

CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA DE FIOS ORTODÔNTICOS DE NITINOL

*C. A. R Gouvêa¹, A. Itman F.², L. B. Cruvinel³, D. T. Macedo⁴, L. C. Casteletti⁵.
1, 3, 4 e 5 EESC-USP, São Carlos – SP
2, - - CEFETES, Vitória - ES
*e-mail: cargouvea@gmail.com

RESUMO

Fios de Nitinol, existentes no mercado, normalmente não dispõem das especificações de suas propriedades mecânicas, simulando as condições reais de uso na ortodontia, tornando necessária a disponibilização de dados referentes a essas propriedades. Para tal fim, neste trabalho foram realizadas medidas de microdureza, ensaios de tração e de flexão, utilizando-se a técnica de carregamento em três pontos, ao ar e em recipiente contendo saliva artificial na temperatura de 37°C, simulando assim as condições do ambiente bucal. Verificou-se que ocorreu um aumento nos valores de resistência à flexão, quando os ensaios foram realizados em saliva artificial. Tal fato indica que as condições utilizadas ativam o efeito de memória de forma do fio, fazendo com que o mesmo volte à posição pré-determinada, fator este fundamental para promover o posicionamento correto dos dentes, quando se utiliza tal fio em aplicações ortodônticas.

Palavras Chaves: Nitinol, ortodontia, memória de forma.

INTRODUÇÃO

Nos tratamentos ortodônticos, os fios metálicos são submetidos a esforços mecânicos que podem provocar nos mesmos tensões residuais localizadas e deformações permanentes. Devido a isso, o material necessita apresentar resistência suficiente às tensões envolvidas nos movimentos das articulações, além de biocompatibilidade, pois devem ser inertes, sem liberar produtos tóxicos no meio bucal [1-4].

Atualmente, pela característica peculiar da “memória de forma”, os fios da liga Ni-Ti, popularmente conhecidos como Nitinol, são utilizados em várias etapas do tratamento ortodôntico. Estes são utilizados com secções circulares e retangulares. Fios com secções retangulares são usados quando torna-se necessário produzir um torque adequado ao posicionamento do dente. O Nitinol foi desenvolvido em 1965 pelo engenheiro metalúrgico Willian F. Buehler, e desde 1971, vem sendo utilizado em tratamentos ortodônticos. Esta liga é considerada como material “inteligente” e têm sido assunto de uma série de pesquisas nas mais diversas áreas do conhecimento. As ligas com memória de forma permitem a recuperação do formato original com a atuação de consideráveis forças de restituição, após a imposição de uma variação de temperatura ou aplicação de tensões, devido à transformação de fase austenita-martensita. Nesta liga, a fase austenítica é cúbica de corpo centrado, que constitui a forma mais rígida da liga de Ni-Ti. A estrutura cristalina hexagonal compacta representa a forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica [5-8].

Dependendo do processo de fabricação dos fios NiTi, ocorrerá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for deformado à frio comporta-se como uma liga de NiTi martensítica estável. Quando os fios de Ni-Ti são fabricados a altas temperaturas (superelástico e termoativo), são chamados Ni-Ti ativo e apresentam uma fase austenítica inicial, apresentando a capacidade de transformação martensítica. A transformação martensítica é, portanto, uma particularidade da liga de NiTi e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura ou de tensão. Sob temperatura reduzida estabelece-se a fase martensítica e com o aumento da temperatura ocorre novamente uma transformação progressiva para a fase austenítica. Esta transformação ocorre com uma modificação da configuração

cristalográfica, de estrutura hexagonal compacta (HC) para cúbica de corpo centrado (CCC) em decorrência da alteração de temperatura. Para os fios de NiTi termoativados, para fins ortodônticos, o intervalo de transformação térmica deve encontrar-se próximo à temperatura corpórea ($\pm 36^{\circ}\text{C}$), para induzir maior ou menor tensão ao movimento dentário [8-13].

A tensão também induz esta mudança de fase, e essa forma de atingir a fase martensítica denomina-se transformação martensítica induzida por tensão. A estrutura CCC (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação martensítica, prolongando a capacidade elástica do material. Ao final da transformação a liga estará completamente na forma martensítica (HC), que constitui seu estado menos rígido. A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da estrutura HC para CCC, acarretando maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do Ni-Ti em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, e a tensão e/ou temperatura confere ao fio o efeito memória de forma [8-11].

O Ni-Ti ativo (trabalhado em altas temperaturas), apresenta o efeito de superelasticidade, característica que resulta numa melhor adaptação na ranhura do bracket, mesmo para fios com calibre próximo a dimensão da mesma. Isto propicia maior simplicidade e rapidez ao tratamento ortodôntico. Detalhes na produção da liga Ni-Ti ativo determinam se os fios comercializados serão superelásticos ou termoativados. Os fios Ni-Ti ativos podem ser encontrados para diferentes temperaturas de transição, indicando a ação em intervalos de forças previamente estabelecidos. Isto possibilita o uso destes fios em diferentes situações clínicas, que podem requerer maior ou menor rigidez [5, 6].

A importância destes fenômenos e a caracterização da liga são as motivações para este trabalho, que tem como objetivo conhecer tecnologicamente o material, levantando algumas de suas propriedades mecânicas, simulando as condições reais de uso, pois este produto é oferecido no mercado para diferentes temperaturas de transformação e sem a especificação adequada de suas propriedades.

MATERIAIS e MÉTODOS

Foram avaliados dois tipos de fios de Nitinol ativos: superelástico e termoativo, com secções retas circulares e retangulares, sendo estas em dimensões usadas pelos ortodontistas (Tabela 1).

Tabela 1: Secções transversais dos fios usados por ortodontistas.

Retangular (in – mm)	Circular (in – mm)
0,016x0,016 - 0,405x0,405	0,012 - 0,305
0,016x0,022 - 0,405x0,559	0,014 - 0,356
0,017x0,025 – 0,432x0,635	0,016 – 0,405
0,018x0,025 – 0,457x0,635	0,018 – 0,457
0,019x0,025 – 0,483x0,635	0,020 – 0,508
0,021x0,025 – 0,533x0,635	-

Desses tipos de fios, foram seccionados pedaços com aproximadamente 10mm de comprimento. Para facilitar o manuseio, estes pedaços foram embutidos em resina e preparados segundo técnicas usuais de lixamento e polimento. Na secção transversal dos fios, devidamente polida e limpa, foram realizadas medidas de microdurezas (HV). Os resultados obtidos, são referentes a uma media de 15 medidas.

Os ensaios de tração e flexão foram realizados em uma máquina de ensaios universais Emic. Nos ensaios de tração, 10 amostras de cada dimensão de fio foram submetidas a tração até o rompimento, com os ensaios realizados de acordo com o esquema apresentado na Figura 1a. A velocidade do travessão foi de 30mm/s. Os ensaios de flexão foram realizados em duas condições. Na primeira condição os fios foram submetidos a flexão em três pontos à temperatura ambiente (Figura 1b). O suporte utilizado nos ensaios possui 6mm de distância entre os pontos de apoio, distância esta semelhante a existente entre os “brackets” depois de fixados aos dentes. Na segunda condição foi utilizado o mesmo suporte, sendo que agora imerso em um recipiente contendo saliva artificial a uma temperatura de 37°C (Figura 1c).

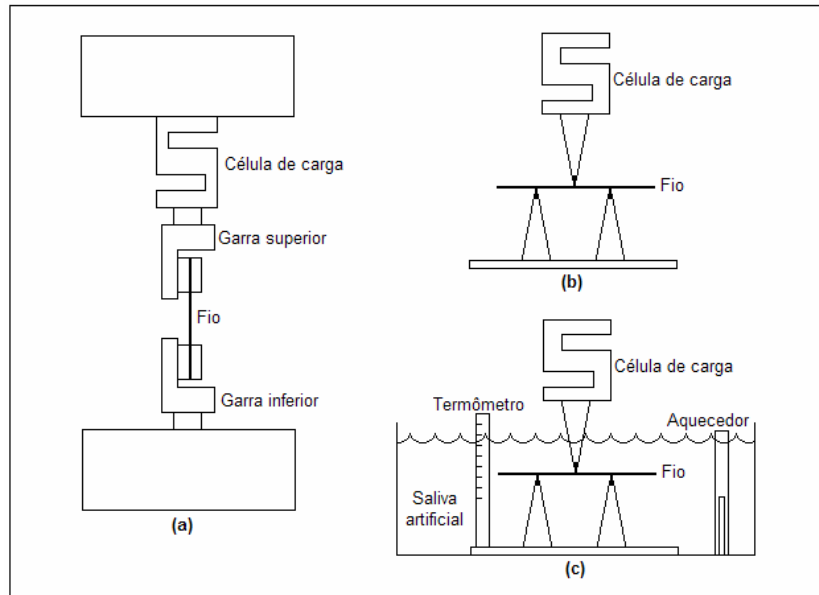


Figura 1: Esquema da montagem para os ensaios de tração e flexão.

RESULTADOS e DISCUSSÃO

São apresentados nas tabelas de 1 a 4 os resultados dos ensaios de dureza e de tração obtidos para os dois tipos de fios da liga Ni-Ti, superelástico e termoativo. Comparando-se os resultados obtidos para ambos os tipos de fios, no estado como-recebido e após tratamento térmico de memória de forma, nota-se que ocorreu queda na dureza e na resistência à tração, após o tratamento térmico. Esta queda pode ser devido ao alívio de tensão que ocorre no fio durante o tratamento de memória de forma. Outro ponto importante observado é que os valores de durezas e de resistências à tração estão bem próximos para ambos os tipos de fio, superelástico e termoativo. Isto indica que a dureza e resistência são independentes da estrutura cristalina do material. Segundo Gurgel et. al.,^[12, 13] num fio superelástico, semelhante ao usado neste trabalho, a estrutura presente é austenítica (CCC) e num fio termoativo a estrutura é martensítica (HC), à temperatura ambiente.

Nas tabelas de 5 a 8 estão dispostos os resultados dos ensaios de flexão dos fios superelástico e termoativo. Os resultados indicam que os fios de Ni-Ti superelástico e termoativo imersos em saliva artificial a 37°C apresentam um aumento médio acima de 21% e 54% respectivamente, na resistência a flexão, comparado-se com os valores obtidos nos ensaios de flexão realizados ao ar.

Tabela 1: Resultados do ensaio no Nitinol Superelástico com secção circular

Fio (in)	Diâmetro (mm)	Dureza (HV) Como-recebido	Dureza (HV) com memória de forma	Resistência a Tração (MPa) Como-recebido	Resistência a Tração (MPa) com memória de forma
0,012	0,305	460 ± 11	299 ± 10	1682 ± 49	1067 ± 11
0,014	0,356	387 ± 11	314 ± 4	1601 ± 23	1437 ± 22
0,016	0,406	446 ± 17	321 ± 9	1614 ± 41	1318 ± 29
0,018	0,457	386 ± 11	312 ± 9	1558 ± 51	1157 ± 59
0,020	0,508	443 ± 15	307 ± 12	1691 ± 57	1361 ± 6

Tabela 2: Resultados do ensaio no Nitinol Superelástico com secção retangular

Fio (in)	Dimensões (mm)	Dureza (HV) Como-recebido	Dureza (HV) com memória de forma	Resistência a Tração (MPa) Como-recebido	Resistência a Tração (MPa) com memória de forma
0,016 x 0,016	0,406 x 0,406	453 ± 14	334 ± 14	1313 ± 74	1207 ± 36
0,016 x 0,022	0,406 x 0,559	435 ± 23	352 ± 11	1402 ± 30	1281 ± 37
0,017 x 0,025	0,432 x 0,635	462 ± 13	329 ± 6	1512 ± 32	1280 ± 14
0,018 x 0,025	0,457 x 0,635	469 ± 21	339 ± 8	1518 ± 27	1409 ± 35
0,019 x 0,025	0,483 x 0,635	465 ± 26	330 ± 12	1509 ± 49	1306 ± 30
0,021 x 0,025	0,533 x 0,635	435 ± 11	328 ± 8	1497 ± 88	1229 ± 40

Tabela 3: Resultados do ensaio no Nitinol Termoativo com secção circular

Fio (in)	Diâmetro (mm)	Dureza (HV) Como-recebido	Dureza (HV) com memória de forma	Resistência a Tração (MPa) Como-recebido	Resistência a Tração (MPa) com memória de forma
0,012	0,305	400 ± 22	269 ± 7	1754 ± 31	1163 ± 15
0,014	0,356	389 ± 25	270 ± 7	1639 ± 56	1460 ± 36
0,016	0,406	413 ± 6	257 ± 9	1820 ± 15	1223 ± 62
0,018	0,457	393 ± 6	306 ± 9	1702 ± 12	1238 ± 40
0,020	0,508	419 ± 5	264 ± 5	1775 ± 9	1222 ± 55

Tabela 4: Resultados do ensaio no Nitinol Termoativo com secção retangular

Fio (in)	Dimensões (mm)	Dureza (HV) Como-recebido	Dureza (HV) com memória de forma	Resistência a Tração (MPa) Como-recebido	Resistência a Tração (MPa) com memória de forma
0,016 x 0,016	0,406 x 0,406	454 ± 14	345 ± 4	1635 ± 7	1004 ± 69
0,016 x 0,022	0,406 x 0,559	430 ± 21	278 ± 8	1568 ± 32	1327 ± 48
0,017 x 0,025	0,432 x 0,635	443 ± 11	265 ± 6	1604 ± 21	1338 ± 62
0,018 x 0,025	0,457 x 0,635	431 ± 21	284 ± 7	1577 ± 25	1309 ± 43
0,019 x 0,025	0,483 x 0,635	438 ± 14	282 ± 7	1606 ± 30	1278 ± 69
0,021 x 0,025	0,533 x 0,635	420 ± 21	269 ± 7	1583 ± 28	1303 ± 93

Tabela 5: Resultados de flexão do Nitinol Superelástico com secção circular

Fio (in)	Diâmetro (mm)	Resistência a Flexão (MPa)	Resistência a Flexão em saliva artificial (MPa)
0,012	0,305	622 ± 45	868 ± 44
0,014	0,356	711 ± 43	917 ± 23
0,016	0,406	718 ± 29	973 ± 45
0,018	0,457	713 ± 13	839 ± 44
0,020	0,508	782 ± 42	972 ± 25

Tabela 6: Resultados de flexão do Nitinol Superelástico com secção retangular

Fio (in)	Dimensões (mm)	Resistência a Flexão (MPa)	Resistência a Flexão em saliva artificial (MPa)
0,016 x 0,016	0,406 x 0,406	610 ± 14	724 ± 27
0,016 x 0,022	0,406 x 0,559	667 ± 41	885 ± 50
0,017 x 0,025	0,432 x 0,635	668 ± 35	850 ± 21
0,018 x 0,025	0,457 x 0,635	687 ± 29	762 ± 36
0,019 x 0,025	0,483 x 0,635	760 ± 22	931 ± 26
0,021 x 0,025	0,533 x 0,635	679 ± 27	816 ± 7

Tabela 7: Resultados de flexão do Nitinol Termoativo com secção circular

Fio (in)	Diâmetro (mm)	Resistência a Flexão (MPa)	Resistência a Flexão em saliva artificial (MPa)
0,012	0,305	422 ± 5	655 ± 5
0,014	0,356	374 ± 6	577 ± 23
0,016	0,406	384 ± 28	629 ± 38
0,018	0,457	397 ± 21	682 ± 38
0,020	0,508	331 ± 9	647 ± 20

Tabela 8: Resultados de flexão do Nitinol Termoativo com secção retangular

Fio (in)	Dimensões (mm)	Resistência a Flexão (MPa)	Resistência a Flexão em saliva artificial (MPa)
0,016 x 0,016	0,406 x 0,406	342 ± 3	520 ± 11
0,016 x 0,022	0,406 x 0,559	331 ± 14	484 ± 31
0,017 x 0,025	0,432 x 0,635	337 ± 32	475 ± 30
0,018 x 0,025	0,457 x 0,635	296 ± 8	505 ± 10
0,019 x 0,025	0,483 x 0,635	334 ± 5	498 ± 19
0,021 x 0,025	0,533 x 0,635	349 ± 21	585 ± 14

CONCLUSÕES

Os fios superelásticos e termoativos, após tratamento térmico de memória de forma, apresentaram valores de dureza e resistência à tração semelhantes. Provavelmente estas propriedades não estão relacionadas com a estrutura cristalina presente em cada tipo de fio, pois na temperatura ambiente os fios apresentam estruturas cristalinas diferentes, sendo estas, cúbica de corpo centrado para o fio superelástico e hexagonal compacta para o fio termoativo.

Os resultados obtidos nos ensaios de flexão mostram que o comportamento do fio com relação à resistência à flexão muda significativamente quando este está imerso em saliva artificial a 37°C, sofrendo aumento acima de 50% no caso do fio termoativo, indicando a efetividade do efeito de memória de forma.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] – COTRIM-FERREIRA FA. Biomecânica do movimento dental. In: Vellini-Ferreira F. Ortodontia – diagnóstico e planejamento clínico. São Paulo: Artes Médicas; p. 353-90 - 1996.
- [2] - DRAKE, S.R. et al., Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am. J. Orthod. Dent. Orthop.*, v., p.206-210 - 1998.

- [3] – NAKANDAKARI, C. Caracterização química, metalurgica e estudo das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos de titânio-molibdênio TMA. Dissertação de mestrado. Universidade Estadual Paulista 2000.
- [4] - DRAKE, S.R. et al., Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am. J. Orthod. Dent. Orthop.*, v. 1982, p.206-210 1998.
- [5] - PHILLIP; SKINNER. Estrutura da matéria. In: Materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap. 2, p. 9-11.
- [6] - PHILLIP; SKINNER. Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente. In: Materiais dentários. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, ano. cap. 28, p. 310-318.
- [7] - braun, s. et al. An evaluation of the shape of some popular nickel titanium alloy preformed arch wires *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 115, no. 4, p.390-395,1999.
- [8] - MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 90, no.1, p.1-10, July 1986.
- [9] - SANTORO, M.; BESHES, D. N. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 118, no. 6, p. 685-692, Dec. 2000.
- [10] - KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOURNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 99, no. 4, p. 310-318, Apr. 1991.
- [11] - KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod*, Appleton, v. 67, no. 3, p. 197-208 1997.
- [12] – Disponível em <http://en.wikipedia.org/wiki/superplasticity> acesso em 5 de agosto de 2006.
- [13] - GURGEL, J. A., RAMOS, A. L., KEER, S. D., Fios ortodônticos. *R. Dental Press Ortodon Ortop Facial*, Maringá, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul./ago. 2001

MECHANICS CHARACTERIZATION OF NITINOL ORTHODONTIC WIRE

ABSTRACT

Nitinol wires in the market lack adequate mechanical properties tables in real use conditions for orthodontic applications. In this work the mechanical properties of microhardness, tensile strength and three point flexion were performed in a simulated mouth environment, using artificial saliva at 37°C to reproduce as close as possible the real world work conditions of the orthodontic application. These tests were also performed in air at 25°C for comparative purposes. It was verified that under the simulated mouth condition the flexion strength was higher indicating that the shape memory effect was active, meaning that the wire was trying to shift back to it's original shape. The shape memory effect is of fundamental importance for this application once that the original shape of the wire is standardized in shapes that are the desired final outcome of the orthodontic treatment.

Key-words: Nitinol, orthodontics, shape memory.