

Ligas metálicas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos: uma contínua evolução

Metallic alloys used in manufacturing orthodontic wires: a continuing evolution

Guilherme Thiesen*

Resumo

No decorrer da evolução da ortodontia, poucas ligas metálicas têm sido utilizadas para a fabricação de fios ortodônticos. O objetivo principal deste artigo é apresentar o desenvolvimento das ligas metálicas utilizadas em ortodontia durante o século passado, começando pelas ligas nobres, passando pelo aço inoxidável, pelas ligas a base de titânio, até os fios superelásticos e com comportamento termomecânico, com certeza mais complexos que os seus predecessores. Além disso, procura informar sobre o atual "estado-da-arte" dos fios ortodônticos, assim como apresentar os avanços dessa área que brevemente estarão disponíveis no mercado e que revolucionarão a ortodontia.

Palavras-chave: fios ortodônticos, ligas metálicas, mecânica ortodôntica, metalurgia, ortodontia.

Introdução

A mecânica ortodôntica é elaborada para acumular forças e transportá-las para os dentes, em direção e magnitudes próprias. Cada ajuste armazena forças e determina o mecanismo para distribuí-las. Um ótimo controle do movimento dentário requer a aplicação de sistemas de forças específicos, os quais são devidamente aplicados aos elementos dentários através de acessórios, tais como os fios ortodônticos (QUINTÃO, 1987).

Idealmente, os dispositivos ortodônticos são desenvolvidos para movimentar os elementos dentários através de forças leves e contínuas. Para atingir esse objetivo existem, atualmente, quatro ligas metálicas principais: aço inoxidável (Fig. 1), cromo-cobalto (Fig. 2), beta-titânio (Fig. 3) e níquel-titânio (Fig. 4) (KUSY e WHITLEY, 1997).

Na verdade, não existe um material ideal para todas as etapas do tratamento, de modo que uma liga metálica não pode ser considerada melhor que outra. Várias propriedades e características devem ser consideradas na escolha do fio a ser utilizado para cada situação (KUSY, 1997).

Os fios ortodônticos são classificados de acordo com a composição

química, a microestrutura ou propriedades mecânicas da liga metálica utilizada. Os dois primeiros aspectos determinam o terceiro. É importante o fato de que a composição química em si não determina as propriedades mecânicas do fio, visto que o arranjo microestrutural pode ser modificado por tratamento térmico e mecânico (BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

Dessa maneira, em decorrência da diversidade de ligas que estão disponíveis no mercado, é mister ao ortodontista o conhecimento de suas propriedades mecânicas e das variáveis relacionadas, já que serão importantes quando da movimentação dentária (KAPILA e SACHDEVA, 1989).

O nascimento da ortodontia com o uso de ligas de ouro

Historicamente, poucas ligas metálicas têm sido utilizadas para a fabricação de mecanismos ortodônticos (GURGEL et al., 2001).

As ligas de ouro para uso odontológico foram amplamente utilizadas até a década de 1940. Sua composição para a confecção de fios ortodônticos era similar à das ligas de ouro tipo IV, com aproximadamente 55 a

* Professor do Curso de especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial da Unisul/SC. Mestre em Ortodontia e Ortopedia Facial pela PUCRS.

Recebido: 08.06.2004 Aceito: 26.08.2004

65% de ouro, 11 a 18% de cobre, 10 a 25% de prata, 5 a 10% de platina e 1 a 2% de níquel. Entretanto, as ligas de ouro caíram em desuso em razão do seu baixo limite elástico e alto custo (BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

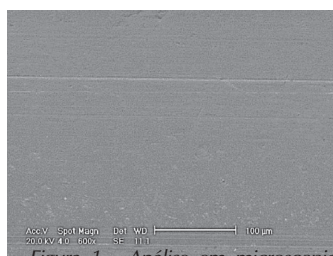


Figura 1 - Análise em microscopia eletrônica de varredura da superfície de um fio ortodôntico de aço inoxidável da marca 3M Unitek (aumento 600X)

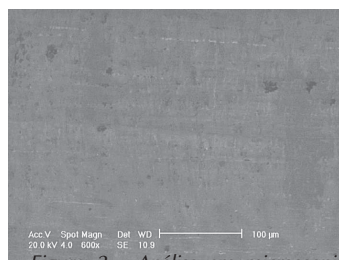


Figura 2 - Análise em microscopia eletrônica de varredura da superfície de um fio ortodôntico de cromo-cobalto da marca Rocky Mountain (Elgiloy blue®) (aumento 600X)

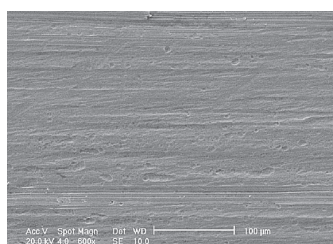


Figura 3 - Análise em microscopia eletrônica de varredura da superfície de um fio ortodôntico de beta-titânio da marca Ormco (TMA®) (aumento 600X)

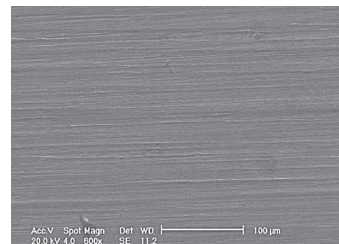


Figura 4 - Análise em microscopia eletrônica de varredura da superfície de um fio ortodôntico de níquel-titânio convencional da marca GAC (aumento 600X)

Aço inoxidável e cromo-cobalto

Segundo Gurgel et al. (2001), um avanço significativo em relação aos materiais ortodônticos ocorreu nas décadas de 1930 e 1940, principalmente após a Primeira Guerra Mundial, quando fios e demais acessórios de aço inoxidável se tornaram disponíveis. Os tipos mais comuns de ligas de aço austeníticos utilizados em ortodontia são do tipo 302 e 304, com aproximadamente 18% de cromo e 8% de níquel, o que é representado pelo grupo 18-8 de aços inoxidáveis. Esses aços são ditos “inoxidáveis” pelo fato de apresentarem o elemento químico cromo, cuja concentração deve ser superior a 11%. Essas ligas contêm, ainda, 0,08% a 0,20% de carbono, além de alguns modificadores e o restante (mais de 70%) de ferro (BURSTONE e GOLDBERG, 1980; FERREIRA, 1999). A combinação entre excelente formabilidade, biocompatibilidade, estabilidade no ambiente bucal, rigidez, possibilidade de receber solda, resistência e baixo custo, indiscutivelmente, contribuiu para a vasta aceitação do aço inoxidável (BURSTONE e GOLDBERG, 1980). Todavia, por apresentarem altos valores para o módulo de elasticidade e, portanto, rigidez considerável, torna-se exigida a redução dos diâmetros dos fios quando for necessária a aplicação de forças leves. Infelizmente, essa redução no diâmetro dos fios de aço inoxidável convencionais implica folga nas canaletas dos braquetes, com conseqüente perda de controle do movimento (BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

Os fios multifilamentados de aço, trançados ou torcidos, foram desenvolvidos posteriormente e aumentaram a flexibilidade e a possibilidade

de ativação dos fios confeccionados com essa liga metálica (STEPHENS, HOUSTON e WATERS, 1971; WATERS, STEPHENS e HOUSTON, 1975; EVANS E DURNING, 1996).

O emprego das ligas de cobalto-cromo para uso odontológico ocorreu um pouco depois das de aço inoxidável convencionais e apresenta propriedades mecânicas bastante similares a estas. As ligas de cobalto-cromo são compostas por 40% de cobalto, 20% de cromo, 15% de níquel, 7% de molibdênio e 16% de ferro, apresentam boa soldabilidade, alta formabilidade e resistência à corrosão (KAPILA e SACHDEVA, 1989; FERREIRA, 1999).

O módulo de elasticidade e resiliência desses fios é semelhante ao do aço inoxidável. Assim, as características mecânicas das alças confeccionadas com essa liga são bastante similares àquelas confeccionadas com fios de aço inoxidável (BURSTONE e GOLDBERG, 1980). Entretanto, o tratamento térmico dos fios (480 °C, por 7 a 12 minutos) torna-se necessário para sua aplicabilidade clínica. Antes de serem submetidos a tratamento térmico, demonstram superioridade em relação ao aço inoxidável, pois apresentam maior formabilidade, sendo ainda mais resistentes à fadiga e à distorção (FILMORE e TOMLINSON, 1979).

Durante muitos anos, o aço inoxidável e o cromo-cobalto foram os dois materiais mais importantes para a confecção de arcos ortodônticos por apresentarem praticamente o mesmo módulo de elasticidade. Assim, configurações idênticas com a mesma ativação resultam na liberação de magnitudes de força semelhantes (BURSTONE e GOLDBERG, 1980). Entretanto, os fios de aço inoxidável têm maior aplicabilidade clínica em relação às ligas de cromo-cobalto por não exigirem o procedimento de tratamento térmico, facilitando, dessa maneira, o seu emprego e agilizando o atendimento (KUSY e GREENBERG, 1981).

O advento de novas ligas: a utilização do titânio para a fabricação de fios ortodônticos

A ortodontia tem se beneficiado com o advento de novas ligas metálicas, que contribuem para a diversificação do universo de fios disponíveis (GURGEL, RAMOS e KERR, 2001). Pesquisas sobre a aplicabilidade clínica do titânio como metal estrutural para a composição de fios estão presentes na literatura já no início da década de 1960.

Níquel-titânio

A liga de níquel-titânio surgiu em 1963, apresentada por Willian Beuhle no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland, foi desenvolvida basicamente 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 palavras: Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory). Em baixas temperaturas, o material era facilmente deformado e, com o aquecimento até atingir a faixa de temperatura de transição determinada, era capaz de retornar à forma preestabelecida. Esse fenômeno se relaciona à transformação da estrutura cristalina da liga, dependente da temperatura, e foi chamado “efeito memória de forma”. A complexidade do tratamento térmico tornou, naquela época, a manufatura de fios termoativáveis inviável (PERKINS e HODGSON, 1975; BISHARA et al., 1995; EVANS e DURNING, 1996).

Utilizada clinicamente pela primeira vez em 1972, a liga não apresentava “efeito memória de forma” nem “superelasticidade”, porque o fio era manufaturado por processo de encruamento. De qualquer maneira, a liga foi considerada um avanço para a obtenção de forças

leves em grandes ativações (ANDREASEN e HILLERMAN, 1971; ANDREASEN e MORROW, 1978).

Ligas de níquel-titânio superelásticas

Desde a introdução do “nitinol”, um grande número de fios de níquel-titânio foi introduzido no mercado para uso ortodôntico. No início, os mais comumente utilizados eram os não afetados pela temperatura (MIURA et al., 1986).

Em 1985, Burstone et al. relataram o uso clínico e laboratorial de uma nova liga de níquel-titânio superelástica, chamada “Chinese NiTi”, desenvolvida por uma equipe chefiada por Dr. Hua Cheng Tien visando especialmente ao seu uso na ortodontia. O termo “superelasticidade” ainda não havia sido empregado. A liga de níquel-titânio chinesa foi a primeira a exibir potencial superelástico. Algum tempo depois, as propriedades deste material foram melhoradas, sendo relatado que a liga possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o nitinol convencional, além de a deformação após flexão ser menor (BURSTONE, QIN e MORTON, 1985).

Na mesma época, os japoneses desenvolveram o mesmo tipo de liga com idêntica finalidade. O fio de níquel-titânio japonês foi criado pela Furukawa Electric Co., em meados da década de 1980. Em 1986, os efeitos da “superelasticidade” e da “memória de forma” do fio de níquel-titânio japonês foram realçados a fim de otimizar a sua aplicabilidade clínica (MIURA et al., 1985; EVANS e DURNING, 1996).

Estudos laboratoriais demonstraram que as ligas de níquel-titânio superelásticas possuem excelentes propriedades elásticas e geram forças mais constantes quando submetidas a carregamento, mesmo diante de certo aumento da flexão. Isso tornou o fio extremamente popular nos estágios iniciais do tratamento ortodôntico, ou seja, no alinhamento e nivelamento dentários (KAPILA e SACHDEVA, 1989).

Ligas de níquel-titânio termodinâmicas

Em 1980, Andreasen testou o chamado “níquel-titânio termodinâmico”, apesar de só começar a ser aplicado clinicamente na década de 1990.

A variação no tratamento térmico dado pelo fabricante da liga de níquel-titânio superelástico pode resultar em diferentes níveis de carga necessária para gerar a transformação de fase. Usando procedimentos específicos de tratamento térmico, os fabricantes são capazes de variar a porcentagem de austenita (estrutura cristalográfica da liga) presente no fio à temperatura ambiente, podendo, com isso, alterar a magnitude de força gerada para idênticos diâmetros de fios, ou seja, pode-se gerar força com níveis de intensidade leve, moderada e pesada, para fios com seções transversais idênticas, pois a variação da intensidade da força gerada pelo fio é controlada pelo percentual de austenita presente (EVANS e DURNING, 1996). Posteriormente, foi desenvolvida uma técnica de tratamento térmico duplo com a finalidade de reduzir a variação das características da relação carga/deflexão, através de extremos de temperaturas presentes na cavidade bucal (OTUBO, MEI e KOSHIMIZU, 1994).

Beta-titânio

As ligas de beta-titânio utilizadas em ortodontia são ligas puras de titânio que, quando submetidas a tratamento térmico, apresentam alteração no arranjo estrutural de seus átomos, sendo referidas como ligas de titânio em fase “beta” (BURSTONE e GOLDBERG, 1980). Tais ligas são denominadas de “titânio estabilizado na fase beta”, ou simplesmente “beta-titânio estabilizado”. À temperatura abaixo de 885 °C, esse metal se apresenta como um cristal hexagonal. Submetido a temperaturas acima de 885 °C, o titânio puro sofre reorganização estrutural, modificando-se para a forma cúbica de corpo centrado, popularmente denominada de “fase beta”. Com a adição de certos elementos, como molibdênio e cômio, uma liga baseada em titânio pode manter sua estrutura beta

mesmo quando resfriada à temperatura ambiente. A combinação de metais e a estrutura cúbica de corpo centrado proporcionam a essa liga uma gama de propriedades singulares (BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

A liga de beta-titânio é basicamente formada por aproximadamente 11,3% de molibdênio, 6,6% de zircônio e 4,3% de estanho e o restante de titânio (aproximadamente 77,8%). Somente na década de 1980, entretanto, essas ligas ganharam popularidade e aceitação clínica, sendo inicialmente lançadas no mercado pela Ormco Corporation com o nome comercial de TMA (titanium molybdenum Alloy) (GOLDBERG e BURSTONE, 1979; BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

O beta-titânio possui elasticidade superior à do aço, com aproximadamente duas vezes o valor do módulo de elasticidade do níquel-titânio convencional e menos que a metade do aço inoxidável, o que torna seu uso ideal em situações em que forças inferiores às produzidas pelas ligas de aço inoxidável são necessárias e nas quais os materiais com módulo de elasticidade similar ao das ligas de níquel-titânio produzem magnitudes de força insuficientes (GOLDBERG e BURSTONE, 1979; GOLDBERG e BURSTONE, 1982; DONOVAN et al., 1984). Além disso, Kapila e Sachdeva (1989) afirmam que a alta formabilidade do beta-titânio permite que este seja conformado em variadas e complexas configurações de alças. No entanto, Burstone e Goldberg (1980) não recomendam, para essas ligas dobras em ângulos agudos, visto que a confecção pode reduzir a resistência do material. Em resumo, o fio de beta-titânio tem um equilíbrio único entre alta elasticidade e formabilidade com baixa rigidez, o que o torna particularmente apropriado para uma série de aplicações clínicas (GOLDBERG e BURSTONE, 1979; BURSTONE e GOLDBERG, 1980).

Os fios ortodônticos do futuro

Os materiais e ligas metálicas utilizadas na ortodontia têm apresentado uma rápida evolução nos últimos anos, e essa área de pesquisa tende a permanecer evoluindo no futuro. A realização de aprimoramentos nas ligas metálicas já presentes no mercado não constitui mais novidade, como por exemplo os fios de níquel-titânio cobertos por cobre, com o intuito de diminuir o atrito entre esses e a canaleta dos braquetes, além dos fios trançados de níquel-titânio e dos fios de titânio-nióbio (KUSY e WHITLEY 1997; NIKOLAI, 1997).

Entretanto, o futuro na área dos fios ortodônticos parece ser a utilização de fios estéticos, compostos por fibras cerâmicas que são embebidas em matrizes poliméricas lineares ou entrelaçadas. Tais materiais ainda não estão amplamente difundidos no mercado, visto que se encontram em fase de testes (KUSY e WHITLEY, 1997; GURGEL, RAMOS e KERR, 2001).

Esses fios apresentam como característica uma elasticidade próxima à dos fios de níquel-titânio, contudo a fragilidade e a hidratação da matriz polimérica restringem o seu uso. Embora a formabilidade, a soldabilidade e o coeficiente de atrito ainda sejam desconhecidos no momento, experimentos preliminares sugerem a possibilidade de confecção de fios de diferentes seções transversais, com um coeficiente de atrito baixo e com uma maior compatibilidade, os quais podem ser obtidos pela mudança na superfície química do polímero (JANCAR et al., 1994; KUSY e WHITLEY, 1997).

Discussão e considerações finais

O fio de aço inoxidável permaneceu popular desde a sua introdução na ortodontia em razão de suas ótimas características (KAPILA e SACHDEVA, 1989). No entanto, o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis, possibilitando algumas alterações no protocolo de tratamento e encurtando o tempo de cada sessão de atendimento, bem como do tratamento como um

todo. A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas. Muitas seqüências de fios ortodônticos são sugeridas, mas torna-se prudente individualizar cada situação (GURGEL, RAMOS e KERR, 2001).

Kusy e Greenberg (1981) recomendam o uso seqüencial de arcos ortodônticos selecionados de acordo com as propriedades ótimas de suas ligas constituintes, necessárias nos diversos estágios do tratamento. Sugerem que, para a fase inicial de alinhamento e nivelamento, na qual grande movimentação dentária é necessária, arcos como os de níquel-titânio, por liberarem forças mais leves e controladas e apresentarem recuperação elástica e resiliência superiores, proporcionam maior controle do movimento dentário que os arcos de aço inoxidável. Para os estágios intermediários do tratamento ortodôntico, nos quais alças para fechamento de espaços ou soldagem de acessórios são necessários, os fios de beta-titânio devem ser as ligas de eleição por apresentarem alta recuperação elástica, rigidez inferior ao aço e alta formabilidade. Para os estágios de finalização, em que torque e um maior controle de movimento dentário são necessários, a formabilidade e a rigidez das ligas de aço inoxidável e cobalto-cromo, muito superiores às das ligas a base de titânio, fazem daqueles os fios de eleição.

Além disso, deve ser observado que, para as técnicas que dependem do deslizamento durante a retração dos caninos ou para o fechamento de espaços, o baixo atrito é fundamental para a eficiência da mecânica. Assim, as forças de atrito devem ser bem conhecidas, principalmente nas interações entre os diferentes materiais. Em relação aos fios ortodônticos disponíveis atualmente no mercado, os de aço inoxidável são os que apresentam os menores níveis de atrito, seguidos pelos fios de cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio. (KUSY, WHITLEY e PREWITT, 1991; KUSY e WHITLEY, 1997).

Na verdade, não existe um ma-

terial ideal para todas as etapas do tratamento; assim, uma liga metálica não pode ser considerada melhor que outra. A utilização de uma única liga em todas as fases do tratamento ortodôntico, em virtude de suas propriedades mecânicas favoráveis, seria tão ingênua e errônea quanto a utilização irrestrita das ligas de aço inoxidável, simplesmente pelo seu baixo custo, ou a do beta-titânio, pela sua formabilidade. Desse modo, os fios devem ser considerados não somente pelas suas propriedades individuais, mas também pela comparação e associação com alternativas viáveis para uma dada situação e necessidade clínica.

Mesmo que o uso de fios com propriedades diferenciadas indique um aumento do custo, os benefícios desta opção são cada vez mais claros para o profissional e para o paciente. O uso adequado dos fios ortodônticos, acompanhado de um ótimo diagnóstico e planejamento, resulta numa correção ortodôntica mais eficiente e realizada em menor período de tempo.

Abstract

Historically, few alloys have been used in the fabrication of orthodontic appliances. The primary objective of this article is to trace the development of metallic alloys used in Orthodontics over the last century, from the precious metal to the stainless steel to the titanium alloys, and into the era of the superelastic wires and a thermomechanical behavior, decidedly more complex than its predecessors. Moreover, relevant information

that are addressed herein pertain to the current "state-of-the-art" of orthodontic wires, and the anticipated arch wire advancements in the near future and that will revolutionize this new millennium.

Key words: orthodontic wires, metallic alloys, orthodontic mechanics, Metallurgy, Orthodontics.

Referências

ANDREASEN, G. F. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch Thermal Nitinol wire with a transition temperature between 31° C e 41° C. *Am J Ortho*, v. 78, n. 5, p. 528-537, May 1980.

ANDREASEN, G. F.; HILLERMAN, T. B. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in Orthodontics. *J Am Dent Assoc*, v. 82, n. 4, p. 1373-1375, 1971.

ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod*, v. 73, n. 2, p. 142-151, Feb. 1978.

BISHARA, S. et al. Comparison of the thermodynamic properties of three nickel titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod.*, v. 65, n. 2, 117-122, Feb. 1995.

BURSTONE, C. J. GOLDBERG, J. Beta Titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, v. 77, n. 2, p. 121-132, Feb. 1980.

BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, v. 87, n.3, p. 445-452, Mar. 1985.

DONOVAN, M. T. et al. Weldability of beta titanium arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 85, n. 3, p. 207-216, Mar. 1984.

EVANS, T. J. W.; DURNING, P. Orthodontic products update. Aligning archwires, the shapes of things to come? – A fourth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod*, v. 23, n. 3, p. 269-275, Aug. 1996.

FERREIRA, M. A. Aspectos metalúrgicos das ligas utilizadas em Ortodontia. *J Bras Ortodon e Ortop Facial*, ano 4, n. 19, p. 50-56, 1999.

FILMORE, G. M.; TOMLINSON, J. L. Heat treatment of cobalt chromium alloys in various tempers. *Angle Orthod.*, v. 49, n. 2, p. 126-130, Apr. 1979.

GOLDBERG, A. J.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res*, v. 58, n. 2, p. 593-600, Feb. 1979.

GOLDBERG, A. J.; BURSTONE, C. J. Status report on beta-titanium orthodontic wires. *J Am Dent Assoc*, v. 105, n. 53, p. 684-685, Oct. 1982.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, v. 6, n. 4, p. 103-114, jul./ago. 2001.

JANCAR, J. et al. Measurement of the elastic modulus of fiber-reinforced composites used as orthodontic wires. *J Mater Sci: Mater Med.*, v. 5, n. 2, p. 214-218, Feb. 1994.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.*, v. 96, p. 100-109, Aug. 1989.

KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.*, v. 67, n.3, p. 197-208, June 1997.

KUSY, R. P.; GREENBERG, A. R. Effects of composition and crosssection on elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.*, v. 51, n. 4, p. 325-341, Oct. 1981.

KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*, v. 3, n.3, p. 166-177, Sep. 1997.

KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q.; PREWITT, M. J. Comparison of the frictional coefficient for selected archwire-bracket slot combinations in the dry and wet states. *Angle Orthod.*, v. 61, n. 4, p. 293-301, July/Aug. 1991.

MIURA, F. et al. The superelastic property of the Japanese nickel titanium alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod*, v.90, n.1, p. 1-10, July 1986.

NIKOLAI, R. J. Orthodontic wire: a continuing evolution. *Semin Orthod*, v. 3, n.3, p. 157-165, Sep. 1997.

OTUBO, J.; MEI, P.; KOSHIMIZU, S. Caracterização de ligas metálicas com efeito memória de forma. *CBECIMAT 94. Anais... Águas de São Pedro-SP*, p. 219-222, 1994.

PERKINS, J.; HODGSON, D. The two-way shape memory effect. *Jeff Perking Plenum Press*, 1975, 245 p.

QUINTÃO, C. C. A. *Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliados em ensaio de tração*. Rio de Janeiro. Dissertação (Mestrado), Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1987.

STEPHENS, C. D.; HOUSTON, W. J. B.; WATERS, N. E. Multiple strand arches. *Dent Practit*, v. 22, n.2, p. 147-149, Feb. 1971.

WATERS, N. E.; STEPHENS, C. D.; HOUSTON, W. J. B. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires – Part II. *Br J Orthod*, v.2, n.2, p. 73-83, Jan. 1975.

Endereço para correspondência

Guilherme Thiesen
Av. Madre Benvenuta, no 1285, Bairro Santa Mônica
CEP: 88035-000 - FLORIANÓPOLIS/SC
Fone: (0xx48) 234-9333
E-mail: guithiesen@hotmail.com