

Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica

Marco Abdo GRAVINA*, Alexandre Trindade Simões da MOTTA**, Marco Antonio de Oliveira ALMEIDA***, Cátia Cardoso Abdo QUINTÃO****

Resumo

Apesar do pequeno número de ligas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos, existem várias marcas comercialmente disponíveis, dificultando o profissional na escolha do material mais adequado e de menor custo. As grandes empresas de fabricação investem em propagandas a respeito de fios chamados “superiores” (níquel-titânio com efeito memória de forma e níquel-titânio superelástico) e alegam que os mesmos fornecem melhor desempenho devido às suas propriedades mecânicas mais apropriadas. Para que o profissional possa escolher o fio ortodôntico mais apropriado, a compreensão das propriedades do material se faz necessária. Após definição e comparação das propriedades mecânicas, através de revisão da literatura, conclui-se que para a fase inicial de alinhamento e nivelamento, arcos de níquel-titânio superelásticos ou termoativados e arcos multifilamentados devam ser os fios de escolha. Para os estágios intermediários do tratamento ortodôntico, os fios de beta-titânio devem ser as ligas de eleição. Para os estágios de finalização as ligas de aço inoxidável convencionais constituem a opção mais viável. Sugere-se, ainda, que apesar da “superioridade” das novas ligas de níquel-titânio ter sido demonstrada, experimentalmente, clinicamente esses fios possuem comportamento semelhante às ligas de aço multifilamentado em casos de apinhamentos não muito severos.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos. Propriedades Mecânicas. Superelasticidade. Efeito memória de forma.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DE LITERATURA

O alinhamento e nivelamento de slots de braquetes constituem a fase clínica preliminar mais importante de qualquer procedimento ortodôntico com aparelhagem fixa¹⁹. Tem-se aceito em Ortodontia o princípio de que forças leves e contínuas seriam desejáveis para a obtenção de movimento fisiológico e controlado dos dentes e estruturas adjacentes. Os fios ortodônticos de

alinhamento e nivelamento iniciais devem ser capazes de gerar tais forças e para isso precisam ser flexíveis e transmitir forças leves em uma faixa de ativação ampla. Para esse propósito, foi sugerida uma variedade de fios de aço multifilamentados ou fios de níquel-titânio (NiTi) superelásticos que oferecem uma curva força-flexão com um patamar definido e uma faixa de ativação maior¹⁶.

* Especialista e Mestrando (Ortodontia) U.E.R.J.

** Especialista e Mestrando (Ortodontia) U.E.R.J.

*** Mestre (Ortodontia) U.F.R.J. Livre docente (Ortodontia) U.E.R.J. Professor Titular (Ortodontia) U.E.R.J.

**** Mestra e Doutora (Ortodontia) U.F.R.J. Professora Adjunta da Disciplina de Ortodontia da U.E.R.J. Professora do Curso de Especialização em Ortodontia U.F.J.F.

Apesar do pequeno número de ligas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos, existe um grande número de marcas comercialmente disponíveis. As grandes empresas de fabricação investem em propagandas a respeito de fios chamados “superiores” (níquel-titânio com efeito memória de forma e níquel-titânio superelástico) e alegam que os mesmos fornecem melhor desempenho devido às suas propriedades mecânicas mais apropriadas. Entretanto, nem sempre essas propriedades vêm sendo descritas nas embalagens dos produtos. Assim sendo, a variedade de marcas e o número de empresas produtoras dificultam o profissional na escolha do material mais adequado e de menor custo para o uso^{49,50}.

Dessa forma, para que o profissional possa escolher o fio ortodôntico mais apropriado, a compreensão das propriedades do material se faz necessária. Certas características, tais como: alta recuperação elástica e boa flexibilidade, são necessárias com a finalidade de estimular resposta tecidual adequada⁴¹, e promover forças leves e contínuas⁶². Entretanto, quantificar a força ideal se torna difícil devido às variações individuais na resposta tecidual, à morfologia radicular e ao tipo de movimento induzido²¹.

Nos primeiros estudos relacionados ao comportamento elástico de fios ortodônticos, as propriedades eram obtidas quase que, exclusivamente, através de ensaios *in vitro*; o que não significa que, necessariamente, representem o que ocorre clinicamente²¹. Numa tentativa de fornecer significado clínico aos recentes testes laboratoriais, foram relacionadas diversas características como necessárias para o ótimo desempenho clínico do fio durante tratamento, tais como: alta resiliência, baixo módulo de elasticidade, alta recuperação elástica ou “springback”, alto limite elástico, alto poder de encaixe aos braquetes formabilidade, flexibilidade, biocompatibilidade, baixo coeficiente de atrito, soldabilidade, resistência à corrosão, não gerar reações alérgicas ou de qualquer outra natureza patológica, não fraturar sob forças ortodônticas e possuir baixo custo^{3,12,28,41}.

Burstone¹³ introduziu o conceito de “Variação de Módulos em Ortodontia”, substituindo o conceito utilizado até então de “Variação da Secção Transversal em Ortodontia”, na qual o que se variava era a dimensão do fio de aço com a finalidade de se alterar as características da força gerada. Ao se utilizar diferentes materiais, com características não semelhantes em relação à força/flexão em variados estágios do tratamento ortodôntico, a dinâmica de força ótima seria teoricamente obtida¹⁹. Com a introdução das ligas à base de níquel-titânio e de arcos multifilamentados, a rigidez de um fio poderia ser reduzida sem que se altere a sua secção transversal^{13,36,37}.

DEFINIÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Resiliência ou energia acumulada

É a capacidade de um metal armazenar energia, quando deformado elasticamente, e liberá-la quando descarregado^{44,52,55}. Representa o trabalho disponível no material para mover os dentes durante a desativação. Uma alta energia acumulada com baixa carga é obviamente desejável, já que a energia resultante permitirá que a força gerada, durante a liberação da energia elástica armazenada, seja contínua por um período de tempo muito mais longo e dessa forma, menor tempo clínico se faz necessário⁶².

Módulo de elasticidade/rigidez

O módulo de elasticidade é a medida da rigidez do material. Representa a magnitude da força necessária para se fletir o fio. Alguns fatores afetam a rigidez de um fio ortodôntico, tais como o material que o compõe, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal, a largura do braquete, a distância inter-braquetes, o comprimento do fio e a incorporação de alças²⁸.

Na tentativa de se otimizar o ambiente biológico para a movimentação dentária e minimizar o desconforto do paciente, o início do tratamento, frente a discrepâncias dentárias, requer fios de baixa rigidez para produzir forças suaves, à medida

em que os dentes são nivelados e alinhados^{13,36,37}. Baixa rigidez é desejável por gerar força mais leve e constante durante o tempo de desativação do arco, bem como por garantir maior precisão e facilidade de aplicação de força⁶².

Limite elástico

O limite elástico refere-se à carga máxima em que se observa a proporcionalidade entre a força aplicada e a deformação imposta. O limite elástico é definido como a tensão acima da qual o metal não recuperará sua forma original após o descarregamento, ou seja, é a tensão que define o final da região elástica e início da plástica. Refere-se à carga de trabalho permitida e é a maior tensão que pode ser aplicada a um fio sem que ocorra deformação permanente^{11,44,53,58}. Alto limite elástico é desejável para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam à deformação plástica ou que os mesmos se fraturem^{35,62}.

Recuperação elástica ("spring-back")

Pode ser avaliada pela razão entre o limite elástico e o módulo de elasticidade. Para a finalidade de alinhamento e nivelamento, alta recuperação elástica se faz desejável e significa que o material apresenta alto limite de escoamento e baixo módulo de elasticidade. Tais características refletem a capacidade de se aplicar grandes deformações elásticas sem deformação permanente; e também pode significar um aumento no tempo de trabalho do fio^{19,28,48}.

Formabilidade

É a capacidade do fio de aceitar dobras. Refere-se à habilidade dos fios em serem dobrados em configurações desejáveis como "loops", "coils" e "stops" sem fraturar ou deformar permanentemente²⁸.

Soldabilidade

É a capacidade do material de receber solda e fixação de auxiliares

Fricção ou atrito

É decorrente de todo movimento ortodôntico que envolve a movimentação relativa dos braquetes sobre os fios. Fricção excessiva braquete-fio implica em perda de ancoragem com pouca ou nenhuma movimentação dentária²⁸.

Biocompatibilidade

Pelo fato dos fios ortodônticos manterem proximidade com a mucosa oral, por períodos longos de tempo, precisam ser resistentes à corrosão e liberação de íons e não devem gerar respostas alérgicas¹⁹. O material utilizado deve ser bem tolerado pelos tecidos bucais e resistente à corrosão quando no ambiente bucal⁶².

Propriedades de "efeito memória de forma" e "superelasticidade" das ligas de níquel-titânio

Superelasticidade (SE): É o fenômeno de acúmulo constante de força pelo fio até um determinado ponto da deformação. Da mesma forma, quando o fio retorna à sua forma original ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo, o que é clinicamente requerido para a obtenção de movimento dentário fisiológico.

Efeito memória de forma (EMF): É o fenômeno pelo qual uma liga apresenta-se pouco rígida e prontamente capaz de sofrer alteração de forma em temperaturas baixas, ao mesmo tempo em que pode facilmente retornar à sua configuração inicial quando aquecida a uma adequada temperatura de transição.

OPÇÕES DE FIOS

Fios de aço inoxidável convencionais

Os fios de aço apresentam boa formabilidade devido à alta plasticidade, o que permite que dobras sejam facilmente incorporadas aos mesmos, exceto quando pequenos diâmetros são utilizados, como nos casos de alinhamento iniciais, pois, ficam sujeitos a fraturas⁶².

Os altos valores de módulo de elasticidade e limite elástico associados à baixa resiliência fazem com que a recuperação elástica dos fios de aço inoxidável seja inferior àquela das novíssimas ligas de NiTi comercialmente disponíveis, de maneira que a energia acumulada por eles seja substancialmente inferior a das ligas de beta-titânio e níquel-titânio. Isso significa que os fios de aço liberam forças maiores dissipadas por períodos de tempo menores que os de beta-titânio e níquel-titânio, requerendo assim ativações ou trocas de arcos mais freqüentes²⁸.

A rigidez dos fios de aço é muito elevada para que sejam utilizados na fase inicial do tratamento ortodôntico. Mesmo os fios de aço de pequeno diâmetro geram forças muito elevadas para a fase inicial de tratamento^{33,48}; a não ser que modificações sejam feitas no arco, tais como: a incorporação de alças ou emprego de fios com diâmetro muito reduzido^{14,33,48,60}. Como desvantagem da redução do diâmetro pode-se citar a diminuição excessiva do limite de resistência elástica, o que tornaria o fio suscetível a fraturas e deformações permanentes, além da pobre fixação dos mesmos aos braquetes, com perda de controle durante a movimentação dentária. A dificuldade na higienização, o aumento do tempo de cadeira para o paciente e o trauma em tecidos moles poderiam ser listados como conseqüências da incorporação de alças no arco^{12,28,62}.

Os fios de aço apresentam boa resistência à corrosão²⁸. Entretanto, pequenas quantidades de níquel e cromo podem ser liberadas durante o tratamento resultando em possíveis reações alérgicas nos pacientes sensíveis^{30,46,54}. São passíveis de soldas, apesar das superfícies soldadas poderem oxidar na cavidade oral^{11,22,32}.

Os fios de aço inoxidável possuem menor coeficiente de atrito com o braquete, quando comparados a outras ligas. Baggio⁸, ao avaliar a melhor combinação braquete/fio a ser utilizada em mecânica deslizante, concluiu que a combinação de braquetes de aço inoxidável com fios de

aço convencional ou de cobalto-cromo deveria ser a escolhida, caso se opte por mecânica deslizante.

Fios de aço inoxidável multifilamentados

Em geral, o termo "multifilamentado" se refere a fios de aço trançados em torno de um fio do mesmo material. Entretanto, atualmente, já existem no mercado fios de outras ligas compostos de vários filamentos⁶².

As propriedades mecânicas dos fios de aço multifilamentados diferem bastante daquelas do aço convencional, mesmo quando se comparam diâmetros próximos⁶². Ao se comparar fios de aço inoxidável convencional com os de aço de triplo-filamento, de semelhante diâmetro, pode-se afirmar que o último apresenta a quinta parte do módulo de elasticidade e uma faixa de ativação de cento e cinqüenta a duzentas vezes maior quando comparado ao primeiro¹⁹. Em geral, os fios de aço multifilamentados possuem comportamento semelhante aos fios que apresentam titânio em sua composição, ou seja, são bastante elásticos e são altamente resilientes apesar de serem compostos de aço. Se comportam como fios de aço inoxidável comuns possuidores de múltiplas alças^{49,50}.

Tanto os fios de níquel-titânio estabilizados quanto os multifilamentados coaxiais se mostram excelentes, em termos de propriedades mecânicas, para os procedimentos de alinhamento e nivelamento^{49,50}.

Em termos de recuperação elástica, estudos comprovaram que esta propriedade do fio multifilamentado é 25% maior do que a do aço convencional de diâmetro equivalente³⁷. Kusy e Stevens³⁶, e Rock e Wilson⁵¹ afirmaram que nenhum fio se equipara ao fio de aço trifilamentado 0,015" para aplicação de forças suaves e grandes ativações, o que é de grande utilidade clínica, quando não há o risco de se exceder o limite elástico. Arcos multifilamentados são mais efetivos que fios de níquel-titânio de secções transversais equivalentes, especialmente, frente a pequenas flexões; quando não existe perigo de se exceder o limite

elástico. Todavia, altas deflexões em fios de aço multifilamentados induzem a deformações plásticas, devendo os de níquel-titânio serem os de eleição em casos de apinhamentos acentuados. Tal afirmação é suportada pelo trabalho de Wilkison et al.⁶³, os quais reinteram a eficiência dos fios de níquel-titânio termoativados sobre os de aço multifilamentados em apinhamentos de moderado a severo, sendo os melhores resultados observados para os arcos superiores, onde as distâncias interbraquetes são maiores.

Os fios de aço multifilamentados apresentam pouca formabilidade^{34,37,51} e boa biocompatibilidade. Porém, deve-se estar atento à possibilidade de despreendimento dos filamentos, o que pode lesar a mucosa bucal. Podem receber solda. Porém, dificuldades técnicas para se soldar tais fios existem, decorrentes do pequeno diâmetro de seus componentes⁶².

Fios de níquel-titânio estabilizados

Em comparação aos fios de aço inoxidável e cobalto-cromo, os fios de NiTi geram menor força, são extremamente mais resilientes e possuem menor formabilidade⁴². A vantagem do uso da liga de níquel-titânio para fios ortodônticos inclui o baixo grau de corrosão, mínimo de reação tissular, quando comparado ao aço, e permite maior movimentação dentária com geração de menor força, resultando em menor tempo de cadeira e maior rapidez para nivelar e alinhar os dentes¹.

Por apresentarem módulo de elasticidade inferior (na ordem de 1/10) e limite elástico superior, tais fios apresentam alta devolução elástica quando comparados aos fios de aço^{7,18,38}. Clinicamente, isso significa que podem ser utilizados em diâmetros maiores para início de alinhamento dentário sem a necessidade de se incorporar alças, além de receber grandes deflexões ou ativações (duas vezes superior aos fios de aço convencionais), sem se deformar permanentemente. O tempo de trabalho desses fios é maior do que os de aço convencionais^{1,2,3,49}. Todavia, são mais rígidos do que fios

multifilamentados de diâmetros próximos^{9,37,51}.

Quanto à formabilidade, são pobres e tendem a fraturar quando recebem dobras²⁸. Miura⁴⁰, entretanto, sugere meios de manipulação destes fios através de tratamento térmico por resistência elétrica direta ou por tratamento térmico com calor.

Quintão⁴⁹ ao avaliar a resiliência de diferentes tipos de fios sob carga padronizada, concluiu que, de um modo geral, fios de níquel-titânio estabilizados apresentavam maior resiliência do que os de aço convencionais e os multifilamentados de diâmetros semelhantes.

As ligas NiTi são difíceis de serem unidas por soldas. Dessa forma, ganchos ou stops removíveis seriam alternativos²⁸. Entretanto, em fase inicial de tratamento, dificilmente tais utensílios são necessários⁶².

Quanto ao atrito, alguns autores consideram o coeficiente de atrito dos fios de NiTi bem maiores do que os de aço²⁹, principalmente, quando associados a braquetes de aço inoxidável⁸.

Kusy³⁸ cita que as ligas de níquel-titânio, por possuírem maior porcentagem de níquel em sua composição, apresentam as mesmas desvantagens relacionadas à biocompatibilidade que as ligas de aço e de cobalto-cromo, podendo causar reações alérgicas, ainda superiores às causadas pelas últimas, em pacientes sensíveis.

Fios de beta-titânio

As ligas de beta-titânio são ligas puras de titânio que, quando submetidas ao tratamento térmico, apresentam alteração no rearranjo estrutural de seus átomos, sendo referidas como ligas de titânio em fase "beta"¹². Na década de 80 essas ligas ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo, comercialmente, disponíveis, como TMA[®] (titanium molybdenum alloy)^{12,23}. Possuem elasticidade superior a do aço, aproximadamente duas vezes o valor do módulo de elasticidade do níquel-titânio estabilizado e menos que a meta-de do aço inoxidável, o que torna seu uso ideal em situações onde 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 são inadequados para a produção da magnitude de força desejável¹².

Burstone¹² cita que os fios de beta-titânio apresentam todas as propriedades de um fio dito "superior": alta recuperação elástica, rigidez inferior à do aço e alta formabilidade; além de poderem receber solda, sem redução de sua resiliência, e serem resistentes à corrosão. Apresentam recuperação elástica superior à do aço inoxidável, podendo ser fletidos duas vezes mais que os mesmos sem deformar permanentemente. Além disso, liberam forças que correspondem, aproximadamente, à metade das forças liberadas pelas ligas de aço para uma mesma ativação^{12,23}. Isto significa que as forças de reação indesejáveis ao movimento dentário, tais como, perda de ancoragem dos segmentos posteriores frente à retração, são minimizadas, quando fios de beta-titânio são utilizados.

Kapila e Sachdeva²⁸ citam que, por possuírem boa formabilidade, os fios de beta-titânio permitem a configuração de loops ou stops nos arcos.

Segundo Kusy³⁸, apesar das ligas de beta-titânio não possuírem níquel em sua composição, podem provocar irritação aos tecidos bucais e atrito excessivo, tornando de difícil execução as mecânicas que exigem deslizamento fio-braquete.

Fios de níquel-titânio superelásticos e termoativados

A superelasticidade e o efeito memória de forma das ligas de níquel-titânio têm sido atribuídos à transformação de fase e, conseqüentemente, à alteração na estrutura cristalina (austenita – martensita – austenita) dessas ligas. Em fase austenítica, seus átomos estão rearranjados em estrutura cúbica de face centrada (Fig. 2), enquanto que em fase martensítica, organizam-se de forma hexagonal compacta (Fig. 1). Essa mudança na estrutura cristalina, essencial para a manifestação da superelasticidade e do efeito memória de forma, denomina-se transformação martensítica e está presente tanto nos fios superelásticos quanto nos fios termoativados⁵⁷. Portanto, o que leva uma liga com "efeito memória de forma" e "superelasticidade" a exibir a reversibilidade da deformação é a maneira como o material se deforma sob uma

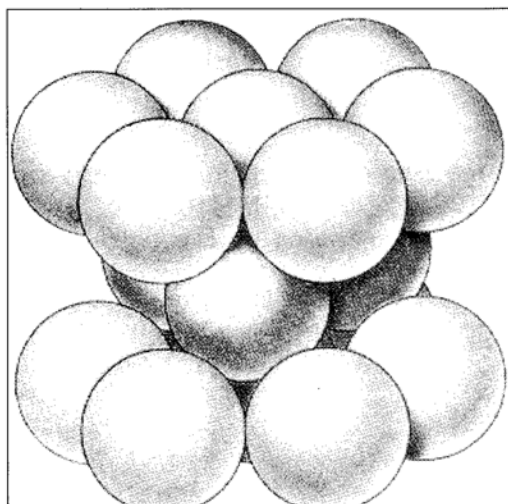


FIGURA 1 - Representação esquemática da estrutura cristalina hexagonal compacta das ligas de níquel-titânio (fase martensítica).

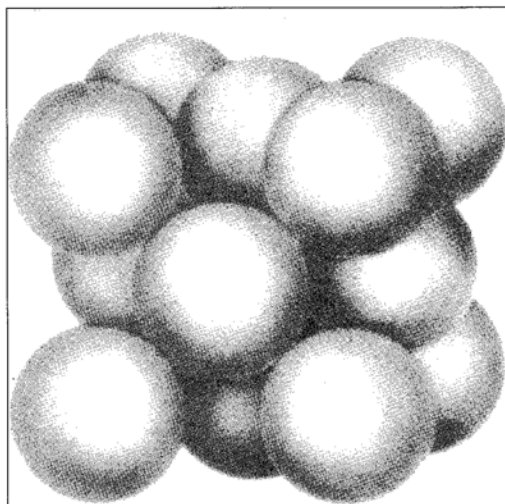


FIGURA 2 - Representação esquemática da estrutura cristalina cúbica de face centrada das ligas de níquel-titânio (fase austenítica).

força externa. Há uma deformação aparente, mas, não realmente plástica, mascarada pela alteração, reversível, da estrutura cristalográfica da liga.

Tanto os fios de níquel-titânio (NiTi) superelásticos quanto os termoativados apresentam originariamente, configuração austenítica de seus átomos. Para os primeiros, a transformação martensítica (austenita – martensita) é induzida quando a carga aplicada atinge um certo valor durante a ativação. Ao se remover a carga, ocorre transformação inversa de fase (martensita – austenita), fazendo com que o fio retorne à sua configuração inicial, sem haver variação de temperatura no processo³¹. Para os fios termoativados a alteração no rearranjo microestrutural e a conseqüente reversibilidade da reação (martensita – austenita) são induzidas pelo calor, a partir do momento em que o fio é aquecido a temperaturas superiores à sua temperatura de transição.

A capacidade desses materiais sofrerem mudança de fase em diferentes condições, tais como: indução de carga ou variação na temperatura é que os torna diferentes dos demais em relação às propriedades físicas e mecânicas, já que, quando uma liga metálica é submetida à ativação além de seu limite elástico, em qualquer temperatura, ela se deforma plasticamente e permanece com uma deformação residual após a remoção da força externa aplicada. A alteração é irreversível; a não ser, quando deformada plasticamente pela segunda vez, aplicando força em direção oposta^{17,57}.

Num metal ou liga com “efeito memória de forma”, quando se ativa na região plástica, haverá deformação após a desativação. Entretanto, toda a deformação e a forma original da liga podem ser recuperadas sem aplicação de força externa, simplesmente aquecendo-a além do chamado Intervalo de Temperatura de Transição (ITT). É como se o material “lembrasse” a sua forma original. A ordem de grandeza da recuperação depende da composição química do material, tamanho de grão, textura cristalográfica e condições em que se realizou a deformação⁴⁷.

Para as ligas de níquel-titânio, o “efeito memória de forma” é observado em ligas com composição de aproximadamente 48% a 52% de níquel. Nesta faixa, pequenas diferenças em composição geram grandes alterações nas temperaturas de transição²⁵.

A composição do fio de níquel-titânio com “efeito memória de forma” é de 55% de níquel e 45% de titânio. Nessa combinação de porcentagens, o fio possui uma faixa de ITT abaixo da qual o metal pode ser deformado em estado plástico. Quando o fio é aquecido por energia térmica, desde o limite inferior até ultrapassar o limite máximo de seu ITT, retorna à sua forma original. Um fio pode ser deformado totalmente sob seu ITT e, se este for ao redor de 37°C, ao ser aquecido retorna à sua forma original⁴.

Para o fio de NiTi termoativado ser o mais efetivo possível, clinicamente, a temperatura na qual o ITT é alcançado, é de vital importância. Se é muito acima da temperatura do corpo, o arco se tornará pouco efetivo clinicamente, já que a energia acumulada durante a amarração só seria, supostamente, devolvida aos dentes se a temperatura bucal se tornasse superior à temperatura corpórea, o que não é observado em todo momento. Além disso, a continuidade fisiológica de devolução de forças suaves não seria observada, sendo que na maior parte do tempo o arco estaria inativo. Se for muito baixa, as características do fio não se mostrarão, pois o fio nunca será totalmente ativado ao ser amarrado. Com isso, o arco se mostrará muito rígido para ser amarrado aos dentes mal-posicionados⁶.

Se o ITT para fios termoativáveis for muito próximo à temperatura bucal, a recuperação de forma pode ocorrer, enquanto o clínico está ainda amarrando o arco. Por outro lado, se for muito superior à temperatura bucal, tal recuperação de forma pode ser estimulada através de rinses bucais quentes¹⁰.

Devido à dificuldade na conformação da liga de níquel-titânio, esta é mais utilizada em forma-

tos simples. Estes formatos resultam de procedimentos de deformação industrial em larga escala, tais como: extrusão, laminação e estiramento de fios. O processo de produção desses materiais é simples. Porém, nem sempre são obtidas as propriedades desejadas para o material apresentar “efeito memória de forma”. Em conseqüência, o material precisa passar por procedimentos de treinamentos e tratamentos térmicos difíceis de serem executados e que elevam o custo final do produto²⁵.

A utilização dos elementos “efeito memória de forma” ou “superelasticidade” para uma dada aplicação requer um processo complexo de treinamento da liga e independe se a mesma se apresenta em forma de fio, tira, barra, tubo, banda ou folha. O elemento de NiTi é fixado a um mandril ou a uma forma para moldar seu futuro desenho e aplica-se tratamento térmico apropriado. Os métodos de tratamento térmico usados para determinar a futura forma das ligas de NiTi são semelhantes, tanto para o “efeito memória de forma” quanto para a “superelasticidade”⁴³.

Os parâmetros de tratamento térmico escolhidos para se determinar forma e propriedades do elemento são críticos e são obtidos experimentalmente. Em geral, temperaturas tão baixas quanto 400°C e períodos tão curtos como um a dois minutos podem determinar a forma, mas, normalmente se usam temperaturas próximas a 500°C e tempos acima de cinco minutos. Resfriamento rápido se segue, via jatos de água ou ar frio. O aumento de tempo e de temperatura do tratamento térmico aumenta a temperatura de atuação do elemento e geralmente, gera uma resposta térmica mais precisa (no caso de “efeito memória de forma”). Entretanto, ocorre uma queda do pico de força (no caso de “efeito memória de forma”) ou no platô de carga (para a “superelasticidade”), acompanhados de redução na resistência à deformação permanente⁴³.

O “efeito memória de forma” pode ser explorado de várias maneiras na Ortodontia, dando-se

ao material, a partir de uma forma programada, uma ou mais das seguintes deformações: compressão, tração, flexão ou torção. Todas as deformações são recuperáveis, independente do estado de tensão aplicado ou processo de deformação empregado²⁵.

Desde o início da oferta dos fios de níquel-titânio no mercado ortodôntico, evoluções vêm sendo obtidas no sentido de melhorar o desempenho na fase de nivelamento e alinhamento dentário, de tal forma que West⁶² e Evans²⁰ os dividem em três grupos distintos: fios de níquel-titânio estabilizados (não apresentam propriedades de “superelasticidade” nem de termoelasticidade); fios de níquel-titânio ativos (superelásticos ou austeníticos ativos e termodinâmicos ou martensíticos ativos); e um terceiro grupo que possui ambas: “superelasticidade” e termoelasticidade.

Os fios de níquel-titânio superelásticos foram colocados no mercado na década de 90 e adquiriram popularidade por parte dos ortodontistas⁵⁶. Foram desenvolvidos em dois locais, na mesma época: China¹⁵, e Japão³⁹. O termo “superelasticidade” passou a ser empregado^{14,39} para descrever um certo tipo de liga metálica que possui a propriedade de suportar maior deformação elástica do que as ligas convencionais, antes que deformação permanente ocorra. Sua propriedade única de manutenção de forças constantes durante a ativação e desativação constituiu-se num importante achado dessa pesquisa³⁹.

Graças à sua elevada recuperação elástica, os fios de NiTi superelásticos são aplicáveis em situações onde altas deflexões são necessárias. Dentre essas aplicações estão os procedimentos para a técnica straight-wire (na qual são utilizados braquetes pré-torqueados e pré-angulados) quando os dentes estão mal alinhados e o aparelho é confeccionado para gerar forças constantes durante o maior tempo possível do movimento dentário. A quantidade de deflexão conseguida, sem que deformação permanente seja observada, é notável - 4,4 vezes superior ao aço inoxidável e 1,6 vezes

superior ao níquel-titânio estabilizado gerando apenas 36% da força produzida por este último¹⁴.

Chen, Zhi e Arvystas¹⁵, através de observações clínicas de 100 casos selecionados de pacientes tratados com fios NiTi superelástico Chinês, concluíram que esses fios reduzem o tempo para a fase de alinhamento e nivelamento dos dentes sem produzir desconforto para os pacientes. Concluíram também que podem ser usados tanto em adultos quanto em crianças.

Segundo Miura, Mōgi, Okamoto⁴⁰, desde que testes metalúrgicos comprovaram que os fios NiTi são potencialmente úteis e efetivos na terapia ortodôntica, arcos ortodônticos desse material vêm sendo fabricados com o objetivo de exaltar a eficiência da técnica multibraquete, na qual o fio, por possuir resiliência elevada, possa ser encaixado dentro de todos os slots de todos os braquetes.

O titânio é biologicamente inerte, mas possui uma superfície quimicamente ativa com menor dureza e com maior rugosidade que o aço submetido ao mesmo processo de fabricação. Por essa razão, a resistência ao deslizamento através de braquetes, necessária durante o alinhamento inicial, é maior nos fios de titânio do que nos de aço. Se a superfície do titânio for bombardeada com íons de alta energia, a superfície se torna mais endurecida e menos reativa, sem alterar as propriedades básicas do material. Tal técnica vem sendo usada para reduzir, experimentalmente, o coeficiente de atrito dos fios de NiTi¹⁶.

Cobb III, Kula, Phillips e Proffit¹⁶ compararam a eficiência de alinhamento de fios ortodônticos de aço multifilamentado (Wildcat®, GAC) com os de níquel-titânio superelásticos, com e sem implantação de íons na superfície (0,016" Sentalloy GAC® e Sentalloy Implanted®, Spire Corporation, respectivamente) e investigaram a efetividade da implantação de íons na superfície de fios de níquel-titânio superelásticos na redução de tempo de alinhamento. Os resultados foram surpreendentes, uma vez que se esperava diferenças na velocidade e efetividade de alinhamento entre os

fios, mas não entre os tamanhos de slots; e justamente o contrário, ocorreu.

Waters⁶¹ ponderou que os fios superelásticos possuem a capacidade de fascinar o ortodontista porque não apresentam um comportamento esperado e tido como convencional. Possuem a capacidade de serem deformados, grosseiramente, até que assumam formas irregulares e podem retornar à forma original, quando a carga é liberada.

Tais fios são considerados como os melhores quanto às propriedades elásticas e em termos de devolução de carga baixa e lenta, independente da flexão inicial^{39,45}.

Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios de níquel-titânio termodinâmicos possuem a característica adicional de serem termicamente ativáveis, propriedade esta responsável pelo efeito memória de forma³⁹.

Um fio de NiTi termoativável ideal deveria possuir as seguintes características: ser extremamente maleável à temperatura ambiente de forma a ser amarrado facilmente; ser instantaneamente ativado pelo calor da boca; gerar forças clinicamente aceitáveis que resultassem em movimentação dentária; uma vez totalmente ativado não receber influência de elevação da temperatura bucal e possuir uma pequena faixa de ITT, para que fosse ativo à temperatura bucal e completamente passivo mediante temperaturas ligeiramente menores, o que permitiria ao clínico tempo suficiente para amarrar o arco a todos os dentes antes que a temperatura da boca ativasse o arco¹⁰.

Andreasen, Bigelow e Andrews⁴ sugeriram, após testes *in vitro*, a aplicação do "efeito memória de forma" de ligas de níquel-titânio, para a elaboração de fios de fechamento de espaços. A vantagem hipotética do uso de tais fios seria o alinhamento e nivelamento das arcadas e o fechamento de espaços com o uso de apenas um ou dois fios, se corretamente trabalhadas suas temperaturas de transição. A temperatura bucal promoveria o retorno do fio pré-estirado ao seu

comprimento inicial. O sistema eliminaria a fricção que ocorre na translação do braquete não pré-angulado e não pré-torqueado, e reduziria o número de trocas de fios.

Andreasen⁵, comparando às ligas de NiTi termoativadas às de aço inoxidável, observou que as ligas de níquel-titânio termoativadas de 0,019" de diâmetro geravam forças similares, à temperatura bucal, às ligas de aço de 0,012" de diâmetro. Todavia, as propriedades de recuperação elástica das duas ligas eram completamente diferentes, já que as primeiras apresentavam recuperação elástica total (100%) quando deformadas e aquecidas a temperaturas superiores à sua temperatura de transição⁵.

Por unidade área de ativação, um fio termodinâmico gera de 1/3 a 1/4 da força do fio superelástico inicialmente. Isso sugere que o fio martensítico ativo possui uma faixa de ativação maior do que o austenítico ativo e por isso pode ser mais vantajoso para o nivelamento e alinhamento dentários¹⁹. Gravina²⁴ sugere que, experimentalmente, os primeiros geram, aproximadamente, a metade da força gerada pelos últimos durante o descarregamento.

West⁶² cita como possíveis vantagens das ligas de níquel-titânio ativas, em relação às demais: menor número de trocas de arcos; menor tempo de cadeira para o paciente; obtenção mais rápida de alinhamento dentário e maior conforto para o paciente. Como desvantagens, cita o fato de não receberem soldas, a baixa formabilidade e o alto custo⁶².

Gravina²⁴, comparando o comportamento elástico, através de ensaio de tração, de fios de aço e de níquel-titânio, concluiu que, experimentalmente, em termos de propriedades mecânicas, supostamente, desejáveis para a produção de movimento dentário fisiológico e sem danos aos tecidos de suporte, tais quais a resiliência, o módulo de elasticidade, o nível de força liberado durante o descarregamento e a maneira pela qual essa força é liberada, os fios de NiTi termoativados a 37°C

deveriam ser considerados os de eleição, seguidos pelos fios de NiTi superelásticos, fios de aço multifilamentados e, por último, fios de aço inoxidável convencionais²⁴.

Surpreendentemente, apesar da "superioridade", em termos de propriedades mecânicas, das novíssimas ligas que apresentam titânio em sua composição (NiTi superelástico e termoativado), ter sido demonstrada experimentalmente²⁴, através de ensaios de tração, e, clinicamente, em casos que apresentem apinhamento de severo a moderado⁶³, diversos autores, dentre eles Kusy e Dilley³⁷; Jones, Staniford e Chan²⁶; Evans, Jones e Newcombe²¹ e Quintão⁴⁹, concluíram em seus estudos que, clinicamente, os fios de aço inoxidável multifilamentados se comparam favoravelmente às novas ligas de NiTi, apresentando propriedades mecânicas similares com resultados clínicos também similares em termos de alinhamento e nivelamento dentário. Citam, ainda, que os resultados clínicos são tão contraditórios em relação aos laboratoriais em virtude das variações metabólicas individuais frente ao movimento dentário, da amarração dos arcos e dos baixos níveis de força e deformação de ativação observados clinicamente, fatores principais responsáveis pela inabilidade dos fios de NiTi superelásticos e termoativados em demonstrar sua "superioridade" clínica^{21,50}. Além disso, esses autores afirmaram que fisiologicamente, as forças devolvidas por ambos os fios eram clinicamente desejáveis, apresentando pouco risco à saúde dos tecidos de suporte e questionaram se a performance clínica das novas ligas de titânio justificariam seu alto custo^{21,26,27,37,50}, apesar de existirem, no mercado, fios trançados de aço do tipo coaxial (exemplo: Respond®- Ormco) de custo próximo ao dos fios de níquel-titânio termoativados, sendo o baixo custo dos fios de aço trançados restringidos aos que possuem três filamentos, cujo "custo de tempo" é aumentado pela necessidade do contorneamento.

Em suma, a idéia de que os fios trançados podem ser equiparados aos de níquel-titânio pa-

rece digna de destaque, embora a literatura não apresente, ainda, uma clara distinção entre ambos. Dessa forma, embora alguns autores^{21,26,37,50} relatem trabalhos demonstrando resultados equiparáveis entre estes dois tipos de fios ou com melhor desempenho dos de aço trançados, outros⁶³ exibem superioridade de resultados com a aplicação dos fios de níquel-titânio.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Indicações de emprego dos diferentes fios ortodônticos

Quando os fios de aço inoxidável constituíam-se numa das únicas opções para todas as etapas do tratamento, apenas a variação no calibre do fio pré-determinava a variação na rigidez do aparelho. Atualmente, com o advento de novas ligas, tornou-se possível alterar a rigidez total de um aparelho ortodôntico, mantendo-se constante o calibre e a secção transversal dos fios empregados, de maneira que uma vasta combinação de diferentes magnitudes de força possam ser produzidas a partir de fios de mesmo calibre com diferentes módulos de elasticidade¹³.

Nas décadas de 80 e 90, uma grande variedade de fios ortodônticos foi disponibilizada no mercado. Estes fios, por sua vez, possuíam um amplo espectro de propriedades mecânicas que davam versatilidade ao tratamento ortodôntico, de maneira que o uso apropriado dos diversos tipos de ligas, comercialmente, disponíveis proporcionava maior conforto para os pacientes, com redução do tempo de cadeira e duração do tratamento. Atualmente, o uso restrito dos fios de aço inoxidável durante todas as etapas do tratamento, do início ao fim, é indicado em, apenas, poucos casos. Ao invés disso, torna-se vantajoso explorar todas as propriedades desejáveis de um certo tipo de liga em particular, especialmente, selecionada para satisfazer às demandas presentes em uma dada situação clínica²⁸.

Kusy e Greenberg³⁴ 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, onde grande movimentação dentária é necessária, arcos de níquel-titânio 0,016", com comportamento semelhante aos arcos multifilamentados 0,0175" devam ser os fios de escolha por apresentarem recuperação elástica e resiliência superiores e proporcionarem maior controle de movimento dentário que os arcos de aço comuns de calibre muito reduzido (ex: 0,014"). Além disso, estes autores indicam que as ligas de aço multifilamentadas comparam-se favoravelmente às ligas de titânio, podendo se constituir em uma alternativa viável para as mesmas, de custo mais elevado, existentes no mercado.

Para os estágios intermediários do tratamento ortodôntico, nos quais loops para fechamento de espaço, dobras do tipo gable e fixação 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, onde torque e controle de movimento dentário são necessários, a formabilidade e a rigidez das ligas de aço inoxidável e cromo-cobalto, muito superiores às das ligas de titânio, fazem destas as ligas de eleição. Em adição, a baixa fricção braquete-fio das ligas de aço e cobalto-cromo sugerem sua indicação onde deslizamento do braquete sobre o fio é necessário para a produção de movimento dentário³⁴.

Kusy e Greenberg³⁴ afirmam que a utilização das ligas de NiTi em todas as fases do tratamento ortodôntico, em virtude de suas propriedades mecânicas favoráveis, seria tão ingênuo e errôneo quanto a utilização irrestrita das ligas de aço inoxidável, simplesmente, pelo seu baixo custo; a do beta-titânio, simplesmente, pela sua formabilidade ou a do cobalto-cromo, simplesmente, pela ampla variedade de têmperas disponíveis. Eles afirmam que os fios devem ser considerados não apenas pelos seus méritos individuais, mas também pela

comparação e associação com outras alternativas viáveis para uma dada situação e necessidade clínica³⁴.

Torna-se de fundamental importância ressaltar que a evolução tecnológica na manufatura dos fios ortodônticos deve ser acompanhada por uma evolução na produção dos braquetes, já que apesar de serem capazes de gerar forças suaves, constantes e fisiológicas, os arcos de NiTi superelásticos e termoativados não possuem formabilidade, ou seja, devem ser utilizados juntamente com braquetes pré-torqueados e pré-angulados, onde dobras de 1ª e 3ª ordem são desnecessárias. Torna-se inviável e ilógico a inserção de arcos de NiTi em braquetes não pré-ajustados, principalmente, em estágios intermediários e de finalização de tratamento ortodôntico, já que todas as dobras de 1ª, 2ª e 3ª ordem realizadas, anteriormente, em arcos de aço inoxidável convencionais seriam perdidas.

Dentre as vantagens da utilização das novas ligas de NiTi em braquetes pré-ajustados, pode-se citar:

- Redução na perda de controle de movimento dentário, graças à possibilidade de inserção de fios de maior calibre e menor rigidez, que preenchem o máximo possível os slots, minimizando inclinações, torques e alterações em altura indesejáveis. Como exemplo, um arco de aço inoxidável de 0,012", com rigidez superior a um 0,018" de NiTi, não atinge o mesmo nivelamento dentário que o último devido à folga entre o arco e o slot.
- Eficiência na utilização da técnica multi-braquete graças à maior flexibilidade das novas ligas de NiTi e facilidade de amarração ao fundo de todos os slots de todos os dentes mal-alinhados, possibilitando maior correção das rotações, em menor tempo e com menor força.
- Alteração compensatória de colagem com o intuito da não necessidade de realização

de dobras nos arcos. Como exemplo, durante o nivelamento de uma curva de Spee severa nos casos de mordida profunda ou na criação de uma curva de Spee normal em casos de mordida aberta, mudanças nas alturas das colagens substituem a incorporação de curvas de Spee amplas ou reversas nos próprios arcos ortodônticos.

- Os fios retangulares têm sido tradicionalmente reservados para os estágios de finalização do tratamento ortodôntico. Os novos fios de NiTi superelásticos retangulares, como, por exemplo, o Neo Sentalloy®, entretanto, liberam níveis suaves e constantes de força podendo ser utilizados, inclusive, nos estágios iniciais do tratamento. Com isso, controle tridimensional do movimento dentário pode ser efetuado, incluindo, simultaneamente, ao nivelamento e alinhamento dentário, o movimento de torque^{40,59}. Viazis⁵⁹ afirma que os arcos de níquel-titânio retangulares são capazes de substituir todos os arcos redondos ou retangulares de aço inoxidável, usualmente, empregados durante o tratamento ortodôntico, com exceção aos de finalização e aos de coordenação. Cita, ainda, que o controle de torque proporcionado pelos arcos retangulares em início de tratamento, aumenta, significativamente, a estabilidade do caso no período de pós-contenção.

Todavia, nem sempre todos os objetivos oclusais do tratamento ortodôntico são alcançados apenas com braquetes pré-ajustados e arcos lisos, sendo necessárias dobras em arcos que possuam formabilidade para se atingir resultados ideais. As principais razões pelas quais os atuais aparelhos pré-ajustados não atingem posicionamentos dentários ideais com o uso de fios lisos são:

- Posicionamento incorreto dos braquetes: Devido ao abaulamento das superfícies dentárias tanto no sentido méso-distal (M-D) quanto no ocluso-gengival (O-G),

deslocamento dos braquetes durante a colagem, no sentido M-D, é fator predisponente de rotações dentárias, enquanto que alterações no plano O-G predispoem em variações na altura e torque dos dentes. Além disso, braquetes colados fora do longo eixo resultam em variações nas inclinações. Todas essas alterações no posicionamento dos braquetes durante a colagem podem ser reduzidas pelos procedimentos de colagem indireta.

- Irregularidades anatômicas, tais como variações na superfície vestibular dos dentes, alterações morfológicas das coroas e dilatações radiculares, exigem variações no parâmetro das inclinações, torque, rotações e alturas.
- Variações nas relações vertical e ântero-posterior entre a maxila e mandíbula exigem adaptações no posicionamento dos incisivos superiores e inferiores padronizado pelos braquetes pré-ajustados. Em padrão esquelético de Classe III, os incisivos superiores estão mais projetados e os inferiores estão mais retroinclinados por compensações fisiológicas. Se procedimento cirúrgico não fizer parte do plano de tratamento, a inserção de arcos retangulares lisos em braquetes pré-ajustados irá de encontro aos objetivos do tratamento. Da mesma forma, em padrão esquelético de Classe II, com os incisivos superiores mais verticalizados e inferiores mais projetados, a inserção de arcos retangulares lisos sem dobras compensatórias, em braquetes pré-ajustados, aumentaria o "overjet" contrariando os objetivos do tratamento. Sendo assim, o conceito de um único aparelho que se ajusta a todos os casos desafia a variação biológica normal entre os pacientes ortodônticos.
- Distância entre o ponto de aplicação da força e centro de resistência do dente, com produção de forças adicionais, como, por exemplo, as de inclinação e rotação observadas durante o fechamento do espaço das extrações e os torques lingual e vestibular de raiz, associados, respectivamente, aos movimentos de protrusão e intrusão, e retração e extrusão de incisivos. Apesar da existência de braquetes anti-inclinações e anti-rotações específicos para este problema, as forças adicionais nunca são completamente eliminadas.
- Folga fio-slot: Apesar da possibilidade de utilização de arcos de NiTi superelásticos e termoativados de calibre mais elevado que os de aço inoxidável em estágios iniciais do tratamento ortodôntico, graças ao seu baixo módulo de elasticidade, defeitos de fabricação resultam em slots 0,018", com variação entre 0,0182" e 0,0192" e slots 0,022" variando entre 0,022" e 0,023". Da mesma forma, fios de calibre 0,018" possuem geralmente 0,0178". Como resultado, fios 0,018" X 0,025" em slots 0,018" e fios 0,021" X 0,025" em slots 0,022", apresentam três graus de liberdade de torque em cada direção ou seis graus de liberdade de torque total, causando algum grau de perda de controle de movimento, mesmo com arcos mais espessos e menos rígidos.
- Excessivo torque palatino de raiz: a maioria dos braquetes pré-ajustados apresentam excessivo torque palatino de raiz nos dentes anteriores superiores, fornecendo um adequado torque lingual para os movimentos de retração quando utiliza-se arcos que não preencham completamente o arco. Isto compensa a liberdade dentro do slot, mas somente durante os movimentos de retração. Braquetes com estes excessivos torques linguais, entretanto, são incapazes de produzir torque vestibular de raiz durante movimentos de protrusão sem utilizar um extenso torque reverso no arco.

A fabricação do aparelho pré-ajustado requer um planejamento antes da colocação dos braquetes aos dentes. O momento mais indicado para este planejamento é durante a formulação do plano de tratamento juntamente com toda a documentação ortodôntica do paciente. Movimentos dentários individuais devem ser determinados para se atingir os objetivos do tratamento, portanto, a individualização de inclinação, torque, rotação e altura para cada braquete deve ser realizada tanto nos procedimentos de colagem direta quanto indireta.

É óbvio que a ciência de fabricação dos atuais aparelhos pré-ajustados não resolvem todas estas variações anatômicas e biológicas nem as deficiências mecânicas. Ainda é necessário que os ortodontistas usem sua capacidade e senso artístico para realizar dobras de 1^a, 2^a e 3^a ordem nos arcos a fim de produzir determinados movimentos dentários. Entretanto, a quantidade de dobras é substancialmente inferior àquelas realizadas nos aparelhos que utilizam braquetes não pré-torqueados e não pré-angulados.

Enviado em: Maio de 2002
Revisado e aceito: Novembro de 2002

Orthodontic Wires: mechanical properties and clinical applicability

Abstract

Although there is a small number of alloys used for orthodontic wire production, many brands are shown, which difficults the choice for the wire that best fits the situation and costs less. Marketing over the considered "superior" wires (shape memory and superelastic nickel-titanium) highlight their best results regarded to their mechanical properties. In order to choose the proper wire, it is important for the orthodontist to understand the material properties. Based on definition and comparison of mechanical properties, through literature review, it was concluded that, for aligning and leveling phases, superelastic or thermoactivated nickel-titanium and multistranded wires should be the chooser ones. For intermediate treatment phase, beta-titanium wires should be elected. For finishing steps, conventional stainless steel wires would be a good option. It is still suggested that, though the new nickel-titanium wires have shown better results in laboratorial tests, they are similar to the multistranded ones clinically compared which are less expensive.

Key words: Orthodontic wires. Mechanical properties. Superelasticity. Shape memory effect.

REFERÊNCIAS

1. 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. 1373-1375, 1971.
2. ANDREASEN, G. F.; BRADY, P. R. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for Orthodontics. **Angle Orthod**, Appleton, v. 42, no. 2, p.172-177, Apr. 1972.
3. ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 73, no. 2, p.142-451, Feb.1978.
4. ANDREASEN, G. F.; BIGELOW, H.; ANDREWS, J. G. 55 Nitinol wire: Force developed as a function of "elastic memory". **Austr Dent J**, Sydney, v. 24, no. 3, p. 146-149, June 1979.
5. ANDREASEN, G. F. 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. 528-537, 1980.
6. ANDREASEN, G. F.; AMBORN, R. Aligning, leveling and torque control- A pilot study. **Angle Orthod**, Appleton, v. 59, no. 1, p. 51-60, 1989.

7. ASGHARNIA, M. K.; BRANTLEY, W. A. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 89, no. 3, p. 228-236, Mar. 1986.
8. BAGGIO, P. E. **Estudo do atrito produzido por brackets e fios de diferentes composições em simulador**. 1997. Tese. (Doutorado em Ortodontia)-Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1997.
9. BARROWES, K. J. Archwire flexibility and deformation. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 16, p. 803-811, Dec. 1982.
10. BISHARA, S. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, Appleton, v. 65, no. 2, p.117-122, 1995.
11. BURSTONE, C. J. Biomechanics of the orthodontic appliance. In: GRABER, T. M. **Current Orthodontic concepts and techniques**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1969. cap. 3, p. 160-169.
12. BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, J. Beta Titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 77, no. 2, p. 121-132, Feb. 1980.
13. BURSTONE, C. J. Variable-modulus orthodontics. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 80, p. 1-15, July 1981.
14. BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 87, p. 445-452, 1985.
15. CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. Advanced chinese Niquel-Titânio alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod**, Appleton, v. 62, p. 59-66, 1992.
16. 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**, Copenhagen, v.1, p. 12-19, 1998.
17. COHEN, M.; OLSON, G. B.; CLAPP, P.C. On the Classification of Displacive Phase Transformations In: INT CONF ON MARTENSITIC TRANSFORMATION – ICOMAT, 1979, Cambridge. **Abstracts**...Cambridge: Gregory B. Olson, 1979, p. 1.
18. DRAKE, S. R.; WAYNE, D.M.; POWER, J. M.; ASGAR, K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending and torsion. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 82, no.3, p. 206-210, Sept. 1982.
19. EVANS, T. J. W.; DURNING, P. Orthodontic products update. Aligning archwires, The shape of things to come? A forth and fifth phase of force delivery. **Br J Orthod**, London, v. 23, no. 3, p. 269-275, Aug.1996.
20. EVANS, T. J. W. **A clinical comparison & performance perspective of three aligning archwires**. 1996. 151 f. Tese (Magistrado em Ciência Dentária)-Faculdade de Odontologia, Universidade de Wales, Cardiff, Gales, 1996.
21. EVANS, T. J. W.; JONES, M. L.; NEWCOMBE, R.G. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 114, no. 1, p. 32-39, July 1998.
22. FILLMORE, G. M.; TOMLINSON, J. L. Heat treatment of cobalt chromium alloy wire. **Angle Orthod**, Appleton, v. 46, no. 2, p. 187-195, Apr. 1976.
23. GOLDBERG, J.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. **J Dent Res**, Chicago, v. 58, no. 2, p. 593-600, Feb.1979.
24. GRAVINA, M. A. **Propriedades mecânicas de ligas de níquel-titânio e de aço obtidas a partir de ensaio de tração**. 2001. 114 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização)-Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2001.
25. HONEYCOMBE, R.W. K. **Steels**: microstructure and properties. London: Edward Arnold, 1996.
26. JONES, M. L.; STANIFORD, H.; CHAN, C. Comparisons of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 24, p. 611-613, Oct. 1990.
27. JONES, Malcolm; CHAN, Clement. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment : a randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v.102, no. 4, p. 373-381, Oct. 1992.
28. KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 96, p.100-119, Aug.1989.
29. KAPILA, S.; REICHHOLD, G. W.; ANDERSON, R. S.; WATANABE, L.G. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 100, no. 5, p. 428-435, Nov. 1991.
30. KERUSUO, H.; MOE, G.; KLEVEN, E. In vitro release of nickel and chromium from different types of simulated orthodontic appliances. **Angle Orthod**, Appleton, v. 65, no. 2, p.111-116, 1995.
31. KHIER, S.; BRANTLEY, W.; FOURNELLE, R. Bending properties of superelastic and non superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 99, no. 4, p. 310-318, Apr.1991.
32. KOHL, R. W. Metallurgy in orthodontics. **Angle Orthod**, Appleton, v. 34, no. 1, p. 37-52, Jan.1964
33. KUSY, R. P. Comparison of Nickel-titanium and Beta-Titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire material. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 79, no. 6, p. 625-629, June 1981.
34. KUSY, R. P.; GREENBERG, A. R. Comparison of the elastic properties of Nickel-titanium and Beta-titanium arch wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 82, no.3, p. 199-205, Sept.1982.
35. KUSY, R. P.; STUSH, A. M. Elastic property ratios of Titanium alloyed orthodontic arch wires. **J Dent Res**, Chicago, v. 65, p. 748, June 1986.
36. KUSY, R. P.; STEVENS, L. E. Triple-stranded stainless steel wires – evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloys alternatives. **Angle Orthod**, Appleton, v. 57, no. 1, p.18-32, Jan. 1987.
37. KUSY, R. P.; DILLEY, G. J. Elastic properties ratios of a triple-stranded stainless steel archwire. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 57, p. 18-32, 1987.
38. KUSY, R. P. The future orthodontic materials: the long term view. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 113, no.1 p. 91-95. Jan. 1998.
39. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the japonese Niquel-Titânio alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 90, no.1, p.1-10, July 1986.
40. MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of super-elastic Ni-Ti rectangular wires. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 24, no. 9, p. 544-548, Sept.1990.
41. MOHLIN, B.; MÜLLER, H.; ODMAN, J.; THILANDER, B. Examination of chinese Ni-Ti wire by a combined clinical and laboratory approach. **Eur J Orthod**, London, v. 13, no.1, p. 386-391, Feb. 1991.
42. NAKANO, H. et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 115, no. 4, p. 390-395, Apr.1999.
- 43 - INTRODUCTION to shape memory and superelasticity: understanding the phenomena of the shape memory effect and superelasticity. Disponível em: <<http://www.sma-inc.com./SMAandSE.html>>. Acesso em: 8 fev. 1999.
44. O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. **An outline of dental materials and their selection**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1973.
45. O'BRIEN, K.; LEWIS, D.; SHAW, W.; COMBE, E. A clinical trial of aligning archwires. **Eur J Orthod**, London, v.12, no.1, p. 380-384, Feb. 1990.
46. PARK, H. Y.; SHEATER, T. R. In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 84, no. 2, p. 156-159, Aug. 1983.
47. PERKINS, J.; HODGSON, D. **The two-way shape memory effect**. New York: Plenum Press, 1975.
48. PROFFIT, W. **Contemporary orthodontics**. St. Louis: C. V. Mosby, 1986.
49. QUINTÃO, C. C. A. **Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaio de tração**. 1987. 143 f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia)-Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1987.

50. QUINTÃO, Cátia C. A. **Fios utilizados em fase inicial de tratamento ortodôntico: propriedades mecânicas e desempenho clínico.** 2000. 175 f. Tese. (Doutorado em Ortodontia)-Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2000.
51. ROCK, W. P.; WILSON, H. J. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. **Br J Orthod**, London, v. 15, no. 4, p. 255-259, Nov. 1988.
52. SOUZA, S. A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos.** 3. ed. São Paulo: E. Blücher, 1974.
53. STEINER, C. Power storage and delivery in orthodontic appliances. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 39, p. 859-880, 1953.
54. SUTOW, E. J.; LOBB, W. K.; JONES, W. D.; ZED, C. M. Localized corrosion susceptibility of orthodontic bracket/archwire combinations. **J Dent Res**, Chicago, v. 73, p. 414, 1994. Special issue.
55. THUROW, R. C. **Edgewise Orthodontics.** 3rd ed. St. Louis: C. V. Mosby, 1979.
56. TONNER, R. I. M.; WATERS, N. E. The characteristics of superelastic Ni-Ti wires in three point bending. Part I.: the effect of temperature. **Eur J Orthod**, London, v. 16, no. 1, p. 409-419, Feb. 1994.
57. VAN HUMBEECK, J.; CHANDRASEKARAN, M.; DELAEY, L. Shape memory alloys: materials in action. **Endeavour**, London, v.15, no. 4, p.148-154, 1991.
58. VAN VLACK, L. H. **Princípios da ciência dos materiais.** São Paulo: E. Blücher, 1970. cap. 1.
59. VIAZIS A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. **J Clin Orthod**, Boulder, v. 25, no. 6, p. 370-374, June 1991.
60. WATERS, N. E.; STEPHENS, C. D.; HOUSTON, W. J. B. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires. Part I. **Br J Orthod**, London, v. 2, no.1, p.15-24, Jan. 1975.
61. WATERS, N. E. Orthodontics products update- Superelastic nickel-titanium wires. **Br J Orthod**, London, v. 19, no. 4, p. 319-322, Nov. 1992.
62. WEST, A. E. **A clinical comparison of two initial aligning archwires.** 1992. 132 f. Tese (Master)-University of Wales, Department of Child Dental Health, Wales, 1992.
63. WILKISON, P. D. et al. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 121, no. 5, p. 483-495, May 2002.

Endereço para correspondência

Marco Abdo Gravina - Av. Barão do Rio Branco, 2595 - Salas 1203/1204 - Juiz de Fora - MG. Brasil.
Cep: 36016-311 - email: cquintão@artnet.com.br