

Histórico de fios utilizados em ortodontia

Review of orthodontic wires

*Alexandre Trindade Simões da Motta*¹

*Marco Abdo Gravina*²

*Cátia Cardoso Abdo Quintão*³

*Alvaro de Moraes Mendes*⁴

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi realizar uma revista de literatura a respeito do histórico dos fios ortodônticos utilizados desde o início do século passado. São apresentadas as diferentes ligas metálicas que compõem estes fios, de acordo com seu aparecimento ao longo do tempo. Desta forma, é ressaltada a evolução destes materiais, acompanhando o surgimento de novas necessidades clínicas da especialidade. Partindo das ligas de ouro, praticamente não mais usadas, passando pelos fios de aço inoxidável, cujo uso resiste ao tempo, chega-se a fios com propriedades diferenciadas, como os de níquel-titânio superelástico e termodinâmico.

UNITERMOS

Ortodontia, Fios Ortodônticos, Histórico.

SUMMARY

The aim of this study was to make a literature review about orthodontic wires used since the beginning of the past century. Different alloys that are used to produce them are listed as they appeared through the time. The evolution of these materials, following new orthodontic concepts, is saliented. Starting from gold alloys, rarely used nowadays, and stainless steel wires, that are still being used for a long time, the review gets to wires with new properties, like superelastic and thermoactivated nickel-titanium wires.

UNITERMS

Orthodontics, Orthodontic wires, Review.

¹Especialista e mestrando (Ortodontia) UERJ.

²Especialista e mestrando (Ortodontia) UERJ.

³Mestra e Doutora (Ortodontia) UFRJ, Professora Adjunta da Disciplina de Ortodontia da UERJ.

⁴Mestre e Doutor (Ortodontia) UFRJ, Professor Adjunto da Disciplina de Ortodontia da UERJ.

Introdução e revista da literatura

Ligas de ouro, aço inoxidável e cobalto-cromo

Sob o ponto de vista histórico, poucas ligas metálicas foram utilizadas na fabricação de acessórios ortodônticos.¹⁰ Desde o princípio da Ortodontia até o início da década de 40, a liga de ouro (tipo IV) foi o material mais empregado na fabricação de fios ortodônticos. Entretanto, o baixo limite de escoamento, a elasticidade limitada e o alto custo reduziram seu uso clínico em todo o mundo.^{10,14,18,19}

Na década de 40, o aço inoxidável passou a substituir as ligas de ouro e se tornou o principal material empregado na fabricação dos fios.¹⁰ Segundo Andreasen,⁵ um significativo avanço em relação aos materiais ortodônticos ocorreu nas décadas de 30 e 40, quando acessórios de aço inoxidável se tornaram disponíveis.

O aço inoxidável austenítico, de menor custo que o ouro, com maiores limites de escoamento e módulo de elasticidade, tornou-se mais vantajoso, principalmente em condições nas quais fios mais rígidos eram necessários, como nos casos de fechamento de espaços. No entanto, para o alinhamento e nivelamento dentário, mesmo fios com pequenos diâmetros resultavam em altas cargas, o que não era condizente com níveis fisiológicos de forças. Com o objetivo de se obter maior flexibilidade, reduziu-se a espessura do fio e a forma passou de retangular para redonda. Progresso adicional foi obtido com o uso de alças para aumentar a faixa de ativação do fio.^{14,26} Técnicas de confecção de alças foram preconizadas e refinadas por Begg,⁸ Burstone et al.,¹¹ Jarabak,¹⁷ Stoner,²⁵ Thurow²⁷ e Waters

et al.³⁰ Todas essas técnicas serviram para reduzir a rigidez do fio e aumentar a sua faixa de ativação. A desvantagem de se usar alças é que estão sujeitas à perda da forma original, alterando os vetores de direção de força.^{1,23}

Os fios multifilamentados de aço, trançados ou torcidos, foram desenvolvidos posteriormente e aumentaram a flexibilidade e a possibilidade de ativação.^{7,14,24,30}

O emprego das ligas de cobalto-cromo na Ortodontia ocorreu pouco depois das de aço.¹⁵ Apresentam propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável e, para fios com iguais dimensões, geram forças de magnitude semelhante.^{15,20} Foram inicialmente desenvolvidas pela Elgin Watch Company®, para a fabricação de molas para relógios, e passaram a ser usadas, posteriormente, na década de 40, na fabricação de fios ortodônticos.¹⁵

Em 1910, pela primeira vez na literatura brasileira, houve menção à Ortodontia no *Manual Odontológico*, de autoria de Augusto Coelho e Souza, preconizando o uso de placas com molas de aço confeccionadas com fios que serviam para fabricação de cordas de piano. Na quinta edição desse mesmo livro, em 1916, o autor sugere o uso da liga de prata-níquel, em vez das ligas de metais preciosos, para a confecção de aparelhos ortodônticos devido ao baixo custo, melhor resistência, maleabilidade e rigidez, além de aceitar soldas.²⁸

Na década de 20, a especialidade de Ortodontia foi oficialmente reconhecida no Brasil. O aparelho utilizado era então fabricado em ouro, platina ou forjado com ligas desses dois metais. As bandas pinçadas eram confeccionadas pelos ortodontistas a partir de lâminas vendidas em rolos. No

Brasil, o aço inoxidável passou a ser utilizado para acessórios ortodônticos entre o final da década de 40 e o início da década de 50. Até tal época, os aparelhos ortodônticos fixos eram confeccionados em ouro, tanto as bandas como os acessórios. Dentro da disciplina de Ortodontia da Universidade Federal do Rio de Janeiro (curso pioneiro no Brasil), o aço inoxidável só passou a ser utilizado em meados da década de 50.²⁸

Ligas de beta-titânio e de níquel-titânio estabilizadas

O aço inoxidável dominou o mercado de acessórios ortodônticos até a década de 70, quando o desenvolvimento das indústrias aeroespaciais e químicas levou à utilização das ligas de beta-titânio e níquel-titânio na Ortodontia.^{2,3}

A liga de níquel-titânio surgiu na década de 60, mais precisamente em 1963, apresentada por Willian Buehler, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland.¹⁶ Buehler observou pela primeira vez o “efeito memória de forma”.²² A mesma foi desenvolvida na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio no Laboratório Naval Americano, como parte de um programa espacial, e passou a ser chamada de Nitinol (tendo a sigla se originado das seguintes palavras: Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory).⁹ O pesquisador reconheceu que um tratamento térmico controlado dessa liga, numa forma pré-determinada, seguida de esfriamento, realçava as propriedades termodinâmicas. Em baixas temperaturas o material era facilmente deformado e, com o aquecimento do mesmo, até atingir a faixa de temperatura de transição determinada, era capaz

de retornar à sua forma preestabelecida. Esse fenômeno se relaciona à transformação da estrutura cristalina da liga, dependente da temperatura, e foi chamado “efeito memória de forma”.¹⁴ Os materiais que exibem tal transformação são chamados “termoativáveis”. A complexidade do tratamento térmico tornou, naquela época, a manufatura de fios termoativáveis inviável.¹⁴

Em 1971, Andreasen e Hillerman³ analisaram as propriedades inerentes aos fios de níquel-titânio para uso em Ortodontia. A Unitek Corporation produziu o fio com o nome comercial de Nitinol. Utilizada clinicamente pela primeira vez em 1972, a liga produzida não apresentava “efeito memória de forma” nem “superelasticidade”. Isso porque o fio era manufaturado por processo de endurecimento por encruamento. A liga foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves em grandes ativações.^{4,14} Em 1976, os fios de níquel-titânio foram colocados no mercado e caracterizados como material de alta recuperação elástica e baixa rigidez.^{2,3}

A liga de beta-titânio tem sido utilizada como material estrutural desde 1952 e, até 1979, a tecnologia de trefilação não permitia a fabricação de fios com seções transversais compatíveis com as aplicadas em Ortodontia.¹⁴ Goldberg e Burstone,¹⁶ na década de 80, foram os primeiros a reportar a aplicação dessas ligas na fabricação de fios ortodônticos. Utilizaram uma forma diferente de titânio, chamado “de alta temperatura”. O titânio acima de 885°C (1,625° F) sofre transformação alotrópica e muda a estrutura cristalina hexagonal compacta para cúbica de corpo centrado, a qual se mantém estável até a temperatura de fusão. Com a adição de elementos como

molibdênio ou nióbio, a liga sofre transformação à diferente temperatura e é possível manter a estrutura beta em menores temperaturas.^{10,16}

Ligas de níquel-titânio superelásticas (austeníticas ativas)

Desde a colocação do Nitinol no mercado, um grande número de fios de níquel-titânio foi patenteado para uso ortodôntico. Naquela época, os mais comumente usados eram os não afetados pela temperatura.²⁰

Em 1985, Burstone et al.¹² relataram o uso clínico e laboratorial de uma nova liga de níquel-titânio superelástica, chamada Chinese NiTi, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. O termo "superelasticidade" ainda não havia sido empregado até aquela época. O fio ortodôntico de níquel-titânio chinês foi o primeiro a exibir potencial superelástico. Foi, originariamente, desenvolvido por Hua Cheng Tien e colaboradores, em Beijin, no ano de 1978. Algum tempo depois, estes mesmos pesquisadores melhoraram as propriedades desse material e relataram que tal fio possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o Nitinol convencional, além da deformação permanente após flexão ser menor.

Na mesma época, os japoneses desenvolveram o mesmo tipo de liga com idêntica finalidade.²⁰ Essas ligas foram classificadas como "austeníticas ativas".¹⁴ O fio de níquel-titânio japonês foi desenvolvido pela Furukawa Electric Co. Em 1986, os efeitos da "superelasticidade" e de "memória de forma" do fio níquel-titânio japonês foram realçados, a fim de se conhecer a aplicabilidade clínica dos mesmos em Ortodontia.²⁰

Estudos *in vitro* demonstraram que as ligas de níquel-titânio superelásticas (austeníticas ativas) possuem excelentes propriedades elásticas e geram força constante, quando submetidas a carregamento, mesmo diante do aumento da flexão. Isso tornou o fio extremamente popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentários.¹⁴

Ligas de níquel-titânio termodinâmicas (martensíticas ativas)

Nos anos 80, Andreasen⁶ testou o chamado "Nitinol termodinâmico", apesar de que só começou a ser aplicado, clinicamente, na década de 90.⁶

A variação no tratamento térmico dado pelo fabricante do fio de níquel-titânio superelástico pode resultar em diferentes níveis de carga necessária para gerar a transformação de fase. Usando procedimentos de tratamento térmico sob condições de atmosfera inerte ou em vácuo, os fabricantes são capazes de variar a porcentagem de austenita presente no fio à temperatura ambiente, podendo, com isso, alterar a carga gerada para idênticos diâmetros de fios. Ou seja, pode-se gerar força com níveis de intensidade leve, média e pesada, para fios com dimensões idênticas, pois a variação da intensidade da força gerada pelo fio é controlada pelo percentual de austenita presente.¹⁴

Em 1994, Otubo et alii,²¹ em Tóquio, sugeriram uma técnica de tratamento térmico duplo, com a finalidade de reduzir a variação das características da relação tensão/deformação, através de extremos de temperaturas presentes na cavidade bucal. Tal fio foi chamado de "Sentalloy de baixa histerese".

Fios de níquel-titânio gradualmente termodinâmicos

Existe um consenso de que a resposta dentária à aplicação de força e a quantidade de movimento dentário obtida são dependentes da área da superfície do periodonto. Isso significa que um arco ideal não só deve gerar forças constantes e suaves, como também deve ser capaz de variar o nível de força de acordo com a área periodontal envolvida. Dessa forma, é necessário que ocorra a variação da força gerada, em um mesmo fio, através da variação da temperatura de transição, por segmentos do arco, gerando forças graduais que variam de 80gf na região anterior a 300gf na região posterior. O nível de força aplicado é graduado através de toda a extensão da parábola, de acordo com o tamanho dos dentes do paciente.¹⁴

Evans e Durnning¹⁴ dividiram a cronologia da evolução dos fios ortodônticos em cinco fases, conforme ilustra o Quadro 1.

Existem no mercado fios de níquel-titânio com uma fina camada de íons metálicos implantados na superfície com a finalidade de torná-la mais resistente ao des-

gaste e com menor coeficiente de atrito. Esse procedimento não altera as propriedades básicas do material.¹³

Conclusão

Neste histórico, fica notável a preocupação com o desenvolvimento de ligas que produzissem uma movimentação dentária o mais fisiológica possível e que se adaptassem ao desenvolvimento das técnicas ortodônticas. Entretanto, ao contrário do que possa parecer, apesar do grande número de marcas comerciais de fios ortodônticos disponíveis no mercado, poucas são as ligas que os constituem.

Algumas ligas vêm sendo usadas há bastante tempo, como as de aço inoxidável, de baixo custo e desempenho clínico satisfatório, inicialmente usadas na fabricação de fios de maior diâmetro para fechamento de espaços. Fios de menor diâmetro, alças e fios de aço multifilamentados foram desenvolvidos para a aplicação de forças mais leves. O surgimento de fios com propriedades diferenciadas, como os de níquel-titânio superelástico e termodinâmico, de custo elevado, busca cada vez

Quadro 1

Fases da evolução dos fios ortodônticos de acordo com a cronologia proposta por Evans e Durnning.¹⁴

FASES	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	Ouro	Da virada do último século ao início da década de 40
	Aço inoxidável	Década de 40 em diante
FASE II	NiTi estabilizado	Década de 70 em diante
	Beta-titânio	Década de 80 em diante
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	1985 em diante
FASE IV	NiTi termodinâmico (martensítico ativo)	Década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	Década de 90

Fonte: Evans & Durnning, 1996, modificada

mais atender aos conceitos de aplicação de força, assim como se adaptar à aplicação de técnicas ortodônticas que reduzam ou dispensem a realização de dobras.

ENDEREÇO PARA CORRESPONDÊNCIA

ALEXANDRE TRINDADE SIMÕES DA MOTTA

Rua Des. João Claudino de Oliveira e Cruz, 50/1507

Barra da Tijuca – Rio de Janeiro/RJ – CEP: 22793-070.

Tels.: (21) 2433-7020 / 8815-3444 alenani@rjnet.com.br

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDERSON, R.M. A return to large nonresilient straight arch wires. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 66, n.1, p. 9-39, July 1974.
2. ANDREASEN, G.F. & BARRET, R.D. An evolution of cobalt-substituted Nitinol wire in Orthodontics. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.73, n.2, p. 462-70, May 1973.
3. ANDREASEN, G.F. & HILLERMAN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.*, Chicago, v. 82, p. 1373-5, 1971.
4. ANDREASEN, G.F. & MORROW, R.E. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 73, n.2, p. 142-51, Feb.1978.
5. ANDREASEN, G.F. Selection of the square and rectangular wires in clinical practice. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 42, n. 1, p. 81-4, Jan.1972.
6. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch Thermal Nitinol wire with a transition temperature range between 310C and 450 C. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.78, p.528-37, 1980.
7. BARROWES, K.J. Archwire flexibility and deformation. *J. Clin. Orthod.*, v. 16, p. 803-11, Dec. 1982.
8. BEGG, P.R. Differential forces in orthodontic treatment. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 42, p. 481-510, July 1956.
9. BISHARA, S. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 65, n. 2, p.117-22, Feb.1995.
10. BURSTONE, C.J. & GOLDBERG, J. Beta Titanium: A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.77, n.2, p. 121-32, Feb. 1980.
11. BURSTONE, C.J. et al. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod.*, Appleton, v. 31, n.1, p. 1-14, Jan.1961.
12. BURSTONE, C.J.; QIN, B. & MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire - A new orthodontic alloy. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 87, p. 445-52, 1985.
13. COBB III, N.W.; KULA, K.S.; PHILLIPS, C., PROFFIT, W.R. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. *Clin. Orthod. Res.*, v.1, p. 12-9, 1998.
14. EVANS, T.J.W. & DURNING, P. Orthodontic products update. Aligning archwires, The shape of things to come? – A fourth and fifth phase of force delivery. *Br. J. Orthod.*, Oxford, v. 23, n. 3, p. 269-75, Aug.1996.
15. FILLMORE, G.M. & TOMLINSON, J.L. Heat treatment of cobalt chromium alloy wire. *Angle Orthod.*, Appleton, v.46, n.2, p. 187-95, Apr. 1976.
16. GOLDBERG, J. & BURSTONE, C.J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J. Dent. Res.*, Washington, v.58, n.2, p. 593-600, Feb.1979.
17. JARABAK, J.R. Development of a treatment plan in the light of one's concept of treatment objectives. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 46, p. 481-514, 1960.
18. KOHL, R.W. Metallurgy in orthodontics. *Angle Orthod.*, Appleton, v.34, n.1, p.37-52, Jan.1964.
19. KUSY, R. & GREENBERG, A.R. Effects of composition and cross-section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.*, Appleton, v.51, n.4, p. 325-41, Oct. 1981.
20. MIURA, F., MOGI, M., OHURA, Y., HAMANAKA, H. The super-elastic property of the japanese Níquel-Titânio alloy wire for use in orthodontics. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v.90, n.1, p.1-10, July 1986.
21. OTUBO, J., MEI, P., KOSHIMIZU, S. Caracterização de aços inoxidáveis com efeito memória de forma. CBECIMAT 94 *Anais...* Águas de São Pedro-SP, p. 219-22, 1994.
22. PERKINS, J. & HODGSON, D. *The two-way shape memory effect.* Jeff Perkins Plenum Press, 1975. 245p.
23. SIMS, M.R. Loop systems – A contemporary reassessment. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 61, p. 271-8, Mar.1972.
24. STEPHENS, C.D., HOUSTON, W.J.B., WATERS, N.E. Multiple strand arches. *Dent. Practit.*, v. 22, p. 147-9, Feb.1971.
25. STONER, M.M. Force Control in Clinical Practice. *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 46, p.163-86, Mar.1960.
26. STRANG, R.S.W., THOMPSON, W.M. *A Text Book of Orthodontics.* Lea & Febiger. 1958. 598 p.
27. THUROW, R.C. *Edgewise Orthodontics.* 3. ed. Saint Louis: Mosby, 1979.336p.
28. VILLELA, O.V. *O Desenvolvimento da Ortodontia no Brasil.* Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1995.137 p.
29. WATERS, N.E., STEPHENS, C.D., HOUSTON, W.J.B. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires – Part I. *Br. J. Orthod.*, Oxford, v.2, n.1, p. 15-24, Jan. 1975.
30. WATERS, N.E., STEPHENS, C.D., HOUSTON, W.J.B. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires – Part II. *Br. J. Orthod.*, Oxford, v.2, n. 2, p. 73-83, Jan. 1975.