A Utilização de Fios Metálicos em Ortodontia

The use of wires in orthodontic

Eduardo Silveira Ferreira*
Carlos Alberto Mundstock**
Cândida Maria Müller***

RESUMO

Este trabalho tem por objetivo realizar uma revisão dos conhecimentos existentes sobre os fios metálicos utilizados na especialidade de ortodontia. Serão abordadas as principais características dos diferentes materiais, propriedades, indicações, vantagens e desvantagens das ligas. A grande variedade de fios à disposição do ortodontista deixa, muitas vezes, dúvidas na escolha do melhor material a ser empregado. Fios de aço inoxidável, de níquel-titânio, beta-titânio, coaxiais, superelásticos, entre outros, possuem características e aplicações clínicas específicas, e devem ser corretamente utilizados.

UNITERMOS

Fios ortodônticos, ligas de níquel, cromo, movimento dentário.

SUMMARY

The objetive of this study is to make a revision of the existing knowledge on metallic wires used in orthodontics. The principal characteristics of different materials will be approached such as generalities, proprieties, indications, advantages and disadvantages of each lead. The great variety of wires available to the orthodontist, several times leads to doubts in the choice of the best material to be used. Stainless-steel wires, nickel-titanium, betha-titanium, coaxial, superelastic, among others, have specific characteristics and clinical aplications and must be used correctly.

KEYWORDS

Orthodontic wires, nickel, chrome alloy, tooth movement.

Introdução

Na ortodontia, a aplicação correta das forças tem um papel fundamental para que ocorra o movimento dos dentes. Biologicamente, esta força deve ser capaz de proporcionar o aparecimento das reações histológicas de aposição e absorção óssea, que são responsáveis pelo movimento dentário. Este movimento é resultante da aplicação de forças aos dentes através de fios metálicos, que encontram-se ligados aos aparelhos ortodônticos removíveis ou fixos.

Os fios metálicos possuem "memória", isto é, quando deformados, desde que respeitando seu limite de elasticidade, podem retornar à sua configuração original. Durante este ato, os materiais armazenam energia potencial que será transformada em energia cinética, à medida que o material retorna a sua posição original, levam consigo o dente ao qual está ligado.

O procedimento ideal de se movimentar um dente fisiologicamente é quase impossível clinicamente. Entretanto, quanto mais a força aplicada se desvia do ideal teórico, mais suscetíveis a processos patológicos

* Professor Assistente da Disciplina de Ortodontia da UFRGS. Mestre em Ortodontia pela UFRJ.
** Professor Adjunto da Disciplina de Ortodontia da UFRGS. Mestre em Odontologia pela UFRGS.
*** Aluna Interna da Disciplina de Ortodontia da UFRGS.

estarão os dentes e as estruturas anexas.[12, 25]

No passado, como relata Burstone,[5] o método para se controlar a magnitude de um aparelho ortodôntico era o de variar a dimensão da secção transversa dos fios utilizados. Acrescenta, ainda, que é possível variar também o material, mantendo as mesmas dimensões. O que falta, todavia, é um meio simples que facilite a seleção do fio, em termos práticos.

Cabe ao profissional eleger cuidadosamente as forças de que necessita para realizar o seu trabalho. Isto fica na dependência especialmente dos fios ortodônticos com suas propriedades elásticas.

A diversidade dos fios metálicos em ortodontia é considerável, tem-se fios de uso em laboratório (para confecção de grampos, molas e arcos em aparelhos removíveis), fios de grosso calibre que compõem os aparelhos externos (por exemplo, o aparelho extrabucal) e fios que atuam diretamente nos suportes ("brackets") dos aparelhos fixos.

Este trabalho tem como objetivo orientar para o uso dos diversos fios, mais especificamente os utilizados no meio bucal, em relação às suas características e propriedades em ortodontia.

Revisão da Literatura

Apesar das ligas de ouro, num determinado momento, terem sido amplamente utilizadas, com o surgimento do aço inoxidável, tornou-se o material de escolha na ortodontia, devido às propriedades de rigidez, resiliência e formabilidade, além dos fatores econômicos. Na década de 40, o aço inoxidável passou a substituir as ligas de ouro, sendo a liga de primeira eleição para fios ortodônticos. [1, 7]

A liga de cromo-cobalto foi desenvolvida pela "Elgin Watch Company" para ser utilizada na fabricação de molas para relógios, e em seguida passou a ser usada como liga para a fabricação de fios ortodônticos.[10]

No início dos anos 60, surgiram as ligas de titânio, pesquisadas e desenvolvidas pelo Laboratório Naval Americano. [3] Entretanto, a primeira liga de níquel-titânio utilizada ortodonticamente foi introduzida por Andreasen.[2] Este autor e seus colaboradores foram atraídos pelas propriedades inerentes a esta liga, tais como o alto limite elástico e o baixo módulo de elasticidade.

Cucalon,[9] em 1965, considerou fascinante a evolução da ortodontia até aquela época. Afirmou ser o uso de forças leves e contínuas o principal objetivo de vários aparelhos.

As ligas de NiTi são investigadas e desenvolvidas desde 1960 por William Buehler. O nome da liga corresponde aos elementos que compõem a liga (níquel e titânio). Tem sido reportado que essa liga tem uma propriedade incomum, chamada de memória de forma. [3]

Memória de forma é o fenômeno em que a liga muda de forma suave e prontamente, mas pode ser reformada para a configuração original quando submetida a tratamento térmico específico.

Como resultado disso estabeleceu-se que a liga de NiTi tem excelente elasticidade, propriedades superelásticas e alta resistência à corrosão.

Em 1980, surgiu no mercado a liga de beta-titânio, considerado o mais novo material a ser introduzido na especialidade de ortodontia. Trata-se de uma liga que utiliza uma forma de titânio dita de "alta temperatura". [6]

Em 1985, apareceu na China outra liga de níquel-titânio, desenvolvida especialmente para aplicações ortodônticas, pelo Dr. Hua Chemg e colaboradores, conhecida por "Chinese Ni Ti", conforme relataram Burstone e colaboradores. [9]

O NiTi termodinâmico foi testado em 1980, mas somente foi introduzido comercialmente para uso na ortodontia nos últimos anos. Resumidamente, este fio pode retornar para a sua forma previamente estabelecida quando aquecido para o intervalo de temperatura de transição de suas fases martensítica para austenítica. Esta mudança na forma nos fios de NiTi poderia ser usada para aplicar forças nos dentes e movimentá-los. [19, 20]

A "Furukawa Eletric Co." do Japão produziu um tipo novo da liga de NiTi japonesa, que possuía as três propriedades desejadas pelos ortodontistas: excelente elasticidade, memória de forma e superelasticidade. [19]

A partir dos fios das ligas NiTi japonesas, as ligas de NiTi e os fios de NiTi convencionais começaram a ser desenvolvidos para alcançar as propriedades desejadas. A liga de NiTi passaria a ser apresentada em duas formas de fio, o NiTi superelástico e o NiTi termodinâmico. [2] O primeiro foi introduzido por Andreasen[1] em 1972 e trouxe algumas vantagens quando comparado com os fios de aço, exercia uma força leve e constante quando defletido relativamente sobre grandes distâncias, com a mínima deformação, e também reduzia o número de arcos necessários para o alinhamento dos dentes.

O método usual para regular a magnitude de força em um aparelho ortodôntico é variar as dimensões de secção transversa do fio utilizado. Os arcos com fio de menor secção transversa são usados para forças leves e os fios de maior secção reta para as forças pesadas. Lopez e colaboradores propuseram um método através do qual afirmaram ser possível variar o material, mantendo semelhantes as secções transversas e obtendo ótimo controle do movimento dentário (Fig. 1).[17]

Alguns conceitos básicos das propriedades dos metais, como, por exemplo, o módulo de elasticidade, a resiliência e a flexibilidade, devem ser revisados neste momento para o entendimento da aplicação dos fios como meio de obtenção dos movimentos ortodônticos.

O módulo de elasticidade é a medida de rigidez do material; quanto maior for o módulo de elasticidade, menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma tensão e mais rígido será o material. O módulo de elasticidade é uma das propri-edades mais constantes de um metal e, como essas forças são constantes para cada

estrutura que apresenta o metal, este permanece constante. [22]

O módulo de elasticidade pode ser definido como a tensão sobre a deformação. O resultado varia em uma constante dentro do limite de elasticidade. [22]

A resiliência é a energia necessária para deformar um material no limite proporcional ou elástico. Em outras palavras, é a capacidade de um metal de desenvolver energia quando deformado elasticamente, é feita pelo módulo de resiliência, que é a energia de deformação por unidade de volume, necessária para tencionar o metal da origem até a tensão do limite de proporcionalidade. [22]

A flexibilidade está comparada com a rigidez do material, onde quanto mais rígido o material menos flexível ele é, ou seja, a flexibilidade é inversamente comparada à rigidez. Esta propriedade deve ser imposta para os metais utilizados em ortodontia, especialmente os fios ortodônticos. [22]

Durante o tratamento ortodôntico, a técnica exige cuidados em determinados detalhes como os que estão expostos a seguir.

A seleção do fio deve ser baseada inicialmente na razão carga/deflexão requerida no aparelho. Secundariamente, depende da magnitude das forças e momentos requeridos. O grande motivo pelo qual os ortodontistas devem selecionar determinado fio é a dureza do mesmo ou sua razão carga/deflexão. Numa técnica de troca de arcos, em certas circunstâncias, pode-se começar com um fio 0.014 polegadas, que defletido em torno de 2 mm daria a força desejada. Depois do dente ter sido movimentado 1 mm, este poderia ser trocado por um fio 0.016 polegadas, que daria quase a mesma força com 1 mm de ativação. [4, 33]

Para reduzir a razão carga/deflexão em determinado segmento, pode-se adicionar fio através da confecção de alças e/ou hélices e aumentar a distância entre os "brackets". Dentre os limites práticos da cavidade oral, seria mais interessante aumentar a distância entre os "brackets" do que reduzir a espessura do fio. [16]

Os fios iniciais para o alinhamento devem liberar forças leves e contínuas para produzir movimento dentário de inclinação mais eficiente. Os fios de alinhamento inicial requerem uma combinação de esforço excelente, boa elasticidade e uma longa amplitude de ação. [30]

À medida que a espessura do fio aumenta, o espaço dentro da canaleta diminui juntamente com a elasticidade. Por isso no alinhamento deve-se escolher o fio mais fino que tenha resistência adequada. Quando fios múltiplos de mesmo diâmetro são usados, a resistência é somada enquanto a elasticidade é relativamente inafetada.[16]

As três melhores possibilidades para arcos de alinhamentos são os fios únicos de aço com alças, os fios multitorcidos e coaxiais e os fios de níquel-titânio.

Fios de aço inoxidável com alças: As maiores indicações para os arcos com alças são: retração independente dos caninos antes do alinhamento de incisivos severamente apinhados e também apinhamento severo localizado de maneira que é necessário maior flexibilidade em determinada área. [21]

Uma escolha excelente para o sistema de "bracket" 0.022 polegadas é o fio de aço 0.014 polegadas, incorporando alças quando necessário. Um fio de aço 0.014 polegadas com alças tem duas vantagens significantes sobre um fio 0.016 polegadas com alças: (1) a maior desobstrução numa fenda de "bracket" permite desli-zamento mais fácil, e (2) o diâmetro menor do fio torna possível usar menos e menores alças do que seria necessário com um fio 0.016 polegadas. No sistema de "bracket" 0.018 polegadas os princípios são os mesmos, observando apenas que os arcos iniciais devem ter espessuras ainda menores.

É importante que as alças não sejam muito longas oclusogengivalmente. Mantendo a altura das alças entre 5 e 6 mm elas ficam, curtas o suficiente para impedir quase todos os problemas como a invasão na gengiva ou irritação dos lábios. Alças com uma altura vertical maior, muito provavelmente, serão problemáticas. [21]

Fios multitorcidos: No sistema de "brackets" 0.022 polegadas, há ótima desobstrução para um fio 0.0175 polegadas torcido, e essa é uma escolha excelente para um fio inicial de alinhamento. Apesar de também poder ser usado um fio 0.0195 polegadas torcido, esse fio é indesejavelmente mais rígido e a combinação de sua superfície irregular e pequena desobstrução impede o deslizamento tão livremente quanto possa ser desejável.

Fios coaxiais: Uma outra forma de fio multitorcido, tem um fio central como núcleo e fios múltiplos enrolados ao seu redor, proporcionando maior qualidade e resistência ao material.

Fios de cromo-cobalto: Descrevendo o tratamento de diversos casos, Jarabak e Fizzel [13] recomendam que o alinhamento inicial seja realizado com fios cromo-cobalto 0.016 polegadas com múltiplas alças helicoidais.

Fios de beta-titânio (liga de tungstênio-molibdênio, TMA): O TMA tem um módulo de elasticidade intermediário entre o aço inoxidável e o NiTi (aproximadamente 0,4 do módulo de elasticidade do aço inoxidável). Pode ser defletido duas vezes mais que o aço inoxidável sem deformação permanente. Não é significantemente alterado pela colocação de dobras ou torção. Esses fios aceitam soldas sem grandes alterações em suas propriedades.

Fios de níquel-titânio: Ambos os fios 0.016 e 0.018 NiTi podem ser usados como fios iniciais, mas mesmo de NiTi os fios 0.018 polegadas são indesejavelmente rígidos. Com o NiTi 0.016 polegadas a desobstrução dentro do "bracket" de 0.022 polegadas, apesar de grande, não é suficiente para causar problemas clínicos. Sendo a dureza dos fios NiTi 0.0175 polegadas torcido e 0.016 polegadas de aço inoxidável quase semelhante, se torna de bom senso usar o fio torcido com o aparelho 0.022 polegadas, exceto em pacientes com apinhamento mais severo, onde a amplitude e esforço maiores do NiTi são úteis.

O fio 0.016 polegadas de níquel-titânio tem propriedades excepcionais de elasticidade e amplitude. O fio NiTi martensítico original tem muito pouca forma-bilidade, o que significa que o fio distorce apenas numa pequena distância além de seu limite elástico antes de se romper. Na prática clínica, os fios 0.016 polegadas de NiTi têm uma tendência a se romperem, enquanto que um fio de material diferente, apesar de pressionado além de seu ponto de ruptura de maneira que ele não seria ativo por muito tempo mais, iria permanecer intacto porém permanentemente distorcido.

Nos últimos anos, novos fios das ligas de NiTi têm sido lançados no mercado de materiais. Algumas das marcas possuem a superelasticidade. Esses novos fios da liga de NiTi surgiram a partir das ligas de NiTi japonesas e chinesas(Fig. 2).[19]

Os fios superelásticos de NiTi podem ser utilizados na ortodontia para confeccionar molas abertas e fechadas. E essas molas elásticas exibem propriedades superelásticas similares às propriedades dos fios das superligas de NiTi. A ativação dessas molas causa um rápido aumento na carga inicialmente, o qual retorna para uma carga constante sobre uma longa extensão, apesar do aumento de ativação. Quando a mola é desativada a carga decresce inicialmente e então permanece constante sobre uma longa extensão. Finalmente a mola retorna outra vez para a sua forma original. [20]

Assim como elas, os fios de NiTi podem ser plasticamente deformados na sua fase martensítica. Quando eles são aquecidos para temperaturas acima de sua temperatura de transição, a estrutura do cristal muda para a fase austenítica e o fio retorna para a forma prevista em que foi fabricado.

Além da memória de forma, apresentam uma propriedade não usual, a superelasticidade, sendo capazes de exercer um valor moderadamente constante de estresse/tensão durante a deformação sobre uma ampla extensão.

Discussão e Conclusões

Os arcos iniciais devem ser altamente flexíveis, exercer forças leves por longos períodos de tempo e apresentar a mínima distorção permanente. Com tal fio, os dentes mal alinhados seriam todos incluídos no aparelho e ocorreria movimento dentário ideal, com menor dano possível aos tecidos, menor descon-forto do paciente e menor tempo de cadeira.

É importante compreender que fios com baixo módulo de elasticidade, combinados com alta resiliência, auxiliam a transmissão de forças leves e contínuas, clinicamente desejáveis, e aumentam o tempo de trabalho. [11, 17, 29]

Burstone[5] salientou que outras propriedades são de grande importância e devem ser também observadas para seleção de um material, tais como boa resistência à corrosão e a suficiente ductilidade para não fraturar durante a manipulação e ser facilmente soldável. O fio deve ser altamente amoldável para ser facilmente contornável, dourado, e para que possa assumir formas e configuração complicadas, tais como alças, sem se fraturar.

Thurow [27] admitiu ser preciso discutir a respeito do tipo de força que deve ser utilizada no movimento dentário. Para o autor, pouco se sabe a respeito da força mínima necessária para a realização do movimento dentário, exceto que a mesma deve ser muito baixa. Certamente, a pressão de uma onça (28 gramas) seja mais do que adequada para movimentar a maioria dos dentes.

A efetividade clínica de tais forças é provavelmente mais dependente da ação de força no dente em si do que da resposta dos tecidos. Em geral, a maioria dos dentes, considerados individualmente, respondem favoravelmente à força ortodôntica entre 25 a 100 gramas. A extremidade mais baixa desta faixa é mais adequada para dentes menores. Caninos e molares necessitam de maior força por apresentarem maior área de ligamento periodontal. [23, 28]

Em 1953, Steiner[26] já advogava que os princípios da técnica "edgewise" poderiam, algum dia, ser aplicados com o uso de fios de ligas metálicas extremamente elásticas, com diâmetros menores do que os utilizados até então.

Quando uma força é aplicada, o arco de fio deve se comportar elasticamente sobre um período de semanas a meses. [21] Para executar estes objetivos, quatro tipos de fios de ligas estão disponíveis: aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio. Entre as ligas de NiTi, existem três divisões: uma liga convencional e duas ligas superelásticas, uma pseudoelástica e uma termoelástica.

O NiTi possui um módulo de elasticidade muito mais baixo e pode ser deformado cinco vezes mais do que fios de aço inoxidável e CrCo, mas o padrão tensão-força é quase similar aos fios de aço e CrCo. Isto revela que a superelasticidade dessas ligas mostram uma propriedade completamente diferente comparada com os demais fios. Os fios de NiTi convencionais têm excelente propriedade de elasticidade, mas não têm a propriedade essencial de superelasticidade. [19]

Estudos histológicos revelam que forças leves e contínuas são mais efetivas do que forças intermitentes pesadas. Comparando os fios das ligas de NiTi de trabalho duro, essas produzem forças leves e a menor quantidade de deformação, a carga e a deflexão são quase proporcionais, reduzindo a força quando o dente é movimentado. Já os fios da liga de NiTi japonesa proporcionam uma força contínua e leve por longo período durante a desativação [19].

Quanto ao tratamento térmico desses fios das ligas de NiTi superelásticas, Miura e colaboradores[19] afirmam que este pode produzir mudanças dramáticas nas propriedades mecânicas dos fios, ou seja, o comportamento de superelasticidade pode ser influenciado pela temperatura e o tempo, e que é difícil, mas possível controlar a temperatura martensítica, a qual revela o nível de atividade das propriedades supere-lásticas dos fios.

Usando o conhecimento de que o comportamento da superelas-ticidade pode ser influenciado pelo tempo e temperatura, é possível produzir uma

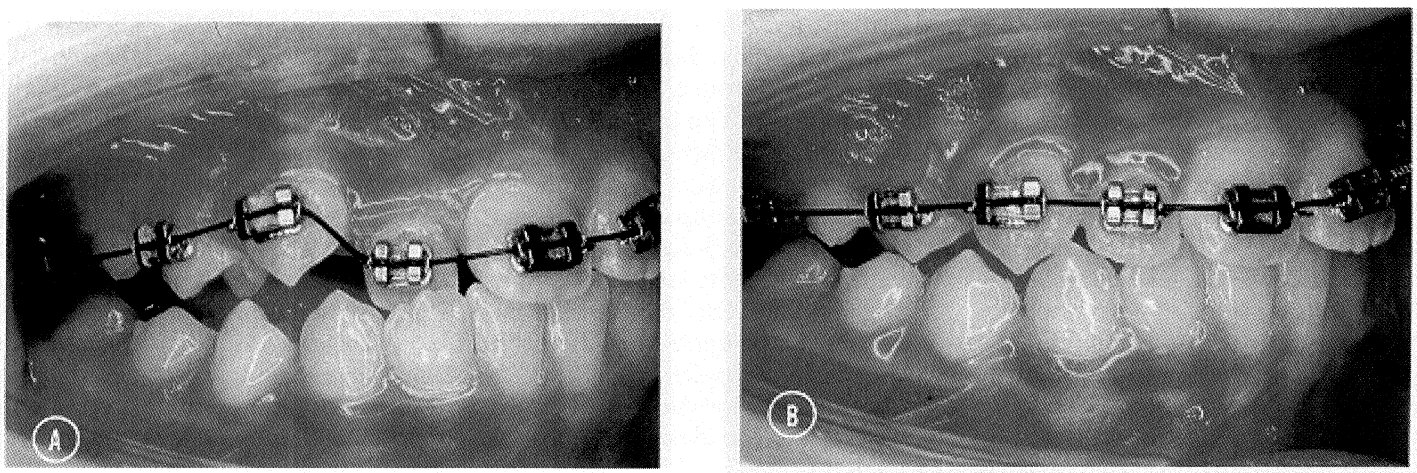


Figura 2: Arcos superelásticos de NiTi para alinhamento e nivelamento. [19]

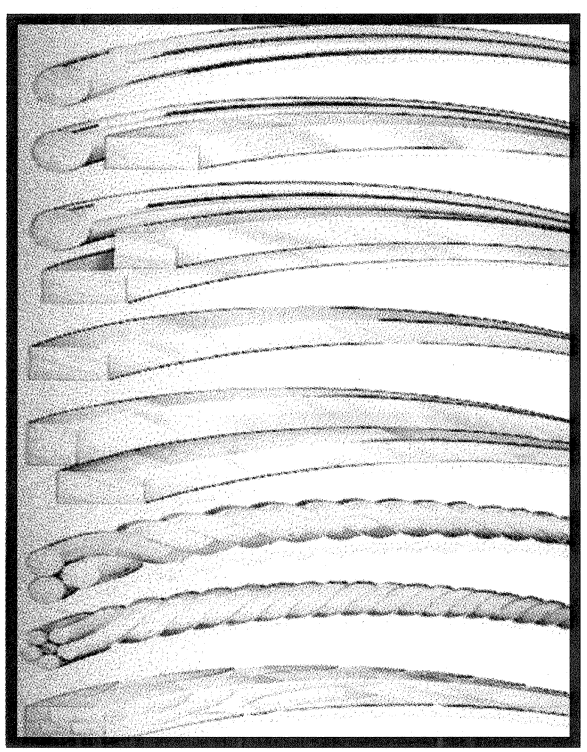


Figura 1: Diversos tipos e secções dos fios utilizados em ortodontia.
(catálogo Dentaurum, nº 4, ano 1993).

força individualizada em um arco pré-formado sem a confecção de qualquer dobra. É também possível modificar a quantidade de força ortodôntica em um segmento individualizado de um arco de fio, por aplicação controlada de calor com adequada temperatura e tempo. [19]

As diferenças nas propriedades de flexibilidade e resposta ao tratamento térmico para as marcas de fios superelásticos e não superelásticos são largamente atribuídas às proporções relativas das formas austeníticas e martensíticas de NiTi nas microestruturas das ligas. [18]

Kusy[14] relata em seu trabalho que para dois fios de mesmas dimensões (espessura) um de composição austenítica teria uma dureza inicial quatro vezes maior do que um fio com composição martensítica.

Watters[33] se preocupou em demonstrar em seu trabalho a deformabilidade elástica extraordinária dessas ligas para o alinhamento inicial de dentes posicionados grosseiramente de forma irregular.

Tonners e Watters [28] salientam a importância clínica do comportamento dos fios das superligas para a ortodontia. Esses fios das ligas de NiTi superelásticos podem produzir forças leves e moderadas e são capazes de grandes deflexões sem grandes deformações, concordando com o que outros autores[14,15,19] já afirmaram anteriormente sobre NiTi superelásticos. Sobre o intervalo de temperatura ocorrida na boca são capazes de aplicar uma força contínua de nível desejado, conseqüentemente, eles têm potencial para produzir uma força constante para um desalinhamento grosseiro de dentes. Como desvantagem esses fios das ligas de NiTi superelásticas, devido a sua baixa dureza, podem ter ou não pequena capacidade de promover estabilidade dentro de um arco.

A maior desvantagem dos fios das superligas parece ser a extrema sensibilidade particularmente sobre a variação de 5° C a 30° C. Como a temperatura da boca não é constante, mas varia com a entrada de ar, comidas ou bebidas, quentes ou frias, é evidente que a força aplicada por esses fios irá variar sobre uma ampla extensão e em alguns casos torna-se zero, se a temperatura cair abaixo de valores críticos. Embora a variação de temperatura realizada pelos alimentos e o ar seja de conseqüência pequena, por causa da natureza transitória por abaixamento da temperatura da boca, ainda assim pode desfavorecer a eficiência do tratamento. [28]

A maioria dos fabricantes e das publicações apresentam os fios com propriedades superelásticas ou pseudo-elásticas e está implícito nesses termos que um arco de fio ideal deveria exercer a mesma quantidade de força independente do grau de ativação. [8]

A razão para este comportamento é a transformação da fase austenítica em fase martensítica através da tensão. Embora a maioria das publicações apresentem esses fios das superligas como vantajosos sobre os fios convencionais, Sergner e cols. [24] em seus trabalhos mostram que alguns materiais chamados superelásticos não exibem qualquer propriedade super-elástica e ainda não dão qualquer vantagem sobre os materiais de NiTi de trabalho duro/forçado, havendo pequena vantagem no uso de arcos de fio pseudo-elástico quando comparados com os materiais convencionais de NiTi ou fios múltiplos torcidos.

Testes laboratoriais sugerem que os arcos de fios de NiTi superelásticos possuem muitas propriedades ideais, providenciando uma força constante relativa para uma disposição variável. Entretanto, os ortodontistas deveriam ser cuidadosos na seleção dos fios, pois nem todos os fios anunciados como sendo verdadeiramente superelásticos demonstram tais propriedades e, além disso, alguns dos mais convencionais nos testes são invalidados. [31]

Williams e colaboradores[32] relatam ainda que esses arcos ortodônticos de NiTi austeníticos que surgiram mais recentemente em oposição aos de NiTi martensíticos apresentam uma curva tensão/deformação relativamente plana, explicando a produção de uma força constante, podem ser deformados a grandes distâncias sem aplicação de forças excessivas ou tomando um formato permanente; além disso, alteram-se em termos de dureza por serem defletidos dentro dos "brackets". Comparado com o arco de beta-titânio (TMA), outro fio de liga utilizado na ortodontia, tem um intervalo de trabalho superior e menor dureza.

O níquel-titânio é mais dispendioso que o aço inoxidável e tem a desvantagem da fragilidade, podendo fraturar-se durante o uso. Ele é difícil de ser dobrado sem fraturar (baixa deformabilidade), de forma que é, em geral, utilizado como arco ortodôntico comercialmente pré-formado.

Recentemente, dentro da área de fios ortodônticos, tem surgido um outro tipo de fio, são os chamados arcos de fios estéticos. Envolvem o uso de composição múltipla, o qual pode ser composto de fibras cerâmicas que são encaixadas numa matriz polimérica linear ou de ligação cruzada. Quando analisados com os fios de NiTi, apresentam resistência e elasticidade comparáveis. Entretanto, as outras características específicas, tais como formabilidade, habilidade de ser soldado e coeficientes friccionais, são ainda desconhecidas e passam por desenvolvimento. [15]

A utilização de novas ligas que proporcionam vantagens durante o tratamento ortodôntico deve ser avaliada com critérios. O estudo preliminar do caso, um correto diagnóstico e um planejamento cuidadoso são imprescindíveis para ditar os tipos de movimentos necessários para a correção, as alternativas de mecânica ortodôntica, as variações de técnica e os materiais disponíveis.

Quando se aplicam fios que, de uma forma ou de outra, promovem expansão das arcadas, o planejamento deve prever estes movimentos. Muitas ligas caracterizadas por serem superelásticas, "inteligentes" ou "revolucionárias" provocam projeções indesejadas dos dentes em relação às bases ósseas, fator este relevante para a

estabilidade do caso após a remoção dos aparelhos.

É importante selecionar o fio ortodôntico correto para as diferentes fases do tratamento ortodôntico. Contudo, pode-se substituir os fios variando sua liga ou espessura, onde o resultado é o mesmo para as propriedades dos fios. A resiliência, rigidez, limite de proporcionalidade e limite elástico são de suma importância para a seleção do tipo de fio ortodôntico.

Para os autores, é importante que o profissional esteja consciente das propriedades de cada material e das características dos diferentes tipos de fios, para que se possa fazer um julgamento do que seja mais apropriado para o paciente, individualmente considerado.

Em muitos casos, o objetivo do tratamento pode ser atingido mais rapidamente, com menos riscos para os dentes e estruturas de suporte. O movimento dentário é, muitas vezes, obtido com forças maiores do que as preconizadas. A discrepância existente entre teoria e prática indica a necessidade de força ortodôntica. Nenhum arco, isoladamente, é ideal para todos os propósitos. Deve-se levar sempre em consideração o objetivo a ser alcançado.

A quantidade de materiais e marcas comerciais disponíveis no mercado é considerável, e a eleição do material a partir de pequenos detalhes é de importância elevada na qualidade do tratamento ortodôntico.

Referências Bibliográficas

1. ANDREASEN, G. F. Selection of the square and retangular wires in clinical practice. The Angle Orthod., Appleton, v. 42, n. 1, p. 81-4, Jan 1972.

2. Clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal Nitinol wire with a transition range between 31°C and 45°C. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 78, n. 5, p. 528-37, Nov 1980.

3. ANDREASEN, G. F. & MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 73, n. 2, p. 142-51, Feb 1978.

4. BURSTONE, C. J. Biomechanics of the orthodontic appliance. In: GRABER, T. M. Current Orthodontic Concepts and Techniques. Philadelphia, London, Toronto, W. B. Saunders Co., 1969, Cap. 3, p. 160-9.

5. BURSTONE, C. J.; BALDWIN, J. J. & LAWLESS, D. T. The application of continuous forces to orthodontics. The Angle Orthod., Appleton, v. 31, n. 1, p. 1-14, Jan 1961.

6. BURSTONE, C. J. & GOLDBERG, A. J. Beta titanium: A new orthodontic alloy. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 77, n. 2, p. 121-32, Feb 1980.

7. Maximum faces and deflections from orthodontic aplliances. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 84, n. 2, p. 95-103, Aug 1983.

8. BURSTONE, C. J.; OIN, B. & MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire a new orthodontic alloy. Am. J. of Orthod., St Louis, v. 87, n. 6, p. 445-52, June 1985.

9. CUCALON, A. Clinical application of the universal appliance. Am. J. Orthod., Appleton, v. 51, n. 1, p. 26-57, Jan. 1965.

10. FILMORE, G. M. & TOMLINSON, J. L. Heat treatment of cobalt chromium alloy wire. The Angle Orthod., Appleton, v. 46, n. 2, p. 187-95, Apr 1976.

11. GOLDBERG, J. & BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. J. Dent. Res. Houston, v. 58, n. 2, p. 593-600, Feb 1977.

12. HALDERSON, H.; JOHNS, E. E. & MOYERS, R. The selection of forces for tooth movement. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 39, n. 1, p. 25-35, jan 1953.

13. JARABAK, J. R. & FIZZEL, J. A. Technique and treatment with lightwire edgewise appliances, 2 ed. St. louis, C. V. Mosby Co, 1972, 1224p.

14. KUSY, R. P. Nitinol alloys: So, who's on first? Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop., St. Louis, (Letters to the Editor) v. 100, n. 3, p. 25-26A, Sep 1991.

15. A review of contemporany arch wires: Their properties and characteristics. Angle Orthod., Appleton, v. 67, n. 3, p. 197-208, July 1997.

16. LINDQUIST, J. The Edgewise appliance today. In: GRABER, T. M. Current Orthodontic Concepts and Techniques. Philadelphia, London, Toronto, W. B. Saunders Co., 1969, Cap. 6, p. 347-50.

17. LOPEZ, I.; GOLDBERG, A. J. & BURSTONE, C. J. Bending characteristics of Nitinol wires. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 75, n. 5, p. 569-75, May 1979.

18. MICHAILESCO, P. M.; MARCIANO, J.; GRIEVE, A. R. & ABADIE, M. J. M. An in vivo recording of variation in oral temperature during meals: a pilot study. J. Prosthet. Dent., St. Louis, v. 73, n. 2, p. 214-8, Feb 1995.

19. MIURA, F.; MOGI, M. YOSHIAKIO, O. & HAMANAKA, H. The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop. St. Louis, v. 90, n. 1, p. 1-10, July 1986.

20. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURAY & KARIBE, M. The superelastic japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics: Part III. Am. J. Orthod. and Dentofac. Orthop. St. Louis, v. 94, n. 2, p. 89-96, Aug 1988.

21. NICOLAI, R. J. Bioengeneering analysis of orthodontic mechanics, Lea & Febiger, Philadelphia, 1985.

22. O' BRIEN, W. J. & RYGE, G. An Outline of Dental Materials and Their Selection. W. B. Saunders Co., 1973.

23. PROFFIT, W. R. Contemporany Orthodontics, v. 1, St. Louis, C. V. Mosby Co., 1986, 579p.

24. SEGNER, D.; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. Eur. J. of Orthod. Oxford, v. 17, n. 5, p. 395-402, Oct 1995.

25. SMITH, R. J. & BURSTONE, C. J. Mechanics of tooth movement. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 85, n. 4, p. 294-307, Apr 1984.

26. STEINER, C. Power storage and delivery in orthodontic appliances. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 39, n. 11, p. 859-80, Nov 1953.

27. THUROW, R. C. Egdewise Orthodontics. 3ª ed. St. Louis, The C. V. Mosby Co., 1979, 336p.

28. TONNER, R. I. M.; WATERS, N. E. The characteristics of superelastic NiTi wires in three-point bending. Part II: Intrabatch variation. Eur. J. of Orthod. Oxford, v. 16, n. 5, p. 421-5, Oct 1994.

29. VAN VLACK, L. H. Princípios da Ciência dos Materiais. Trad. LPC Ferrão. São Paulo, Edgar Blücher Ed., 1970, Cap. 1.

30. WATERS, N. E.; HOUSTON, W. J. B. & STEPHENS, C. D. The caracterization of arch wires for the initial alignment of irregular teeth. Am. J. Orthod., St. Louis, v. 79, n. 4, p. 373-89, Apr 1981.

31. WATERS, N. E. Superelastic NiTi wires. Br. J. of Orthod. Oxford, v. 19, n. 4, p. 319-22, Nov. 1992.

32. WILLIAMS, J. K.; ISAACSON, K. G.; COOK, P. A. & THOM, A. R. A influência da composição do fio. Aparelhos Ortodônticos Fixos, São Paulo, 1ª edição, p. 24, 1997.

33. YOSHIKAWA, D. K.; BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. & MORTON, J. Flexure modulus of orthodontic stainless steel wires. J. Dent. Res., Houston, v. 60, n. 2, p. 139-45, Feb 1981.