

# omd

REVISTA DA ORDEM DOS MÉDICOS DENTISTAS

MARÇO 2012  
NÚMERO 12 | €10,00  
TRIMESTRAL  
WWW.OMD.PT



ISSN: 1647-0486

## ORDEM

IMPLEMENTAÇÃO  
DA TABELA  
DE NOMENCLATURA

BRANQUEAMENTOS  
DENTÁRIOS  
MAIS REGULADOS

RICARDO FARIA E ALMEIDA

# FORMAÇÃO CONTÍNUA 2012

ENDODONTIA

# COMPARAÇÃO METALÚRGICA E GEOMÉTRICA ENTRE AS LIMAS ENDODÔNTICAS PROFILE GT SÉRIE X E PROFILE GT

## INTRODUÇÃO

O desenvolvimento das propriedades das ligas de Níquel-Titanio (NiTi), nomeadamente ao nível da flexibilidade, permitiu a sua inclusão em limas endodônticas. Estas surgiram, há cerca de três décadas, para colmatar desvantagens e erros iatrogénicos comuns à utilização das limas de Aço Inoxidável (AI), nomeadamente ao nível da rigidez e flexibilidade.<sup>1-2</sup>

De uma forma geral, as limas de NiTi apresentam, por comparação às suas congéneres de AI, maior flexibilidade, melhor eficácia de corte da dentina, menor extrusão apical de detritos, melhor manutenção da anatomia e menor transporte do foramen apical. Além disso, a conicidade aumentada destas limas possibilitou a criação de formas canulares que permitem melhor acção dos irrigantes.<sup>3-4</sup>

Contudo, fruto da sua característica superelástica, a ausência de sinais visíveis de degradação exterior nas limas de NiTi que poderiam servir de óbice à sua utilização, aumenta a probabilidade de fractura no interior de canais radiculares<sup>5</sup> (comparativamente com as limas de AI), uma vez que estas limas poderão ser utilizadas mais vezes pelo Médico Dentista sem que este tenha a percepção de que a rotura é já iminente dado que a fractura ocorre sem sinais visíveis de deformação plástica, prévios à fractura<sup>6</sup>. Acresce que o elevado preço deste tipo de materiais conduz à sua reutilização, aumentando assim o risco de fractura destes instrumentos.

É este facto, um dos principais motores para a pesquisa e melhoramento destas limas<sup>7</sup>.

No projecto de fabrico de limas interessa uma solução próxima da óptima, o que leva a várias alterações, por exemplo na geometria e/ou tipo de material. Desenvolvimentos recentes no design das limas apresentam detalhes geométricos nomeadamente ao nível da secção transversal<sup>8-10</sup>. Igual ênfase tem merecido o estudo e desenvolvimento das propriedades do material.

Uma lima ideal de NiTi deveria ter uma tensão de

## AUTORES

**Francisca S. Alçada**, Médica dentista, mestre em medicina dentária pela Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, Prática Generalista em Lisboa; **Diogo Montalvão**, Engenheiro mecânico, doutorado em engenharia mecânica pelo Instituto Superior Técnico da Universidade Técnica de Lisboa, Professor adjunto na Escola Superior de Tecnologia de Setúbal do IPS, Investigador do IDMEC/IST

## RESUMO

O aparecimento das ligas de NiTi e o desenvolvimento das suas propriedades, nomeadamente a superelasticidade, impulsionou a incorporação deste material na prática clínica de Endodontia sob a forma de limas endodônticas. Estas limas apresentam inúmeras vantagens sobre as limas de Aço Inoxidável (ainda hoje muito utilizadas), em particular a sua maior flexibilidade, pelo que o aperfeiçoamento destas ligas nos últimos anos tem merecido atenção crescente pela indústria e comunidade médicas. A flexibilidade é um requisito fundamental nos instrumentos endodônticos para a preparação de canais com anatomia difícil, uma vez que preserva a estrutura dentária, limita o transporte apical, reduz o risco de ocorrência de erros iatrogénicos e possibilita o fluxo de irrigante até ao foramen apical. A flexibilidade das limas em NiTi deve-se ao seu comportamento superelástico que depende sobretudo das fases cristalográficas presentes na liga e dos tratamentos térmicos, mecânicos e químicos a que esta é sujeita e também da geometria da lima. Recentemente surgiu no mercado o M-Wire, um arame de NiTi usado nas limas GTX que, segundo o fabricante, sofreu tratamentos que lhe conferem maior flexibilidade à temperatura corporal que limas constituídas por arame de NiTi convencional, como por exemplo o que é utilizado nas limas GT. Este estudo pretende contribuir para a melhor compreensão dos mecanismos responsáveis pelas propriedades que cada tipo de lima apresenta e encontrar substrato estrutural que justifique a pretensão do fabricante, através da caracterização metalúrgica das limas GT e GTX por Difracção de Raios-X (DRX) e por simulações à flexão utilizando modelos de elementos finitos. Apresentam-se e discutem-se alguns resultados experimentais nos quais se evidencia que, à temperatura corporal, as limas GTX, ao contrário das limas GT, acusam a presença de Fase R, pelo que se espera sejam mais flexíveis e por isso clinicamente mais favoráveis, sendo a geometria base de ambas, muito semelhante.

## ABSTRACT

The emergence of NiTi alloys and the development of their properties, namely superelasticity, motivated the inclusion of such materials in files used in the clinical practice of Endodontics. These files present several advantages when compared to Stainless Steel files (still widely used today), especially their larger flexibility, whereby the improvement of these alloys over the last few years has deserved a growing attention by both the medical industry and medical community. Flexibility in endodontic files is paramount for the preparation of anatomically complex root canals, since it preserves the dental structure, limits the apical transport, reduces the risk of iatrogenic mistakes and allows the irrigant to flow and reach the apical foramen. Flexibility in NiTi files due to their superelastic behaviour mainly depends not only on the crystallographic phases present in the alloy and the thermal, mechanical and chemical treatments to which the alloy has been subjected but also due to files' geometry. Recently, the market has seen introduced the M-Wire, a NiTi alloy used in GTX files that, according to its manufacturer, has been treated in order to have a larger flexibility at body temperature than files built with conventional NiTi wire, for instance the one used in GT files. This study aims to contribute for a better understanding of the mechanisms behind the properties each kind of file presents and to find out supporting grounds that substantiate the manufacturer pretension, through the metallurgic characterization of GT and GTX files by X-Ray Diffraction (XRD) and through finite element models of the files under bending. Some experimental results are presented and discussed, being shown that, at body temperature, the GTX files accuse the presence of R Phase, contrary to the GT files, being their geometry very alike; as such, they are expected to be more flexible and clinically superior.

**Palavras-chave:** Endodontia, Limas, NiTi, M-Wire, DRX  
**Keywords:** Endodontics, Files, NiTi, M-Wire, XRD



rotura suficientemente alta para resistir à fractura e uma flexibilidade que evitasse a perfuração do canal radicular, fosse resistente à fadiga e ao mesmo tempo que tivesse capacidade de corte para preparar eficientemente os canais radiculares<sup>11-12</sup>.

A flexibilidade das limas de NiTi deve-se ao seu comportamento superelástico que, por sua vez é consequência das fases cristalográficas presentes no material – Austenite, Martensite e Fase R - e dos tratamentos térmicos, mecânicos e químicos a que a liga é sujeita.

As limas endodônticas de NiTi apresentam-se estavelmente austeníticas, à temperatura ambiente e em repouso. Quando sujeitas a stress ou alteração de temperatura<sup>11</sup>, ocorre uma alteração na fase cristalográfica da liga, passando de Austenite para Martensite. Contudo, o material volta sempre à sua posição inicial (austenite) quando uma força que esteja a actuar sobre ele é removida. Existe uma fase intermediária entre as fases austenite e martensite, a Fase R, que tem sido menosprezada na literatura e à qual têm sido atribuídas propriedades mecânicas relevantes, nomeadamente maior flexibilidade. A Fase R permite relaxação das tensões internas da liga, enquanto possibilita a deformação da lima dentro do canal radicular; além de que, a força necessária para deformar esta lima torna-se muito inferior que a necessária para deformar uma lima de Al<sup>13</sup>.

Enquanto as ligas de NiTi permitem deformações reversíveis até 8% as de Al apenas recuperam a sua forma inicial para valores de tensão abaixo dos 0,2% - 0,5%<sup>14-15</sup>.

Actuais trabalhos e publicações têm demonstrado uma constante e progressiva evolução na aplicação das ligas de NiTi em instrumentos endodônticos. Há vários factores, entre eles a geometria da lima e as fases cristalográficas do material, que contribuem para o melhor desempenho das limas na sua utilização clínica. Para colmatar as limitações, os fabricantes alteram as propriedades das ligas de NiTi através de tratamentos termomecânicos e químicos e desenham diferentes geometrias<sup>15</sup>.

Recentemente, apareceu no mercado uma liga nova - o M-Wire, utilizada nas limas GT series X (GTX) (Dentsply Tulsa Dental Specialities, Tulsa, OK) e que, segundo o fabricante, sofreu tratamentos térmicos e mecânicos que lhe confere melhores propriedades, como maior flexibilidade à temperatura corporal<sup>16</sup>. Uma vez que as propriedades da liga NiTi dependem da Fase presente na amostra<sup>17</sup> e esta é consequência do tratamento térmico que sofreu e da sua composição química, depreende-se que o primeiro passo para estudar as propriedades de uma liga deve ser a sua caracterização micro-estrutural.

Para caracterizar uma liga, pode recorrer-se à Difracção de raios-X (doravante designada por DRX), que é um dos principais métodos para determinar o arranjo dos átomos em metais e minerais desde 1920. Esta técnica permite a identificação das fases presentes e a análise da evolução do arranjo cristalográfico em função da temperatura a que a liga se encontra. Por comparação das curvas de difracção obtidas

experimentalmente com espectros padrão.

Este estudo pretende caracterizar metalurgicamente as limas mecanizadas de Níquel- Titânio ProFile GT® 0.06(20) (Dentsply Tulsa Dental) e GT® Series X™ 0.06(20) (Dentsply Tulsa Dental Specialities) - doravante designadas por GT e GTX, respectivamente - e tentar compreender como as diferentes fases cristalográficas poderão afectar o seu comportamento mecânico e também perceber se a geometria de cada uma das limas interfere no seu comportamento mecânico.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Foram seleccionadas duas limas mecanizadas de 25 mm da Dentsply Tulsa Dental (Suíça): ProFile System GT® 0.06(20) e ProFile GT® Series X™ 0.06(20), ambas possuem conicidade de 6% e diâmetro na ponta de 0.20 mm.

Os ensaios por DRX e a preparação das amostras foram feitos de acordo com Vilaverde-Correia<sup>18</sup>. No aparelho de DRX foi utilizada radiação Cu-K- $\alpha$  produzida por uma ampola de ânodo rotativo, sendo o comprimento de onda da radiação emitida de 1,54 Å. Nos varrimentos de DRX foram utilizados valores de  $2\theta$  entre 30° e 55°, com incrementos de 0,04°, com tempo de aquisição de 0,5 segundos e os varrimentos angulares para cada lima foram efectuados entre as temperaturas mínima T= -40 °C e máxima T= 100 °C. O equipamento utilizado produz curvas de intensidade de radiação difractada em função do ângulo  $2\theta$ . Por comparação com fichas padrão ICDD (International Crystallographic Diffraction Data), é possível identificar-se as fases a que cada pico de difracção corresponde.

Foi ainda feita uma análise por elementos finitos no ANSYS 13.0 com modelos tridimensionais obtidos no SolidWorks 2010 para comparar a rigidez à flexão de ambas as limas estudadas. Estes modelos tentam ser tão fiéis quanto possível à geometria real das limas, como se pode ver pela sobreposição do contorno dos modelos sobre a fotografia das limas na **Fig. 1a**. Houve especial atenção para o passo variável e para a secção transversal (obtida através de um corte transversal das limas) que distinguem ambas as limas. Para a caracterização geométrica, utilizou-se um projector de perfis electrónico Mitutoyo PJ-A300 com analisador QM Data 200, um microscópio Leica Zoom 2000 e um microscópio OPTIKA com câmara de filmar JEULIN 571205. Utilizaram-se elementos sólidos tetraédricos (SOLID187) no programa de elementos finitos, adequados para modelar geometrias complexas e malhas irregulares<sup>19</sup>. As características não-lineares do material foram introduzidas no modelo de acordo com relações tensão-extensão apresentadas por Liu<sup>12</sup> (**Fig. 1b**), em que o declive (módulo de Young) da fase elástica austenítica (1.º declive) para o M-Wire é de 23.5 GPa contra 40.1 GPa para uma liga de NiTi dita convencional. Também a tensão crítica de transformação em fase R é inferior para o M-Wire (450 MPa contra 490 MPa). O coeficiente de Poisson considerado foi de 0.33, um valor típico para muitas ligas metálicas isotrópicas e homogéneas.



## RESULTADOS

Os gráficos 3D da **Fig. 2** (seguidamente explicados) permitem seguir a evolução e transformação das fases presentes na amostra, ao longo dos vários varrimentos, com a variação da temperatura, em que as diferentes cores correspondem a diferentes intensidades de radiação (**Fig. 2a**).

As setas da **Fig. 2b** indicam o início da formação de Fase R, que coincide com o alargamento do gráfico. A Fase R apresenta dois picos de difracção, assinalados neste espectro bidimensional (listas azuis).

Para  $T = 100^{\circ}\text{C}$  existe um único pico que corresponde à fase austenítica e que se observa em ambas as limas (**Fig. 2c**).

As amostras são arrefecidas e quando a lima GTX atinge  $T = 40^{\circ}\text{C}$  e a GT está a  $T = 10^{\circ}\text{C}$ , o pico de austenite é substituído pelos dois picos da Fase R (**Fig. 2d**), que está presente até ambas as limas se encontrarem à temperatura de  $T = -40^{\circ}\text{C}$ .

Seguidamente, inicia-se o ciclo de aquecimento. O último

varrimento onde as limas estão em Fase R ocorre quando a GTX apresenta  $T = 40^{\circ}\text{C}$  e a GT  $T = 10^{\circ}\text{C}$  (**Fig. 2e**). A partir desta temperatura, ambas as limas voltam à sua fase inicial, a austenite, onde para  $T = 100^{\circ}\text{C}$  este pico é evidente (**Fig. 2f**).

Quanto às simulações por elementos finitos, apresentam-se nas **Fig. 1c e 1e** os estados de tensão equivalentes de Von Mises e as deformações de ambas as limas GT e GTX. Estes resultados foram obtidos no ANSYS para uma força concentrada de 1 N aplicada na extremidade da lima e encastramento no cabo da lima (mesmo carregamento que o utilizado por outros autores noutras simulações<sup>9-10-13-20</sup>. Fez-se ainda uma simulação, cujos resultados se apresentam na **Fig. 1d**, em que o modelo geométrico é o da lima GTX mas em que o material utilizado é o mesmo que o da lima GT (NiTi convencional). Esta simulação permite distinguir o contributo da geometria na flexibilidade da lima à flexão.

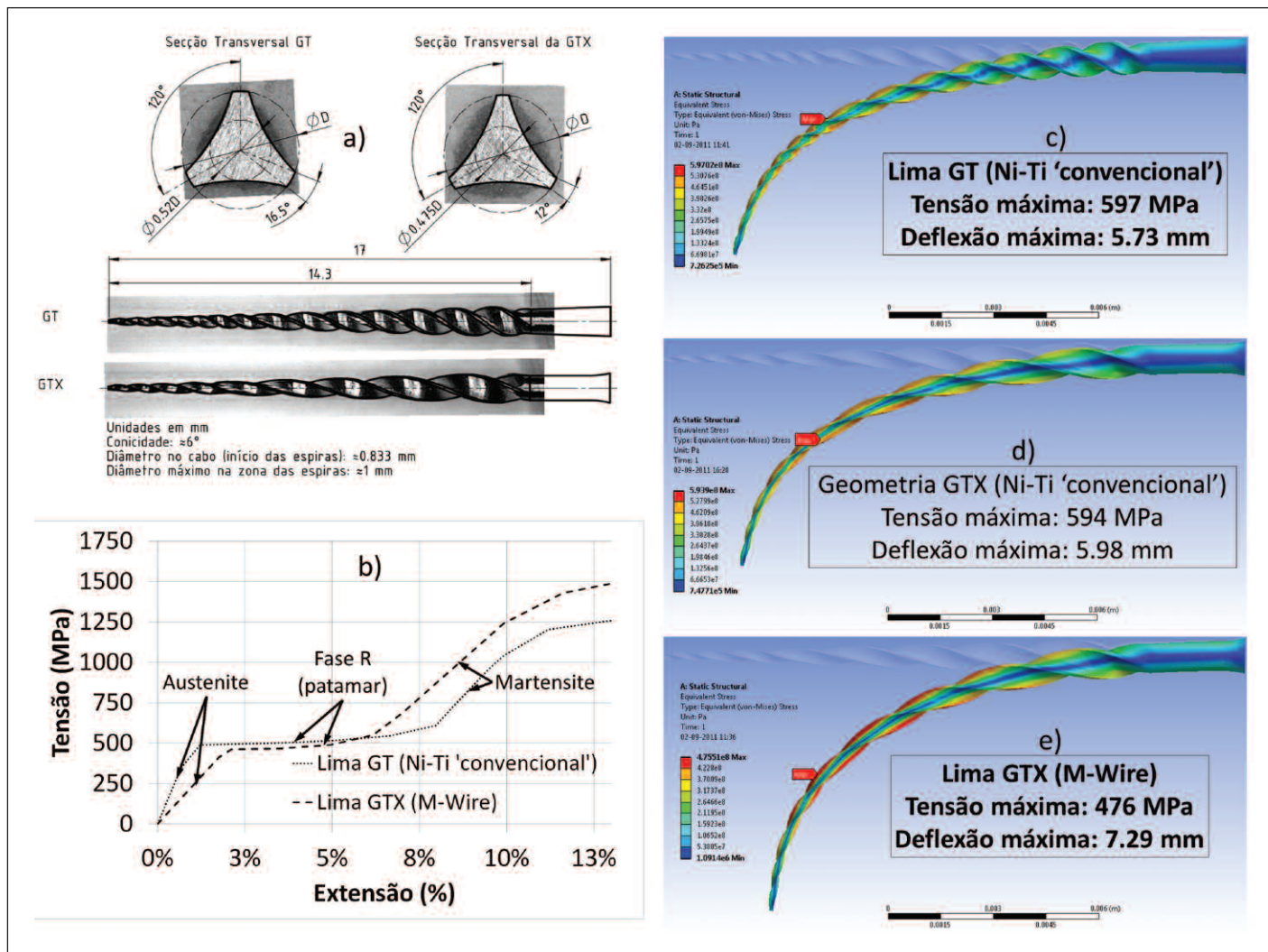


Fig. 1 - Caracterização geométrica das limas (a); curvas de Tensão-Extensão dos materiais que constituem as limas GT e GTX (b) e resultados da distribuição das tensões obtidas por elementos finitos, para uma carga pontual de 1 N aplicada na extremidade (c, d).

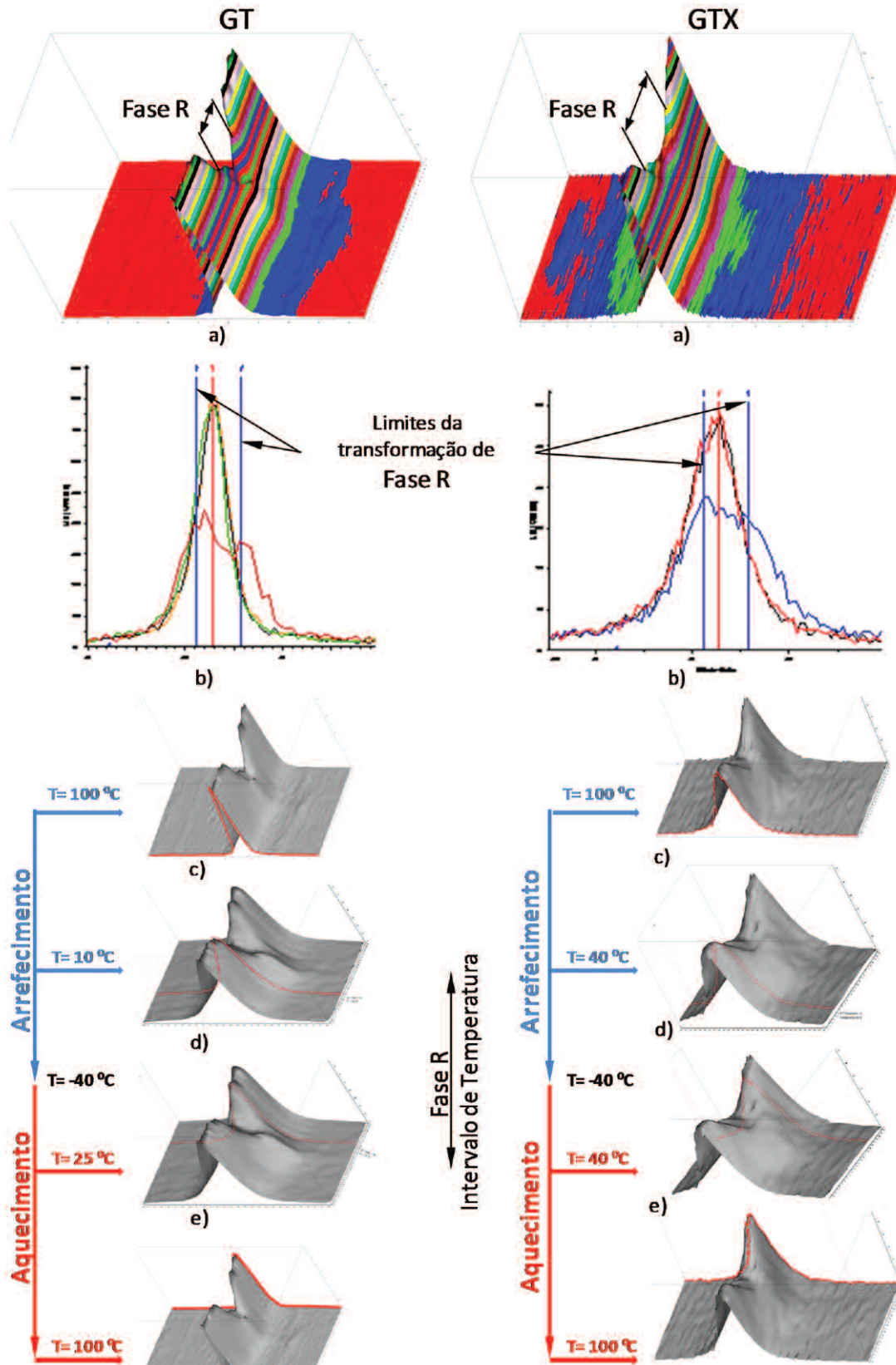


Fig. 2 - Gráficos de Difração de Raios-X.



## DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

As ligas que constituem as limas GT e GTX diferem em alguns aspectos, apresentando fases cristalográficas diferentes a determinadas temperaturas. O intervalo de temperaturas determinado neste estudo teve como mínimo  $T = -40\text{ }^{\circ}\text{C}$  e máximo  $T = 100\text{ }^{\circ}\text{C}$  e foi assim determinado uma vez que confirmavam a existência de uma transformação entre as temperaturas  $T = -20\text{ }^{\circ}\text{C}$  e  $T = 80\text{ }^{\circ}\text{C}$ , tanto no arrefecimento como no aquecimento. Além disso, clinicamente, os valores de temperatura relevantes são os existentes no paciente, nos processos de esterilização e ambientais, que estão compreendidos no intervalo de temperaturas analisado.

Os gráficos evidenciam resultados diferentes para cada lima. De maneira geral, podemos observar que as curvas têm um comportamento semelhante, estando simplesmente deslocadas no eixo da temperatura, em que a Fase R surge num intervalo de temperaturas superior na lima GTX do que na lima GT. Enquanto que na lima GT temos, à temperatura do corpo humano ( $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), fase austenítica, já na lima GTX, para a mesma temperatura, a liga encontra-se em Fase R.

Tendo em conta que as limas GTX apresentam, segundo o seu fabricante, melhores propriedades mecânicas que as GT, este facto pode estar relacionado com a existência de Fase R à temperatura corporal ( $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ).

Não existem muitos estudos sobre a fase R apesar de esta apresentar propriedades mecânicas relevantes, como o módulo de elasticidade mais baixo que o da martensite (que por sua vez é inferior ao da austenite), para ligas de NiTi tipicamente usadas em Endodontia<sup>20</sup>, cuja curva de tensão-extensão (aproximada) se apresenta na **Fig. 1b**.

O módulo de elasticidade corresponde ao declive destas rectas (**Fig. 1b**) já que é uma constante de proporcionalidade directa entre tensão e deformação (no sentido de extensão). Deste modo, observa-se que o material apresentado como típico na prática Endodôntica por Xu et al<sup>20</sup> tem uma rigidez na Fase R cerca de 28 vezes inferior à da fase austenítica. Assim, quanto menor o módulo de elasticidade, maior será a flexibilidade apresentada pelo metal ou liga. Estes dados sugerem que a lima GTX é mais flexível que a lima GT, pelo menos à temperatura corporal, uma vez que se apresenta predominantemente em Fase R para essa temperatura. Do ponto de vista clínico, as limas GTX – produzidas com M-Wire – que possuem Fase R à temperatura corporal poderão ser vantajosas na preparação de canais curvos, especialmente do terço apical, relativamente a outras que não a apresentem (como é o caso da lima GT). Quanto mais flexíveis as limas forem, menor será a quantidade de esforços produzido durante a instrumentação do canal, prevenindo a fadiga do material<sup>21</sup>. Se a força necessária para flectir uma lima for menor, menor a probabilidade de acumulação de tensões internas e, por conseguinte, de propagação de fissuras a partir das irregularidades superficiais dos instrumentos, o que poderá levar a lima a suportar um maior número de ciclos antes de fracturar. Relativamente à geometria, o passo de espira superior da GTX

torna-se vantajoso, aumentando a resistência à fractura. Pensa-se que esta resistência se deve à maior quantidade de detritos removidos entre as espiras durante a instrumentação, sendo pois necessárias menos rotações no interior do canal para que este adquira a forma adequada, com paredes lisas/regulares, sem perfurações ou degraus e que permita que o irrigante penetre facilmente até ao ápex, eliminando a maior quantidade possível de detritos.

Já no que diz respeito ao efeito da geometria das limas, por si só, na rigidez à flexão, a análise das **Fig. 1c** e **1d** permite concluir que as diferenças geométricas entre as limas GT e GTX não produzem efeitos significativos, com valores para as tensão máxima e deformação na extremidade muito semelhantes. Estas diferenças, por serem muito baixas, podem estar inclusivamente relacionadas com as incertezas e aproximações associadas aos modelos, pelo que a performance das limas não pode ser atribuída unicamente às diferenças geométricas, sendo as propriedades mecânicas do M-Wire o factor preponderante<sup>22</sup>.

Com a introdução das características do material M-Wire no modelo de elementos finitos da lima GTX, já se observam diferenças assinaláveis entre a lima GT e a lima GTX (**Figs. 1c e 1e**), com uma diminuição da tensão máxima em 20% e um aumento da deformação na extremidade livre em 27%. Do ponto de vista qualitativo, estes resultados estão em sintonia com as observações feitas através do DRX, i.e., o M-Wire, com a sua tensão crítica de transformação em fase R inferior, faz com que a flexibilidade da lima GTX seja superior durante a prática clínica.

No entanto, é importante notar que, uma vez que as limas estão sujeitas a um estado heterogéneo de tensão (visível pelo gradiente de tensões desde o eixo central da lima até à sua fronteira), coexistem diferentes fases cristalográficas ao longo de todo o comprimento da lima. Por outras palavras, durante a deformação da lima, algumas zonas da periferia estarão em fase R enquanto que aquelas que se encontram com um estado de tensão inferior à tensão crítica de transformação de fase permanecerão austeníticas.

Pode então concluir-se que, à temperatura corporal ( $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), a lima GTX poderá apresentar maior flexibilidade que a lima GT e, por essa razão, menor risco de fractura durante a sua utilização clínica. O presente estudo ambiciona ser, não só um contributo para a melhor compreensão dos efeitos que os mecanismos de aperfeiçoamento de instrumentos endodônticos lhes provocam, mas também uma análise preliminar destes instrumentos, considerando diferentes variáveis (metalúrgicas e geométricas).

O trabalho aqui desenvolvido abre novas perspectivas para abordagens futuras, nomeadamente, a nível da análise experimental das limas endodônticas, para a sua caracterização mecânica, onde se destacam ensaios à fadiga (flexão e torção),



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Walia H, Brantley WA. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 1988;14:346–51.
2. Kell T, Azarpazhooh A, Peters OA, El-Mowafy O, Tompson B and Basrani B. Torsional Profiles of New and Used 20/.06 GT Series X and GT Rotary Endodontic Instruments. *J Endod* 2009;35(9):1278–1281.
3. Schäfer E, Oitzinger M. Cutting efficiency of five different types of rotary nickel titanium instruments. *J Endod* 2008;34:198–200.
4. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
5. Patiño V, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of manual glide path on the separation rate of Ni-Ti rotary instruments. *J Endod* 2005;31:114–6.
6. Martín B, Zelada G, Varela P, et al. Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* 2003;36:262–6.
7. Alçada FS. Characterization of GT and GT series X profile system files by x-ray diffraction (MSc dissertation). Lisbon, Portugal: Faculdade de Medicina Dentária, University of Lisbon; 2010.
8. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different crosssections. *J Endod* 2006;32:372–5.
9. Kim TO, Cheung GSP, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. *Int Endod J* 2009;42:14–21.
10. Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. *Int Endod J* 2009;42:593–602.
11. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000;33:297–310.
12. Liu J, Alapati S, Brantley WA, Clark W, Iijima M. Vickers hardness study of clinically used M-Wire rotary endodontic instruments. *J Dent Res* 2009;88 (IADR abstracts):abstract no. 2854.
13. Montalvão D, Alçada FS. Numeric Comparison of the Static Mechanical Behaviour between ProFile GT and ProFile GT Series X Rotary Nickel-Titanium Files. *J Endod* 2011;37:1158–1161.
14. Rasmussen KJR. Full-range stress-strain curves for stainless steel alloys. Sydney, Australia: University of Sydney; 2001. report no. R811.
15. Gambarini G, Gerosa R, Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:798–800.
16. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, et al. Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* 2009;35:1589–93.
17. Iijima M, Brantley WA., Kawashima I, Ohno H, Guo W, Yonekura Y and Mizoguchi I. Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dental Materials* 2009; 25(10):1221-1229.
18. Vilaverde-Correia S. Estudo do comportamento em serviço de limas endodônticas superelásticas de NiTi. Tese de Doutoramento, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, 2009.
19. ANSYS® 11 elements reference manual, 2007.
20. Xu X, Eng M, Zheng Y, Eng D. Comparative study of torsional and bending properties for six models of nickel-titanium root canal instruments with different crosssections. *J Endod* 2006;32:372–5.
21. Gambarini G, Gerosa R, Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2008;105:798–800.
22. Peixoto IFC, Pereira ES, Silva JG, Viana AC, Buono VT, Bahia MG. Flexural fatigue and torsional resistance of ProFile GT and ProFile GT series X instruments. *J Endod* 2010;36:741–4.

## AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor Sancho Vilaverde Correia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa e ao Prof. Doutor Francisco Braz Fernandes da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa pela colaboração activa e conselhos decisivos para a elaboração deste estudo.

