

Fios Ortodônticos

Orthodontic Wires



Júlio de Araújo Gurgel



Adilson Luiz Ramos



Stephen D. Kerr

Resumo

A efetividade do movimento ortodôntico envolve a interação adequada de fatores relacionados ao paciente, à mecânica aplicada, aos dentes e suas estruturas de suporte. Particularmente é dependente da ação dos fios ortodônticos, conforme suas características estruturais e mecânicas². Na tradicional seqüência de troca dos fios de aço inoxidável utilizada na fase de alinhamento e nivelamento, a transição progressiva dos calibres dos fios altera a quantidade de força liberada. A modificação da carga dissipada também pode ser obtida pelo uso de fios constituídos por outros materiais. Por muito tempo os fios de aço inoxidável predominaram na Ortodontia, mas o advento de novas ligas metálicas tornou diversificado o universo de fios disponíveis. Estas novas ligas têm propiciado algumas alterações no protocolo de tratamento, encurtando o tempo de cadeira, bem como do tratamento como um todo. As propriedades particulares destas ligas permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, substituindo em grande parte o uso dos fios clássicos de aço^{10,33,35,36}. Este artigo revisa alguns conceitos, propriedades e aplicação clínica destes novos materiais.

INTRODUÇÃO

Talvez o primeiro protótipo ortodôntico para estabelecer uma forma de arco seja o dispositivo “Bandelette”, que Pierre Fauchard idealizou para correções das posições dentárias¹². Tratava-se de uma tira de metal, que se prestava para dar a forma do arco, associada às amarras de prata ou latão, para promover as movimentações (Fig. 1).

Mantendo a idéia de Fauchard, Angle desenhou seu aparelho (arco E), que continha um arco preso à bandas nos molares. Este arco continha parafusos para aumentar o perímetro do arco e obter espaço para “laçar” os dentes, posicionando-os adequadamente¹² (Fig. 2). Como historicamente conhecido, Angle realizou freqüentes transformações em seus aparelhos, passando para um sistema mais preciso, onde o fio ortodôntico se encaixava aos apoios, inicialmente de cervical para oclusal – tubos e pinos (Fig. 3). Num desenho subsequente, propôs a utilização de um fio de secção retangular em forma de cinta, tornando-se conhecido como “ribbon-arch”. Estas evoluções culminaram com a invenção do conhecido “edgewise”, onde o fio ortodôntico passou a ser inserido pelo aspecto frontal do braquete, como até os dias atuais¹².

Palavras-chave:

Ligas metálicas; Fios ortodônticos.

Júlio de Araújo Gurgel *

Adilson Luiz Ramos **

Stephen D. Kerr***

* Doutor em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP; Professor Responsável pela Disciplina de Ortodontia da Universidade de Marília e Docente da Disciplina de Ortodontia da Universidade do Sagrado Coração - Bauru.

** Mestre pela USP - Bauru - Doutorando em Ortodontia pela UNESP - Araraquara, Professor de Ortodontia do Departamento de Odontologia da UEM - Coordenador do Curso de Especialização em Ortodontia da AMO - ABO - Maringá.

*** Associate Professor and Vice-Chairman, Department of Orthodontics University of Texas-Houston Health Science Center, Dental Branch

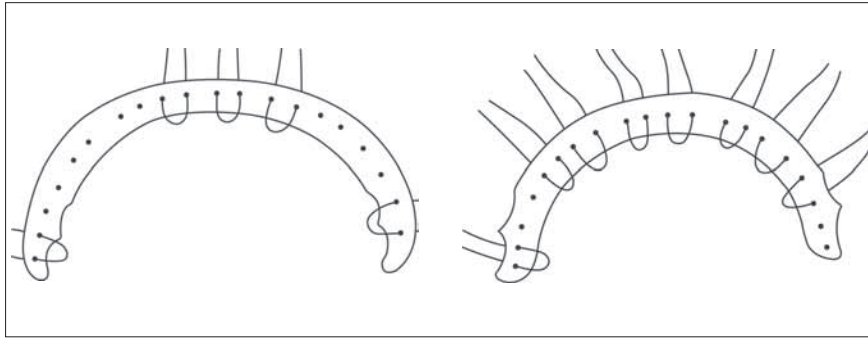


FIGURA 1 - "Bandelette" de Fauchard¹².

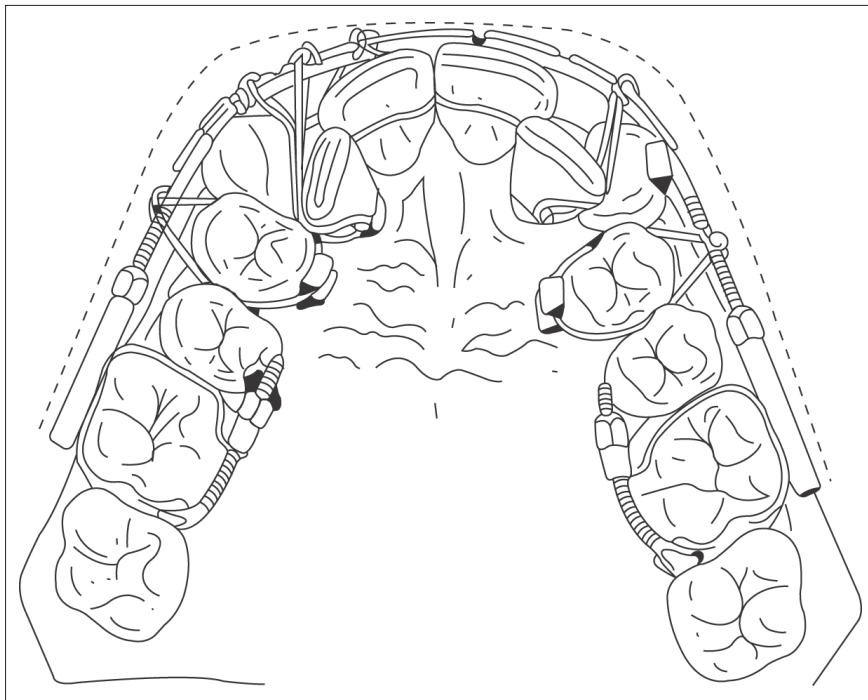


FIGURA 2 - Arco "E" de Angle¹².

Desde Angle os braquetes também passaram por diversas propostas de alterações na forma e nos materiais, evoluindo de simples para geminado, maiores ou menores, metálicos, de policarbonato, ou cerâmicos. Mas foi Andrews quem realmente propôs uma mudança significativa, idealizando os braquetes pré-ajustados, que hoje são amplamente aplicados, sendo empregada a sua idéia mesmo nos braquetes linguais. Entretanto, a forma do arco continua a ser obtida pela configuração de um fio ortodôntico¹².

Por todo o século XX, a evolução dos fios ortodônticos ocorreu paralelamente à dos braquetes. No início o ouro, a prata, o bronze e o

latão eram os materiais disponíveis para os aparelhos ortodônticos. Após a primeira guerra mundial a invasão do aço na indústria contaminou também a ortodontia, que passou a utilizá-lo como rotina. O uso do aço inoxidável ocorre até hoje, e paulatinamente vai cedendo espaço aos novos e atraentes materiais²⁹.

Descreveremos a seguir algumas propriedades das ligas metálicas e em seguida a descrição e aplicação dos fios.

PROPRIEDADES

Para o entendimento das particularidades de cada fio, torna-se fundamental o conhecimento de algumas propriedades das ligas metálicas.

CARGA X DEFLEXÃO

O comportamento do fio ortodôntico quanto à sua liberação de forças, segue um desenho representado por um gráfico carga / deflexão, que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de deformação. Seguindo a clássica lei de Hooke²⁹, se um fio for flexionado para incluir no arco um dente que está desnivelado, haverá maior carga acumulada, quanto maior a distância de deflexão. Logo, para cada milímetro de aumento da ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais carga. Deste modo, com o uso do aço inoxidável, que se comporta desta maneira, quanto mais mau posicionado estiver este dente, haverá maior dispersão de carga, obviamente repercutindo sobre os dentes adjacentes. Entretanto, há um limite para esta deflexão. Diante de uma deflexão exagerada, este fio não volta mais a sua forma original, ou seja, ocorrerá uma deformação permanente. Isto acontece porque a deflexão ultrapassou o limite elástico do fio, também chamado de limite de proporcionalidade (Fig. 4). Após este ponto o fio não responderá com a mesma dissipação de carga. Quando o fio recebe tensão antes de atingir o seu limite elástico, responderá voltando à sua forma original, e portanto estará na sua fase elástica. Após o limite elástico, passará para a fase plástica, porque passa a mudar sua forma sem retornar à original.

MÓDULO DE ELASTICIDADE

Conhecendo-se o gráfico de um determinado fio (de um determinado calibre e material), pode-se avaliar o quanto de força será liberado para cada milímetro de ativação, bem como o seu limite de elasticidade, ou seja, o quanto suportará de deflexão sem sofrer uma deformação permanente. Este dado também pode ser fornecido pelo módulo de Young, ou módulo de elasticidade (E), que compreende um valor obtido da razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica ($E = \text{Tensão} / \text{Deformação}$)²⁶. Na tabela I ob-

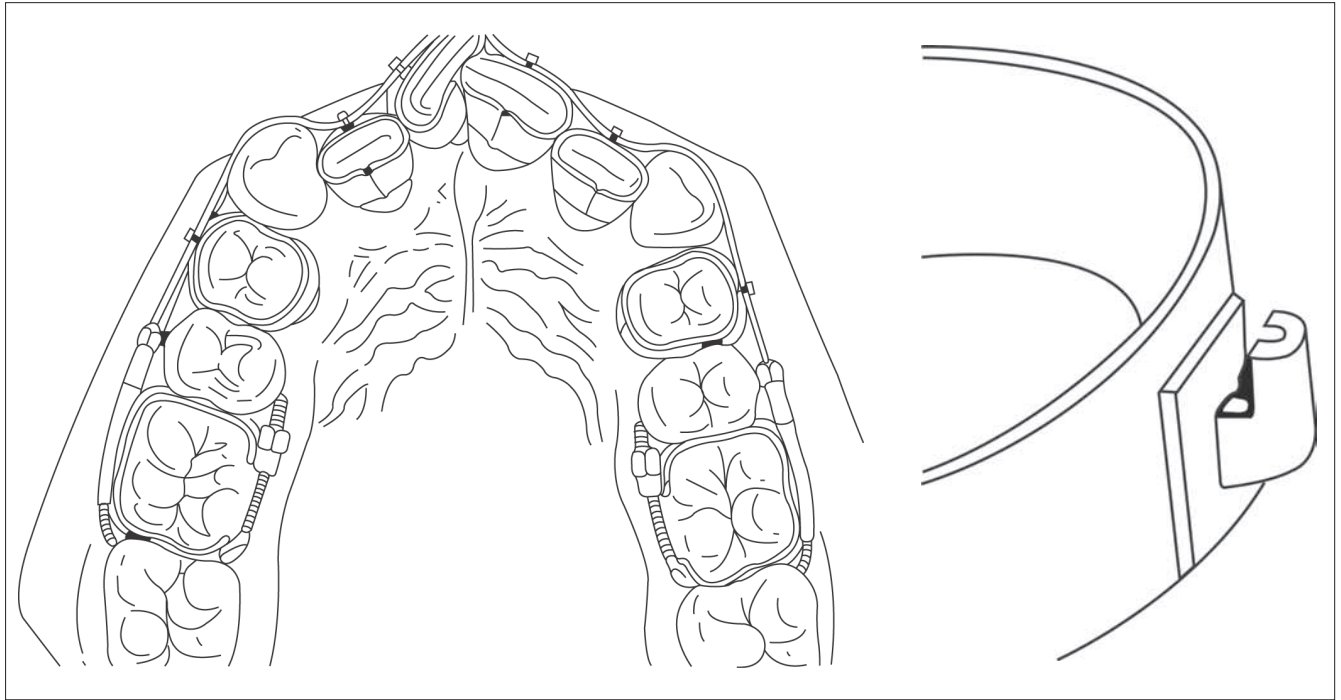


FIGURA 3 - Tubos, pinos e encaixe do "Ribbon-arch"¹².

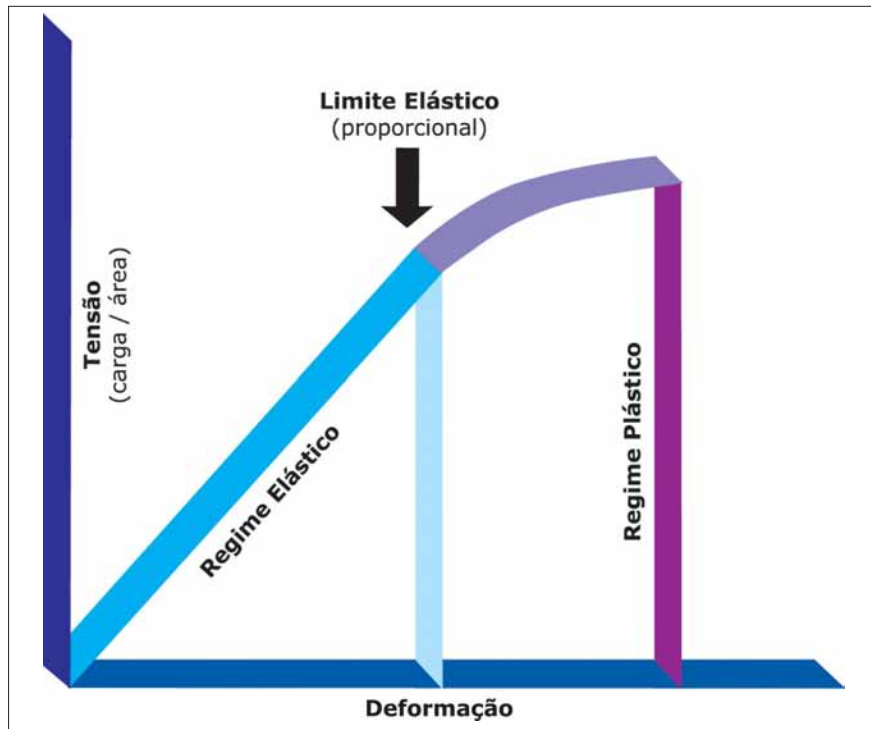


FIGURA 4 - Gráfico tensão / deformação, esquematização do regime elástico e regime plástico.

serva-se os valores atribuídos ao módulo de elasticidade para algumas ligas metálicas utilizadas na mecânica ortodôntica. Para interpretar os valores de modo correto, atente para o fato de que quanto maior o módulo de elasticidade mais rígido será o fio.

Os fios mais flexíveis ou menos rígidos apresentam valores menores.

RIGIDEZ

Um fio com alto módulo de elasticidade (E) acumula muita força para cada milímetro de ativação. Ou

seja, será um material com maior rigidez.

A rigidez do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Por esta razão, a redução do calibre dos fios torna-se fundamental para diminuir sua rigidez. Por isto o tratamento convencional com fios de aço inclui uma seqüência de fios progressivamente mais calibrosa (.014", .016", .018", .020", .019"x.025", .021"x .025"), para que, enquanto os dentes apresentam-se muito desalinhados, o fio possa ser defletido mais, com baixa liberação de força e sem sofrer uma deformação permanente. A capacidade de deflexão também pode ser obtida aumentando-se a distância inter-braquetes, pela inclusão de alças de nivelamento, ou diminuindo o tamanho mesiodistal dos braquetes.

RESILIÊNCIA

A resiliência pode ser definida como a quantidade de energia (tensão) acumulada por uma liga até o seu limite elástico. Esta energia pode ser calculada pela área gráfica do seu regime elástico no gráfico

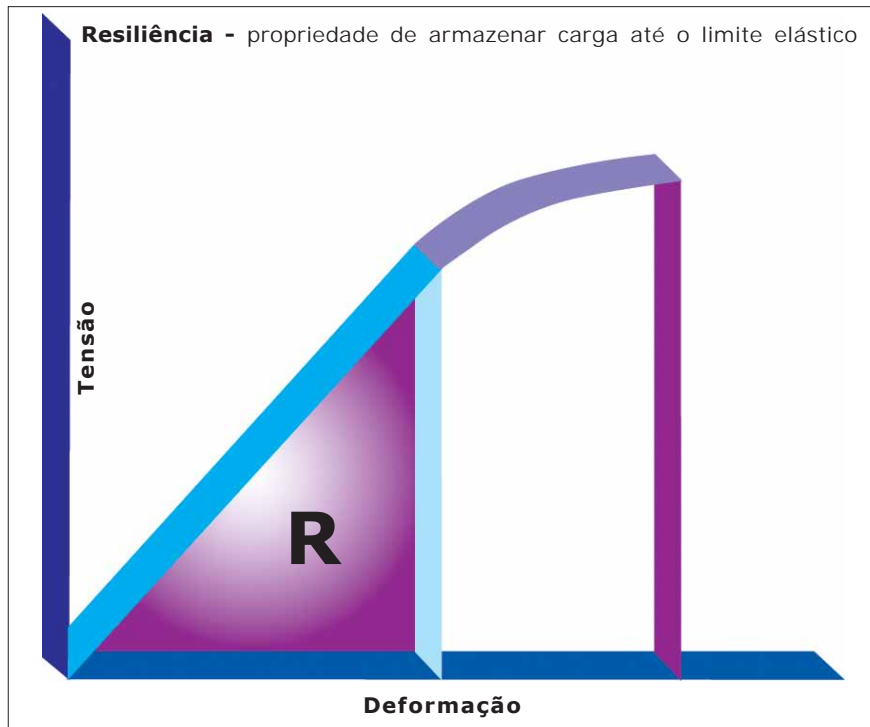


FIGURA 5 - A resiliência pode ser calculada pela área do regime elástico (R).

TABELA 1

Comparação do módulo de elasticidade (E) entre algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro. Valores expressos por polegada quadrada (psi) e comparada à rigidez do aço inoxidável. Como o aço apresenta maior rigidez, as demais ligas exibem valores fracionados do aço.

E (x 10 ⁶ psi)	Tipo de liga	Rigidez relativa ao aço
Aço inoxidável	29	1,00
Elgiloy	28	0,97
Beta-titânio	10,5	0,36
M-NITI (Nitinol)	4,8	0,17

tensão / deformação (Fig. 5).

Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mais, sem que sofra uma dobra permanente.

FORMABILIDADE

A formabilidade é a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetido a uma deflexão subsequente (uso clínico)²⁹.

SUPERELASTICIDADE OU "PSEUDOELASTICIDADE"

A superelasticidade é caracterizada pelo comportamento atípico da liga em relação ao clássico gráfico de carga/deformação. O fio superelástico apresenta duas fases es-

truturais que determinam um regime elástico, um regime plástico, um outro regime elástico e então atinge outro regime plástico (Fig. 6). Enquanto a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional. Esta fase é caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite "pseudoeelástico" é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um "platô" no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura original.

MEMÓRIA DE FORMA ("EFEITO MOLA")

A memória de forma é a capacidade do fio retornar a sua forma e estrutura original. Quando isto ocorre, o fio dispersa a energia (carga) acumulada. Este conceito confunde-se com a superelasticidade, pois as mudanças drásticas de forma e estrutura que ocorrem nos fios com esta característica, resultam em maiores amplitudes de deformação e subsequente retorno à forma e estrutura original. Esta propriedade, portanto, apresenta-se mais evidente nos fios de Níquel-Titânio que sofrem a transformação martensítica (detalhado a seguir no item NiTi).

SOLDABILIDADE

Como o próprio nome diz, a soldabilidade é a capacidade da liga em receber soldas, elétrica ou de prata. O fio de aço, por exemplo, apresenta ótima soldabilidade tanto para solda de prata como para a elétrica. Já o Titânio-Molibidênio somente recebe solda elétrica, enquanto o Níquel-Titânio não aceita soldas²⁶.

ATRITO

O atrito, ou resistência à fricção, refere-se a resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre uma outra. Na Ortodontia corresponde à qualidade de deslize entre o fio ortodôntico e o encaixe (*slot*) do acessório (braquete ou tubo). O atrito é medido no início (atrito estático) e durante a movimentação (atrito cinético)^{5,17}. Obviamente nas mecânicas de deslize, deseja-se um baixo nível de atrito.

LIGAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Aço inoxidável

O aço inoxidável utilizado na Ortodontia é do tipo austenítico. Sua composição média é de 18% de Cromo, 8% de Níquel, 0,08 a 0,15% de Carbono e o restante (maioria) de Ferro.

As porcentagens de Cromo e Níquel dão nome a este tipo de “aço 18-8”²⁹.

Características: devido a sua versatilidade esta liga metálica tornou-se tradicional para a ortodontia. Com uma ótima formabilidade permite a execução de dobras com facilidade e precisão. Apresenta ainda ótima soldabilidade e baixo atrito, além do baixo custo.

Aplicações: A excelente formabilidade ou plasticidade desta liga permite sua versatilidade para o uso ortodôntico. A fácil manipulação deste material o indica para a aplicação em diferentes estágios do tratamento ortodôntico. Atualmente o aço é empregado nas etapas do tratamento cujo contorno dos arcos deva ser estável, visando à manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. A combinação da alta rigidez com o menor atrito na interface fio / ranhura do braquete, quando comparado às demais ligas, faz do aço o fio de eleição para fechamento de espaços por deslizamento.

Limitações: a alta rigidez desta liga é um fator que deve ser controlado pela redução do calibres dos fios ou confecção de alças quando objetiva-se movimentos dentários individuais. Além de estender o tempo de trabalho profissional, a falta de controle sobre sua rigidez pode gerar forças excessivas durante o movimento ortodôntico.

Aço Inoxidável Trançado

Inicialmente comercializados pela Unitek Corp como fio *twist-flex*, são contemporâneos aos fios de níquel-titânio e por determinado tempo foram a alternativa mais barata para estes últimos. Atualmente pouco utilizados em razão da redução do custo e facilidade de obtenção dos fios de NiTi estáveis.

O fio trançado de aço inoxidável com secção retangular (“*braided*”), por sua flexibilidade e capacidade de receber dobras (de pequena magnitude), tem sido utilizado na finalização e intercuspidação por alguns clínicos.

Características: são constituídos de números específicos de fios de secções reduzidas enrolados uns sobre os outros, configurados em secções redondas ou retangulares.

Aplicações: os fios trançados de secção redonda compreendem uma alternativa de baixo custo para as fases iniciais do alinhamento e nivelamento, em apinhamentos moderados ou acentuados. Os de secção retangular podem ser utilizados na finalização.

Cromo-Cobalto

No início da década de 60, a “Elgin Watch Company” desenvolveu uma liga metálica contendo 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel, 15.8% de Ferro, 7% de Molibidênio, 2% de Manganês, 0.16% de Carbono e 0.04% de Berílio⁹. Esta liga de Cromo-Cobalto, foi introduzida no mercado com o nome de “Elgiloy” (Rocky Mountain Orthodontics), e atualmente há vários similares no mercado.

Característica: Suas propriedades são muito semelhantes às do aço, entretanto com maior formabilidade. O Elgiloy é fabricado em quatro têmperas com variação decrescente na formabilidade, de modo que o clínico seleciona a têmpera mais adequada segundo a formabilidade requerida. O azul representa a mais maleável, seguida pela amarela (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelha (resiliente).

Aplicação: A formabilidade do Elgiloy sendo superior ao do aço, auxilia o clínico na conformação de dobras e helicóides, principalmente nos fios retangulares. Na época de seu lançamento, a possibilidade de realizar dobras e helicóides com mais facilidade indicava a redução do tempo de trabalho e o fato de utilizá-las em fios retangulares proporcionavam maior controle do movimento dentário. Entretanto, após as dobras confeccionadas a formabilidade tornava-se desnecessária e a resiliência tornava-se a fundamental para o movi-

mento dentário. De modo a atingir este objetivo realiza-se o tratado térmico do fio, sendo o procedimento mais correto processá-lo em forno por 5 horas na temperatura de 480°C. Contudo, este protocolo embora correto, tornava-se inviável para o uso clínico. Para tornar viável o uso desta liga o tempo pode ser reduzido entre 7 a 12 min, certamente sacrificando algumas qualidades da liga⁹.

Limitações: Em virtude de sua rigidez ser muito próxima do aço e para a redução do custo os ortodontistas, após alguns anos, o aço prevaleceu ao CrCo em detrimento das propriedades mecânicas do ELGILOY¹⁶.

O tratamento térmico realizado de forma não controlada resulta no aumento da rigidez, resultando em perda das propriedades inerentes. Em comparação ao aço apresenta um pouco mais de atrito^{17,20}.

Níquel-Titânio

Além da composição, as diferenças entre as ligas metálicas dos fios ortodônticos advém do arranjo da estrutura da matéria. Esta organização atômica ocorre em todos os estados da matéria, compondo uma formação estrutural. No estado sólido a diferença de carga entre os elétrons proporciona a formação de uma energia interna mínima que une os átomos e, em última instância, define uma configuração espacial regular denominada de grade espacial ou cristal. A disposição geométrica dos átomos determina o tipo de grade espacial da liga, sendo a cúbica a forma mais comum (Fig. 7). Este arranjo cúbico simples, assim como outros que serão apresentados, são de certa forma hipotéticos. Nenhum material realmente tem esta estrutura, apenas são definidos para uma compreensão prática dos arranjos espaciais²⁸. No estado sólido, um mesmo material pode apresentar-se em diferentes tipos de estrutura cristalina; o aço inoxidável com a estrutura espacial de forma cúbica é conhecido como aço em fase *austenítica*,

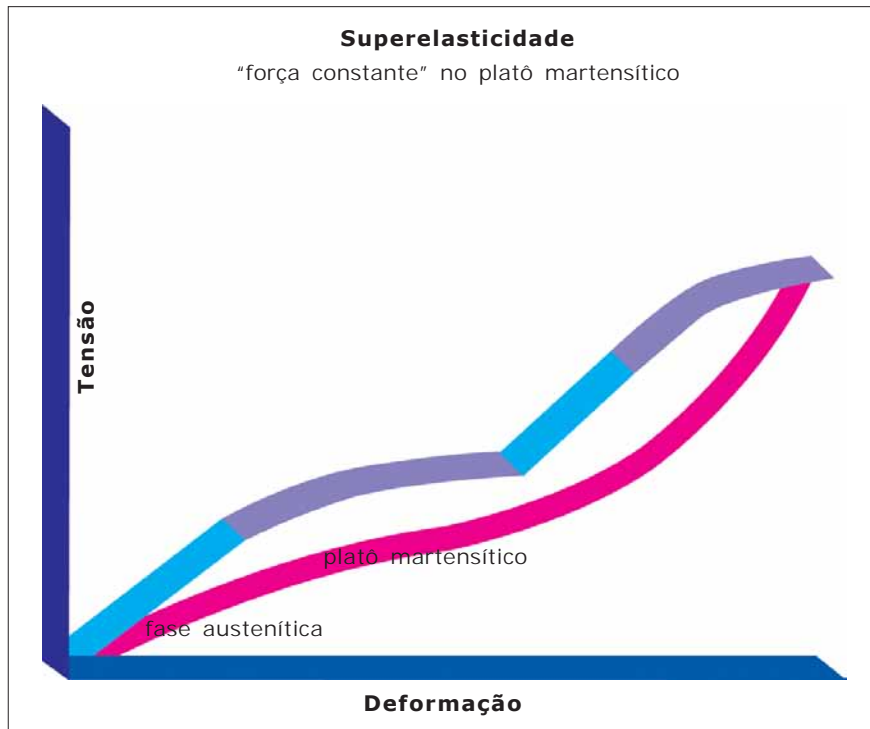


FIGURA 6 - Gráfico tensão / deformação de um fio superelástico.

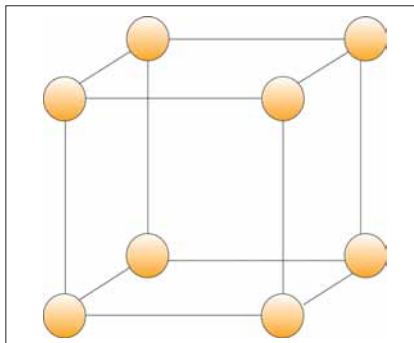


FIGURA 7 - Cristal cúbico simples.

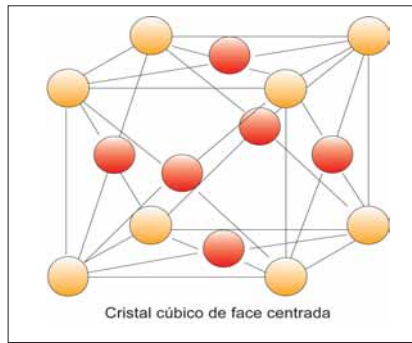


FIGURA 8 - Cristal cúbico de face centrada.

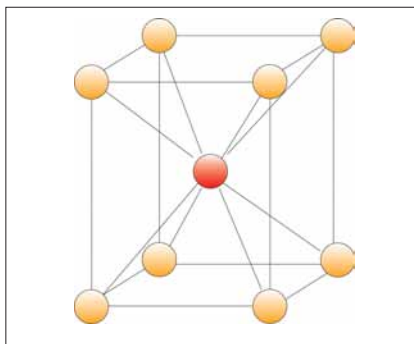


FIGURA 9 - Cristal tetragonal.

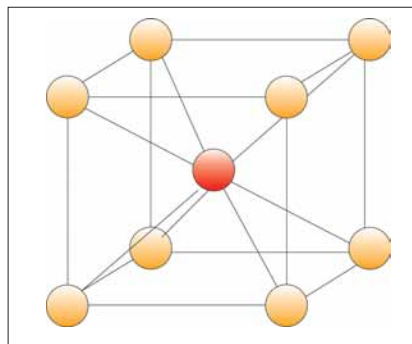


FIGURA 10 - Cristal cúbico de corpo centrado.

na qual os átomos se distribuem compondo uma estrutura cúbica de face centrada (Fig. 8). Como a própria denominação já sugere, a estrutura cúbica de face centrada (CFC) apresenta um átomo centrado em cada face. O

aço martensítico, por sua vez, apresenta-se como uma estrutura tetragonal de corpo centrado (TCC), na qual há um átomo de carbono centrado entre os 4 átomos de ferro (Fig. 9). A obtenção destes dois tipos

de aços implica em distintos processos metalúrgicos, não obstante suas composições sejam semelhantes²⁹.

As ligas de níquel-titânio (NiTi) também apresentam disposições cristalográficas típicas que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. Para esta liga, a grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de Ni-Ti (Fig. 10). Em contra partida a estrutura cristalina hexagonal compacta representa a forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica (Fig. 11). Dependendo do processo de fabricação dos fios NiTi, haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado à frio formará uma liga de NiTi martensítica estável. Este fio não apresentará capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), e apresentará um comportamento gráfico semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Quando os fios de NiTi são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio NiTi passará a apresentar-se numa fase austenítica inicial, entretanto com a capacidade de transformação martensítica²⁴.

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 e da 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 decorre de uma modificação da configuração cristalográfica, de estrutura hexagonal compacta (HC) para cúbica de corpo centrado (CCC) em decorrência da alteração de temperatura¹⁹. Para os fios de NiTi termotivados o intervalo de transformação térmica (ITT) deve encontrar-se próximo à temperatura corpórea (36° C), para induzir maior

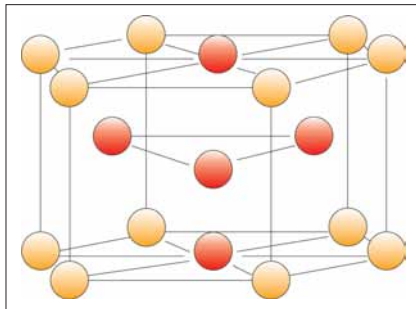


FIGURA 11 - Cristal hexagonal compacto.

ou menor tensão ao movimento dentário. Como relatado anteriormente, a tensão também induz à esta mudança de fase, entretanto esta particular 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 da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica deste material. Ao final da transformação a liga está completamente na fase martensítica (HC), portanto em seu estado menos rígido³¹.

A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da conformação HC para CCC e devolvendo maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do Ni-Ti em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura confere ao fio o *efeito memória de forma* (EMF), propriamente dito. Portanto, o EMF refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado³¹.

Atualmente encontram-se disponíveis ligas de NiTi estáveis e ativas, estes dois grupos distinguem-se por características importantes para o uso na Ortodontia²².

Níquel-Titânio Estável (M-NiTi ou trabalhado à frio)

A liga de Ni-Ti do grupo estável, também referida como NiTi trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de M-NiTi²⁵. Esta mo-

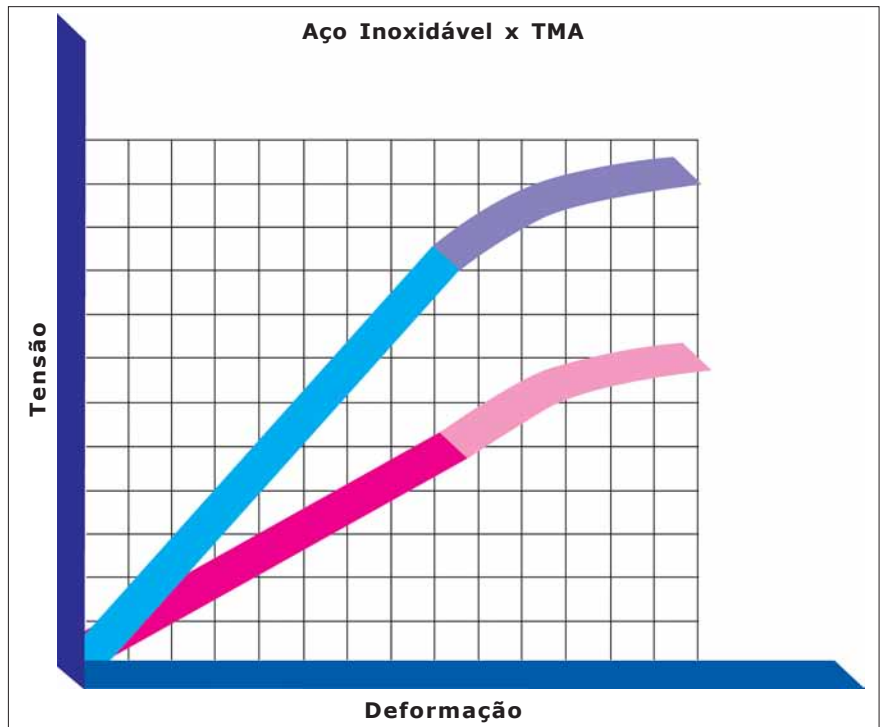


FIGURA 12 - Gráfico tensão / deformação comparativo entre um fio de aço inoxidável e de titânio molibidênio (TMA).

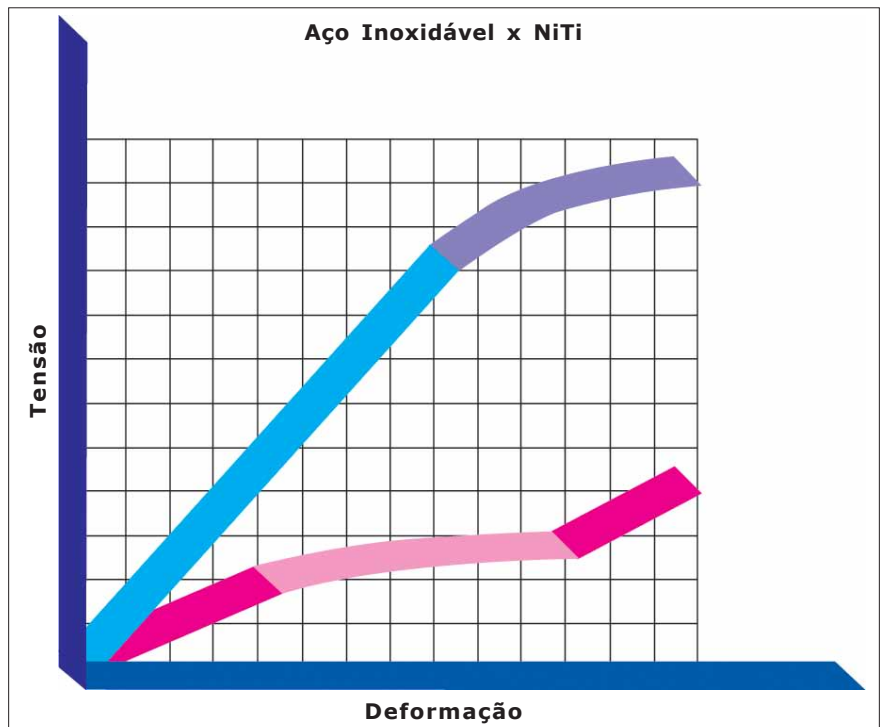


FIGURA 13 - Gráfico comparativo entre o aço inoxidável e um Níquel Titânio (NiTi).

dalidade de fios Ni-Ti disponibilizou-se para comercialização nos anos 70¹. Foi desenvolvido sob a supervisão do programa espacial americano e introduzido no mercado com o nome de Nitinol (acróstico das palavras Níquel, Titânio e NOL – Naval Ordnance Laboratory) pela

Unitek Corp. Atualmente há vários similares no mercado.

Características: A principal característica dos clássicos M-NiTi é a boa elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma

secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os caso com apinhamento acentuado ou moderado¹⁷.

Aplicações: Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a pouca formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não deforma-se³³. Desta forma para um mesmo apinhamento acentuado o fio de aço trançado pode deformar-se, enquanto o M-NiTi não.

Limitações: Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas.

Fio trançado de M-NiTi

Características: Ainda dentro desta modalidade, o M-NiTi pode apresentar-se trançado com configuração retangular. No mercado encontram-se disponíveis fios deste tipo, como o Turbo da Ormco/Sybron.

Aplicações: devido a sua excelente flexibilidade são indicados para fases iniciais do tratamento em casos que requeiram baixíssimos níveis de força (pacientes com perda óssea acentuada), e alguns clínicos os utilizam também para a fase de intercuspidação¹².

Limitações: reduzida formabilidade, disponibilidade apenas em secção retangular, portanto indica-se apenas para técnicas com braquetes pré-ajustados.

Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTi termoativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas).

Os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de Ni-Ti do grupo ativo (A-NiTi), suplantando os M-NiTi por oferecerem a singular vantagem da superelasticidade^{4,24}.

MIURA E BURSTONE Características: Estes fios oferecem a melhor adaptação na ranhura do braquete, mesmo para fios com calibre próximo a dimensão da ranhura. Isto propicia maior simplicidade e rapidez ao tratamento, por facilitar o evolver da fase de alinhamento e nivelamento^{6,20}.

Detalhes na produção da liga A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelásticos ou termoativados. Os fios A-NiTi podem ser encontrados em 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. Os fios Copper Ni-Ti (Ormco/Sybron) diferenciam-se segundo a temperatura em que o material encontra-se totalmente na fase austenítica. Os fios Copper 27° C, 35° C e 40° C apresentam indicações para diferentes situações clínicas, logicamente quanto maior a temperatura de conclusão da reversão martensítica, mais maleável torna-se o fio e

menor a força exercida sobre os dentes. Os fios da série Neo Sentalloy (GAC) também apresentam diferentes tipos (F80, 100, 160, 200, 240 e 300), entretanto classificados segundo a quantidade de força encontrada no platô de superelasticidade. Atualmente diversas companhias possuem os fios A-NiTi, entretanto nem todas descrevem esta importante diferenciação em temperatura ou força, o que resulta em variações surpreendentes em testes laboratoriais^{11,25} (Tab. 2 e 3).

Aplicações: A superelasticidade associada ao efeito memória de forma, inerentes a estes fios, tornaram mais fácil e rápido o alinhamento e nivelamento dos arcos dentários. Como estes fios apresentam-se no mercado em diferentes temperaturas de transformação, e portanto alterações nos níveis de força diante da temperatura bucal, recomenda-se analisar fatores como a gravidade do apinhamento e as condições periodontais para selecionar o tipo de fio superelástico adequado para iniciar o alinhamento e nivelamento.

A adaptação destes fios torna-se facilitada pelo resfriamento das porções em que deseja-se maiores deflexões, quando o fio estiver abaixo da temperatura de sua transformação, esta adaptação será adequada. Como a adaptação melhor do fio superelástico nos encaixes dos braquetes conduzirá uma correção mais efetiva nos primeiros estágios, a utilização de um fio inicial de secção redonda poderá ser mais adequada que o fio de secção retangular. Mesmo para este tipo de liga ainda é válida a máxima: "o grau do apinhamento dita a espessura do fio inicial".

Limitações: pouca formabilidade, e não aceita solda além do alto custo. A baixa rigidez destes fios não permite que sejam utilizados para a retração dos dentes anteriores ou fechamento de espaços. A aplicação de forças na porção anterior do arco promove a deflexão do mesmo, impedindo o movimento de corpo dos incisivos, promovendo excessivas inclinações dentárias. Ainda é

TABELA 2

Força de ativação e desativação medida para a deflexão de 1mm em ordem decrescente para a força de desativação para um fio de Calibre .019 x .025 (GURGEL¹¹)

Wire	Ativação, g	Desativação, g
Rematitam L	1300 (100)	834 (38)
Elastinol 27	1340 (40)	538 (58)
Cooper 27	1050 (80)	460 (40)
Neo Sentalloy	1110 (10)	330 (80)
Cooper 35	930 (60)	320 (60)
Nitinol HA	1180 (40)	250 (22)
Elastinol 35	990 (100)	190 (40)

discutida a ação dos fios A-NiTi na correção de torques, pois avaliações laboratoriais têm demonstrado que sua efetividade apenas ocorre para consideráveis inclinações^{11,32}.

Beta-titânio ou titânio-molibdênio

A liga de Titânio-Molibdênio, mais conhecida na Ortodontia pelo acrônimo "TMA" (Titanium Molybdenum Alloy - Ormco Corp.), apresenta uma composição de 79% Titânio, 11% Molibdênio, 6% Zircônio, 4% Estanho. Esta liga foi idealizada por Burstone, nos anos 80, com o objetivo de suplantiar as vantagens do aço e do M-NiTi ou martensítico estável³.

Características: A grande vantagem desta liga é a resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o "TMA" apresenta a metade da rigidez, conseqüentemente o dobro de resiliência (Fig. 12). A sua vantagem em relação ao NiTi-M encontra-se na formabilidade e soldabilidade. Deve-se lembrar que a solda executada para a liga Beta-Titânio é a ponto elétrico e não com solda de prata²⁶.

O TMA tem sido aplicado para confecção de molas de correção radicular, molas de retração, molas de verticalização de molares, "cantilever" para intrusão segmentada, utilizando fios retangulares de calibre .017 x 022" ou .019 x 025" (Fig. 14). Esta liga de boa resiliência também é utilizada na confecção da

mola do aparelho Pêndulo de Hilgers¹³, empregando-se o fio redondo secção. 032" (Fig. 15).

Limitações: A grande desvantagem é o alto atrito da superfície desta liga, até oito vezes maior que o aço⁸. Em uma tentativa inicial realizou-se o tratamento na superfície destes fios para tornar o atrito semelhante ao aço, porém com um significativo aumento de custo⁵. Pesquisas recentes tem descrito que este acentuado atrito estático, observado em testes laboratoriais, pode ser reduzido em razão da associação entre a discreta oscilação dos dentes provocadas pela mastigação e a flexibilidade do fio beta-titânio. Estes dois fatores parecem reduzir ou desestabilizar as áreas de contato na interface braquete/fio²⁷.

Titânio nióbio

Recentemente introduzido no mercado o fio Titanium-Niobium (Ormco / Sybron) é composto pela liga dos materiais do seu nome, permite dobras e apresenta propriedades mecânica semelhante ao TMA, mas com menor rigidez.

Características: segundo o fabricante a rigidez é 20% menor que a exibida pelo TMA e 70% da oferecida pelo aço inoxidável, entretanto DALSTRA et al⁷. encontraram valores inferiores a esta referência. Para DALSTRA et al⁷. o Titânio-Niôbio (TiNb) apresentou-se com rigidez 50% inferior ao do aço e 14% maior que o TMA, em vez de 20% menor.

O TiNb aceita soldagem elétrica e o coeficiente de atrito não encontra-se descrito até o momento.

Aplicação: Por não conter Ni em sua liga o fio TiNb tornou-se junto com os braquetes cerâmicos e/ou de titânio a opção mais viável para pacientes com sensibilidade ao níquel. Devido a sua baixa rigidez o TiNb aplica-se como fio de finalização, principalmente quando utilizados em secção retangular. Aparecem como opção para os fios de aço em virtude da baixa rigidez e como alternativa para o M-NiTi trançado porque aceitam dobras.

Limitações: em conseqüência da baixa rigidez e atrito desconhecido, não é recomendado para mecânicas de retração ou fechamento de espaço por deslizamento.

Fios de resina e fibra de vidro

Confeccionados de fibras cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica, estes fios ainda encontram-se como protótipo. Apesar de excelente compatibilidade com a coloração dos dentes, o fio Optiflex (Ormco /Sybron) foi recolhido do mercado por ser susceptível à fratura, embora numa pesquisa recente tenha demonstrado boa liberação de forças, mas com perda de efetividade após submetido ao meio aquoso¹⁴.

Características: elasticidade próxima a dos fios M-NiTi; baixo coeficiente de atrito; formabilidade e soldabilidade desconhecidos.

QUADRO 1

Distribuição esquemática dos fios ortodônticos contemporâneos. FILLEUL¹⁰.

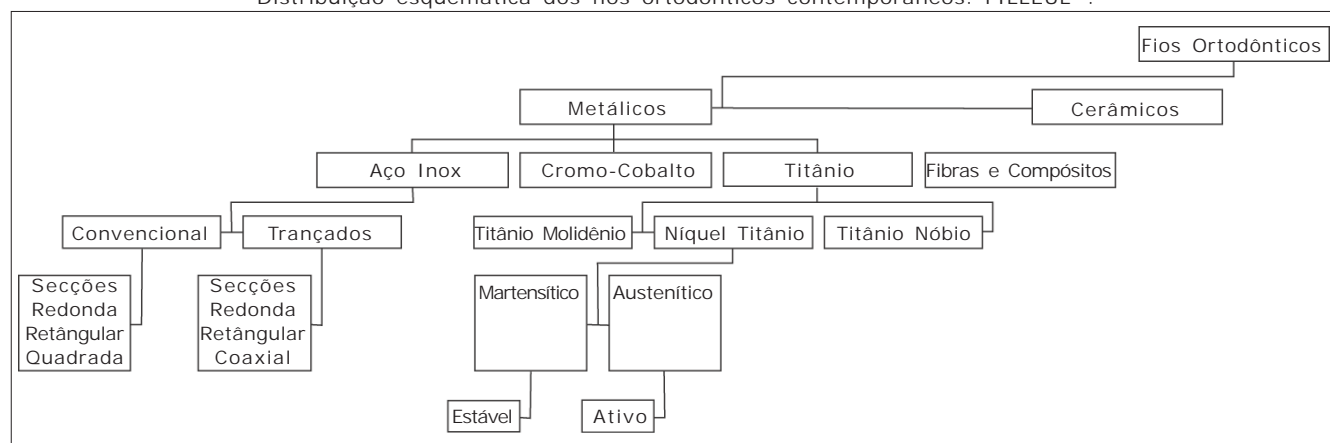


TABELA 3

Níveis de força em CN (NG) entre diversas marcas de fios A NiTi (s) e M NiTi (N), de calibre .016, para ativação entre 0,5 e 1,5mm (NAKANO²⁵).

Redondos 016"	Type	0,5-1,5 mm
Copper Ni-Ti 35	-	17 (16,7)
Sentalloy L	S	20 (19,6)
Copper Ni-Ti 27	-	20 (19,6)
Sentalloy M	S	30 (29,4)
VIM	S	33 (32,4)
Ni-Ti	S	33 (32,4)
Titanal LT	W	33 (32,4)
Sentalloy H	S	43 (42,2)
Bio-Flex	W	43 (42,2)
Tynilloy	S	53 (52,0)
Forestadent Titanal	S	56 (54,9)
Ortholloy M	S	60 (58,8)
Dura-Force	?	60 (58,8)
Aline SE	W	63 (61,8)
Nitinol SE	W	64 (62,7)
Titanal XR	W	67 (65,7)
Nitinol Clasic	W	90 (88,2)
Aline	W	100 (98,0)
Titanal	W	100 (98,0)
TMA	-	107 (104,9)
Elgiloy G (Co-Cr alloy)	-	253 (248,0)

QUADRO 2

Resumo de uma comparação das propriedades dos fios (KAPILA et al¹⁶).

Liga	Memória	Rigidez	Formab.	Resiliência	Soldab.	Atrito
aço	baixa	alta	boa	baixa	sim	baixo
CrCo	baixa	alta	boa	baixa	sim	médio
NiTi	alta	baixa	ruim	alta	não	médio
TMA	média	média	boa	média	sim	alto
Twist	alta	alta	média	alta	sim	?

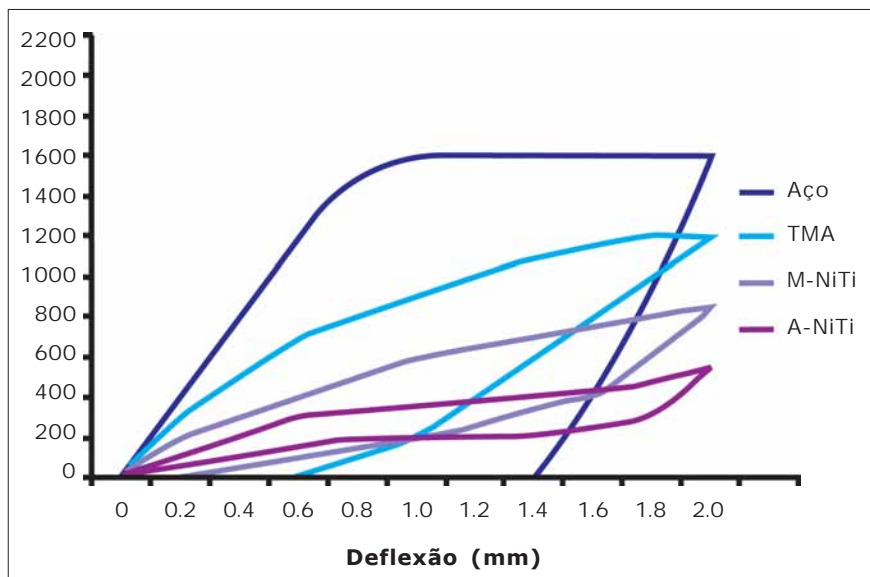


FIGURA 13 - Gráfico comparativo entre as ligas de aço, TMA, M NiTi e A NiTi para um fio 019 x 028. (GURGEL¹¹.)

Aplicação: a disponibilidade em secções redonda e retangular possibilita o uso em diferentes estágios do tratamento.

Limitações: fragilidade e problemas com relação à hidratação da matriz polimérica ainda restringem o uso destes fios, apesar das recentes melhorias na composição da matriz polimérica¹⁴.

UTILIZAÇÃO RACIONAL DOS FIOS ORTODÔNTICOS ATUAIS

A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas (Quad. 1 e 2, Fig. 13). Muitas seqüências de fios ortodônticos são sugeridas^{2,23,34}, mas torna-se prudente individualizar cada situação. Alguns fatores influenciam a seleção dos fios. As condições do elemento dentário e o respectivo periodonto de sustentação são determinantes para a quantidade de força a ser aplicada. Com relação ao fio ortodôntico, as propriedades mecânicas da liga, a secção transversal e a distância interbraquetes é que ditam a obtenção da força desejada³⁰.

Uma grande resiliência e uma baixa formabilidade são desejáveis para a primeira etapa do tratamento, quando há geralmente um grande desnivelamento e desalinhamento. Os fios de aço de reduzida secção, aço trançado ou os fios de M-NiTi, estão entre os mais indicados, propiciando uma adequada adaptação mesmo nos apinhamentos mais acentuados¹⁵. Ainda, como melhor opção, o uso dos fios superelásticos (A-NiTi) são preferidos por liberarem forças de baixa intensidade, independente da quantidade de deflexão.

Num estágio mais tardio do tratamento, diante de uma necessidade de movimentação dentária individualizada, a associação de fios de diferentes ligas pode ser eleita. Exemplos clássicos são o uso de fios de titânio-molibdênio em segmentos para correção de inclinações de caninos ou molares utilizando como

ancoragem dentes estabilizados por segmentos de arcos de aço inoxidável. Outra situação pode ser ilustrada pelo tracionamento de um canino próximo ao arco empregando-se um segmento de fio M-NiTi ou A-NiTi, inseridos num mesmo "slot" que contem um arco mais rígido de ancoragem (Fig. 16).

Para as técnicas que dependem do deslizamento durante a retração dos caninos ou para o fechamento de espaços (retração anterior), o baixo atrito é fundamental para a eficiência da mecânica. Para tanto, os fios de aço inoxidável (em seções retangulares) são recomendados, apesar de alguma evidência de que a movimentação fisiológica dos dentes, provocada pela mastigação, pode permitir o uso de fios com maior grau de atrito como os de Titânio-Molibidênio³².

Nos estágios finais do tratamento, a adequação da forma dos arcos dentários requer um o fio que aceite ser conformado, logo deve-se empregar uma liga com melhor formabilidade. Embora o fio de aço inoxidável seja normalmente o mais empregado, os fios de Titânio-Molibidênio e o Titânio-Nióbio também prestam-se muito bem a esta finalidade.

Mesmo que o uso de fios com propriedades diferenciadas indiquem um aumento no custo, os benefícios desta opção são cada vez mais claros para



FIGURA 14 - Arcos auxiliares ("cantilever") para intrusão dos incisivos, confeccionados com fio 0,19 x 0,25" de TMA produzindo cerca de 25 gramas de cada lado.



FIGURA 15 - A mola do pêndulo é confeccionada com fio redondo de titânio-molibidênio (TMA) 0,32".



FIGURA 16 - Fio superelástico auxiliar encaixado juntamente em um fio mais rígido (0,20") para movimentação dentária após obtenção de espaço.



o profissional e para o paciente. O uso coerente dos fios ortodônticos, acompanhado de um ótimo diagnóstico e

planejamento, resultam numa correção ortodôntica mais eficiente e realizada em menor período de tempo.

Abstract

The effectiveness of orthodontic tooth movement requires the appropriate interaction of treatment mechanics as they relate to the teeth and periodontal structures of the patient. The orthodontic wire action is particularly dependent upon the proper relationship of its structural and mechanical characteristics. In the more traditional archwire sequence, stainless steel is used in the

alignment and leveling step followed by progressively larger wire sizes and forces. For a long time stainless steel wires prevailed in orthodontics, but since the 1960's, new metallic alloys have diversified the choice of available orthodontics wires. These alloys have been modifying the treatment protocol by shortening chair time and most mechanical aspects of treatment. The unique

properties of each one of these alloys permit their use in most phases of orthodontic treatment, largely replacing the use of the classic stainless steel archwires. This article reviews some concepts, properties and clinical application of these new materials.

Key-words: Metallic alloy; Orthodontic wire.

REFERÊNCIAS

- 1 - ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. *Am J Orthod*, St. Louis, v.73, p.142-151, 1978.
- 2 - BURSTONE, C. J. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 80, no.1, p. 1-16, July 1981.
- 3 - BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, St. Louis, v.77, no. 2, p. 121-132, Feb. 1980.
- 4 - BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire ¾ a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 87, no. 6, p. 445-452, June 1985.
- 5 - BURSTONE, C. J.; FARZIN-NIA, F. Production of Low-Friction and Colored TMA by Ion Implantation *J Clin Orthod*, Boulder, v. 29, no. 7, p. 453-461, 1995.
- 6 - 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.
- 7 - DALSTRA, M. et al. Titanium-niobium, a new finishing wire alloy. *Clin Orthod and Res*, v. 3, no. 1, p. 6-14, Feb. 2000.
- 8 - DRESCHER D.; BOURAUUEL C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 96, no.5, p. 397-404, Nov. 1989.
- 9 - ELGILLOY and tru-chrome stainless steel orthodontic treatment wires. Denver: RMO, 1977.
- 10 - FILLEUL, M. P. Du bon usage des fils orthodontiques. *Orthodont Franc*, v. 64, p. 1993.
- 11 - GURGEL, J. A. et al. Force-deflection Properties of Superelastic Ni-Ti Archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* (No prelo)
- 12 - GRABER; VANARSDALL. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.
- 13 - HILGERS, J. J. The Pendulum Appliance for Class II Non-Compliance Therapy. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 26, no. 11, p.706-714, Nov. 1992.
- 14 - IMAI, T. et al. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v.116, no. 5, p.533-538, 1999.
- 15 - JONES, M. L.; STANIFORD, H.; CHAN, C. Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 24, no.10, p. 611-613, Oct. 1990.
- 16 - KAPILA, S. et al. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte II). *Rev Odontol Univ São Paulo*, São Paulo, v. 4, n. 4, p. 334-342, out./dez. 1990.
- 17 - KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr.; NANDA, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 98, no. 2, p. 117-126, Aug. 1990.
- 18 - KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 96, no. 2, p. 100-109, Aug. 1989.
- 19 - 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.
- 20 - KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod*, Appleton, v. 67, no. 3, p. 197-208 1997.
- 21 - KUSY, R. P. Nitinol alloys: So, who's on first? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 100, no. 3, p. 25-26, Sep. 1991.
- 22 - LINBENSON, C.; GIL, F. X.; PLANELL, J. A. Caracterización de alambres Ni-Ti para su aplicación en la clínica ortodôntica. *Rev Esp Ortodont*, Valencia, v. 26, p. 47-58, 1996.
- 23 - MCLAUGHLIN, R.; BENNETT, J. C. Arch form considerations for stability and aesthetics. *Rev Esp Ortod*, Valencia, v. 29, no. 2, p.46-63, 1999. Suppl.
- 24 - 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.
- 25 - NAKANO, H. et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, St. Louis, v. 115, no. 4, p. 390-395, 1999.
- 26 - NELSON, K. R.; BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. *Am J Orthod*, St. Louis, v. 92, no. 3, p. 213-219, Sept. 1987.
- 27 - O'REILLY, D. et al. An ex vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance of sliding. *Br J Orthod*, London, v. 26, p. 219-227, Sept. 1999.
- 28 - PHILLIP; SKINNER. Estrutura da matéria. In: _____. *Materiais dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap. 2, p. 9-11.
- 29 - 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.
- 30 - PROFFIT, W. R.; FIELDS Jr.; H. W. Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. In: _____. *Contemporary Orthodontics*. 3ª ed. St. Louis: Mosby, 2000. cap 10, p.328-331.
- 31 - 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.
- 32 - SEGNER, D.; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*, London, v. 17, p. 395-402, 1995.
- 33 - TOYAMA, C. *Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio, através do microscópio eletrônico de varredura*. São Bernardo do Campo, 1995. 183 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior, da Federação das Escolas Superiores do ABC. São Bernardo do Campo, 1995.
- 34 - THUROW, R.C. Wire selection. In: _____. *Edgewise Orthodontics*. 3rd. St. Louis: Mosby, 1972. cap 17, p. 212-229.
- 35 - VIAZIS, A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *J Clin Orthod*, Boulder, v. 25, p. 370-374, 1991.
- 36 - WATERS, N. E. A rationale for the selection of orthodontic wires. *Eur J Orthod*, London, v.14, p. 240-245, 1992.

Endereço para correspondência

Adilson Luiz Ramos
Av. Tiradentes, 1008 - sala 1106
Maringá - PR
CEP: 87013-260
e-mail: alramos@wnet.com.br