carregamento a 50% e 75% do momento de torção máximo têm número de ciclos de fratura significativamente maiores do que os grupos com 0 e 25%. O grupo de 50 repetições apresenta NCF superiores aos grupos de 0,10 e 30 repetições.

Em suma, o carregamento repetido serve para aumentar a densidade de deslocamentos dentro do material. Tanto o pré-carregamento como o pré-esforço aumentam a resistência à propagação de defeitos, aumentando a densidade de deslocamentos no interior da amostra.

O autor, do estudo anterior selecionou dois sistemas de instrumentos, o ProTaper (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Switzerland) e o G6 (Global Top, Goyang, Korea) com e sem tratamento térmico, sendo as limas escolhidas F2, AN e A2, respetivamente. Todas apresentam o mesmo comprimento e a mesma conicidade, isto é 25mm e 8%, e possuem secção transversal triangular.

A resistência à torção foi avaliada usando a mesma máquina do estudo descrito anteriormente. A ponta do instrumento (5mm) foi presa entre blocos de policarbonato enquanto se manteve o instrumento direito. A lima girou no sentido horário a uma velocidade constante de 2rpm até que ocorreu a fratura. O momento de torção máximo até a fratura(Ncm) e o ângulo de torção(°) foram obtidos durante a rotação da lima. A resistência à fadiga cíclica foi avaliada usando um dispositivo EndoC, que foi desenvolvido para permitir a simulação de um instrumento confinado

num canal curvo. O canal artificial foi produzido em aço temperado com 6 mm de raio e 35° de ângulo de curvatura. Este teste foi conduzido de modo dinâmico, introduzindo e retirando a lima (4 mm) para simular o uso clínico. Foi utilizado um motor com binário controlado, girando a 300 rpm. O momento de torção inserido foi de 4Ncm.

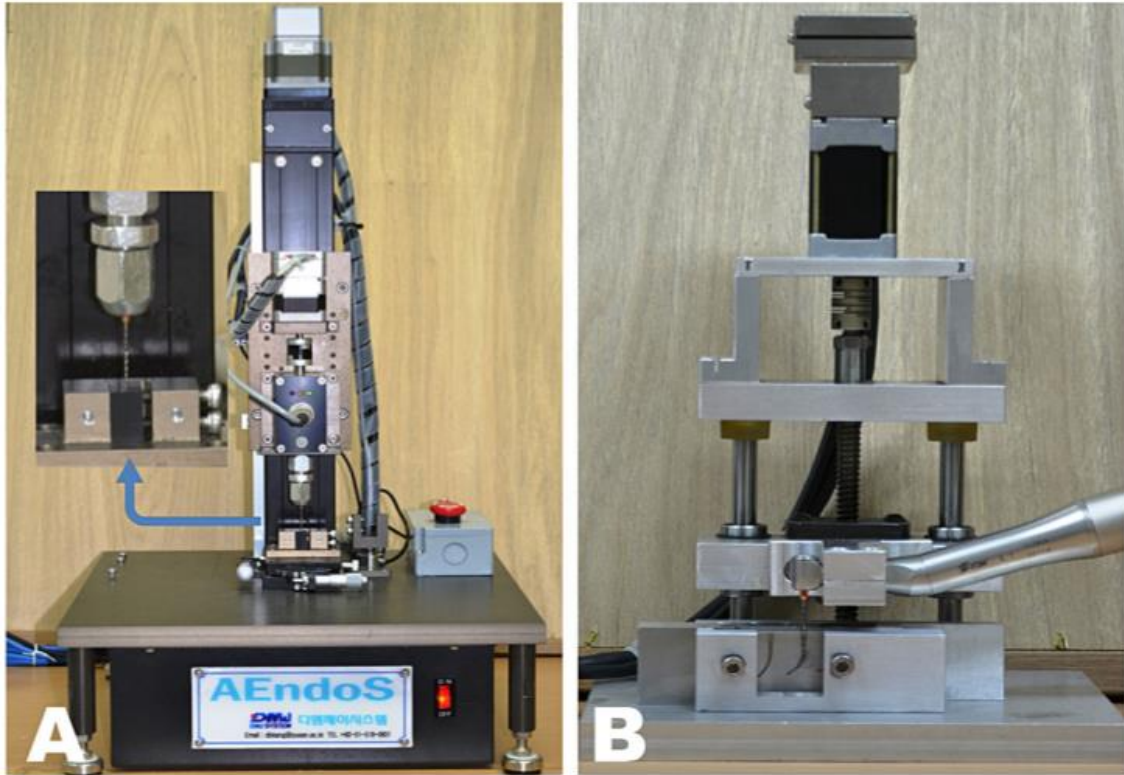


FIGURA 2. 26- DISPOSITIVOS CUSTOMIZADOS USADOS NO ESTUDO: (A) AENDOS (DMJ SYSTEM, BUSAN, KOREA) PARA O TESTE DE TORÇÃO, (B) ENDOC (DMJ SYSTEM) PARA O TESTE DE FADIGA CÍCLICA [24]

Os resultados apresentados na tabela 2.4, mostram que, o grupo A2 possui maior resistência à fadiga cíclica em comparação com os grupos AN e F2, de modo contrário os grupos AN e F2 apresentam maior resistência ao momento torsor do que os instrumentos do grupo A2.

TABELA 2. 4- RESISTÊNCIA À TORÇÃO E RESISTÊNCIA À FADIGA CÍCLICA (MEDIO ± DESVIO PADRÃO) [24]

	Torsional resistance			Cyclic fatigue resistance	
	Ultimate strength (Ncm)	Fracture angle (°)	Toughness (°Ncm)	NCF	Fragment length (mm)
A2	2.26 ± 0.19 ^a	710 ± 349 ^a	1252 ± 624 ^a	2219 ± 698 ^a	2.67 ± 0.41 ^a
AN	2.81 ± 0.25 ^b	615 ± 72 ^a	1313 ± 229 ^a	977 ± 325 ^b	2.75 ± 0.22 ^a
F2	3.03 ± 0.14 ^b	568 ± 65 ^a	1309 ± 305 ^a	843 ± 59 ^b	2.88 ± 0.26 ^a

A2: G6 A2, AN: G6 A2 without surface treatment, F2: ProTaper F2.
Different letters means statistical significance between groups: p < 0.05.

Nas figuras 2.27 e 2.28, observam-se imagens obtidas através do MEV das amostras fraturadas depois da fadiga cíclica e teste de torção respetivamente.

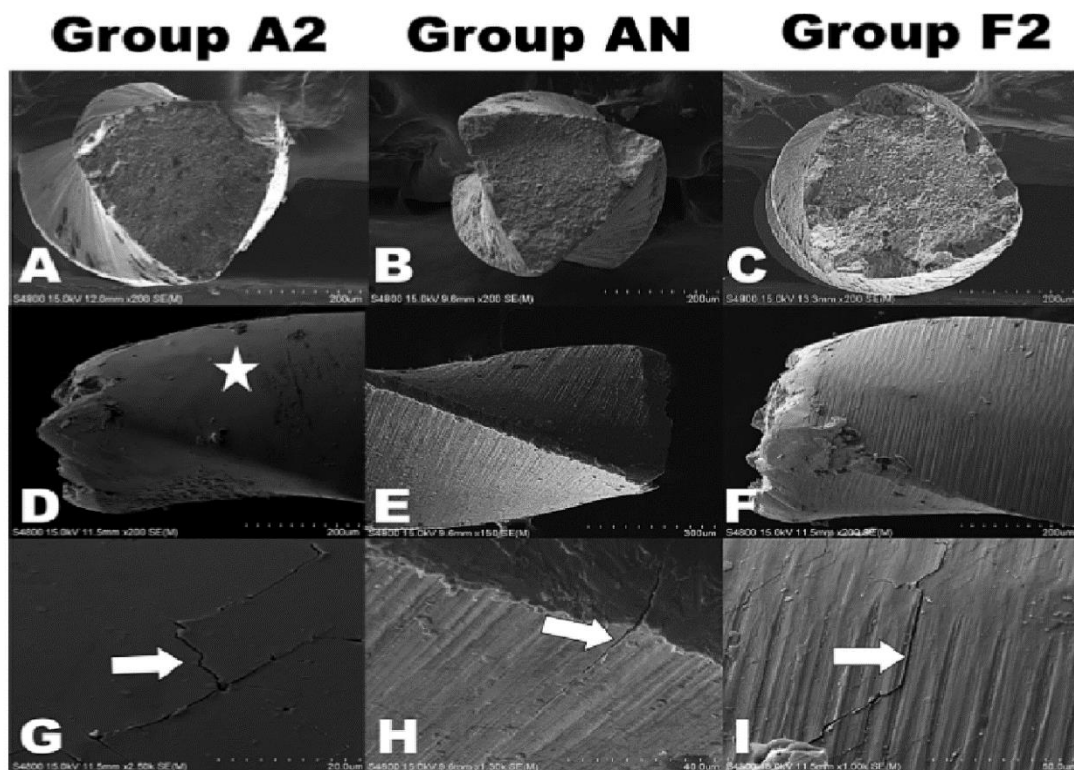


FIGURA 2. 27- SEM'S DE AMOSTRAS FRATURADAS APÓS O TESTE DE FADIGA CÍCLICA. A, B E C MOSTRAM AS TÍPICAS CARACTERÍSTICAS EM CORTE TRANSVERSAL DE FRATURAS POR FADIGA CÍCLICA COMO ZONAS DE INICIAÇÃO DE FRATURAS E ÁREAS DE FRATURA RÁPIDA. A LINHA DO MEIO (D, E E F) OBSERVA-SE O ASPETO LATERAL PRÓXIMO DAS MARGENS DE FRATURA. A IMAGEM D MOSTRA UMA ÁREA MUITO POLIDA DO GRUPO A2. AS FIGURAS D E F INDICAM A PRESENÇA DE MICRO-POROS USINADOS NOS GRUPOS AN E F2. A LINHA INFERIOR (G, H E I) MOSTRAM AS MICRO-FENDAS IRREGULARES (SETAS) NA SUPERFÍCIE SUAVIZADA DO GRUPO A2 (G) E MICRO-FENDAS (SETAS) AO LONGO DAS RANHURAS DA USINAGEM NOS GRUPOS AN (H) E F2 (I) [24]

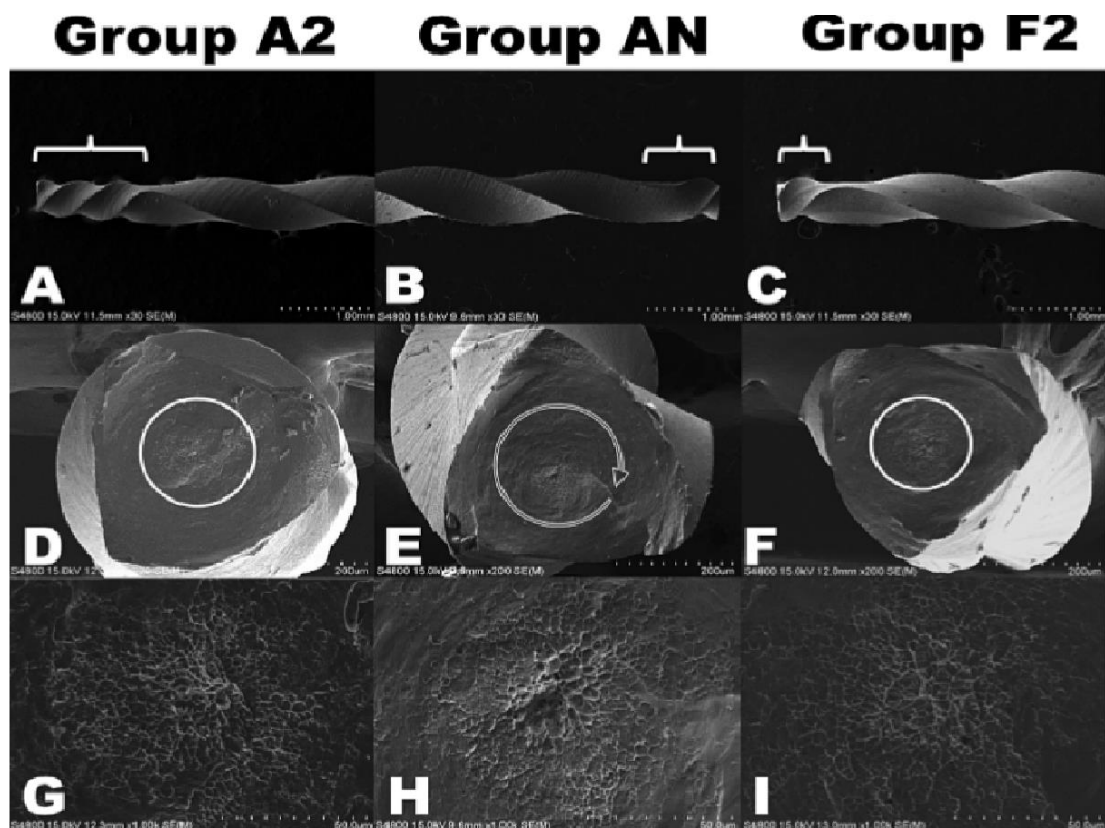


FIGURA 2. 28- SEM's DE AMOSTRAS FRATURADAS APÓS O TESTE À FRATURA POR TORÇÃO. A LINHA SUPERIOR (A, B E C) REPRESENTAM O ASPETO LATERAL LONGITUDINAL PRÓXIMO DAS MARGENS DE FRATURA. AS ÁREAS INDICADAS SÃO ÁREAS DE DISTORÇÃO DE DESENROLAMENTO OBSERVANDO A HÉLICE REVERTIDA. LINHA CENTRA (D, E E F) MOSTRA O CORTE TRANSVERSAL APRESENTANDO TÍPICAS CARACTERÍSTICAS DE FRATURA POR TORÇÃO COMO COVAS (CIRCULO) E ABRASÃO CIRCULAR (SETA). LINHA DE BAIXO (G, H E I) É FEITA UMA APROXIMAÇÃO DAS COVAS NO CENTRO DO INSTRUMENTO. [24]

Mais recentemente, O. A. Peters et al [25], avaliaram através de ensaios in-vitro as propriedades físicas de um novo instrumento endodôntico, Hyflex, com o principal objetivo de determinar os limites de torção e fadiga durante a preparação do canal.

Neste estudo foram testados cerca de 180 instrumentos, 30 de cada conicidade e comprimento divididos por cada teste de acordo com a referência de cada instrumento endodôntico:

- 20/.04
- 25/.04
- 30/.04
- 40/.04
- 20/.06
- 25/.08

Na figura 2.29, encontra-se uma imagem um instrumento Hyflex obtida por MEV (Microscópio Eletrônico de Varrimento)

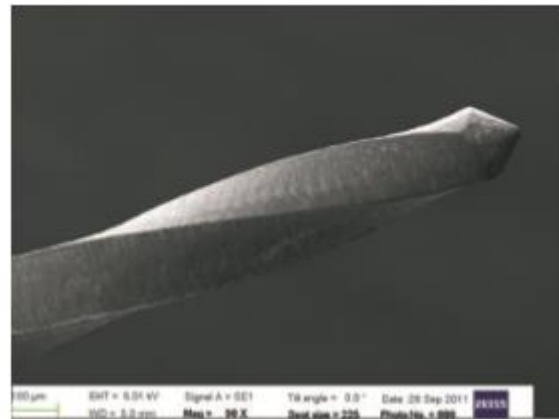


FIGURA 2. 29- SEM DE UM INSTRUMENTO ENDODÔNTICO HYFLEX SEM USO (EVO-50: ZEISS, JENA, ALEMANHA). A PONTA ARREDONDADA E AS ESTRIAS INDICANDO QUE O PROCESSO DE FABRICO FOI CONVENCIONAL [25]

Os instrumentos foram testados utilizando um equipamento que permite testar o momento de torção estacionário, o limite de fadiga, o momento de torção e a força apical durante a preparação do canal. O dispositivo de teste produzido foi idêntico ao utilizado por Peters e Barvakov, 2002. Na figura 2.30 são detalhados os componentes da plataforma de teste.

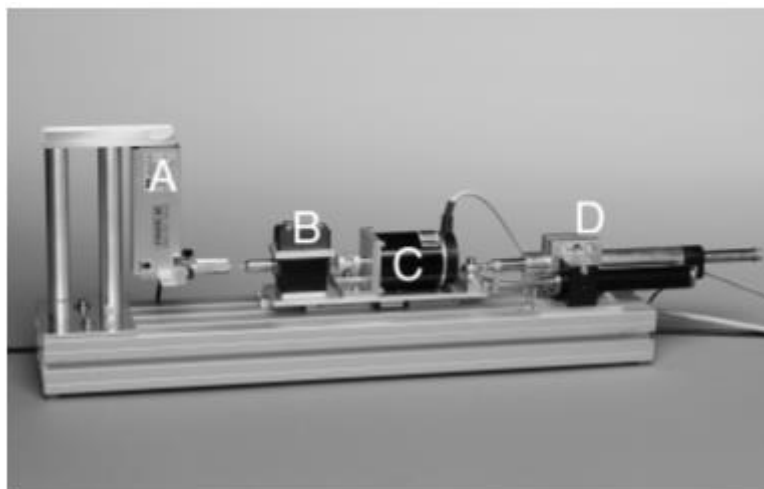


FIGURA 2. 30- COMPONENTES DA PLATAFORMA DE TESTE À TORÇÃO USADA NA PREPARAÇÃO DE CANAIS CURVOS: A, TRANSDUTOR; B, SENSOR DE TORÇÃO; C, MOTOR; D, UNIDADE DE ALIMENTAÇÃO [25]

O teste de torção foi realizado segundo a norma ISO3630-1, segurando a haste do instrumento num apoio e prendendo a ponta da lima em D3 (3mm), num bloco de bronze, tendo o motor sido posto a girar a 2 rpm.

Em termos de resultados, a figura 2.31(a) ilustra os valores de momento de torção máximo à fratura, variando entre 0.47 ± 0.05 N.cm e 1.38 ± 0.12 N.cm. É possível observar que o momento de torção máximo aumenta linearmente com o diâmetro de ponta para a conicidade .04. Os ângulos de rotação à fratura são indicados na figura 2.31(b), variando de 505° a 860° .

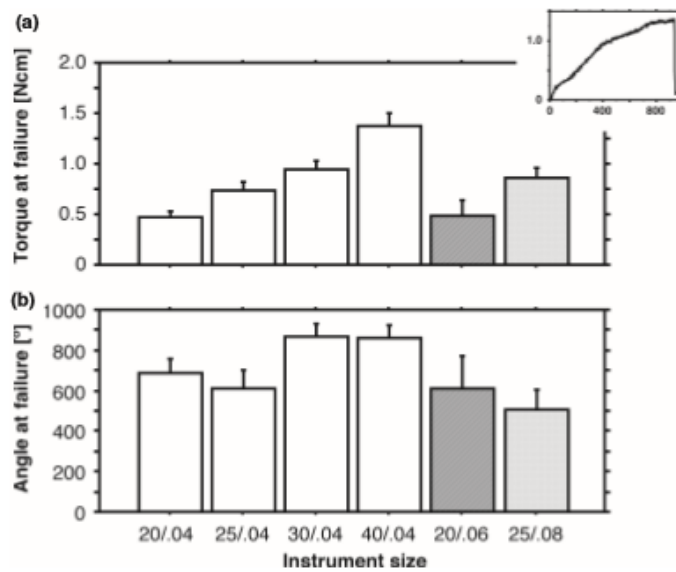


FIGURA 2. 31- DIAGRAMA DE BARRAS DOS VALORES MÉDIOS (\pm DP) PARA O MOMENTO DE TORÇÃO (A) E ÂNGULO À FRATURA (B) DETERMINADOS DE ACORDO COM ISO3630-1 (N=10 CADA) [25]

Para realizar o teste de fadiga (flexão rotativa) a plataforma foi reconfigurada (Fig. 2.32), o motor foi colocado a rodar a 500rpm e simulou-se um canal com uma curvatura de 90° e raio de curvatura igual a 5 mm.

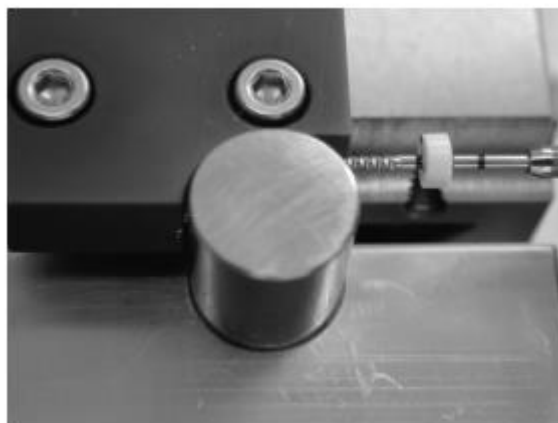


FIGURA 2. 32- PLATAFORMA DE AÇO TEMPERADO PARA O TESTE DE FADIGA CÍCLICA ACOPLADO AO DISPOSITIVO DE TESTE DE TORÇÃO. [25]

A vida à fadiga foi determinada pelo número de rotações da lima até a fratura, tendo sido obtidos valores entre 260 e 2565 NCF (Tabela 2.5). É possível observar na tabela 2.5 que limas com conicidade menor e as limas com menor diâmetro de ponta possuem maior vida à fadiga e também que o comprimento do fragmento é mais longo para a conicidade mais baixa, correlacionando o comprimento do fragmento e a vida à fadiga.

TABELA 2. 5- VALORES MÉDIOS DE VIDA À FADIGA (\pm DP) PARA INSTRUMENTOS HYFLEX, EXPRESSOS EM NÚMEROS DE CICLOS À FRATURA (NCF) [25]

Instrument	20, .04	25, .04	30, .04	40, .04	20, .06	25, .08
Fatigue life (NCF)	2565 \pm 1069	1572 \pm 330	882 \pm 161	676 \pm 351	1187 \pm 478	260 \pm 108
Significance*	abcde	af	b	cfg	dg	e
Fragment length (mm)	7.54 \pm 0.26	7.41 \pm 0.43	5.84 \pm 0.80	5.26 \pm 1.33	5.89 \pm 1.05	4.08 \pm 0.36
Significance*	abcd	efgh	aei	bfj	cgk	dhijk

*Significantly different values are indicated by the same letter ($P < 0.003$).

Posteriormente, a plataforma foi novamente reconfigurada para realizar o ultimo teste, que consistiu em determinar o momento de torção e a força a aplicar durante a preparação do canal. Para tal, foram simulados canais radiculares em blocos de plástico.

Os resultados obtidos durante esta simulação variaram de acordo com os resultados indicados na figura 2.33. Constata-se que o momento de torção foi mais alto para a sequência fornecida pelo fabricante (I), do que a técnica crown-down (II), no entanto estatisticamente não é significativa.

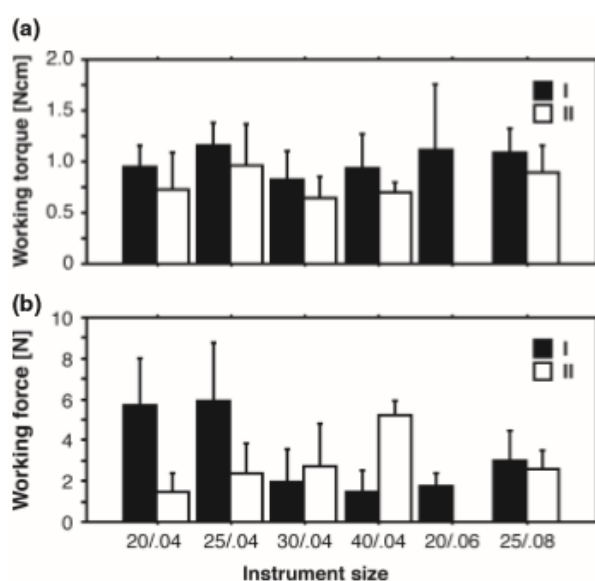


FIGURA 2. 33- DIAGRAMA DE BARRAS PARA VALOR MÉDIO DE MOMENTO DE TORÇÃO (A) E FORÇA (B) DURANTE A PREPARAÇÃO DE UM CANAL RADICULAR EM BLOCOS DE PLÁSTICO (N=10) [25]

Durante estes ensaios, nenhum instrumento se fraturou, no entanto 49 dos 60 instrumentos analisados deformaram plasticamente. A tabela 2.6 mostra a incidência para cada tipo de instrumento testado, bem como a forma como o autoclaving removeu a deformação visível em 63% dos casos.

TABELA 2. 6- INCIDÊNCIA DA DEFORMAÇÃO PLÁSTICA E DA RESPOSTA DA ESTERILIZAÇÃO [25]

Instrument	20, .04	25, .04	30, .04	40, .04	20, .06	25, .08
Deformed during use	7	9	10	10	5	8
Remained deformed	5	5	4	2	0	2

Concluindo, estes instrumentos (Hyflex) possuem resistência à torção similar a instrumentos convencionais de NiTi. A resistência à fadiga é muito maior e a habilidade de preparação do canal resulta em menores forças de trabalho, em comparação com outros instrumentos endodônticos testados em condições idênticas.

E. Pedullà et al. em 2015 [24] avaliaram a influência do pré-carregamento de torção na resistência à fadiga cíclica em instrumentos de Níquel-Titânio. Utilizando um total de 240 instrumentos das marcas MTwo, ProTaper Next X2 e Hyflex CM (80 de cada marca) com 25mm de comprimento e com conicidade 6%.

Em primeiro lugar testaram 10 instrumentos de cada marca à torção até ocorrer fratura, para estimar o valor médio do momento de torção máximo admitido. Em seguida, tomando como condições de pré-carregamento de torção 0%, 25%, 50% e 75% do momento de torção máximo, ensaiaram-se 20 instrumentos de cada marca em cada condição de pré-carregamento, sendo divididos em dois grupos de 10 instrumentos, em que num o processo de pré-carregamento se repetiu 20 vezes e no outro 40 vezes. Cada lima foi estrangida nos 5mm da ponta usando um mandril conectado a uma célula de sensor de binário e fixando a haste da mesma a outro mandril girando em sentido horário a 2rpm por ação de um motor passo a passo, até que se obtivesse o momento de torção desejado, assim que esse momento foi obtido o motor automaticamente mudou o sentido para anti-horário até que o instrumento retomasse a sua posição inicial. Este processo foi repetido 20 e 40 vezes (Fig. 2.34).

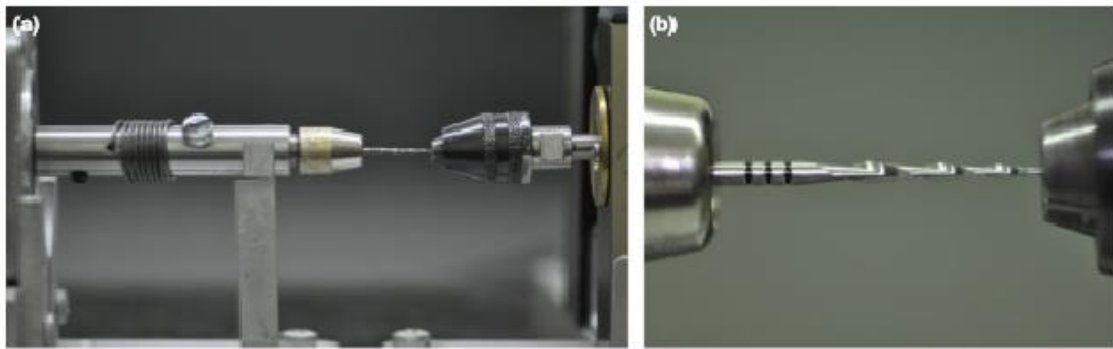


FIGURA 2. 34- MONTAGEM EXPERIMENTAL PARA TESTE DE TORÇÃO (A-B. (A) DISPOSITIVO PERSONALIZADO PARA APLICAR O CARREGAMENTO À TORÇÃO ATÉ À FRATURA E PRÉ-CARREGAMENTO; (B) UMA LIMA MTWO FOI MANTIDA DIREITA DURANTE OS CARREGAMENTO DE TORÇÃO POR UM MANDRIL FIXANDO 5 MM DA PONTA E OUTRO MANDRIL SEGURANDO A HASTE [26]

Depois do pré-carregamento, foi realizado um teste para a obter a resistência à fadiga cíclica utilizando um dispositivo que permitia reproduzir um instrumento confinado num canal curvo artificial. O canal foi produzido, reproduzindo o comprimento e a conicidade do instrumento, com um raio de curvatura de 5 mm e um ângulo de curvatura de 60° medido de acordo com o método de Scheinder (Fig. 2.35).

As limas foram ativadas por um acessório dentário (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Alemanha) motorizado, a uma rotação de 300 rpm: para reduzir a fricção entre o instrumento e as paredes do canal artificial foi introduzido um óleo sintético de alto fluxo. Todos os instrumentos giraram até a fratura fosse detetada.

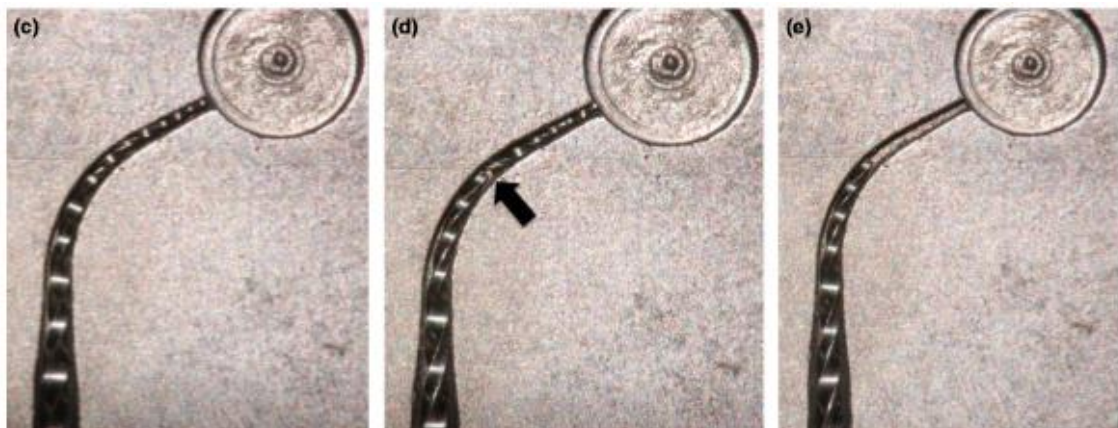


FIGURA 2. 35- CANAL RADICULAR SIMULADO PARA TESTAR A VIDA À FADIGA CÍCLICA (C-E). (C) PROTAPER INSERIDO NO CANAL ARTIFICIAL; (D) PONTO DE FRATURA (SETA) NO CENTRO DA CURVATURA SIMULADA APÓS O TESTE DE FÁDICA CÍCLICA DO PROTAPER NEXT X2; (E) INSTRUMENTO PROTAPER FRATURADO NO INTERIOR DO CANAL ARTIFICIAL COM O SEGMENTO FRATURADO RETIRADO [26]

Nas tabelas 2.7 e 2.8 são apresentados os valores médios para o momento de torção máximo, angulo de rotação até à fratura e o número de ciclos até à falha.

TABELA 2. 7- VALORES MÉDIOS DE MOMENTO DE TORÇÃO MÁXIMO (NCM) E ANGULO DE ROTAÇÃO (°) DOS INSTRUMENTOS TESTADOS [26]

Instrument	Torque (Ncm)				Angle of rotation (°)			
	Mean	Standard deviation	Min	Max	Mean	Standard deviation	Min	Max
ProTaper Next	1.32 ^a	0.25	0.96	1.76	264.16 ^c	22.67	230	295
MtTwo	0.98 ^b	0.15	0.79	1.20	351.83 ^c	81.55	230	440
HyFlex CM	0.84 ^b	0.10	0.76	1.06	593.83 ^d	93.12	455	700

Different superscript letters indicate significant differences amongst groups ($P < 0.05$).

TABELA 2. 8-NUMERO DE CICLOS ATÉ À FRATURA (NCF) (VALOR MÉDIO ± DESVIO PADRÃO) DEPOIS DAS DIFERENTES PERCENTAGENS E CICLOS DE PRÉ-CARREGAMENTO DE TORÇÃO [26]

File	Without torsional preloading (0%)	RNTP	Torsional preloading		
			25%	50%	75%
ProTaper Next X2	402 ± 34 ^a	20	248 ± 30 ^d	243 ± 41 ^d	273 ± 48 ^d
		40	283 ± 62 ^d	233 ± 110 ^d	209 ± 47 ^d
MtTwo	616 ± 71 ^b	20	495 ± 59 ^e	501 ± 147 ^e	447 ± 131 ^e
		40	480 ± 91 ^e	417 ± 96 ^e	441 ± 118 ^e
HyFlex CM	1307 ± 181 ^c	20	1157 ± 357 ^{c, f}	856 ± 272 ^f	711 ± 210 ^{f, g}
		40	1053 ± 460 ^{c, f}	939 ± 397 ^f	554 ± 232 ^g

Different superscript letters indicate significant differences amongst groups ($P < 0.05$).

Embora seja difícil fazer uma comparação dos diferentes instrumentos, pois possuem diferenças no tipo de liga, modelo e secção transversal, neste estudo os novos instrumentos Hyflex CM, sem pré-carregamento de torção, apresentam significativamente maior resistência à fadiga cíclica do que os MTwo, e estes dois em relação ao instrumento ProTaper Next X2 possuem significativamente maior resistência à fadiga ($P < 0.001$ em cada comparação).

Simultaneamente, as limas ProTaper apresentaram maior valor de resistência à torção que os outros dois tipos de instrumentos, entre o MTwo e o Hyflex não foi detetada nenhuma diferença significativa. O pré-carregamento a 75% e 50% diminuiu significativamente a resistência à fadiga cíclica quer com 20 quer com 40 repetições, em comparação aos instrumentos não carregados à torção. Ao contrário do instrumento ProTaper, que perde significativamente resistência à fadiga cíclica quando sofreu um pré-carregamento de 25% do momento de torção máximo, o instrumento Hyflex perde aproximadamente 11% a 19% da sua resistência à fadiga cíclica.

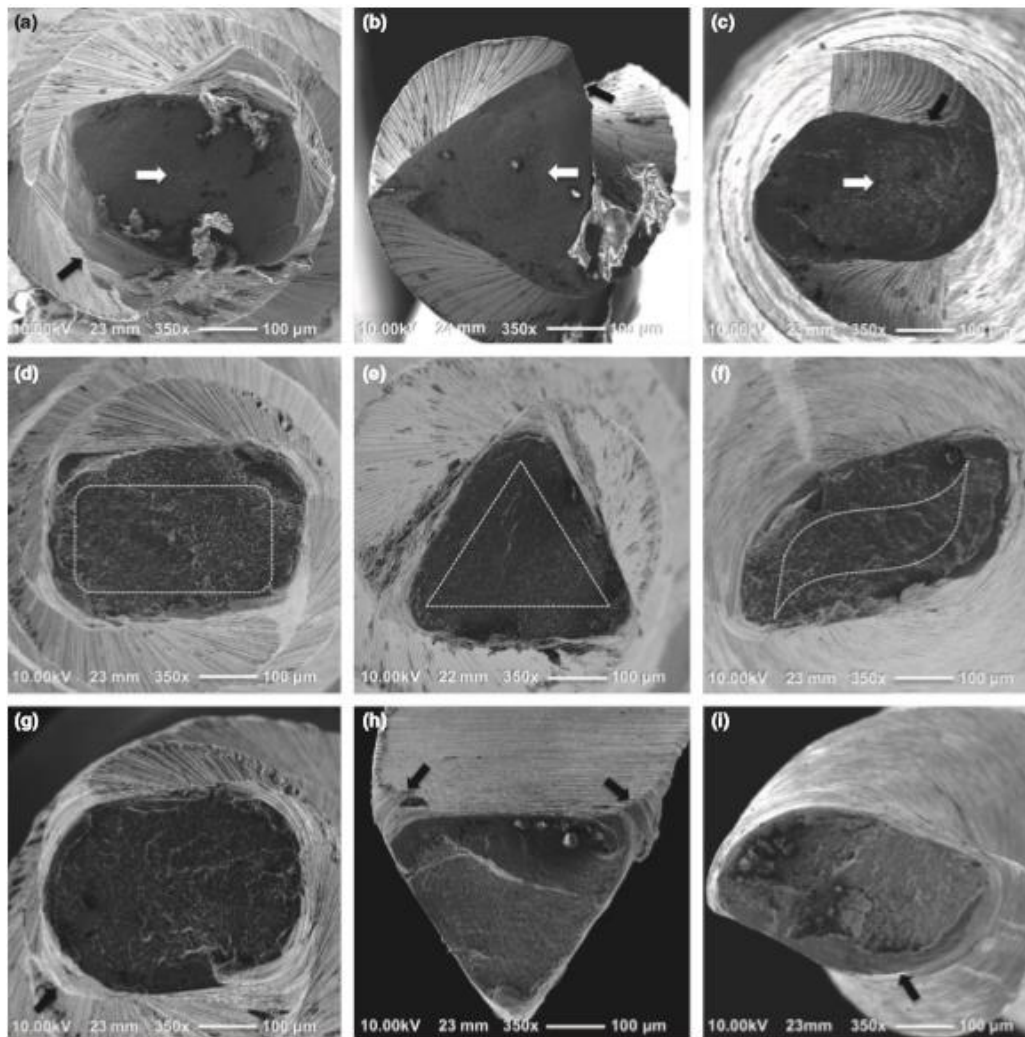


FIGURA 2. 36- IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DO SEM DE INSTRUMENTOS APÓS O TESTE DE FADIGA CÍCLICA (A, D, G = PROTAPER; B, E, H = MTWO; C, F, I = HYFLEX). (A, B, C) IMAGENS DA SUPERFÍCIE FRATURADA DE INSTRUMENTOS NOVOS APÓS O TESTE DE RESISTÊNCIA À TORÇÃO, SEGUNDA E TERCEIRA LINHAS MOSTRAM A SUPERFÍCIE DE FRATURA APÓS O TESTE À FADIGA CÍCLICA DE LIMAS NOVAS E PRÉ-CARREGADAS A 75% DO VALOR MÁXIMO DE MOMENTO TORSOR PARA 40 CICLOS RESPECTIVAMENTE. MARCAS DE ABRASÃO CIRCULAR E POROS DISTORCIDOS (SETAS BRANCAS) NO CENTRO DE ROTAÇÃO SÃO EVIDÊNCIAS DE FALHA SOBRE TORÇÃO; FRONTEIRAS SUAVIZADAS (SETAS ESCURAS) DEVIDO À TORÇÃO [26]

Imagens da superfície fraturada obtidas através do MEV, mostram características típicas e similares de falha de torção no centro de rotação dos instrumentos testados à torção (Fig. 2.36 a-c). Nos instrumentos testados à fadiga cíclica (Fig. 2.36 d-f) observa-se por toda a superfície de fratura estrias de fadiga

Revista a literatura, comprova-se a existência de um grande desenvolvimento técnico-científico referente à produção, propriedades mecânicas, comportamento e aplicação das ligas Ni-Ti nas últimas duas décadas. Entretanto, apesar da crescente utilização de novos instrumentos endodônticos, ainda não se atingiu um

entendimento consistente em relação ao seu comportamento quando sujeitos a esforços de torção em relação aos instrumentos anteriormente utilizados.

Capítulo 3 – Simulação Computacional

Várias simulações numéricas foram executadas para avaliar a resposta mecânica da lima endodôntica *Hyflex™ CM 20/.04* (Fig. 3.1), quando esta fica presa num canal radicular sujeita a um momento de torção. Devido à não linearidade do Nitinol, foi conduzido um estudo através de análise de elementos finitos não linear *FEA* no *SolidWorks Simulation*. Em primeiro lugar foi feita a modelação 3D do instrumento, utilizando o *SolidWorks* (Fig. 3.2).

Sabendo que a tensão de rotura do material varia entre os 0.89GPa e 1.9GPa (Tabela 2.1) para o instrumento analisado, este estudo incide na importância que tem o comprimento do segmento do instrumento que fica preso no canal radicular e sujeito a um momento de torção. A análise considerou a ponta do instrumento presa entre os 2 mm, 3 mm, 4 mm e 5 mm a partir da ponta do instrumento e o momento de torção aplicado variou entre os 0.001Nm e os 0.004Nm.

3.1 – Modelo CAD do Instrumento *Hyflex CM 20/.04*

A lima *Hyflex CM* pode ser definida por 3 partes diferentes, como se pode observar na Fig. 3.1. A zona 1' é a zona mais importante da ferramenta, visto que é responsável pela limpeza e formação do canal. A geometria desta área foi obtida maquinando o fio de NiTi com o diâmetro de ponta e conicidade desejados. A área 2 é responsável por fazer a ligação entre a área 1 e o motor.

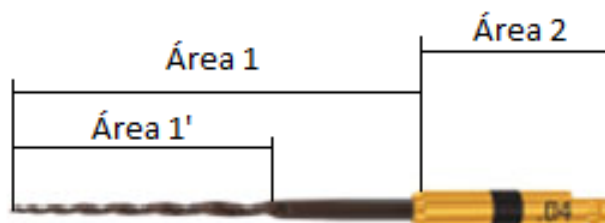


FIGURA 3. 1- *HYFLEX™ CM* COM AS DIFERENTES REGIÕES [25]

O presente estudo focou-se no instrumento *HyFlexTM CM 20/04*, onde 20/04 são as referências para o diâmetro de ponta em centésimos de milímetro e a conicidade; o diâmetro da zona 1 toma valor de 0.84 mm. Os comprimentos das zonas são 25mm, 16mm e 12.5mm para a Área 1, Área 1' e Área 2, respetivamente.

A geometria do instrumento é apresentada na Fig. 3.2.



FIGURA 3. 2- MODELO CAD DA FERRAMENTA 20/04

Na tabela encontram-se as propriedades mecânicas definidas para o modelo do material durante as análises por elementos finitos.

TABELA 3. 1-PROPRIEDADES DO NITINOL

Modulo de elasticidade (Austenite)	83GPa
Modulo de elasticidade (Martensite)	40GPa
Tensão de cedência (Austenite)	300MPa
Tensão de rotura (encruado)	1.4GPa
Extensão recuperável elasticamente	8%
Extensão à rotura	13%

Capítulo 4 – Resultados da simulação numérica

Como referido anteriormente, cada simulação numérica foi realizada para cada comprimento de segmento do instrumento preso, fazendo variar o momento de torção aplicado progressivamente entre os 0.1Ncm, de 0.01 a 0.01Ncm, até aos 0.4Ncm na área 2 (Fig 3.1). Considerou-se que a tensão de rotura do material varia entre 1.3GPa e 1.5GPa.

Todas as ilustrações referentes às análises numéricas realizadas, recorrendo ao método de elementos finitos, são observadas nas seguintes figuras, Fig.4.1 a Fig. 4.15.

4.1 – Instrumento preso a 2 mm da extremidade

Começando pelo instrumento em que a ponta fica presa aos 2 mm, constata-se que dos 0.1N.cm até aos 0.15N.cm, o material encontra-se na gama de valores de tensão de rotura para o instrumento (Fig. 4.1-4.3).

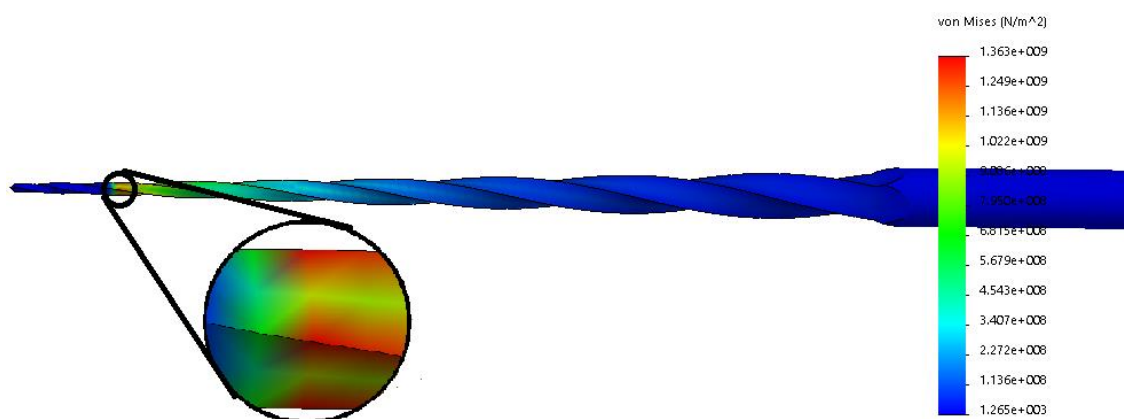


FIGURA 4. 1-DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.001NM

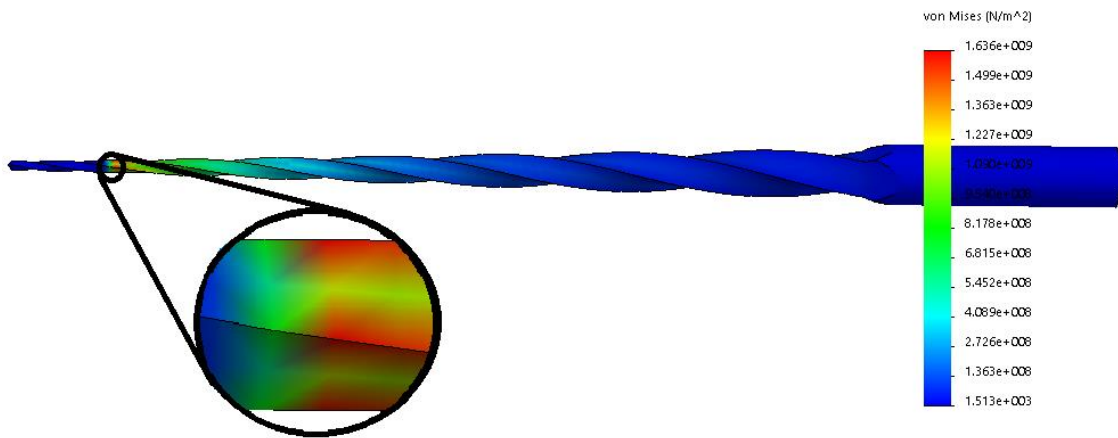


FIGURA 4. 2- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0012Nm

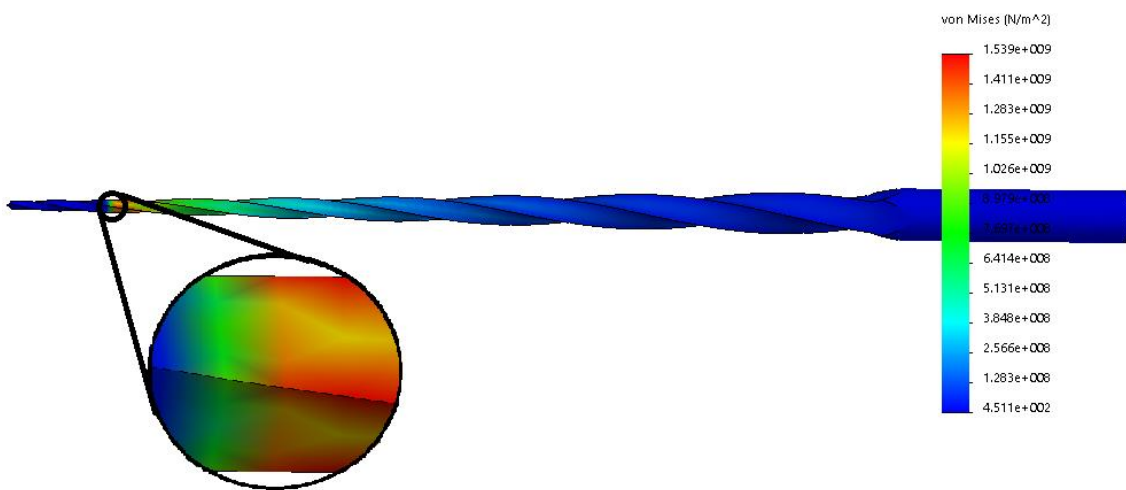


FIGURA 4. 3- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0015Nm

4.2 – Instrumento preso a 3 mm da extremidade

Para o instrumento fixo a 3mm da extremidade fez-se variar o momento aplicado entre os 0.16Ncm os 0.21Ncm. Os resultados obtidos – tensão de Von Mises – encontram-se nas figuras 4.4 a 4.7.

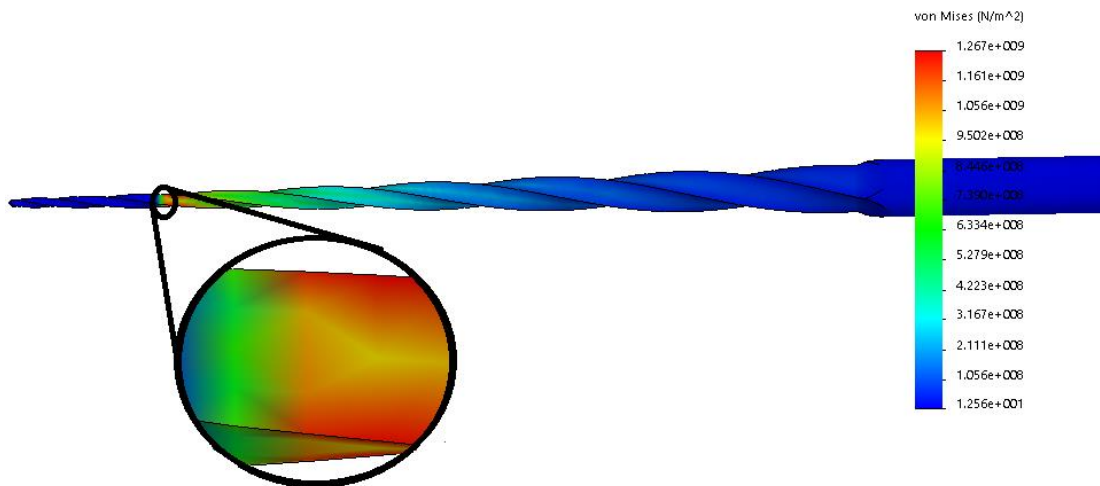


FIGURA 4. 4- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0016NM

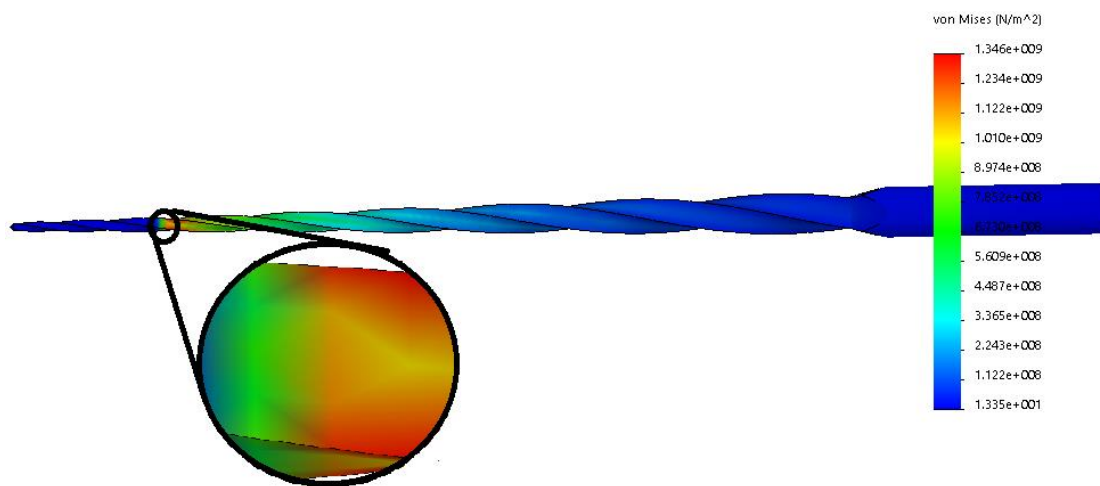


FIGURA 4. 5- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES ESFORÇO PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0017NM

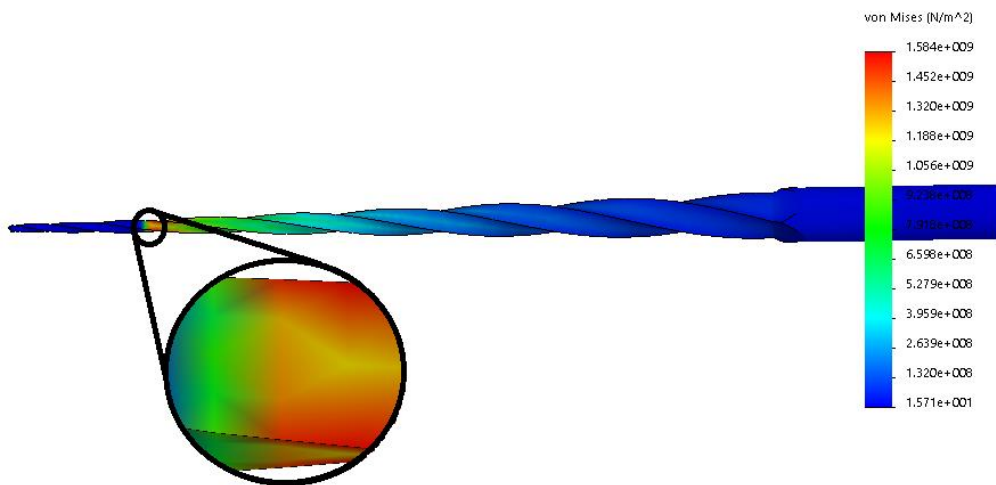


FIGURA 4. 6- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.002Nm

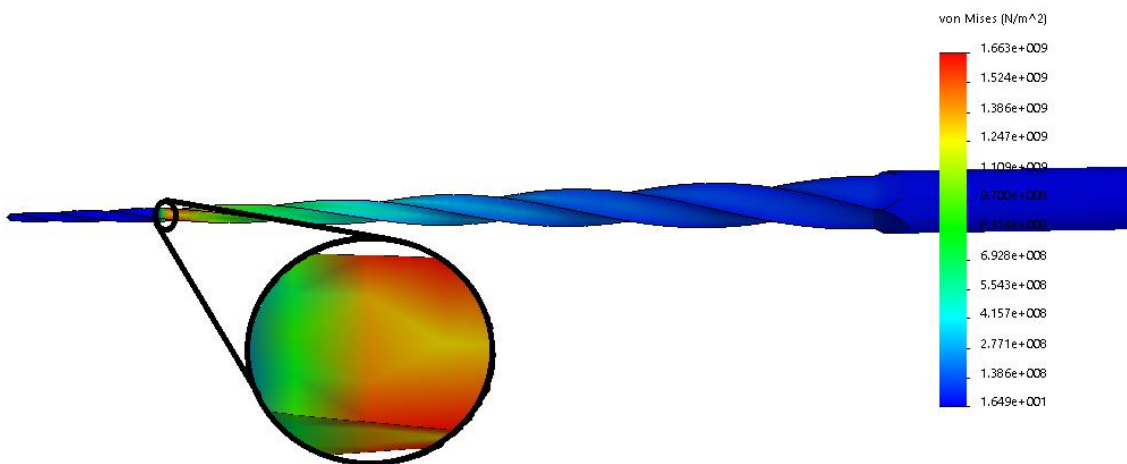


FIGURA 4. 7- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0021Nm

4.3 – Instrumento preso a 4 mm da extremidade

Para o instrumento preso na ponta a 4mm da extremidade, os valores obtidos de momento de torção máximo, tendo em conta a tensão de rotura do material, foram entre os 0.23Ncm e 0.29Ncm (Fig. 4.8 a 4.11).

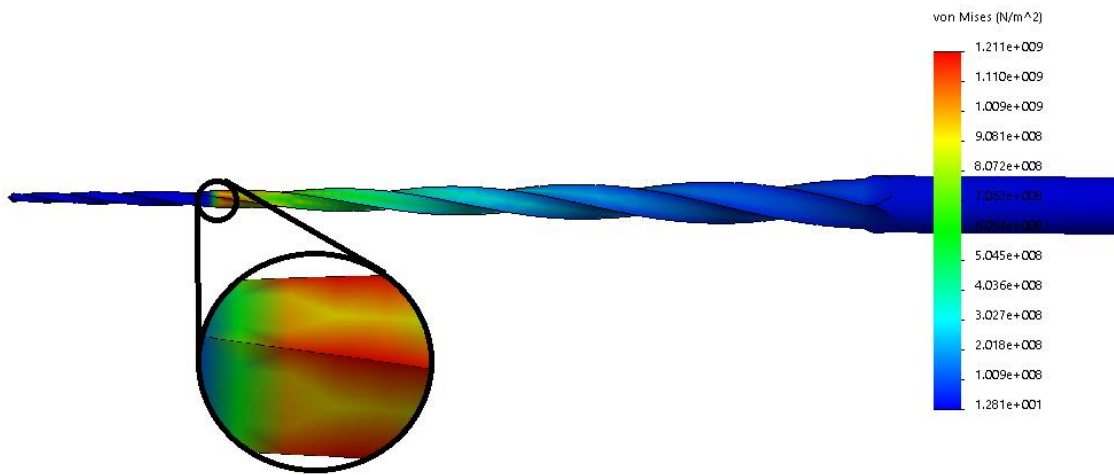


FIGURA 4. 8- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0023Nm

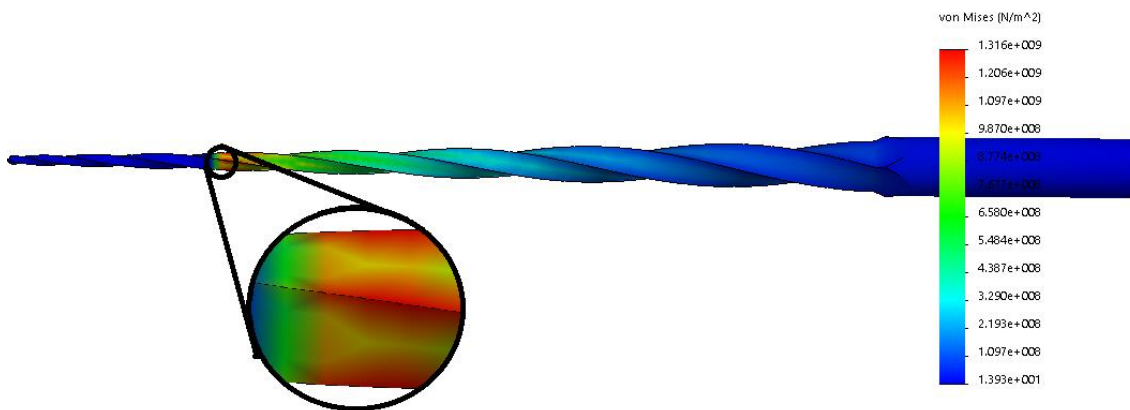


FIGURA 4. 9- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0025Nm

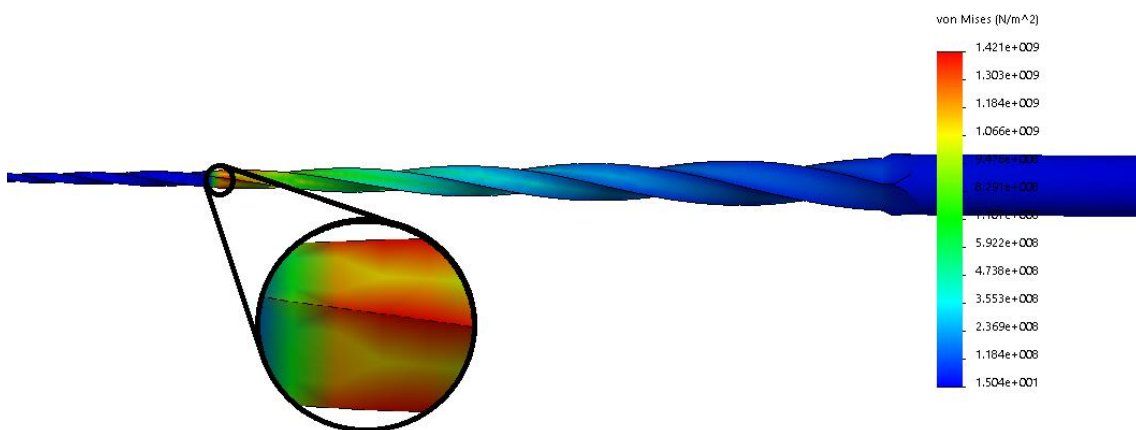


FIGURA 4. 10- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0027Nm

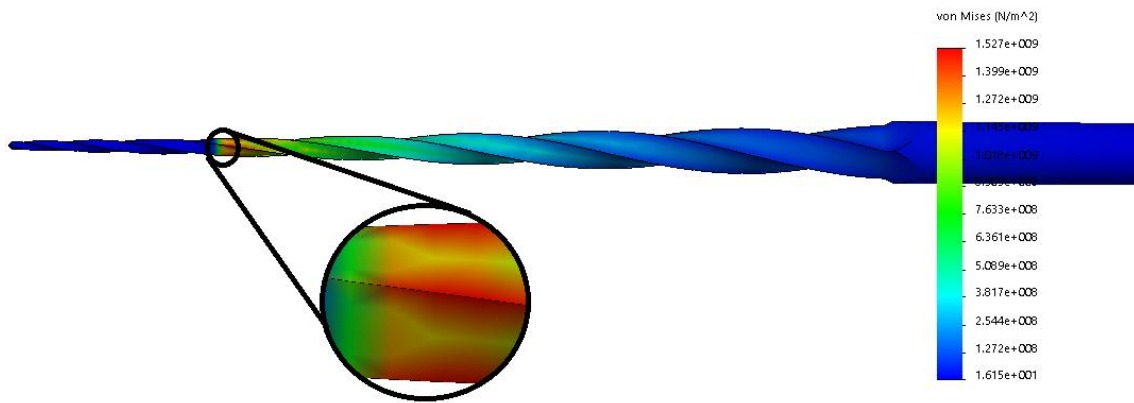


FIGURA 4. 11- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0029Nm

4.4 – Instrumento preso a 5 mm da extremidade

Finalizando, no instrumento em que o segmento de ponta fica preso nos 5mm a partir da extremidade os valores do momento de torção aplicado, variam entre os 0.36Ncm e os 0.4Ncm (Fig. 4.12-4.15).

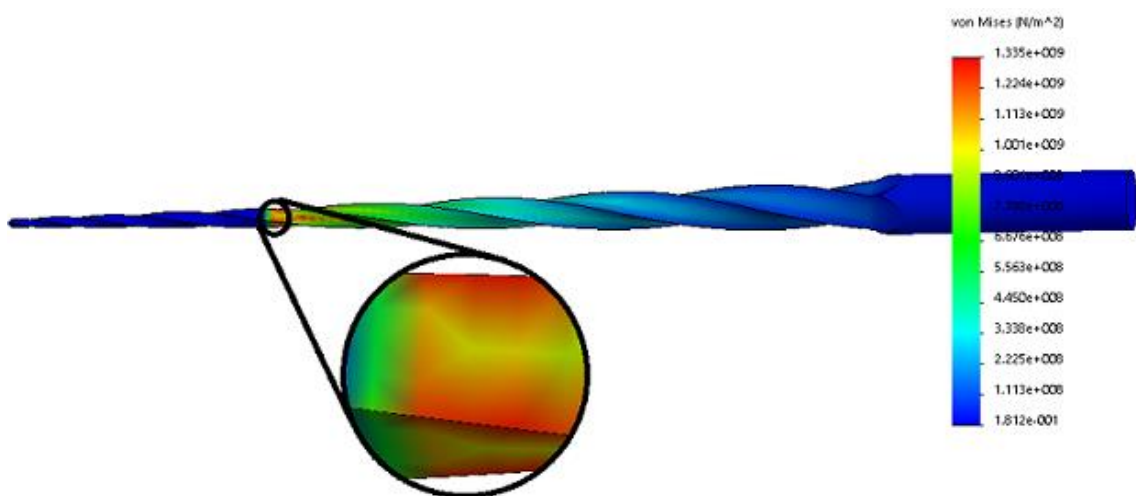


FIGURA 4. 12- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0035Nm

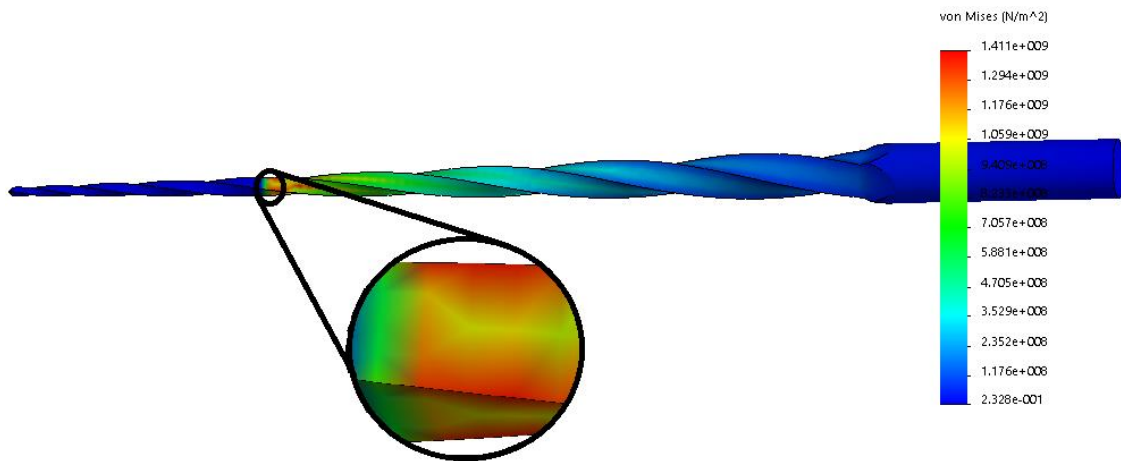


FIGURA 4. 13- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0037Nm

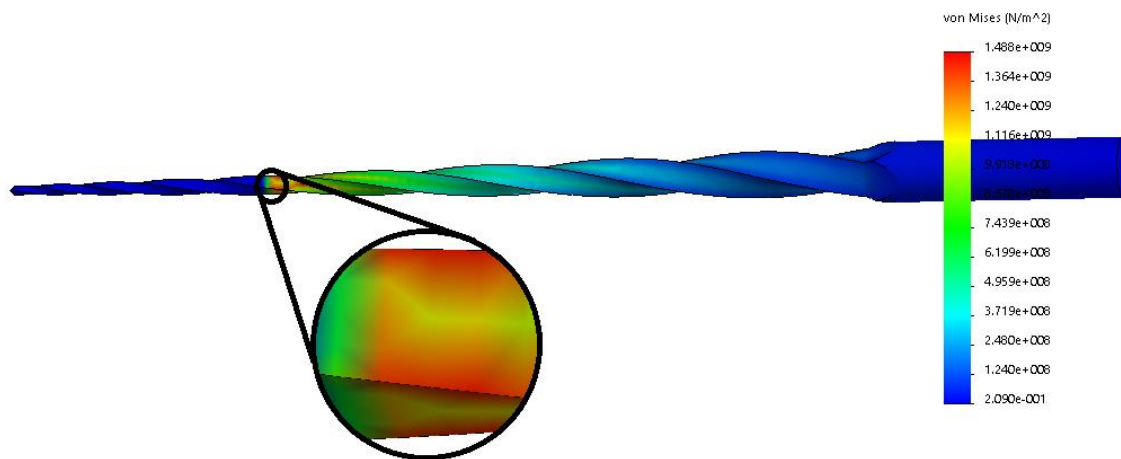


FIGURA 4. 14- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.0039Nm

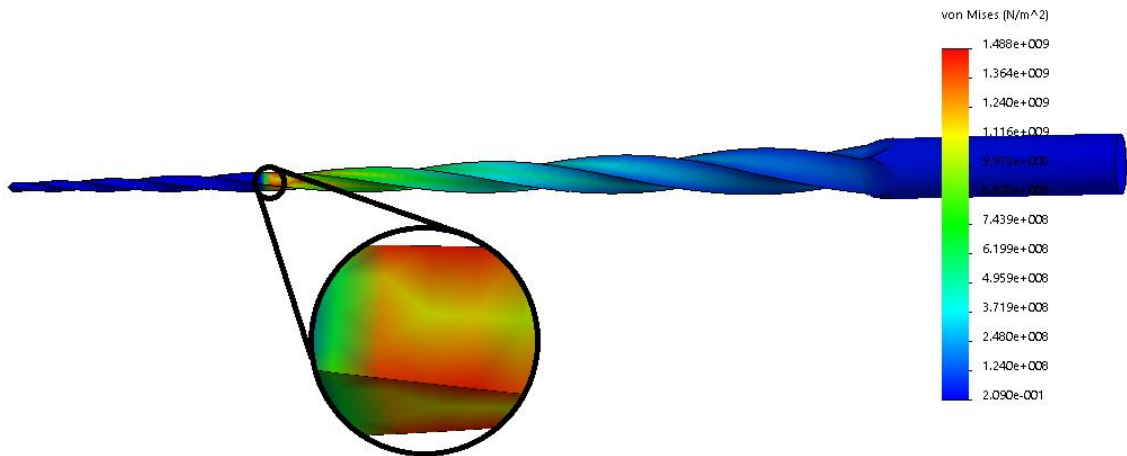


FIGURA 4. 15- DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES DE VON MISES PARA UM MOMENTO DE TORÇÃO APLICADO DE 0.004Nm

Umás sínteses dos resultados numéricos obtidos encontram-se nas figuras 4.16 a 4.19.

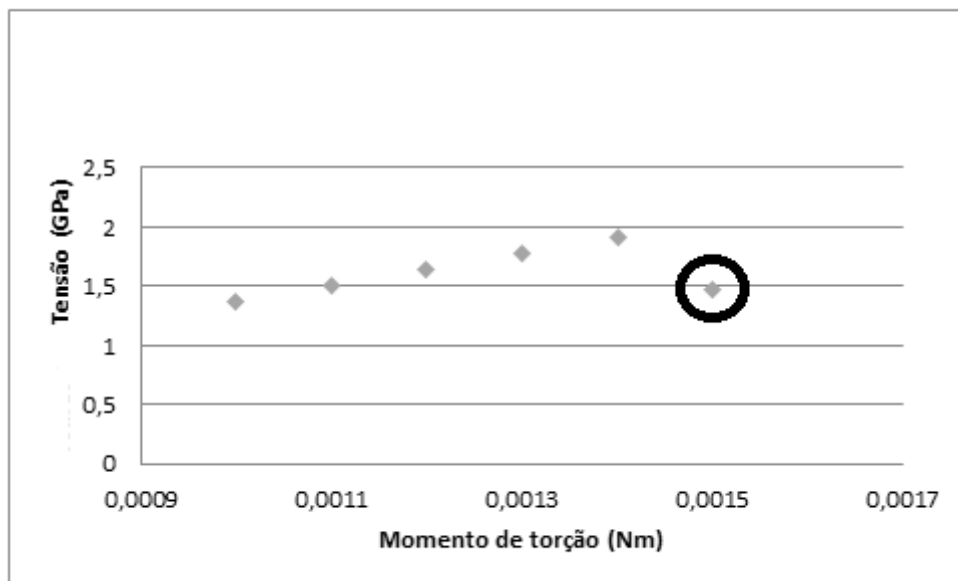


FIGURA 4. 16- TENSÃO EM FUNÇÃO DO MOMENTO DE TORÇÃO PARA O INSTRUMENTO PRESO A 2MM, COM VALOR UTILIZADO PARA A MODELAÇÃO DO DISPOSITIVO ASSINALADO COM UM CIRCULO

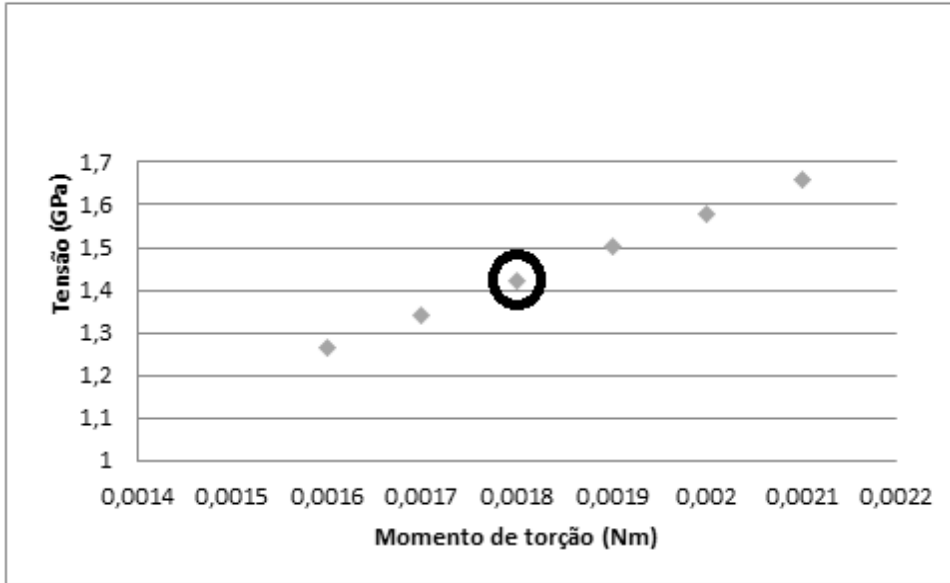


FIGURA 4. 17- TENSÃO EM FUNÇÃO DO MOMENTO DE TORÇÃO PARA O INSTRUMENTO PRESO A 3MM, COM VALOR UTILIZADO PARA A MODELAÇÃO DO DISPOSITIVO ASSINALADO COM UM CIRCULO

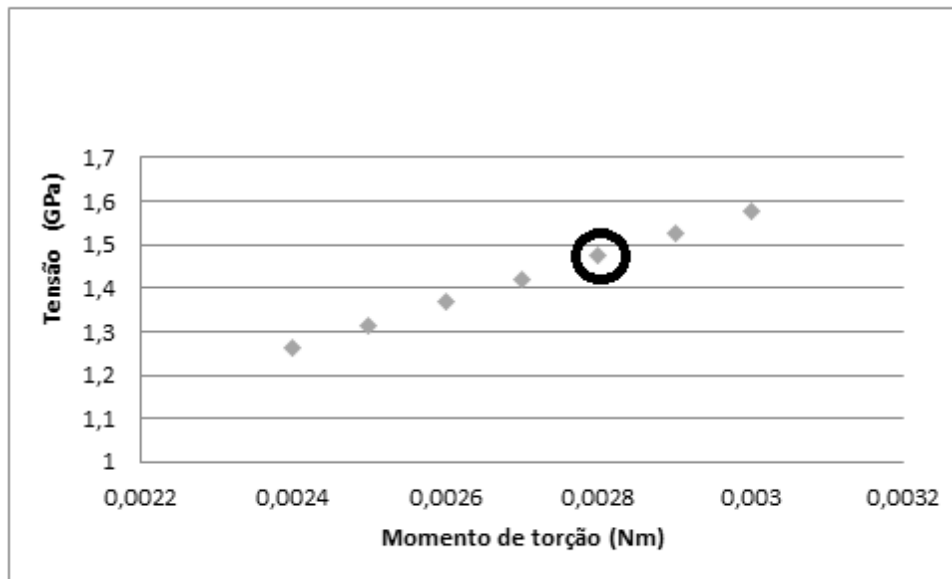


FIGURA 4. 18- TENSÃO EM FUNÇÃO DO MOMENTO DE TORÇÃO PARA O INSTRUMENTO PRESO A 4MM, COM VALOR UTILIZADO PARA A MODELAÇÃO DO DISPOSITIVO ASSINALADO COM UM CIRCULO

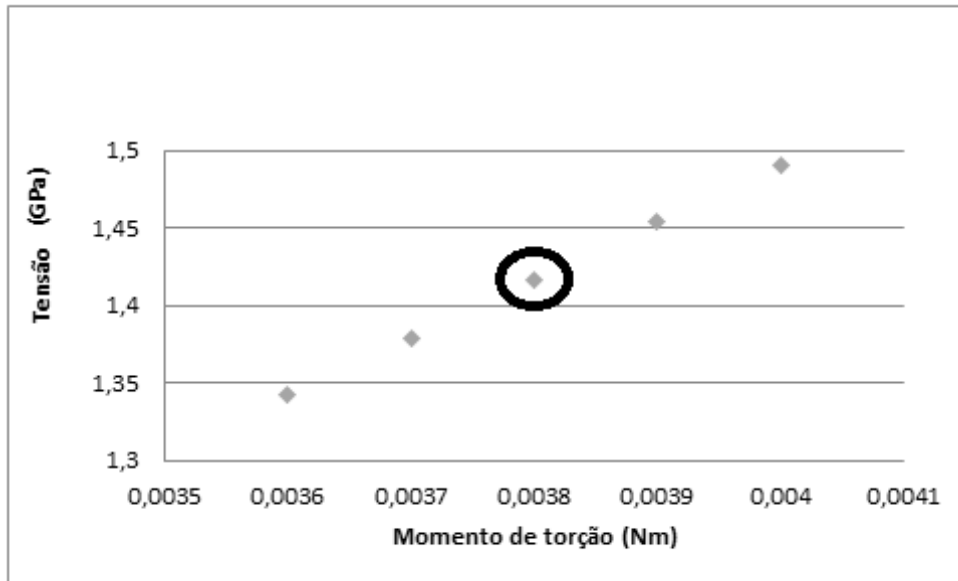


FIGURA 4. 19- TENSÃO EM FUNÇÃO DO MOMENTO DE TORÇÃO PARA O INSTRUMENTO PRESO A 5MM, COM VALOR UTILIZADO PARA A MODELAÇÃO DO DISPOSITIVO ASSINALADO COM UM CIRCULO

Capítulo 5 – Conceção e dimensionamento de um equipamento para testes de instrumentos endodônticos à torção

Para o dimensionamento do sistema mecânico e escolha de componentes. Considerou-se que o momento de torção a aplicar ao instrumento endodôntico 20/04, oscila entre os 0.001Nm e os 0.004Nm (Fig. 4.16-4.19) e que o ângulo de rotação é aproximadamente de 600°. No mercado de motores passo a passo não existe nenhum que, com perto de duas rotações por minutos reproduza uma gama de valores de torção requerida, tendo sido necessário recorrer a engrenagens cilíndricas. Para tal, foi selecionado o motor passo a passo que produz menor momento de torção no mercado e analisou-se a curva de funcionamento a 24V (Tabela 5.1)

TABELA 5. 1- MOMENTO E POTÊNCIA DO MOTOR NEMA 8 PARA 24V (ANEXO D)

	M_t (Nm)	P (W)	RPM
24 V	0.015	0.016	1-10

Deste modo, fez-se o dimensionamento das engrenagens para que o binário no veio do instrumento variasse entre 0.1Ncm e 0.38Ncm

Sabendo que a potência do motor é dada pela multiplicação do momento torsor (M_t) pela velocidade angular (ω):

$$P = M_t \times \omega$$

E que,

$$10rpm \rightarrow 2\pi \frac{rpm}{60} \left[\frac{rad}{s} \right] \approx 1.05rad/s$$

Obtém-se:

TABELA 5. 2-POTÊNCIA MOMENTO E VELOCIDADE ANGULAR DO EIXO MOVIDO PARA CADA SEGMENTO DE PONTA FIXO

	P (W)	M_t (Nm)	ω (rad/s)
2mm	0.016	≈ 0.0015	10.7
3mm	0.016	≈ 0.0018	8.9
4mm	0.016	≈ 0.0028	5.7
5mm	0.016	≈ 0.0038	4.2

Sabendo que as dimensões características das engrenagens cilíndricas pode ser expressa pelas seguintes expressões [26].

TABELA 5. 3- DIMENSÕES CARACTERÍSTICAS DAS ENGENAGENS CILÍNDRICAS CORRIGIDO SEGUNDO FOELMER

Dimensões do dente	Roda (mm)	Carreto (mm)
Diâmetro da circunferência de cabeça	$d_{k1} = (Z_1 + 1.8)m$	$d_{k2} = (Z_2 + 3)m$
Diâmetro da circunferência de pé	$d_{f1} = (Z_1 - 2.334)m$	$d_{f2} = (Z_2 - 1.134)m$
Diâmetro da circunferência primitiva	$d_1 = Z_1 \times m$	$d_2 = Z_2 \times m$
Espessura do dente	$S_1 = 1.57m$	$S_2 = 1.89m$
Altura total do dente	$h = 2.166m$	$h = 2.166m$
Altura da cabeça do dente	$h_1 = m$	$h_1 = m$
Altura do pé do dente	$h_2 = 1.166m$	$h_2 = 1.166m$

Seja uma roda dentada, Z_2 , com 12 dentes e um módulo de engrenagem igual a 1.5:

- $Z_2 = 12$ dentes
- $m=1.5$

$$d_2 = Z_2 \times m = 12 \times 1.5 = 18mm$$

$$d_{engr.motor} \times \omega_{motor} = d_{engr.eixo movido} \times \omega_{eixo motor} \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow d_{engr.motor} \times 1.05 = 18 \times 8.9 \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow d_{engr.motor} \approx 153mm$$

Pelo que:

$$Z_1 = \frac{d_1}{m} = 102 \text{ dentes}$$

TABELA 5. 4-DIÂMETRO DA ENGENAGEM CILÍNDRICA MAIOR E NUMERO DE DENTES PARA CADA MOMENTO APLICADO NO INSTRUMENTO

M(Nm)	D₁(mm)	Z₁
0.0015	183	122
0.0018	153	102
0.0028	98	65
0.0038	72	48

Para determinar o momento de torção máximo aplicado no instrumento considerou-se a utilização de extensómetro ou de uma célula de carga (Fig. 5.1-5.2). Assim sendo, fez-se uma estimativa dos valores que irão ser obtidos por esses sensores tendo em conta o binário aplicado no eixo movido.

$$\tau = \frac{M_t \times R_1}{J} \quad (1)$$

$$\tau = G \times \gamma \quad (2)$$

$$\gamma = 2 \times \varepsilon \quad (3)$$

Substituindo (2) e (3) em (1), obtém-se a extensão ε (4):

$$\varepsilon = \frac{M_t \times R_1}{2 \times J \times G} \quad (4)$$

Com,

$$J = \frac{1}{2} \times \pi \times (R_1^4 - R_2^4) \quad (5) \text{ (considerou-se que os extensómetros serão colados num tubo com } R_1 = 4.5 \text{ mm e } R_2 = 2.5 \text{ mm e fabricado numa liga de alumínio)}$$

Para o intervalo de valores imposto no eixo movido (Tabela 5.2), estima-se que os valores de extensão estejam compreendidos entre os seguintes valores:

TABELA 5. 5- VALORES DE EXTENSÃO PARA O INTERVALO DE VALORES DE BINÁRIO IMPOSTO PELO VEIO MOVIDO

M(Nm)	ε
0.0015	23.1 $\mu\varepsilon$
0.0018	27.8 $\mu\varepsilon$
0.0028	43.3 $\mu\varepsilon$
0.0038	58.7 $\mu\varepsilon$

Tomando o valor do comprimento do braço como 15mm, pode-se estimar o intervalo de valores de força e/ou massa esperados na célula de carga.

$$M_t = F \times R \quad (6)$$

TABELA 5. 6- VALORES DE FORÇA E MASSA PARA O INTERVALO DE VALORES DE BINÁRIO IMPOSTO PELO MOTOR

M(Nm)	F(N)	M(Kg)
0.0015	0.100	0.0102
0.0018	0.120	0.0122
0.0028	0.187	0.0191
0.0038	0.253	0.0258

De seguida projetaram-se dois modelos simplificados de dispositivos para a ensaios de limas à torção, utilizando igualmente o *SolidWorks* (Figs. 5.2 e 5.3)

5.1 – Modelação CAD dos dispositivos projetados

Tendo em conta os dispositivos analisados durante a revisão bibliográfica, idealizaram-se dois dispositivos para os ensaios experimentais.

Estes dois dispositivos podem ser divididos em três partes distintas, sendo a primeira constituída por uma placa controladora, responsável por ativar o motor e enviar os dados necessários para aplicar o momento de torção máximo e o ângulo de torção; a segunda parte é composta pelo motor que gera movimento no veio através de um mecanismo de uma engrenagem com valores de momento de torção desejados para os instrumentos Hyflex; por fim, a terceira zona dos dispositivos engloba um mecanismo onde se mede o momento máximo de torção aplicado ao instrumento.

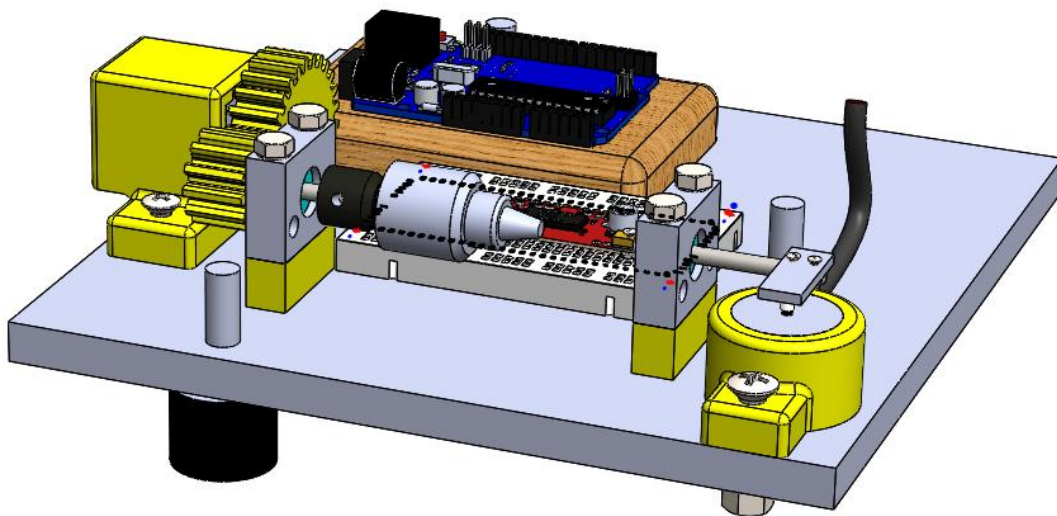


FIGURA 5. 1- MODELO CAD DO DISPOSITIVO CÉLULA DE CARGA

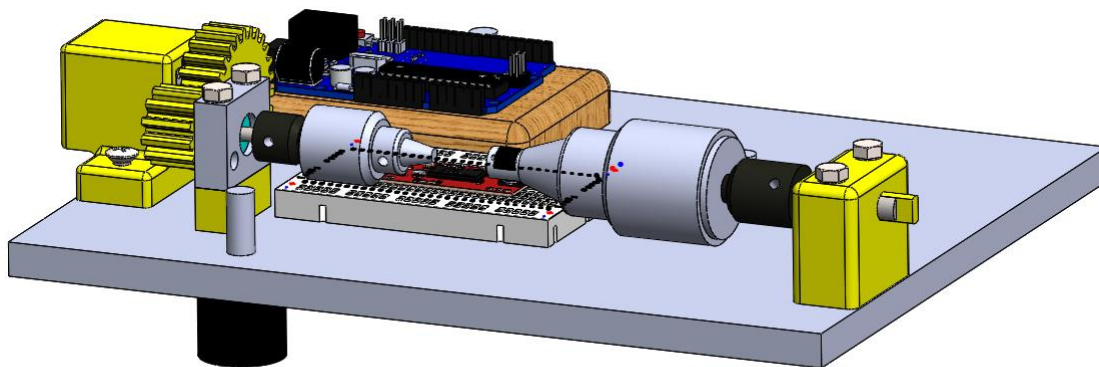


FIGURA 5. 2- MODELO CAD DO DISPOSITIVO COM INSTALAÇÃO DE EXTENSÓMETRO

5.1.1 – Funcionamento dos dispositivos

O funcionamento de ambos os dispositivos é iniciado pela placa *Genuíno* onde se insere um código informático para ativar o motor; visto que a placa do *Genuíno* está limitada a uma tensão de cinco volts e como o motor irá funcionar entre os 24V foi necessária uma fonte de tensão com pelo menos 24V. Na figura 5.3 apresenta-se o esquema de ligações entre estes componentes.

Nas figuras 5.4 e 5.5 está representada a forma como se gera movimento no veio principal. Através de uma engrenagem de rodas dentadas cilíndricas de dentes retos com o intuito de aumentar as rotações por minuto no veio em relação ao veio do motor para que os valores de momento de torção impostos na rotação do veio sejam mais aproximados do valor de momento máximo de torção analisados no capítulo anterior.

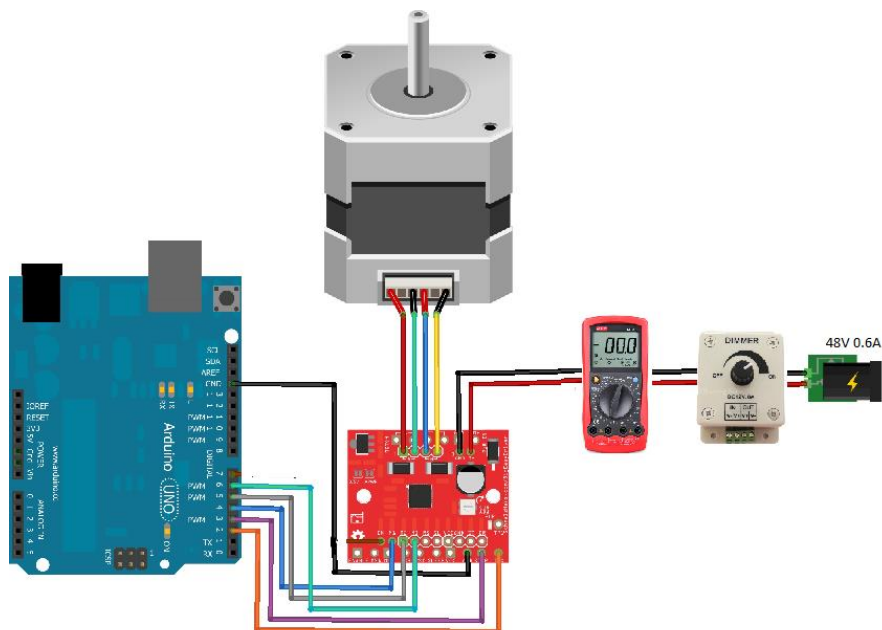


FIGURA 5. 3- ESQUEMA DE LIGAÇÃO ENTRE O *GENUÍNO* E O MOTOR *NEMA*

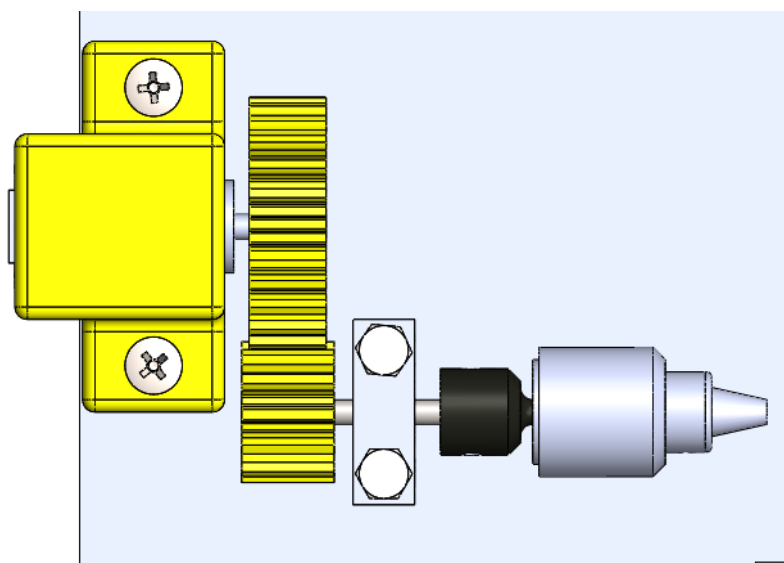


FIGURA 5. 4-VISTA SUPERIOR DO CONJUNTO DA SEGUNDA SECÇÃO

No veio movido encontra-se um mandril *Jakobs*, próprio para uso dentário e seu elemento de ligação, este mandril tem como função segurar a haste da lima endodôntica.

É ainda possível observar um bloco com rolamento que ajuda a suportar o veio.

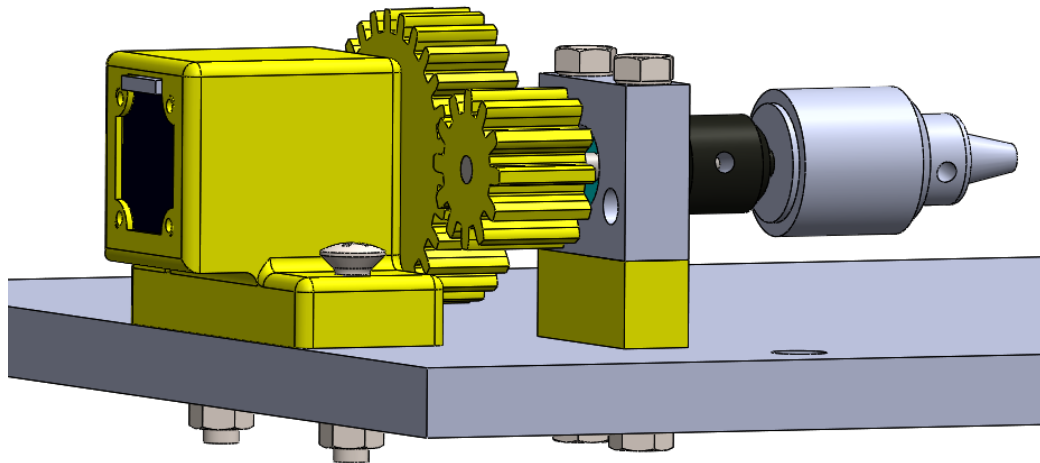


FIGURA 5. 5- PERSPETIVA DA SEGUNDA PARTE DO DISPOSITIVO

Para a obter o momento de torção máximo na lima endodôntica o processo foi relativamente diferente em cada dispositivo. No dispositivo da célula de carga o valor é obtido através da força vertical sentida por uma célula de carga (Fig. 5.6), enquanto que no dispositivo onde se utiliza um extensómetro obtém-se esse momento através de um extensómetro da marca *Vishay*.

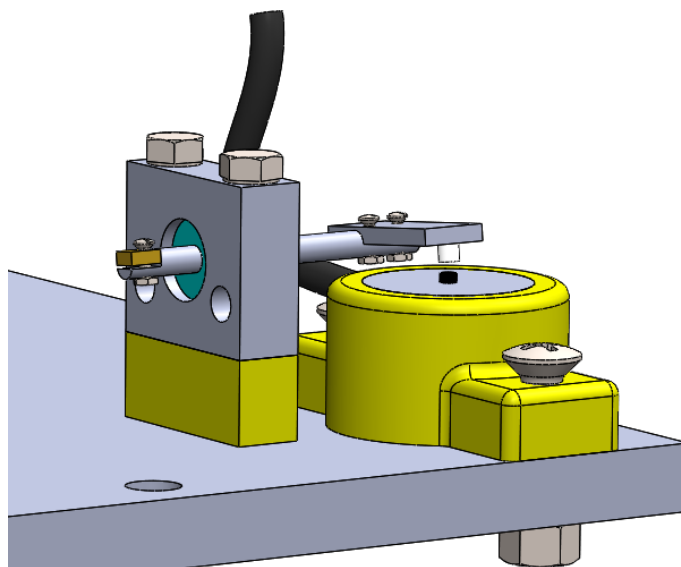


FIGURA 5. 6- TERCEIRA ZONA DO DISPOSITIVO CÉLULA DE CARGA

A figura 5.6 representa a terceira parte do dispositivo da célula de carga, e o seu funcionamento consiste num veio apoiado num bloco com um rolamento; de um lado prende-se a extremidade da lima com recurso a um bloco de cobre, na outra extremidade é fixada uma pequena chapa que irá aplicar uma força na célula de carga. A célula de carga por sua vez também se encontra ligada à placa *Genuíno*.

No dispositivo em que se considerou a instalação de um extensómetro, a obtenção do momento de torção máximo é feita através de um extensómetro adequado para esforços de torção, que se encontra colado a um pequeno tubo de alumínio. Esse tubo é responsável por prender a extremidade da lima em rotação. O mandril fixou-se a um bloco de PLA para que não ocorra rotação.

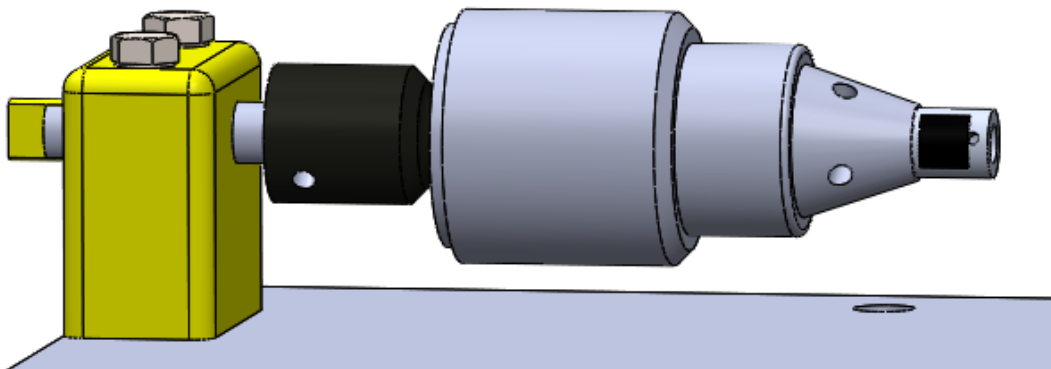


FIGURA 5. 7- ZONA 3 DO DISPOSITIVO COM EXTENSÓMETRO

5.2 – Caracterização dos componentes

Neste subcapítulo são caracterizados em maior detalhe todos os componentes previstos para a montagem.

Genuíno Uno

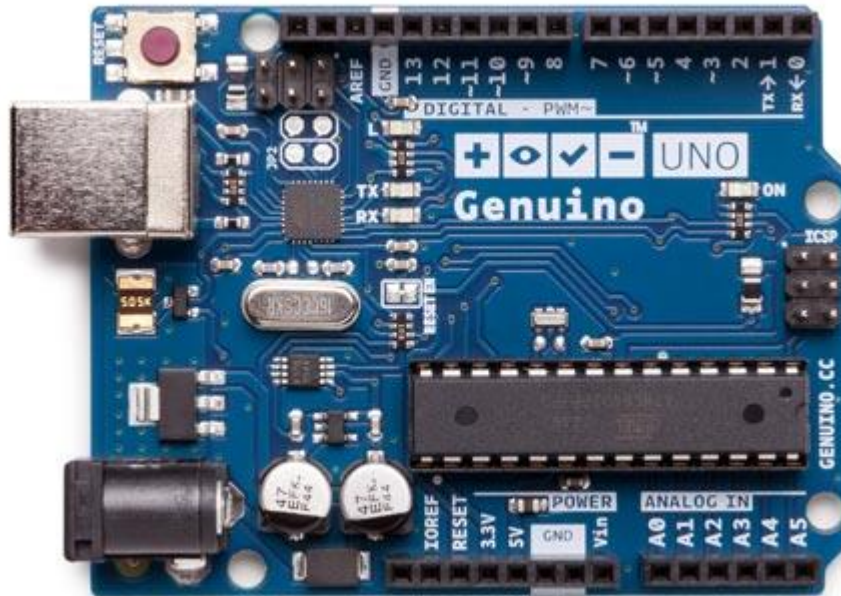


FIGURA 5. 8- PLACA GENUÍNO [27]

Genuíno, é uma plataforma eletrónica “open source”, com um microcontrolador ATmega328 com suporte de entrada e saída de dados (E/S), possui uma linguagem de programação em C/C++ (Anexo A).

Uma placa deste género é composta por um controlador, linhas de E/S digitais e analógicas e uma interface USB.

O Arduino IDE é uma multiplataforma escrita em Java derivada dos projetos Processing e Wiring. É capaz de compilar e carregar programas para a placa (Anexo B).

EasyDriver

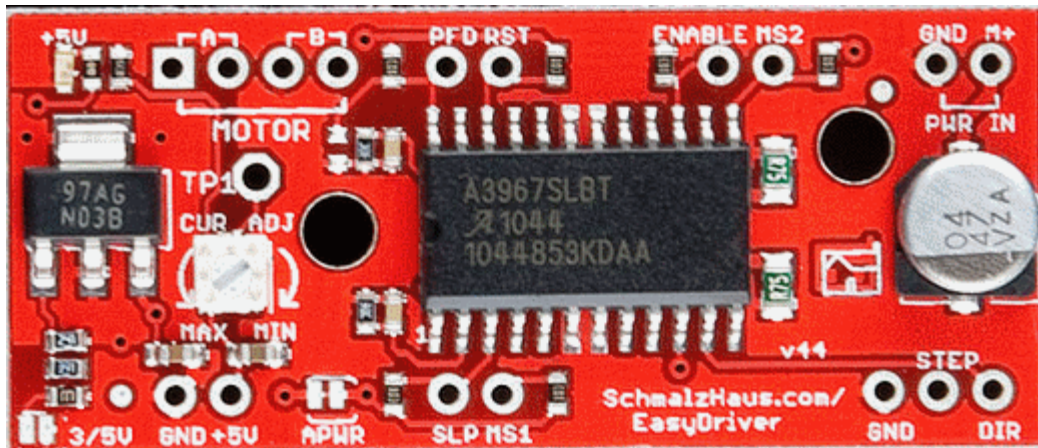


FIGURA 5. 9- CONTROLADOR EASYDRIVER 4.4 [28]

A Placa *Easydriver* é um controlador de motores passo a passo compatível com qualquer software que envie um sinal digital de 0 a 5 volts. O uso da *Easydriver* requer uma fonte de tensão de 6V a 30V e consegue fornecer qualquer voltagem ao motor passo a passo. Este controlador possui um regulador de voltagem para uma interface que funciona a 5V ou a 3.3V.

A versão, 4.4 (Fig. 5.9), controla o motor passo a passo (Anexo C).

Motor passo a passo



FIGURA 5. 10-MOTOR NEMA 8 [29]

Um motor passo a passo é um tipo de motor elétrico utilizado em aplicações onde existe a necessidade de posicionamento preciso ou de girar um

ângulo exato. O motor escolhido foi um *Nema 8* do tipo ST2018S0604, de duas fases, com um passo de revolução de 1.8° e que permite obter 200 pulsos por revolução (Anexo D).

TABELA 5. 7- CARACTERÍSTICAS DO MOTOR NEMA 8

NEMA 8	
Conexão	Bipolar
Fases	Duas
Passo	1.8°
Tensão	24 aos 48V
Corrente	0.6 A
Momento de torção máximo	0.018 Nm
Peso	0.06 Kg

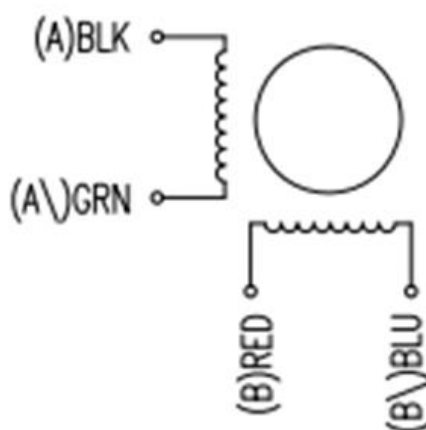


FIGURA 5. 11- DIAGRAMA DE LIGAÇÃO DE CABOS [30]

Célula de Carga

A célula de carga é um sensor que é projetado para medir uma força específica. O sinal elétrico enviado pela célula requer uma amplificação, que será feita pela placa *Genuíno*.

Na figura 5.12 está representada a célula escolhida, a *3136 Button Load Cell CZL204E* da *Phidgets* (Anexo E) e na tabela 5.8 são apresentadas as suas principais propriedades.

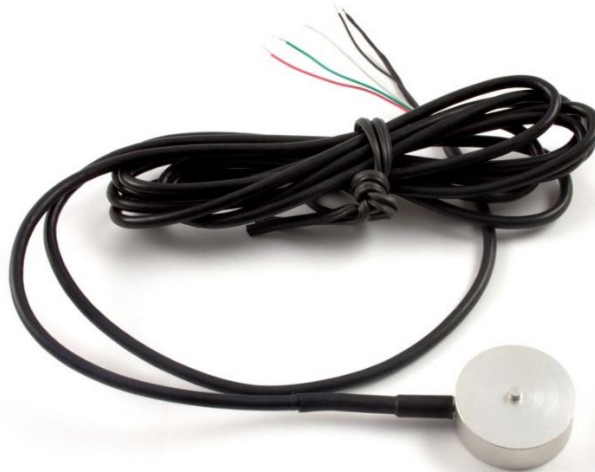


FIGURA 5. 12- CÉLULA DE CARGA 3136 CZL204E [31]

TABELA 5. 8- PROPRIEDADES DA CELULA DE CARGA CZL204E [31]

Propriedades do sensor	
Tipo	Compressão
Peso máximo de capacidade	3kg
Sobrecarga máxima	3kg
Propriedades elétricas	
Mínimo de Tensão	5V
Máximo de Tensão	6V
Propriedades Físicas	
Intervalo de temperaturas de trabalho	-22°C a 55°C
Tamanho cabo	1m
Material	Liga de alumínio

Extensómetro

O extensómetro é um transdutor capaz de medir deformações. Consiste numa grelha que quando fixada sobre o objeto, sofre a mesma deformação que ele e assim a sua resistência é alterada essa variação é detetada numa ponte de wheatstone e convertida em extensão.

Visto que se trata de um ensaio de torção, o extensómetro escolhido foi desenhado para esse tipo de deformação, possuindo assim duas resistências perpendicularmente uma à outra.

Na figura 5.13, apresentada a baixo encontra-se o extensómetro *C2A-13-062LV-120 Vishay* (Anexo F).

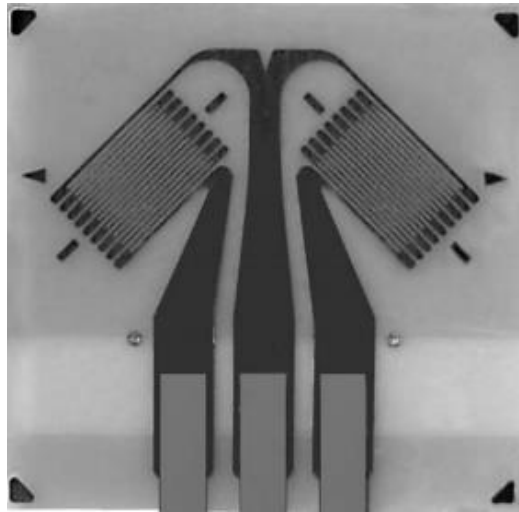


FIGURA 5. 13- EXTENSÓMETRO C2A-13-062LV-120 DA VISHAY [32]

Componentes impressos 3D

Os suportes da placa *Genuíno* e, do motor, da célula de carga e o suporte de fixação do mandril onde se encontra o extensómetro bem como as rodas dentadas contruídas para diminuir o momento de torção aplicado pelo motor serão contruídas em PLA (Poly-Lactic Acid) por impressão 3D numa impressora *Prusa* (Fig. 5.14) (Tabelas 5.9-5.10).

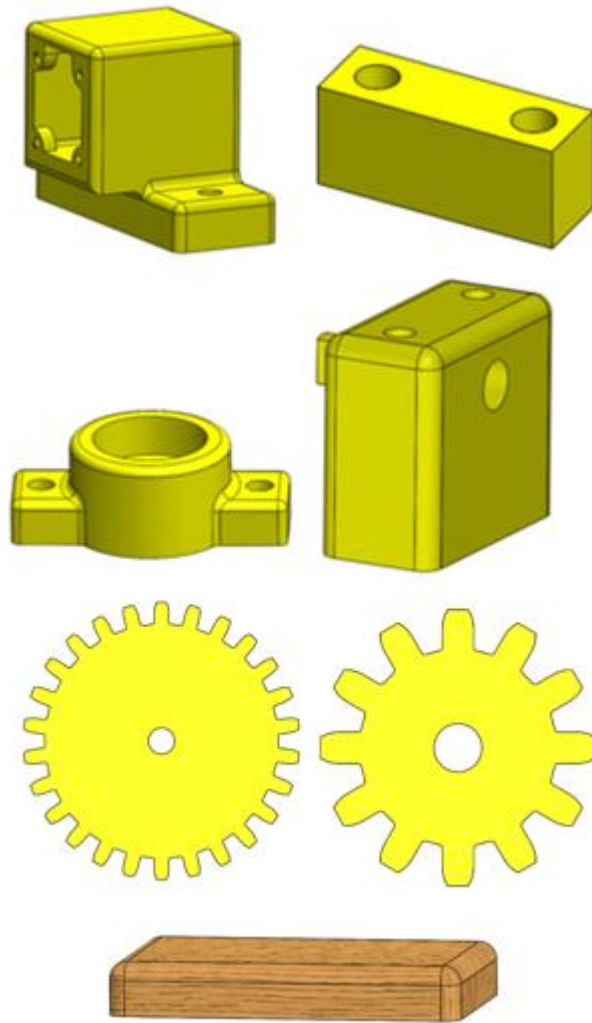


FIGURA 5. 14- APOIOS PARA OS COMPONENTES E ENGENAGENS(PLA)

TABELA 5. 9- PROPRIEDADES DO MATERIAL

Material em bobina	PLA
Transparência	Opaco
Diâmetro do fio	1.75mm
Diâmetro tolerância	+0.1mm/-0.15mm
Tolerância circular	±5%
Massa especifica	1250Kg/m ³
Temperatura de fusão	180-200°C
Força de impacto	5Kj/m ²

TABELA 5. 10-CARACTERÍSTICAS DA PRUSA I3

Precisão	Camadas de 0.3mm
Diâmetro extrusor	0.4mm
Temperatura de impressão	250 ± 5°C

Suportes anti-vibráticos

Para garantir a não ocorrência de vibrações da lima durante o teste, foram escolhidos cinco suportes anti-vibráticos da *Haker solutions* com as seguintes características e dimensões (Fig. 5.15-5.16):

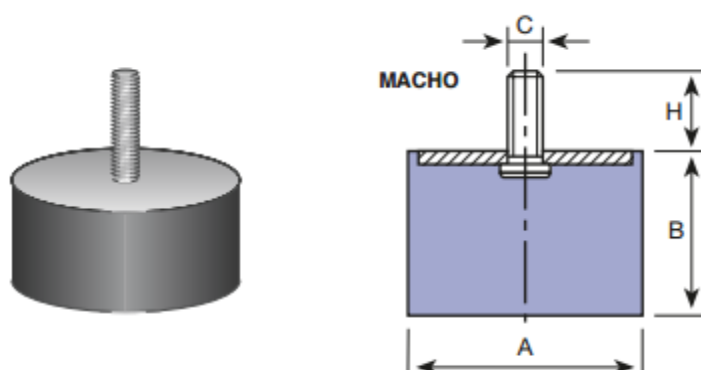


FIGURA 5. 15- SUPORTES ANTI-VIBRAÇÃO HAKER [33]

A	B	C	H	COMPRESION		CÓDIGO
				CARGA máx. daN	FLECHA m m.	
12,5	10	M-5	10	12	2	110001
	15			10	3	110002
	20			8	3,5	110003

FIGURA 5. 16- DIMENSÕES ESCOLHIDAS PARA SUPORTES ANTI-VIBRAÇÃO [33]

Bloco de suporte com rolamento

São blocos de alumínio com um rolamento circular no seu centro, permitindo que os eixos sejam posicionados. O rolamento possui um anel interior com um diâmetro de 4mm; o bloco possui furos verticais e horizontais para fixação e, possui ainda dois parafusos M5 para proceder à montagem vertical ou horizontal com o dispositivo.



FIGURA 5. 17- ROLAMENTO DE BLOCO MOTIONCO [34]

Mandril e haste de ligação

Tal como foi descrito anteriormente, para fazer a fixação da haste da lima ao eixo movido foi utilizado um mandril JT0 da *FitSain*. É um componente que, possui também uma haste de ligação com 4mm de diâmetro para fazer a ligação do mandril ao veio movido (Fig 5.18).

Para além deste mandril foi ainda utilizado para o dispositivo do extensómetro, outro, também da marca *FitSain* (Mandril B10) com uma haste de ligação com diâmetro de 8mm (Fig.5.19).

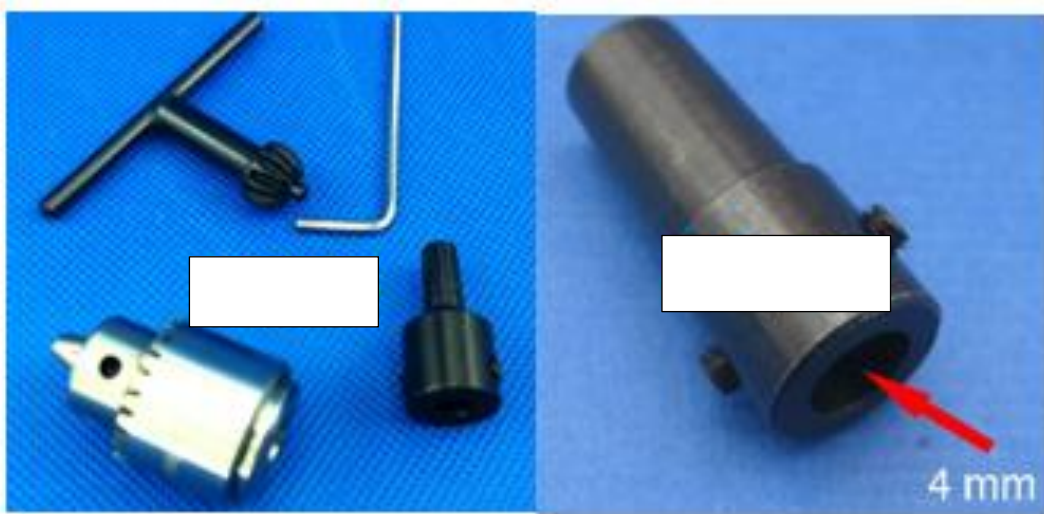


FIGURA 5. 18- MANDRIL JT0 FITSAIN [35]



FIGURA 5. 19- MANDRIL B10 FITSAIN [35]

Chapas base

As chapas que servem de base para todos os componentes, são obtidas por corte de uma chapa de alumínio, possuindo 1,5 mm de espessura e com área de 200×200mm e 200×250mm, para o dispositivo da célula de carga e para o dispositivo do extensômetro respectivamente.

Veio movido

Em ambos os dispositivos o veio movido possui as mesmas dimensões: será feito em varão de aço, com 42mm de comprimento e um diâmetro de 4 mm.

5.3 – Listagem dos componentes e do seu preço

Neste subcapítulo apresentam-se os preços dos componentes para cada dispositivo (Tabelas 5.11-5.13).

TABELA 5. 11- COMPONENTES, CUSTO E ORIGEM

Componente	Custo	Estabelecimento
Stepper Motor Nema 8 ST2018L0804	30.78€ + 20€ portes	BIBUS Portugal, Lda
Placa Genuíno uno (kit iniciação)	0€	Departamento de eng. Mecânica e Industrial
EasyDriver Stepper Motor Driver (Modelo PTR001030)	18.76€	PTrobotics, Lisboa; www.ptrobotics.com
Breadboard	-----	-----
Suporte genuíno	2€	Fablab
Suporte motor	2€	Fablab
Suporte Rolamento	2€	Fablab
Rodas dentadas cilíndricas	2€	Fablab
Veio movido	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Rolamento	5.04€	Motionco
Mandril JT0	8.03€	Aliexpress
Suportes anti vibração	-----	-----
Parafusos/porcas	0€	Departamento de eng. Mecânica e Industrial
TOTAL	100€	-----

TABELA 5. 12- COMPONENTES DISPOSITIVO CÉLULA DE CARGA

Componente	Custo	Estabelecimento
Chapa Alumínio 200x200x4mm	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Veio movido/grampo	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Elemento paralelepípedo de cobre	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Rolamento	5.04€	Motionco
Suporte Rolamento	2€	Fablab
Suporte célula de carga	2€	Fablab
Célula de carga	45€	Robotshop
Mini chapa alumínio	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Parafusos/porcas	0€	Departamento de eng. Mecânica e Industrial
TOTAL	54.04€	-----

TABELA 5. 13- COMPONENTES DISPOSITIVO EXTENSÓMETRO

Componente	Custo	Estabelecimento
Chapa alumínio 200x250x4mm	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
10 Extensómetro C2A-13-062LV-120	121.80€	Vishay espanha
M-Bond 200 - Kit de adesivo + catalisador	62€	Vishay espanha
Mandril B10	13.78€	Aliexpress
Tubo	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Veio	0€	Rodrigues & Almeida Lda.
Suporte mandril fixo	1€	Fablab
Parafusos/Porcas	0€	Departamento de eng. Mecânica e Industrial
TOTAL	197.58€	-----

Com base nestas tabelas de custos, pode-se concluir que o dispositivo que utiliza a célula de carga apresenta um preço final relativamente inferior ao dispositivo que utiliza o extensómetro.

Capítulo 6 – Conclusão

Apresentam-se neste capítulo conclusões relativas ao trabalho realizado e um conjunto de propostas para desenvolvimentos futuros. Nos capítulos anteriores de concepção e desenvolvimento de soluções estão implícitas algumas conclusões que se encontram reunidas neste capítulo.

Neste trabalho apresentou-se uma investigação sobre a resistência à torção de limas endodônticas através de simulações numéricas. Pôde-se concluir que quanto maior for a área de secção onde a lima fica presa, maior será o seu momento de torção até à fratura e que valores calculados variam entre os 0.001Nm e os 0.0038Nm, dependendo do comprimento de lima encastrado.

Relativamente ao projeto de um dispositivo de ensaio à torção de limas, a primeira solução conceptual, considera a utilização de uma célula de carga enquanto que a segunda solução assenta na utilização de extensómetros, do seu estudo foi possível verificar que em termos de custos de produção a primeira solução é mais económica do que a segunda.

Com base no trabalho desenvolvido, testes e estudos poderão ser realizados no futuro com limas endodônticas.

Em termos de simulações numéricas será importante estudar instrumentos à torção quando este se encontra simultaneamente com curvatura devida ao canal radicular, averiguar o momento de torção até que ocorra fratura dos mesmos; posteriormente será necessário ensaiar experimentalmente os instrumentos e utilizar o MEV para observar as superfícies de fratura.

Referências

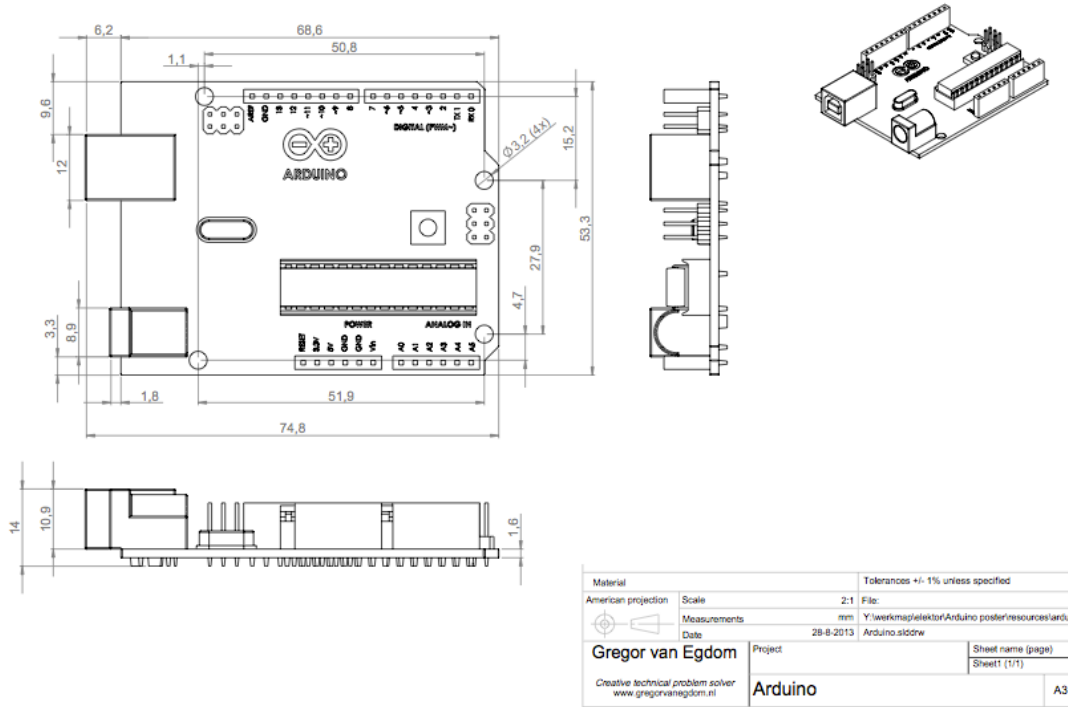
- [1] www.medicalexpo.com/pt/prod/dentsply-maillefer/product-72098-464744.html#product-item_741833 acessado a 12 de Julho de 2017
- [2] www.en.wikipedia.org/wiki/Endodontic_therapy#/media/File:Root_Canal_Illustration_Molar.svg acessado a 12 de Julho de 2017
- [3] Cohen, S., Hargreaves, K. M., Pathways of the pulp, 9ª edição, Mosby Elsevier, 2006.
- [4] Kell, T., et al., 2009, “Torsional profiles of new and used 20/.006 GT serie x and GT rotary endodontic instruments”, *Journal of Endodontics*, vol. 35, pp. 1278-1281.
- [5] Walia, H., et al., 1988 “An Initial Investigation of the Bending an Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files”, *Journal of Endodontics*, vol. 14, pp. 346-351.
- [6] Pettiette, M. T., Delano, E. O., Trope, M., 2001 “Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by students with stainless-steel K-files and nickel–titanium hand files”, *Journal of Endodontics*, vol. 27, pp. 124-127.
- [7] Kumar, P. K., Lagoudas, D. C., Introduction to shape memory alloys, *Springer*, 2008.
- [8] Mehl R. F., Bever M. B., “Metallurgy and Metallurgical Engineering-Series”.
- [9] www.education.mrsec.wisc.edu/148.htm acessado a 21 de Março de 2017
- [10] Grande, N. M., Plotino, G., et al., 2006 “Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary system”, *Journal of Endodontics*, vol. 39, pp. 755-763.
- [11] Parashos, P., et al., 2004 “Factors influencing defects of rotary nickel titanium endodontic instruments after clinical use”, *Journal of Endodontics*, vol. 30, pp. 722-725.
- [12] Sattapan, B. et al., 2000 “Defects in rotary nickel titanium files after clinical use”, *Journal of Endodontics*, vol. 26, pp. 161-165.
- [13] Peter, O. A., 2004 “Current challenges and concepts in the preparation of the root canal system”, *Journal of Endodontics*, vol. 30, pp. 559-565.
- [14] Plotino, G., et al., 2010 “Influence of the shape of astificil canals on the fatigue resistance of Ni-Ti rotary instruments”, *Journal of Endodontics*, vol. 43, pp. 69-75.
- [15] Courtney, T.H., Mechanical behavior of materials, USA: McGraw Hill, 1990.
- [16] Hornbogen, H., 1990 “Fatigue of copper-based shape memory alloys. Engineering Aspects of Shape Memory Alloys”, ed. T. W. Duerig et al., London: Butterworth-Heinemann p.267-282,.

- [17] Hilt, B.R., et al., 2000, “Torsional properties of stainless-steel and nickel-titanium files after multiple autoclave sterilizations”, *Journal of Endodontics*, vol. 26, pp.76-80.
- [18] Souza E.M., et al., “The relationship between diameter and taper of nickel-titanium rotary instruments on the torsional resistance to fracture, *RGO, Porto Alegre*, V.57 n.2, p.193-197
- [19] www.Dema.ufscar.br/termomec/index.php/simulação-física/ensaio-de-torção acessado a 14 Novembro de 2016
- [20] Sun Q. P., Li Z. Q., 2002 “Phase transformation in superelastic NiTi polycrystalline micro-tubes under tension and torsion—from localization to homogeneous deformation”, *International Journal of Solids and Structures* 39 p. 3797-3809
- [21] McNaney J. M., et al., 2003 “An experimental study of the superelastic effect in a shape-memory Nitinol alloy under biaxial loading, *Mechanical of materials* Vol. 35 pp. 969-986.
- [22] Peters O. A., Barbakow F., 2002 “Dynamic Torque and apical forces of Profile .04 rotary instruments during preparation of curved canals”, *International Endodontic Journal* Vol. 35 p.379-389.
- [23] Bahia M. G., Buono V. T., “Resistência à fadiga e comportamento em Torção de instrumentos endodônticos de NiTi Profile”.
- [24] Ha J. H., et al, 2015 “Effect of alloy type on the life-time os torsional-preloaded Nickel-Titanium endodontic instruments”, *Scanning* Vol 37 pp. 172-179.
- [25] Ha J.H., et al, 2015 “Effect from surface treatment of nickel-titanium rotary files on the fracture resistance”, *Scanning* Vol. 37, p. 82-87
- [26] Peters O. A., 2012 “An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments”, *International Endodontic Journal* Vol.45 p.1027-1034.
- [27] Pedulla E., et al, 2015 “Influence of cyclic torsional preloading on cyclic fatigue resistance of nickel-titanium instruments”, *International Endodontic Journal* Vol. 48 p. 1043-1050.
- [28] www.dentalneeds.in/product/coltene-hyflex-am-files acessado a 10 Março 2017
- [29] Gieck K., Lauanard C., “Manual de Fórmulas Técnicas”, *Dinalivro lda* pp. Q1-Q2.
- [30] www.arduino.cc acessado a 23 de Março 2017
- [31] www.schmalzhaus.com/EeasyDrive/ acessado a 23 de Março 2017

- [32] www.en.nanotec.com/product/171-st2018-stepper-motor-8/ acedido a 23 de Março 2017
- [33] www.orientalmotor.com/support/Uniolar-conection.htm acedido a 23 de Março 2017
- [34] www.phigets.com/ acedido a 23 de Março 2017
- [35] www.vishaypg.com/docs/11097/0621v.pdf acedido a 23 de Março 2017
- [36] harker solutions, “Apoios anti-vibratóriod borracha”, *industry partners* p.64
- [37] www.motionco.co.uk/bearings-pilloe-blocks-c-28_60.html acedido a 23 de Março 2017
- [38] www.aliexpress.com acedido a 23 de Março 2017

Anexos

Anexo A – Desenho Técnico placa Genuíno



Anexo B – Código Genuíno controlo do motor

```
int smDirectionPin = 2;
int smStepPin = 3;

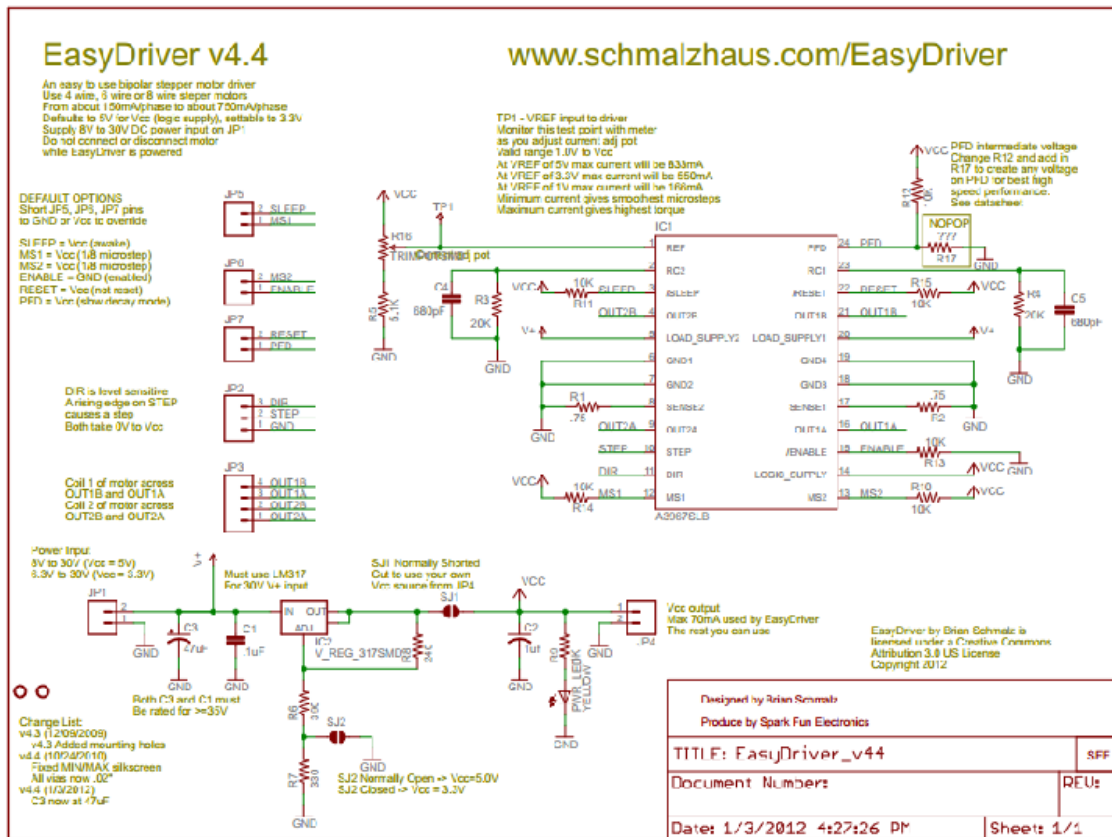
void setup(){

    pinMode(smDirectionPin, OUTPUT);
    pinMode(smStepPin, OUTPUT);

    Serial.begin(9600);
}

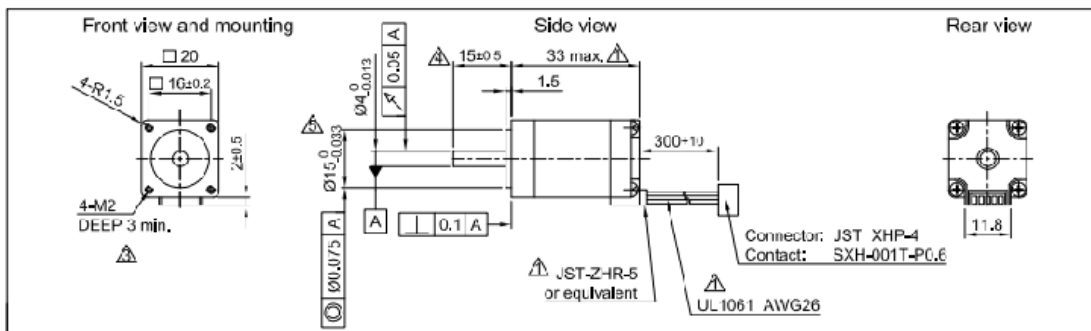
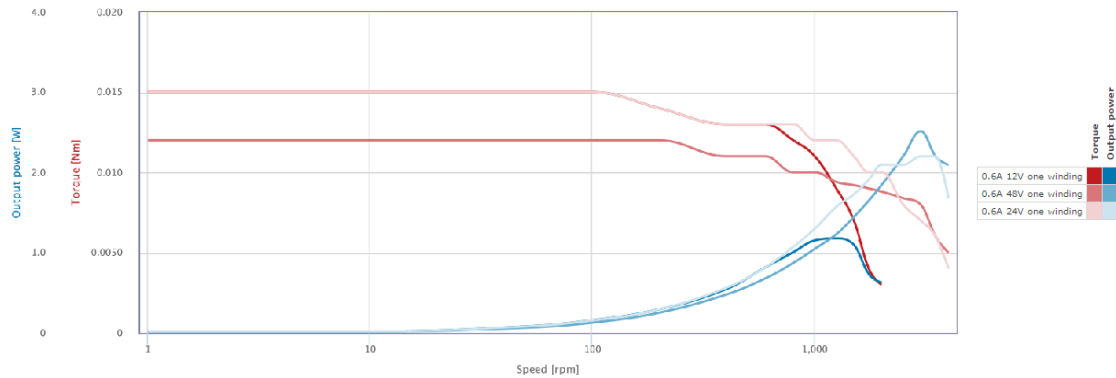
void loop(){
    digitalWrite(smDirectionPin, HIGH);
    for (int i = 0; i < 3200; i++){
        digitalWrite(smStepPin, HIGH);
        delayMicroseconds(700);
        digitalWrite(smStepPin, LOW);
        delayMicroseconds(700);
    }
}
```

Anexo C – Características EasyDrive 4.4



Anexo D – Características motor passo a passo

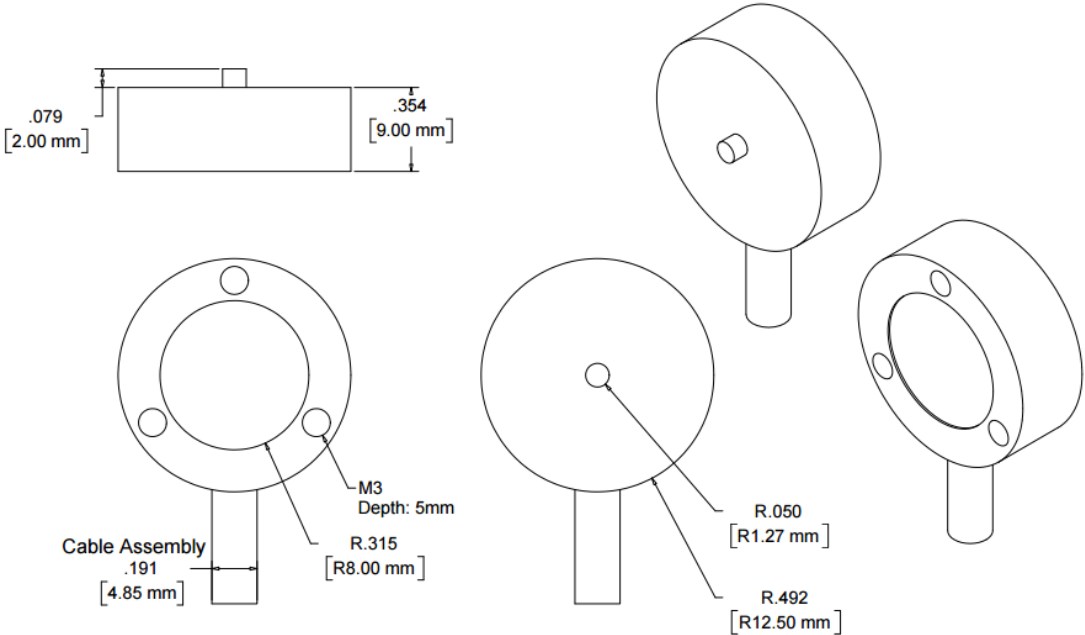
ST2018S0604 - Stepper Motor - NEMA 8



CONNECTION		BIPOLAR		PERMISSIBLE RADIAL-AXIAL FORCE		TYPE OF CONNECTION (EXTERNAL)		MOTOR																																												
VOLTAGE (VDC)		3.0		ROTOR SPRING-MOUNTED IN AXIAL DIRECTION		BIPOLAR		CONNECTOR PIN NO.	LEADS	WINDING																																										
AMPS/PHASE		0.6				<table border="1"> <tr> <td>A</td> <td>1</td> <td>BLK</td> <td>A</td> </tr> <tr> <td>A'</td> <td>2</td> <td>GRN</td> <td>A'</td> </tr> <tr> <td>B</td> <td>3</td> <td>RED</td> <td>B</td> </tr> <tr> <td>B'</td> <td>4</td> <td>WH</td> <td>B'</td> </tr> </table>		A	1	BLK	A	A'	2	GRN	A'	B	3	RED	B	B'	4	WH	B'	<table border="1"> <tr> <th>STEP</th> <th>A</th> <th>B</th> <th>A'</th> <th>B'</th> <th>CCW</th> </tr> <tr> <td>1</td> <td>+</td> <td>+</td> <td>-</td> <td>-</td> <td rowspan="4"> </td> </tr> <tr> <td>2</td> <td>-</td> <td>+</td> <td>+</td> <td>-</td> </tr> <tr> <td>3</td> <td>-</td> <td>-</td> <td>+</td> <td>+</td> </tr> <tr> <td>4</td> <td>+</td> <td>-</td> <td>-</td> <td>+</td> </tr> </table>		STEP	A	B	A'	B'	CCW	1	+	+	-	-		2	-	+	+	-	3	-	-	+	+	4	+	-	-	+
A	1	BLK	A																																																	
A'	2	GRN	A'																																																	
B	3	RED	B																																																	
B'	4	WH	B'																																																	
STEP	A	B	A'	B'	CCW																																															
1	+	+	-	-																																																
2	-	+	+	-																																																
3	-	-	+	+																																																
4	+	-	-	+																																																
RESISTANCE/PHASE (Ohms)@25°C		6.5±15%		AXIAL FORCE F_a (N)		FULL STEP 2 PHASE-EX. WHEN FACING MOUNTING END (°)																																														
INDUCTANCE/PHASE (mH) @ 1KHz		1.7±20%		<table border="1"> <tr> <th>$r_{s=+}$</th> <th>5</th> <th>10</th> <th>15</th> <th>20</th> </tr> <tr> <td>JISTANCE c (mm)</td> <td>30</td> <td>18</td> <td>14</td> <td>8</td> </tr> </table>		$r_{s=+}$	5	10	15	20	JISTANCE c (mm)	30	18	14	8																																					
$r_{s=+}$	5	10	15	20																																																
JISTANCE c (mm)	30	18	14	8																																																
HOLDING TORQUE (Nm) [lb-in]		0.013 [0.159]		RADIAL-FORCE F_r (N)																																																
DETECT TORQUE (Nm) [lb-in]		$9 \cdot 10^{-4}$ [$7.95 \cdot 10^{-3}$]		AXIAL RADIAL																																																
STEP ANGLE (°)		1.8		<table border="1"> <tr> <th>AT LOAD MAX: (N)</th> <th>10</th> <th>5.0</th> </tr> </table>		AT LOAD MAX: (N)	10	5.0																																												
AT LOAD MAX: (N)	10	5.0																																																		
ACCURACY (NON-ACCUM)		±5%		SHAFT PLAY (mm)																																																
ROTOR INERTIA (kg-m ²) [lb-in ²]		$2.0 \cdot 10^{-7}$ [$6.83 \cdot 10^{-4}$]		0.075 0.025																																																
WEIGHT (kg) [lb]		0.06 [0.132]		AMBIENT HUMIDITY MAX. 85% (NO CONDENSATION)																																																
TEMPERATURE RISE MAX. 80°C (MOTOR STANDSTILL; FOR 2 PHASE ENERGIZED)																																																				
AMBIENT TEMPERATURE -12~50°C [14F~122F]																																																				
INSULATION RESISTANCE 100 MΩmm (UNDER NORMA TEMPERATURE AND HUMIDITY)																																																				
INSULATION CLASS B 130° [260°F]																																																				
DIELECTRIC STRENGTH 50KV FOR 1 MIN. BETWEEN THE MOTOR COILS AND THE MOTOR CASE																																																				

Anexo E – Desenho Técnico Célula de Carga

Mechanical Drawing
3136 - Button Load Cell (0-50kg) - CZL204E

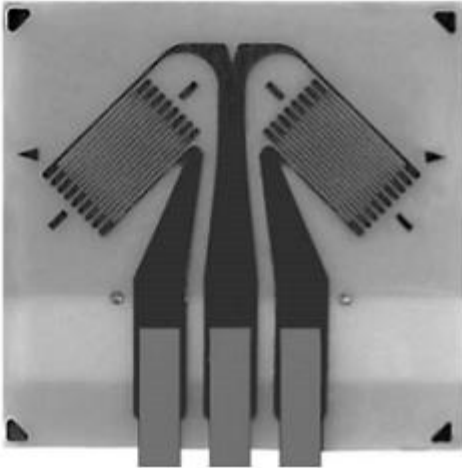






Anexo F – Características extensómetro



062LV

General Purpose Strain Gages—Shear/ Torque Pattern

GAGE PATTERN DATA					
 <p style="text-align: center;">  actual size </p>			GAGE DESIGNATION See Note 1	RESISTANCE (OHMS)	OPTIONS AVAILABLE
			L2A-XX-062LV-120 C2A-XX-062LV-120	120 ± 0.6% 120 ± 0.6%	
DESCRIPTION Two-element 90° torque gage.					
GAGE DIMENSIONS		Legend ES = Each Section S = Section (S1 = Section 1) CP = Complete Pattern M = Matrix			inch millimeter
Gage Length	Overall Length	Grid Width	Overall Width	Matrix Length	Matrix Width
0.062 ES	0.214 CP	0.050 ES	0.215 CP	0.255	0.265
1.52 ES	5.44 CP	1.27 ES	5.46 CP	6.48	6.73
GAGE SERIES DATA — See Gage Series datasheet for complete specifications					
Series	Description	Strain Range	Temperature Range		
L2A	Encapsulated constantan gages with preattached ribbon loads.	±3%	-100° to +250°F (-75° to +120°C)		
C2A	Encapsulated constantan gages with preattached ready-to-use cables.	±3%	-60° to +180°F (-50° to +80°C)		
 <p style="text-align: center;">Example of an L2A Construction</p>		 <p style="text-align: center;">Example of a C2A Construction</p>			