

# O USO RACIONAL DOS FIOS ORTODÔNTICOS

## Rational use of orthodontic wires

Luiz Carlos Coura\*

### RESUMO

O uso de novas ligas ortodônticas tem revolucionado o tratamento ortodôntico nas últimas décadas. No início da ortodontia, as ligas de metais preciosos-ouro, platina e paládio, apresentavam boa rigidez e biocompatibilidade, porém alto custo. Após a 1ª guerra mundial, a liga de aço inoxidável substituiu a liga de ouro por apresentar uma boa elasticidade, armazenar energia, resistência à corrosão, biocompatibilidade, soldabilidade e baixo custo. Em seguida, vieram as ligas de cromo-cobalto ou o Elgiloy, com propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável e capacidade de se fazer dobras e "loops" sem fraturas. As ligas contemporâneas "inteligentes", fabricadas com níquel-titânio ou titânio-molibdênio, são ligas de última geração, que apresentam uma ampla aplicação nas diversas fases do tratamento ortodôntico, grandes deflexões e capacidade de armazenar energia, liberando forças leves e constantes, propiciando maior conforto para o paciente e um menor tempo de tratamento. Neste artigo, descrevemos as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos bem como sua aplicação clínica.

### UNITERMOS

Ortodontia, Fios ortodônticos, Ligas metálicas.

### INTRODUÇÃO

Historicamente, poucas ligas metálicas têm sido utilizadas para a confecção dos aparelhos ortodônticos. A compreensão das propriedades mecânicas dos mesmos é fundamental para a correta aplicação nas diferentes fases do tratamento ortodôntico. Hodiernamente, os fios ortodônticos de última geração permitem a aplicação de força constante e de baixa magnitude, propiciando um movimento dentário em menor tempo e uma força mais biológica para o periodonto.

### REVISÃO DE LITERATURA

#### Estrutura e Resistência dos Fios Ortodônticos

A maioria dos aparelhos ortodônticos é confeccionada com metal, o que justifica o estudo da sua estrutura, composição e propriedades físicas dos fios utilizados.<sup>7</sup>

As ligas metálicas são formadas em alta e baixa temperaturas e, à medida que vão-se solidificando, os átomos ocupam uma posição espacial ordenada. Essa disposição se dá segundo formas geométricas bem definidas, constituindo as grades especiais. As formas geométricas mais comuns são: cúbica de fase centrada, de corpo centrado e a hexagonal compacta, constituindo as estruturas cristalinas cúbicas e hexagonal (Figuras 1, 2 e 3).<sup>5,6,7</sup>

Quanto à resistência dos materiais, avalia-se os esforços na parte interna dos fios. Na tração, a carga atua no longo eixo do fio, produzindo o alongamento do mesmo. Na compressão, a carga atua no longo eixo do fio, produzindo encurtamento do mesmo. Na torção, as forças atuam como um binário, perpendicular às fibras longitudinais do corpo.<sup>5,6,13,14</sup> (Figuras 4, 5 e 6)

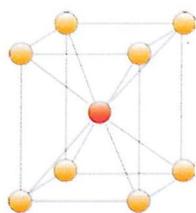


Figura 1: CFC

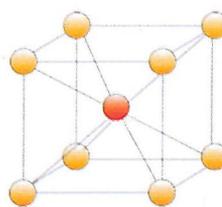


Figura 2: CCCC

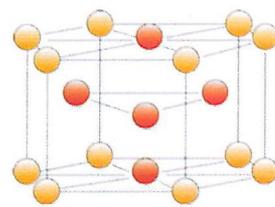


Figura 3: CHC



Figura 4: Alongamento

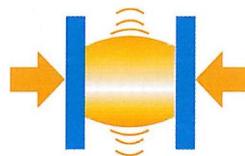


Figura 5: Compressão

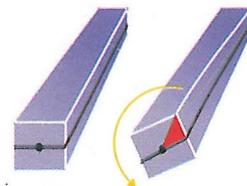


Figura 6: Torção

\* Mestre em Ortodontia USP-Bauru; Professor Adjunto e Coordenador dos Cursos de Especialização em Ortodontia na FOA Anápolis, GO, Professor do Curso de Especialização em Ortodontia do IPESP Brasília, D.F.

## Propriedades Mecânicas dos Fios Ortodônticos

### Carga e Deflexão

O comportamento dos fios ortodônticos, quanto à sua liberação de força, é representado pela experiência a seguir. Um determinado fio ortodôntico é fixado em uma estrutura e gradualmente são aplicadas forças de magnitudes crescentes. São analisadas graficamente as forças aplicadas e a deflexão do mesmo (Figura 7). Se o fio receber uma quantidade de força e voltar à forma original sem deformação permanente, esta fase é denominada fase elástica. Com um esforço aplicado no fio além do limite de elasticidade este não volta mais à sua forma original, ou seja, ocorrerá uma deformação permanente, denominada *limite de proporcionalidade* e, após esse ponto, o fio não responderá com a mesma dissipação da carga - é a fase plástica.<sup>5,13</sup>

Aplicando a experiência acima na clínica, se o fio for flexionado para incluir vários dentes desnivelados, haverá mais carga acumulada. Quanto maior for o desnível dos dentes, mais o fio será defletido e, se ocorrer uma deflexão exagerada, o fio não volta mais à sua forma original, e, conseqüentemente, a liberação de forças será menor ou nula, prejudicando a movimentação dentária.<sup>6,14</sup>

### Módulo de Elasticidade

A quantidade de força que um fio pode receber sem ocorrer uma deformação permanente é determinada pelo módulo de Young = Tensão / Deformação. Os fios de aço inoxidável apresentam um maior módulo de elasticidade do que fios mais flexíveis ou menos rígidos.<sup>5,6,7,13,14</sup>

### Rigidez

É a propriedade do metal não dobrar ou sofrer deflexão facilmente. O aço inoxidável apresenta uma grande rigidez, ou seja, um alto módulo de elasticidade. No início do tratamento, utiliza-se a seqüência de fios progressivamente mais calibrosos: .012", .014", .016", .018" e .020", .019" X .025" e .021" X .025". A rigidez pode ser reduzida aumentando a distância inter-braquetes e incluindo-se alças de nivelamento.<sup>5,13,14</sup>

### Resiliência

É a quantidade de energia acumulada por uma liga até o seu limite elástico. Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, podendo ser mais defletido sem que ocorra uma dobra permanente. Essa energia liberada é dada pela área no gráfico das variáveis Força X Deformação, dos diferentes fios ortodônticos de mesma espessura. Essa propriedade dos fios é bastante usada na

fase inicial de alinhamento e nivelamento, com a liberação de forças constantes de baixa magnitude, propiciando uma movimentação mais rápida.<sup>2,8,11,12</sup>

### Formabilidade

É a capacidade da liga de formar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades para a movimentação dentária.<sup>1,6,13,14</sup>

### Superelasticidade

Esta propriedade singular do fio é a capacidade de deformar sob resfriamento e retornar ao seu formato original quando é aquecido a uma variação de temperatura de transição (VTT). O fio deve ser adequado à forma do apinhamento dentário pelo resfriamento e, após ter alcançado a temperatura bucal (VTT), ele "lembrará" do seu formato e retornará a sua configuração original, numa temperatura entre 31° C e 45° C. Este método está sendo aceito pelos ortodontistas como uma forma de se obter forças leves e contínuas em uma ampla faixa de fio ativado.<sup>2,5,6,12,13,14</sup>

### Memória de Forma

É a capacidade do fio de retornar a sua forma e estrutura original. Quando isso ocorre, o fio libera energia acumulada.<sup>1,3,6,14</sup>

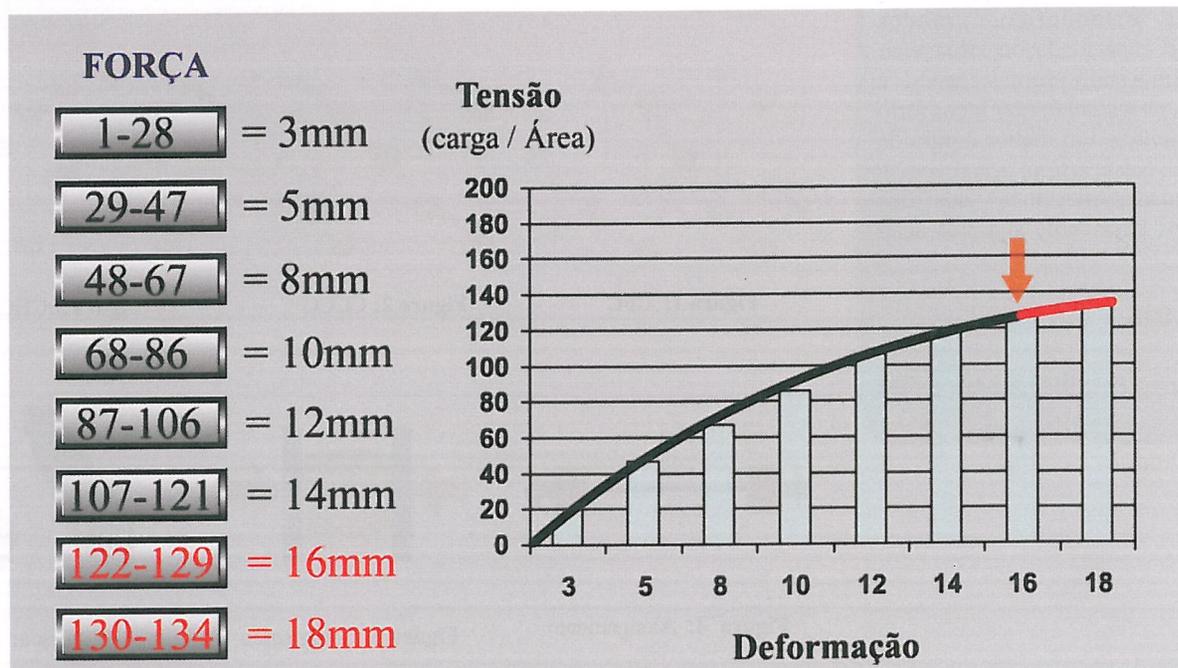


Figura 7: Carga X Deformação e Confecção do Gráfico

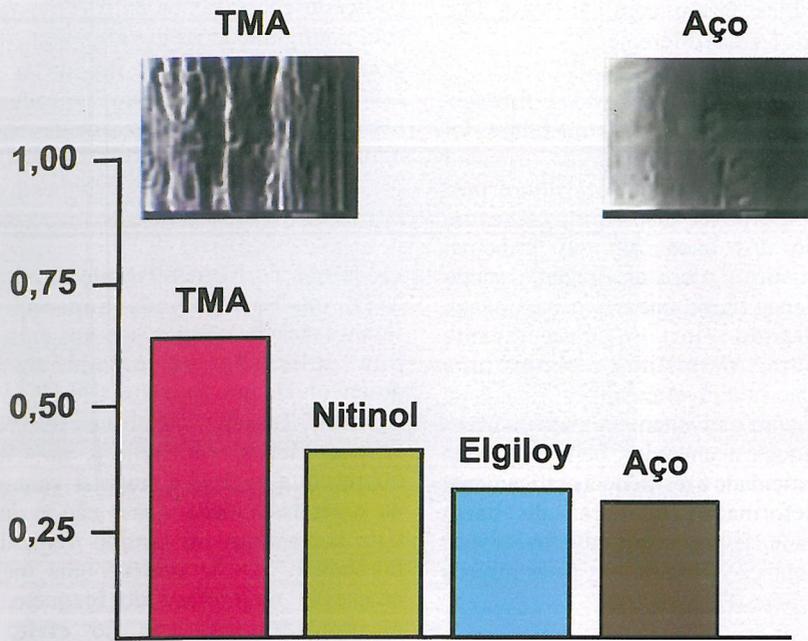


Figura 8. Coeficiente de atritos dos arcos ortodônticos.

#### Soldabilidade

É a capacidade da liga de receber solda elétrica ou de prata. O aço inoxidável pode receber solda elétrica ou de prata e o Titânio-Molibdênio, somente solda elétrica.<sup>5,6</sup>

#### Atrito

A força de atrito é a resultante de pressão perpendicular (normal) de duas superfícies colocadas uma contra a outra. Em relação à ortodontia, seria o contato do fio sobre o "slot" do braquete (Figura 8). O atrito do fio de TMA é maior que do fio de aço inoxidável, devido à sua superfície

rugosa, ilustrada no gráfico abaixo.<sup>4,8,9,10,16</sup>

#### Biocompatibilidade

É a propriedade do fio apresentar resistência à corrosão e ausência de alérgenos.<sup>5</sup>

#### Ligas e Configurações dos Fios Ortodônticos

A **liga de ouro** foi usada extensivamente para a obtenção dos fios ortodônticos antes da década de 50. Nenhum outro fio toleraria as condições intra-bucais. O ouro é muito macio e portanto, foram adicionados platina,

paládio e cobre, sendo sua composição de: Au-54,6-64,3%; Ag 4,3-7,8%; Cu 10,5-13,3%; Pt 16,5-18%; Pd 1,5-8,9%; Zn 0,1-1,5%. Esta liga apresenta as seguintes propriedades: boa resistência à corrosão do meio intrabucal, facilidade de manipulação e de fazer dobras, soldagem e boa rigidez.<sup>14</sup>

O **aço inoxidável** foi introduzido na década de 50. Essa liga substituiu os metais nobres preciosos em ortodontia por apresentar melhor resistência e elasticidade, igual resistência à corrosão, e menor preço. É composta de Cromo-18%; Níquel-8%; Carbono-0,5% e Ferro- 68%. Essa liga é formada em altas temperaturas, definida como austenítica, apresentando boa resistência à corrosão, devido à presença do Cromo, que forma um película, permitindo ao metal apresentar o brilho metálico.<sup>10,13,14,16</sup>

O aço inoxidável apresenta as seguintes propriedades mecânicas: ótima formabilidade, permitindo a execução de dobras com facilidade e precisão; baixo atrito, que é muito importante na mecânica de deslize. Atualmente, é usado nas fases de tratamento nas quais o arco deve manter as dimensões transversais, bem como no fechamento de espaço devido à combinação de suas propriedades de alta rigidez e pouco atrito (Figura 9).<sup>5,6,7</sup>

O **Fio de Aço Inoxidável Trançado** é formado de número específico de fios de secção reduzidos, enrolados uns sobre os outros. Apresenta-se de forma arredondada ou retangular. Os de secção redonda são utilizados nas fases iniciais de nivelamento e alinhamento moderados ou acentuados (Figura 10). Os de secção retangular, denominados "braided", são



Figura 9: Fase de retração em massa com fio de aço inoxidável .019" X .021"

flexíveis e apresentam a capacidade de receber dobras de pequenas magnitudes. São utilizados na finalização e na intercuspidação.<sup>6,13</sup>

A **Liga de Cromo-Cobalto** é denominada Elgiloy, comercializada pela Rocky Mountain. É composta de Cobalto - 40%; Cromo - 20%; Níquel - 15%; Ferro - 15,8%; Mobilidênio - 8%; Manganês - 2%; Carbono - 0,16% e Berílio - 0,04%. Tem propriedades semelhantes ao do aço inoxidável, no entanto apresenta maior formatabilidade, formando dobras, helicóides, principalmente nos fios retangulares, proporcionando maior controle do movimento dentário (Figura 11).<sup>5,6,13,14</sup>

A **Liga de Níquel-Titânio** apresenta-se de duas formas: a estável e a ativa. A composição, a estrutura da matéria e a têmpera de formação austenítica ou

martensítica fazem com que essa liga apresente formas diferentes.<sup>5,6,7</sup>

A **forma estável (M-NiTi)**, formada em têmperas de baixa temperatura foi desenvolvida pelo programa espacial americano com o nome de Nitinol pela Unitek Corp. e disponibilizou-se no mercado nos anos 70. A principal característica é a boa elasticidade, sendo 70% menos rígido que o aço inoxidável, comparando fios de uma mesma espessura, permitindo assim uma adaptação favorável nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento para os casos moderados e acentuados, bem como uma boa elasticidade e resiliência praticamente sem deformação e forças de baixa magnitude. É, portanto, muito favorável à movimentação dentária nas fases iniciais de tratamento (Figura 12).

Em **Níquel-Titânio estável e**

**traçado** encontramos os fios traçados com configuração retangular, produzidos pela Ormcon/Sybron. Devido a sua excelente flexibilidade são indicados na fase inicial de tratamento, nos casos que requerem baixíssimos níveis de força, em pacientes com perda óssea acentuada e na fase de intercuspidação.<sup>13</sup>

Os fios de **Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi) ou Termoativado Superelástico** foram lançados no mercado nos anos 90. Sua aplicação na ortodontia foi desenvolvida por Tien Hua Cheng, com a General Research Institute for Non-ferrous Metals, em Beijing, na China. Oferecem a notável e singular vantagem da superelasticidade, quase não variando com a distância no sentido vertical ou horizontal. O fio oferece uma melhor adaptação na ranhura do braquete. A elasticidade associada ao efeito de memória de forma e a liberação de forças



Figura 10. Uso do fio Twist-Flex .015" no início do tratamento

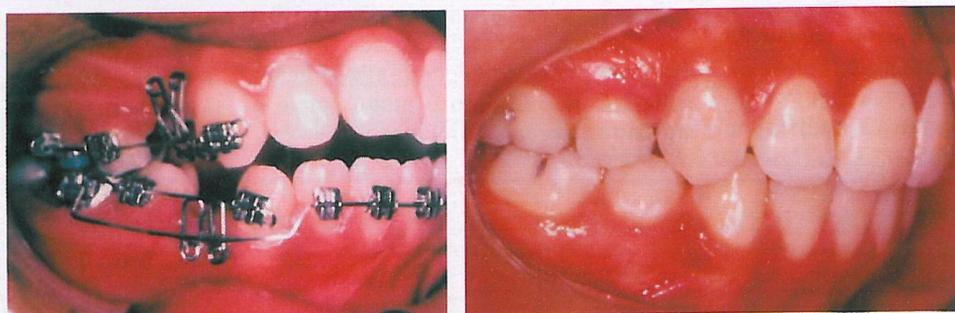


Figura 11. Retração do canino na técnica de Ricketts



Figura 12. Uso do fio Nitinol .012" na fase inicial do tratamento

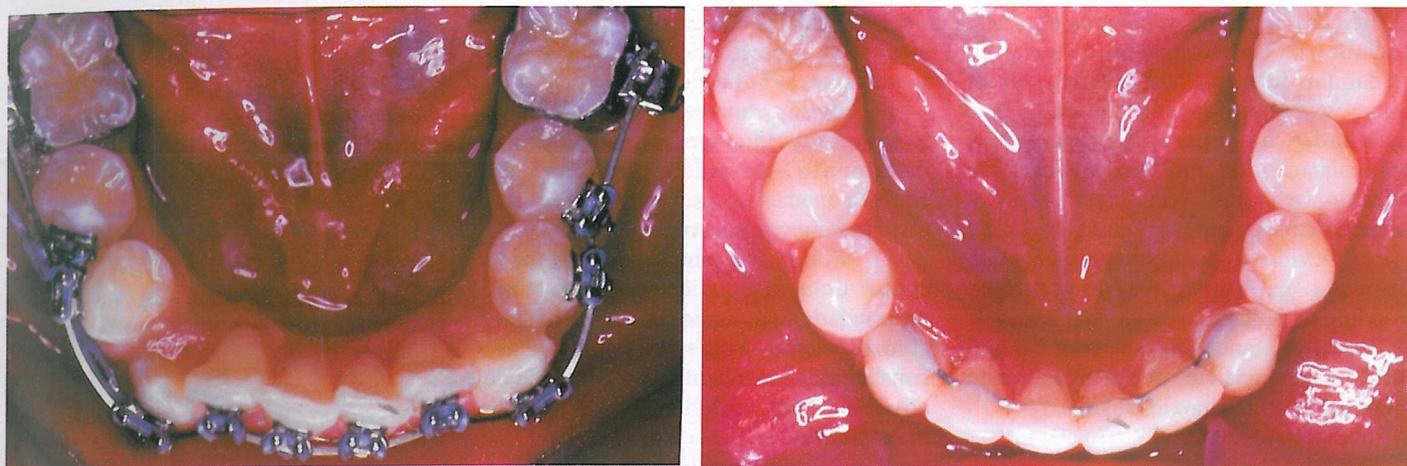


Figura 13. Uso do fio Superelástico .018" X .022" no início do tratamento

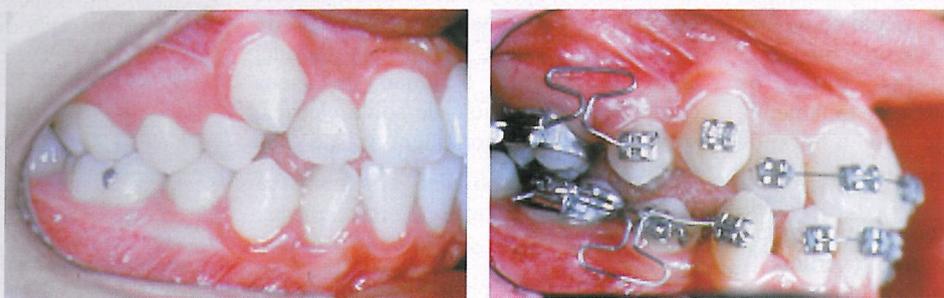


Figura 14 . Retração do canino e premolar com a alça T de Burstone

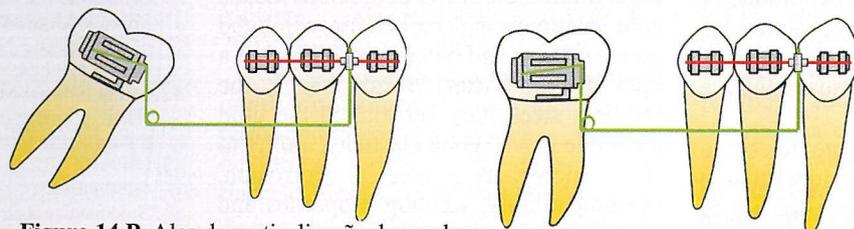


Figura 14 B. Alça de verticalização dos molares



Figura 14 C. Uso do pêndulo com fio retangular de TMA

de baixa magnitude, promove uma correção mais efetiva nas fases iniciais do tratamento (Figura 13). O fio não aceita dobras e, devido à sua baixa rigidez (ou alta flexibilidade), não permite que sejam utilizados para a retração dos dentes anteriores ou para o fechamento de

espaços.<sup>3,5,6,8,15</sup>

O fio ortodôntico de **Beta-Titânio ou Titânio-Mobilidênio** foi idealizado por Burstone nos anos 80 e é mais conhecido como T.M.A. (Titanium Mobilidênio Alloy), sendo comercializado pela Ormco

Corp. Apresenta a seguinte composição: Titânio 79%, Mobilidênio 11%, Zircônio 6% e Estanho 4%. Esta liga apresenta um excelente equilíbrio das propriedades físicas para a ortodontia, tais como uma grande resiliência e a metade da rigidez do aço. Além de apresentar uma boa

adaptação, a grande vantagem de TMA encontra-se na formatabilidade e na soldabilidade com ponto elétrico. Tem uma vasta aplicação, podendo ser utilizado na correção radicular, verticalização de molares, mola T de retração, e como "cantilever" para a intrusão de segmentos (Figuras 14 A, B e C). Devido à sua boa resiliência, é utilizada na confecção do aparelho Pêndulo de Hilgers, para a distalização de molares. A grande desvantagem é o alto atrito de superfície desta liga, sendo superior ao do aço inoxidável.<sup>1,3,6,9,13,14,15</sup>

## DISCUSSÃO

Independente da técnica utilizada, qual seria o protocolo de tratamento com o uso dos fios ortodônticos contemporâneos?

É de opinião geral, entre os ortodontistas, que no início do tratamento, nos casos de moderado a grande apinhamento, o uso de fios de grande resiliência, uma vez que eles liberam forças de baixa magnitude em uma ampla faixa de distância horizontal ou vertical.<sup>5,6</sup>

Na mecânica de deslizamento, na fase de retração em massa, é recomendável o uso dos fios de aço inoxidável, por sua rigidez, baixo atrito, biocompatibilidade e soldabilidade. Estes também são usados logo após a expansão rápida da maxila, como contenção, devido à sua rigidez e soldabilidade.<sup>1,5,6,10</sup>

Na mecânica de fechamento de espaço com alças, os fios de TMA-níquel-titânio ativado) liberam 40% da força dos fios de aço inoxidável ou de cromo-cobalto, propiciando um movimento com forças de baixa magnitude, diminuindo a possibilidade de reabsorção radicular, com maior conforto para o paciente. O fio de níquel-titânio ativado termicamente é usado nos casos de verticalização de molares, intrusão de dentes anteriores e distalização de molares.<sup>1,3,5,6,14,16</sup>

## CONCLUSÃO

O aço inoxidável tem mantido a sua popularidade por causa da sua rigidez, formatabilidade, da sua propriedade de receber solda elétrica ou térmica e seu baixo preço.

O fio de Cromo-Cobalto também tem

sido utilizado no tratamento ortodôntico, mas suas propriedades mecânicas são semelhantes às do aço inoxidável.

O Elgiloy apresenta propriedades físicas que são melhoradas com o tratamento térmico, podendo ser confeccionadas alças, loops, que são relativamente complexos.

O Nitinol foi lançado no mercado como uma liga que apresenta uma propriedade singular de superelasticidade, com excelente resiliência e força quase constante, independente da quantidade de ativação, mas, infelizmente apresenta baixa rigidez.

Recentemente, foi desenvolvida por Burstone a liga TMA (Titânio-Mobilidênio), apresentando um excelente equilíbrio de suas propriedades de resiliência, rigidez e formatabilidade, além de permitir a união dos seus componentes por meio de solda elétrica, sem a redução considerável de sua resiliência.

## SUMMARY

The use of new orthodontic alloys has revolutionized the orthodontic treatment in these last decades. In the beginning of orthodontics, the alloys of precious metals gold, platinum and palladium, exhibited good stiffness and biocompatibility, but a high price. After World War I, the stainless steel alloy substituted the gold alloy due to its good elasticity, ability to store energy, resistance to corrosion, biocompatibility, welding properties and low price. Following these, a chromium cobalt alloy, Elgiloy was developed, with mechanical characteristics similar to those of stainless steel, and the advantage of being easy to bend "loops" without fractures. The contemporary "intelligent" nickel titanium or titanium molybdenum alloys, are modern alloys, with a very large application range in the different stages of orthodontic treatment, great deflection and ability to store energy, exerting light, continuous force, providing greater comfort for the patient and shortening the treatment time. In this article, we review the mechanical characteristics of the orthodontic wires and their clinical applications.

## UNITERMS

Orthodontics, Orthodontic wires, Metallic alloys.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Burstone CJ. Moderna mecânica edgewise e a técnica do arco segmentado. São Paulo, Editora Santos.
2. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1985;87:445-52.
3. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. Am J Orthod 1982;82:361-78.
4. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989;96:397-404.
5. Fiorelli G, Melsen B. Biomechanics in Orthodontics. Arezzo: Libra Ortodontia.
6. Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. R Dental Press Orthod Dentofac 2001 jul/ago;6(4):103-14.
7. Interlandi S. Ortodontia: bases para a iniciação. São Paulo, Artes Médicas, Ed. da Universidade de São Paulo, 1977.
8. Kusy RP. Comparison of nickel-titanium and beta-titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. Am J Orthod 1981;79:625-9.
9. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. J Biomech 1990;23:913-25.
10. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. Sem Orthod 1997;3:166-77.
11. Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. J Clin Orthod 1990;24:544-8.
12. Miura F, Mogi M, Yoshiaki O et al. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am J Orthod 1986;90:1.
13. Oliveira EJ. Biomecânica básica para ortodontistas. Belo Horizonte: Grupo de Bioengenharia da UFMG.
14. Proffit WR, Fields HW. Ortodontia Contemporânea. 3 ed. Rio de Janeiro, Editora Guanabara Koogan, 2002.
15. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984; 85:294-307.
16. Yamaguchi K, Nanda RS, Morimoto N, Oda Y. A study of force application, amount of retarding force and bracket width in sliding mechanics. Am J Orthod Dentofac Orthop 1996;109:50-7.

## AUTOR RESPONSÁVEL

Luiz Carlos Coura  
Av. Dom Prudêncio, 177 - Jundiá  
Anápolis - Goiás  
E-mail: Lewiscoura@hotmail.com

Recebido para publicação: 20/11/2007  
Aceito para publicação: 22/12/2007