

CAPÍTULO 1 - ATUALIDADES E CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS NO USO DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO EM ORTODONTIA

Rodrigo Hermont Cançado
Ana Lúcia Fernandes da Silva
Danielle Espindola Nandi Pimenta
Fabrício Pinelli Valarelli
Karina Maria Salvatore de Freitas

Introdução

A fase inicial do tratamento ortodôntico depende da utilização de arcos flexíveis, geralmente realizados por fios de níquel-titânio, para aplicar uma força compatível com a movimentação dentária induzida. Atualmente, existem muitos fabricantes desses fios, criando uma ampla gama de possibilidades a serem utilizadas clinicamente pelos ortodontistas. Este trabalho tem o objetivo de revisar e ampliar alguns conceitos, propriedades e aplicação clínica destes fios, a fim de otimizar seu uso.

Propriedades das ligas metálicas – Conceitos

Proporção carga X deflexão

O comportamento mecânico de um fio ortodôntico quanto à sua liberação de forças é melhor ilustrado por um gráfico tensão x deflexão em que podemos representar a quantidade de força liberada pelo fio para cada milímetro de deflexão. Do ponto de vista matemático, essa relação entre a força liberada pelo fio e a quantidade de deflexão obedece a lei de Hooke (KUSY, 1997). Assim sendo, a quantidade de força liberada por um fio ortodôntico é diretamente proporcional à quantidade de deflexão realizada. Do ponto de vista clínico, quanto mais precisarmos defletir um fio para encaixá-lo na canaleta de um braquete de um dente que está muito mal posicionado, maior será a força transmitida a este dente e ao seu periodonto de sustentação. No entanto, existe um limite de deflexão que pode ser realizado no fio sem que este sofra uma deformação permanente e não retorne mais ao seu formato original conhecido como limite de proporcionalidade ou limite elástico do fio (Figura 1).

Ao atingirmos o limite de proporcionalidade de um fio, este sofrerá uma deformação permanente, não retornará mais ao seu formato original e não haverá mais esta relação linear entre tensão e deflexão característica do intervalo elástico.

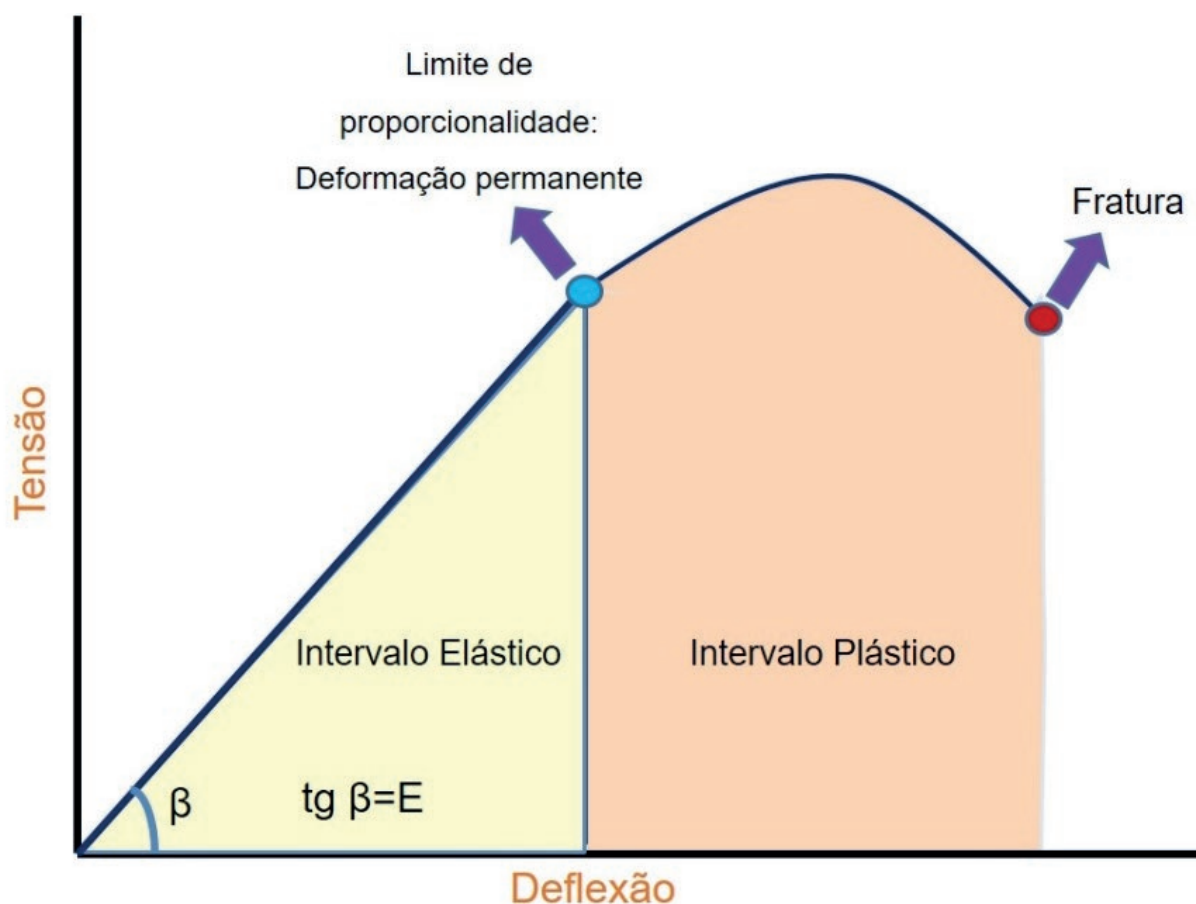


Figura 1 – Gráfico tensão/deflexão ilustrando os intervalos elástico (relação linear entre deflexão e tensão) e plástico (relação não-linear entre deflexão e tensão) de um fio ortodôntico.
Fonte: O autor.

Após sofrer a deformação permanente, o fio entra no seu intervalo plástico situação na qual sua forma é alterada e não haverá mais o retorno ao seu formato original (Figura 1). No intervalo plástico, se continuarmos a defletir o fio este irá atingir a sua resistência limite e sofrerá fratura (Figura 1). Um fio com um grande intervalo elástico (resiliência) é desejável em Ortodontia para impedir que deflexões acentuadas e esforço mastigatório cíclico acarretem uma deformação plástica ou fratura dos mesmos (QUINTÃO et al., 2009; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Módulo de elasticidade

É uma grandeza que quantifica a rigidez de um fio ortodôntico e também é conhecido como módulo de Young ($E = \text{tensão} / \text{deflexão}$). Clinicamente significa a quantidade de força liberada por um fio ortodôntico para cada milímetro de deflexão. Assim sendo, fios ortodônticos com elevada rigidez, como o aço inoxidável, apresentam também alto módulo de elasticidade ($E = 1,00$) ao passo que fios de baixa rigidez e elevada flexibilidade como as ligas de níquel-titânio apresentam um baixo módulo de elasticidade ($E = 0,17$) (Figura 2).

Um fio com alto módulo de elasticidade acumula muita força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez (KUSY, 1997). Em Ortodontia, o aço inoxidável é a liga metálica que apresenta o maior módulo de elasticidade em comparação a outros fios disponíveis no mercado (Figura 3). A fim de otimizar a resposta biológica, evitar o risco de força excessiva e minimizar o desconforto do paciente, fios ortodônticos com baixo módulo de elasticidade são desejáveis nas fases iniciais do tratamento ortodôntico. Ao levarmos em consideração o módulo de elasticidade das ligas metálicas em Ortodontia, é importante ressaltar que fios com dimensões maiores podem ser tão flexíveis quanto fios redondos de ligas de NiTi convencional e aço multifilamentado.

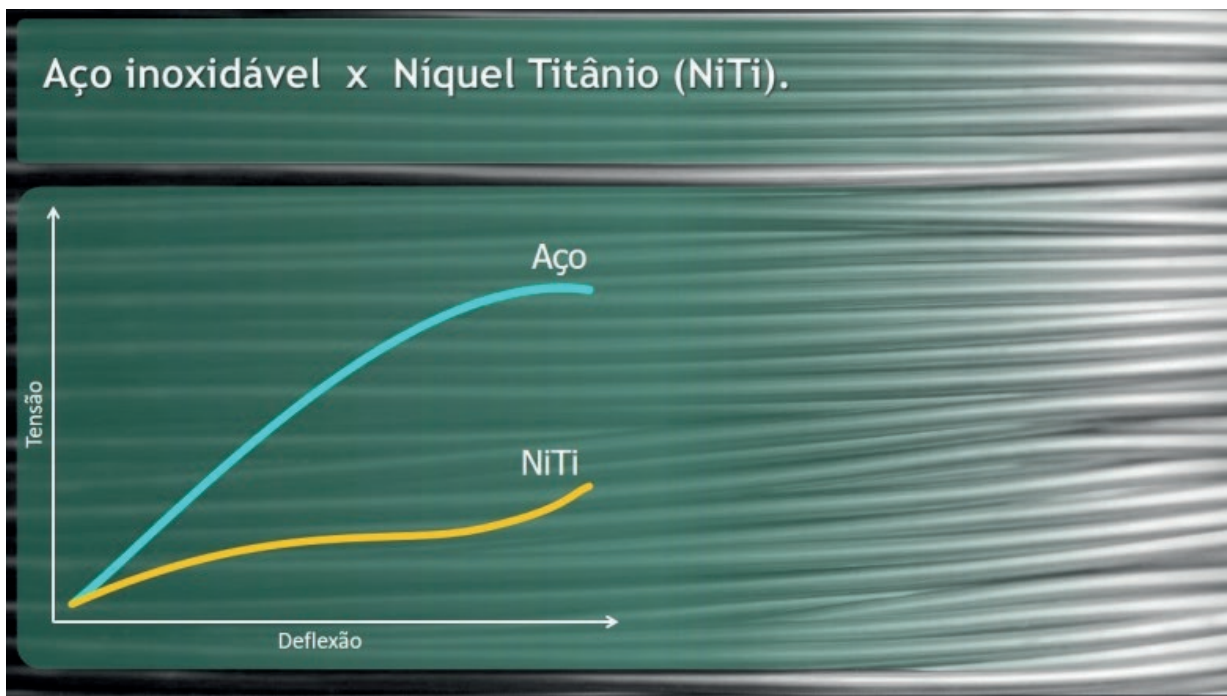


Figura 2 – Gráfico comparando a proporção carga/deflexão em fios de aço inoxidável e níquel-titânio convencional (M-NiTi). **Fonte:** Os autores.

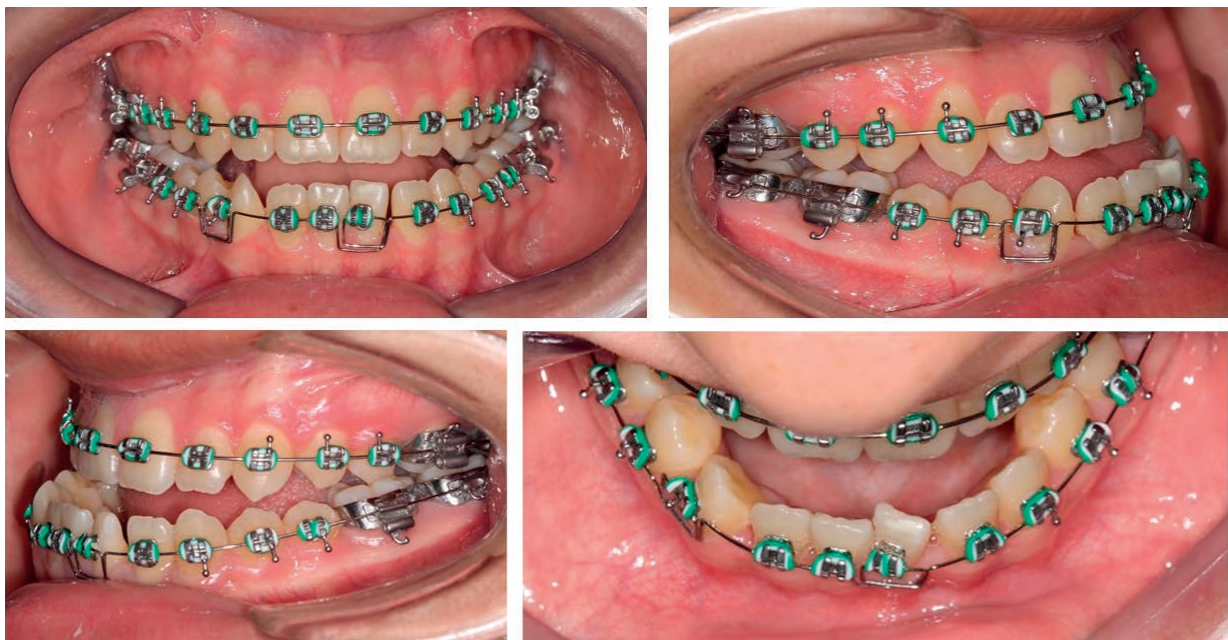


Figura 3 – Alças em fios de aço inoxidável na fase inicial do alinhamento e nivelamento com a finalidade de aumentar o comprimento do fio na distância interbraquetes e diminuir os níveis de força transmitidos aos dentes. **Fonte:** Os autores.

Superelasticidade ou pseudoelasticidade

É a propriedade que permite ao fio exercer uma mesma força independentemente da sua deflexão (ativado por uma pequena ou grande quantidade) (MELING; ODEGAARD, 2001). Essa característica está marcada na figura 4 e é produzida pela tensão e não pela temperatura, sendo conhecida como transformação martensítica induzida pela tensão (BISHARA et al., 1995; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TERAMOTO, 2010).

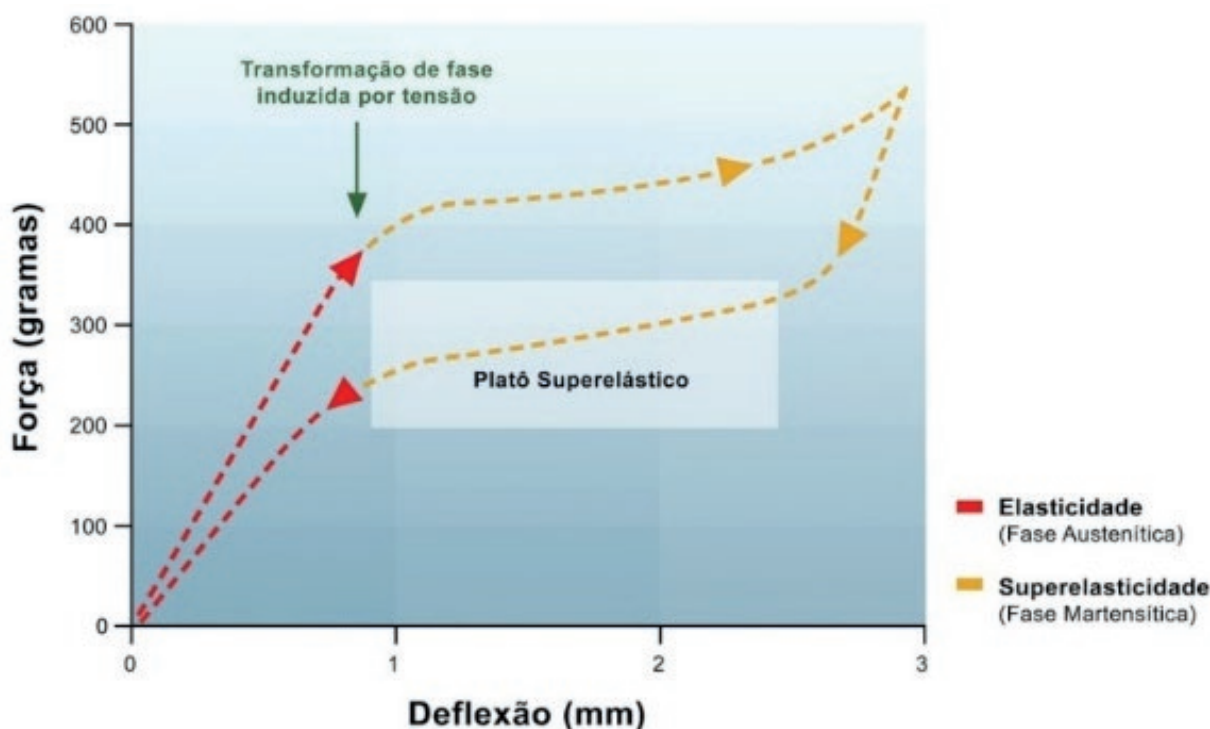


Figura 4 – Gráfico carga/deflexão mostrando o comportamento típico de um fio superelástico em 2 fases distintas: austenítica (de maior rigidez) e martensítica (de maior flexibilidade). O platô superelástico de força é exercido na fase martensítica do fio. **Fonte:** Os autores.

Efeito memória de forma

Essa propriedade permite que o fio se torne macio e flexível, alterando a sua conformação cristalográfica original, quando manipulado a uma temperatura abaixo de sua temperatura de transição (A_f) e assim permanecer até que seja aquecido quando retornará à sua forma original (Figura 5). Essa característica é produzida pelo calor e não pela tensão e é conhecida como transformação martensítica induzida pelo calor (BISHARA et al., 1995; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TERAMOTO, 2010).

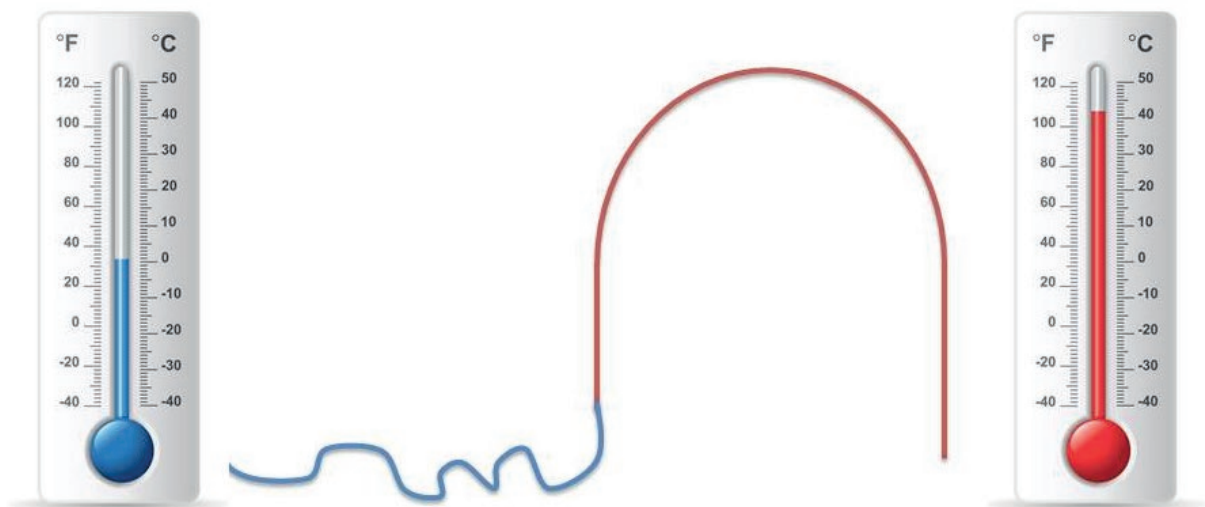


Figura 5 – Propriedade de memória de forma de um fio ortodôntico termo ativado em função da alteração da temperatura (transformação martensítica induzida pelo calor). **Fonte:** Os autores.

As propriedades de pseudoelasticidade e memória de forma são complementares e possuem interação no ambiente clínico. Isto significa dizer que fios com temperatura de transição (A_f) baixa e compatível com a temperatura ambiente necessitarão de deflexões maiores que fios que apresentam A_f próximo da temperatura corpórea para ocorrer a transformação martensítica (superelasticidade) na cavidade bucal do paciente. Se um desses efeitos (A_f ou quantidade de deflexão) não favorecer a transformação martensítica, o outro deverá compensá-lo e uma recuperação total na grade da estrutura cristalográfica deverá ocorrer quando esta estiver acima da temperatura inicial da transformação martensítica induzida pelo calor (BISHARA et al., 1995).

Clinicamente, as propriedades de superelasticidade e memória de forma dos fios de NiTi (A-NiTi) são melhor aproveitadas com o uso de arcos retangulares e/ou quadrados de maior espessura (IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015).

As propriedades de superelasticidade e memória de forma são decorrentes de uma alteração na conformação cristalográfica que ocorre em fios de níquel-titânio.

Estes fios podem se apresentar em 2 fases distintas: uma fase de maior rigidez chamada de austenítica em que os átomos de níquel e titânio estão interligados em um formato cúbico de corpo centrado e uma fase de maior flexibilidade em que esses átomos se organizam em um formato hexagonal compacto (Figura 6).

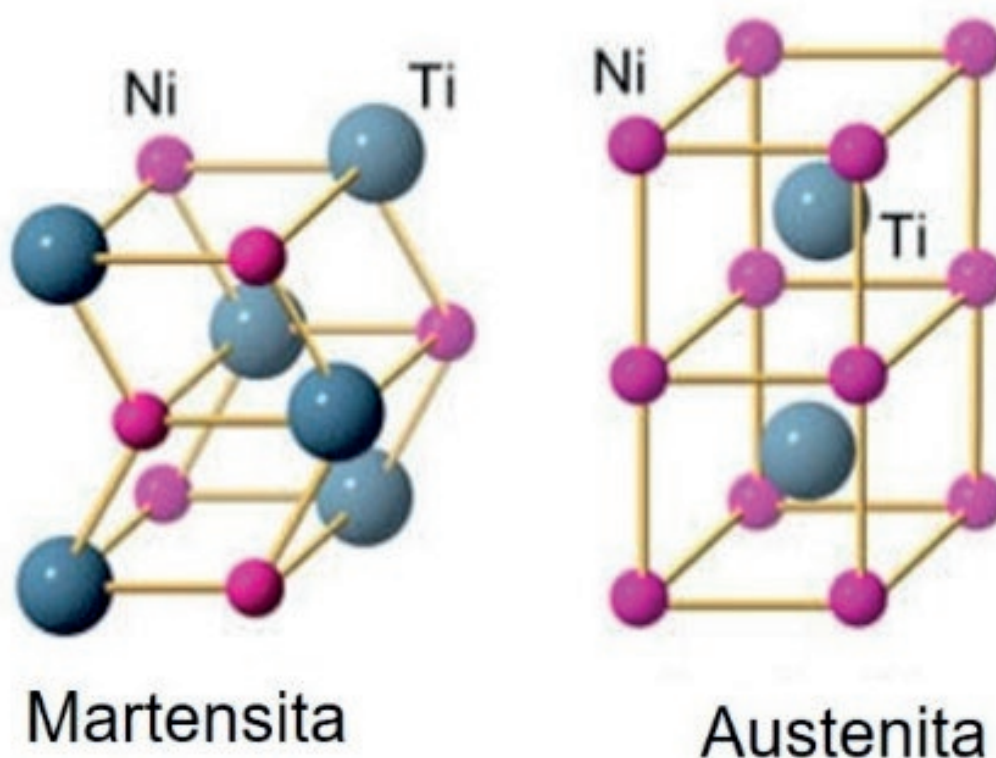


Figura 6 – Conformação cristalográfica em fios de níquel-titânio: martensita (hexagonal compacta) e austenita (cubo de corpo centrado). **Fonte:** Os autores.

O advento das ligas superelásticas

O desenvolvimento das ligas de níquel-titânio teve enormes ramificações na área médica e odontológica e foi introduzido pela primeira vez na Ortodontia por Andreasen em 1971 (ANDREASEN; BARRETT, 1973). Os primeiros fios de níquel-titânio foram comercializados como Nitinol pela Unitek Corporation (KUSY, 1997). Esses fios apresentavam como características principais uma baixa rigidez, um baixo módulo de elasticidade e uma elevada capacidade de recuperação elástica. Estes fios exibem sensibilidade ao resfriamento tornando-se mais maleáveis e flexíveis. No entanto, por apresentarem um ITT (Intervalo de Transformação Térmica) entre 0°C e 10°C, ou seja, abaixo da temperatura ambiente, o retorno ao seu formato original se dá muito rapidamente (BERGER; WARAM, 2007). Nessa época estes fios não apresentavam ainda a propriedade de memória de forma na faixa de temperatura em que eles eram utilizados em Ortodontia e apresentavam-se estabilizados em sua fase martensítica (M-NiTi) (KUSY, 1997; MEHTA, 2015).

Chinese Ni-Ti

Na década de 1980 houve a introdução de uma segunda geração de fios de níquel-titânio conhecidos como fios superelásticos ou pseudoelásticos. Esses fios ficaram conhecidos como NiTi chinês e apresentavam um comportamento não-linear entre a deflexão e a tensão liberada por estes fios. Estes fios apresentavam uma força quase constante e independente da quantidade de deflexão na desativação uma vez que se encontravam em sua fase martensítica.

Apresentavam também uma elasticidade 4,4 vezes maior que o aço inoxidável e 1,6 vezes maior que o NiTi convencional (M-NiTi) e não apresentavam diferenças em relação aos níveis de força liberados com a variação da temperatura uma vez que os componentes da liga apresentavam baixa temperatura de transição (A_f). Este comportamento superelástico ou pseudoelástico desta liga de níquel-titânio é devido à transformação de fase de austenita para martensita induzida pela tensão aplicada sobre esses fios. Esses fios estão na fase austenítica na temperatura ambiente e quando são ativados ou desativados é a transformação de fase associada à alteração cristalográfica destes metais da fase cúbica de corpo centrado para a fase hexagonal compacta que explica as tensões geradas nos platôs martensíticos de ativação e desativação. Esta alteração de fase é responsável pelos níveis constantes de forças liberados por esses fios durante longos períodos de ativação e desativação (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; MEHTA, 2015).

Japanese Ni-Ti

O fio de níquel-titânio japonês representou uma evolução em relação ao níquel-titânio chinês em função de um tratamento térmico que estes fios recebiam durante o seu processo de fabricação. Estes fios eram imersos em uma solução contendo sais de nitrato por diferentes períodos de tempo e temperatura seguido por um resfriamento em água. O tratamento térmico a 500°C por um período de 2 horas acarretava uma redução nos níveis de força superelástica liberadas pelo fio em comparação com fios que não recebiam este tratamento térmico. No entanto, um aumento na temperatura do tratamento térmico para 600°C, mesmo por 5 minutos resultava em perda das propriedades elásticas e superelásticas do arco. Dessa forma, o tratamento térmico de fios de níquel-titânio passou a ser utilizado como um método para individualizar a quantidade de força liberada por um fio sem alterar a dimensão da sua secção transversal ou incorporando alças. Assim sendo, foi possível trabalhar com o conceito de níveis de força individualizadas que eram liberadas em diferentes segmentos do mesmo arco em função do tratamento térmico controlado em diferentes segmentos do fio.

Com isso, o tratamento térmico controlado com temperatura e tempo adequados no segmento anterior do arco passou a ser utilizado para reduzir a quantidade de força no segmento anterior, sem interferir no segmento posterior do arc (MEHTA, 2015; MIURA et al., 1986).

Uma outra forma de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio é a aplicação de corrente elétrica variando a quantidade de tempo e a região do fio. Uma aplicação de 3.5 A de corrente elétrica por 60 minutos no segmento anterior do arco e 15 minutos na região de pré-molares resultam em um aumento progressivo dos níveis de carga no platô superelástico no fio. O platô superelástico observado na região anterior foi menor que 80 gramas de força. A aplicação de corrente elétrica não afetava a propriedade de elasticidade do fio e ofereceu a vantagem de, com o uso de alicates elétricos, ser possível localizar a área de aplicação de calor em uma pequena região.

Essa propriedade capaz de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio passou a ser utilizada pela GAC International na comercialização de seus fios que receberam o nome de NeoSentalloy.

Estes fios possuem uma temperatura de transição próxima da temperatura corporal e, portanto, exibem a propriedade de memória de forma quando colocados na cavidade bucal. Abaixo da temperatura austenítica inicial (A_i) esses fios se encontram em sua forma mais flexível e na fase martensítica e podem ser facilmente deformados ou adaptados a dentes mal posicionados ou apinhados. Ao atingir a sua temperatura austenítica final (A_f), quando inseridos na cavidade bucal, esses arcos transformam-se para a sua fase austenítica, exibindo assim sua memória de forma e retornando para sua forma original.

Selecionando o fio termoativado ideal

Para um melhor aproveitamento e desempenho clínico dos fios termoativados algumas particularidades devem ser observadas:

Intervalo de Transformação Térmica (ITT)

Representa o intervalo de temperatura em que o fio de níquel-titânio, que se encontra na fase de máxima flexibilidade (fase martensítica), começa a adquirir rigidez (temperatura austenítica inicial - A_i) até a fase em que ele adquire a sua máxima rigidez (temperatura austenítica final - A_f).

O ITT é a maior diferença entre as ligas de níquel-titânio convencional e termoativadas (BERGER; WARAM, 2007). Nas ligas de NiTi convencionais, o ITT está compreendido entre 0°C e 10°C, ao passo que nas ligas termoativadas o ITT é maior que a temperatura ambiente ($\pm 25^\circ\text{C}$) e um pouco menor que a temperatura corporal ($\pm 36,6^\circ\text{C}$) (BERGER; WARAM, 2007) (Figura 7). Quanto menor for o ITT de um fio termoativado, mais tempo clínico terá o Ortodontista para amarrar este fio na canaleta dos bráquetes desalinhados (BERGER; WARAM, 2007; BISHARA et al., 1995).



Figura 7 – Diferença no ITT (Intervalo de Transformação Térmica) entre as ligas de NiTi convencionais (M-NiTi) e as ligas termoativadas. **Fonte:** Berger e Waram (2007).

Temperatura Austenítica final (Af)

É a temperatura em que o fio atinge a sua fase mais rígida e passa a ter um comportamento elástico. Os fios termoativados mais apropriados ao uso serão aqueles com temperatura austenítica final (Af) um pouco menor que a temperatura bucal ($\pm 36,6^{\circ}\text{C}$). Algumas marcas comerciais de fios ortodônticos disponibilizam esta informação em suas embalagens para um melhor aproveitamento clínico. No entanto, estudos revelaram grandes discrepâncias entre a temperatura relatada pelo fabricante (Af) e o valor encontrado em testes laboratoriais (BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996; SPINI et al., 2012; 2014).

Força efetiva

Representa a quantidade de força liberada por um fio em máxima ativação. Um exemplo clássico de fios que são comercializados em função desta característica são os fios NeoSentalloy da GAC International que possuem seis graduações de força (F80, F100, F160, F200, F240 e F300) e disponíveis somente em secções transversais retangulares ou quadrados (TERAMOTO, 2010) (Figura 8).

Com a introdução desses fios no mercado ortodôntico, pela primeira vez foi possível utilizar arcos retangulares de calibre espesso como fio inicial do tratamento ortodôntico (VIAZIS, 1998) (Figura 9). Assim sendo, a variação da secção transversal dos fios pode ser substituída pelo conceito de variação do módulo de elasticidade na fase do alinhamento e nivelamento (FIGUEIREDO et al., 2012; VIAZIS, 1998).

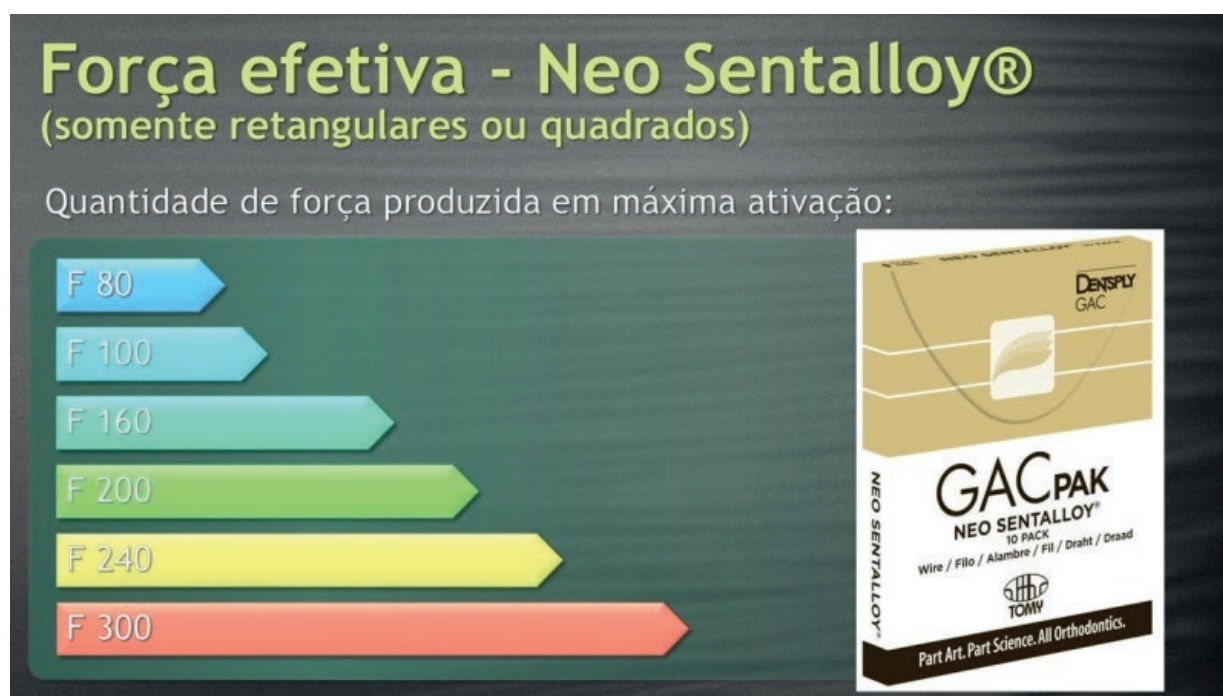


Figura 8 – Fio NeoSentalloy (GAC) comercializado em 6 níveis de força em máxima ativação. **Fonte:** Os autores.

F 160



F 160



Figura 9 – Fio NeoSentalloy (GAC) F160 de calibre 0,016” x 0,022” sendo utilizado no início do alinhamento e nivelamento. **Fonte:** Os autores.

Características do fio termoativado ideal

Um fio termoativado ideal deve apresentar as seguintes características para um bom desempenho clínico: a) Devem ser extremamente flexíveis e maleáveis na temperatura ambiente e possibilitar assim serem inseridos facilmente na canaleta dos bráquetes de dentes mal posicionados; b) Devem ser instantaneamente ativados pelo calor da boca; c) Liberar forças clinicamente aceitáveis e que resultem em movimentação dentária; d) Quando totalmente ativado, não sofrer influência do aumento da temperatura bucal; e) O intervalo de transformação térmica (ITT) deverá apresentar a menor amplitude possível de forma que sejam ativos na temperatura bucal ($A_f = 36,6^\circ\text{C}$) e completamente passivos em temperaturas menores ($A_i > 25^\circ\text{C}$). Esta característica permitirá ao Ortodontista tempo suficiente para inserir o fio termoativado na canaleta dos bráquetes de todos os dentes antes que o calor da cavidade bucal ative o arco (BISHARA et al., 1995).

Tipos de superelasticidade nos fios de Ni-Ti

Existem dois tipos de superelasticidade que podem ser exercidos pelos fios de níquel-titânio em função da temperatura austenítica final (A_f) que estes fios apresentam:

Superelasticidade ideal (curva no gráfico tensão x deflexão em formato de bandeira) – Nesta situação o A_f dos fios é um pouco menor ou próximo da temperatura corporal. Nesta situação a liga é facilmente transformada em estado martensítico (superelasticidade) pela tensão/força que deflete o fio (Figura 11). Quando inserido na cavidade bucal, o fio será ativado por meio da sua propriedade de memória de forma.

Superelasticidade não-ideal (curva no gráfico tensão x deflexão em formato de folha) - Nesta situação o A_f dos fios está abaixo ou acima da temperatura corporal. Quando o A_f destes fios é maior que a temperatura corporal, a estrutura martensítica destes fios não é completamente transformada quando inseridos na cavidade bucal.

Essa característica afeta a propriedade de memória de forma destes fios. Quando o A_f destes fios é menor que a temperatura corporal e próxima da temperatura ambiente, o fio apresenta-se elástico e completamente austenítico nas temperaturas ambiente e corpórea. Nessas condições o fio não exerce a superelasticidade em sua plenitude uma vez que deflexões acentuadas serão requeridas para transformar o fio para o estado martensítico na tentativa de complementar o efeito memória de forma ruim destes fios. Clinicamente duas grandes desvantagens podem ser observadas neste tipo de superelasticidade. A primeira desvantagem é que a superelasticidade será exercida em um nível de força muito elevado uma vez que grandes deflexões são exigidas por estes fios para atingir o platô martensítico de ativação. Em aplicações clínicas, o mais importante é que o fio apresente uma força de desativação constante e em um nível de força leve. A segunda desvantagem é que a superelasticidade será exercida por um curto período de tempo uma vez que a estrutura martensítica formada nestas condições é extremamente instável na cavidade bucal.

À medida que o dente se movimenta a tensão/ deflexão aplicada sobre o fio diminui e o fio retornará para a sua fase austenítica e elástica se comportando como fios de níquel-titânio convencionais, o que é possível notal na figura 10 (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; FIGUEIREDO et al., 2012).

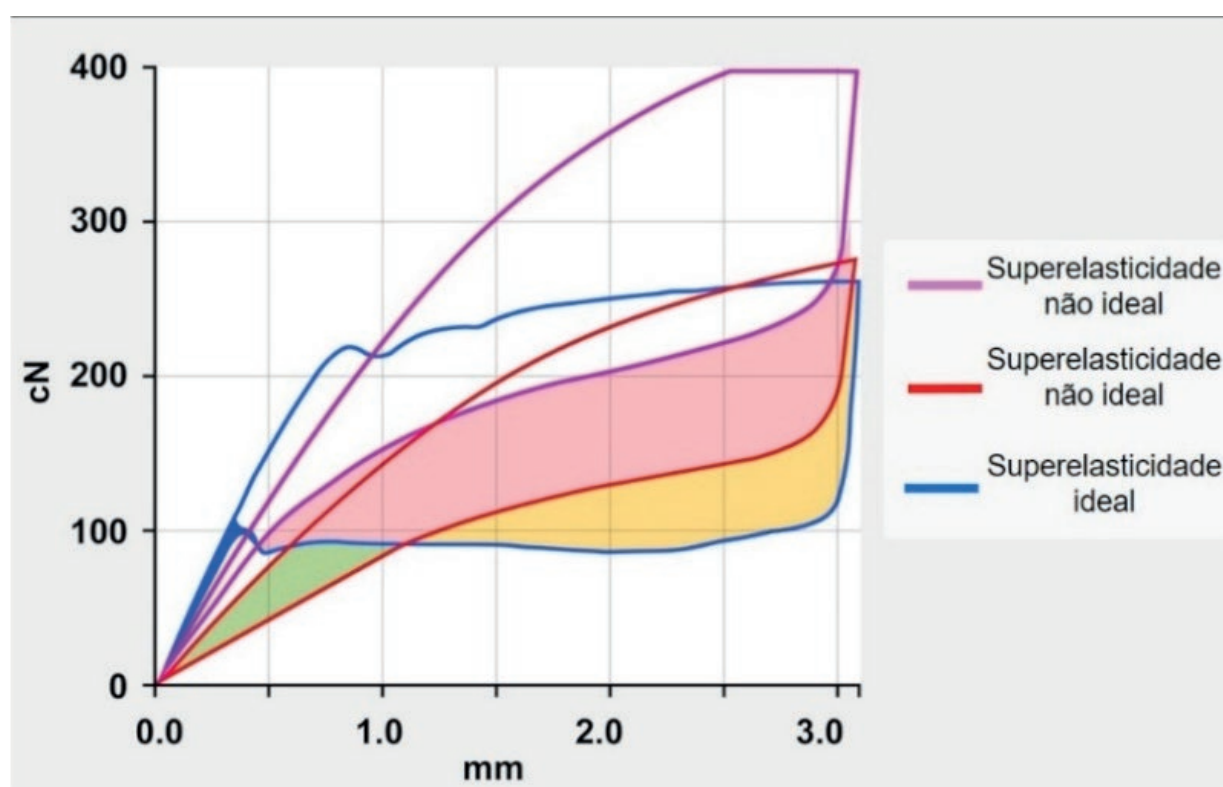


Figura 10 – Gráfico tensão x deflexão comparando as curvas representativas da superelasticidade ideal (formato de bandeira) e não-ideal (formato de folha). **Fonte:** Os autores.



Figura 11 – Fio com Af próximo da temperatura corporal exercendo a superelasticidade ideal. Nestas situações clínicas mediante uma pequena deflexão o fio se torna mais flexível (martensítico). Estes fios deveriam ser os de escolha para uso na Ortodontia. **Fonte:** Os autores.

Considerações clínicas sobre o uso dos fios superelásticos

Na utilização de fios superelásticos na clínica ortodôntica é importante ressaltarmos alguns aspectos relevantes:

A maioria deles apresentam temperatura austenítica final (Af) baixa e compatível com a temperatura ambiente e estão totalmente austenítico nas temperaturas ambiente e bucal (maior rigidez e elástico). Assim sendo, estes fios exercem clinicamente a superelasticidade não ideal em que grandes deflexões são requeridas para atingir a fase martensítica e assim exercer a superelasticidade (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992). É praticamente impossível inserir arcos mais calibrosos nas fases iniciais do alinhamento e nivelamento (GATTO et al., 2013). Clinicamente se comportam como fios de NiTi convencionais ou de primeira geração (GARREC; JORDAN, 2004);

a) Alguns fios superelásticos exigem grande tensão (acima de 500g) para exercer a superelasticidade e compensar a temperatura austenítica final (Af) baixa e próxima da temperatura ambiente (GATTO et al., 2013);

b) Fios superelásticos são importantes somente em deflexões maiores que 0,5mm uma vez que nenhum fio apresenta um platô constante de força em deflexões menores que 0,5mm (MELING; ODEGAARD, 2001);

c) Se não existe deflexões maiores que 0,5mm, os fios superelásticos não apresentam importância nenhuma (GARREC; JORDAN, 2004).

Fios com forças segmentadas

Com a possibilidade de individualizar os níveis de força liberados por fios de níquel-titânio (ex: NeoSentalloy), no ano de 1991 foi introduzido no mercado um fio de NiTi com forças segmentadas (BioForce GAC Dentsply), em que os segmentos posteriores do arco, que correspondem à região de molares, receberam tratamento térmico por 5 minutos. Na região de pré-molares o arco era submetido ao tratamento térmico em sais de nitrato por aproximadamente 15 a 60 minutos, enquanto o segmento anterior recebia o mesmo tratamento térmico por cerca de 1 a 2,5 horas a uma temperatura de 500° C.

Os fios com forças segmentadas consideram que a aplicação de força e a sua influência na quantidade de movimentação dentária é dependente da área da superfície radicular e da área da superfície periodontal do dente a ser movimentado.

Estes fios com forças segmentadas liberam forças diferenciadas ao longo de todo o comprimento do arco, sendo que forças mais leves são liberadas no segmento anterior e forças progressivamente maiores são transmitidas pelo segmento posterior do arco. O fio Bioforce é um exemplo clássico de fio com forças segmentadas em que três níveis de força podem ser encontrados: 80g na região anterior do fio, 180g na região de pré-molares e 300g na região de molares. O platô martensítico de desativação destes fios ocorre em níveis de força diferentes e em função da região do arco a ser considerada (Figuras 12-14).

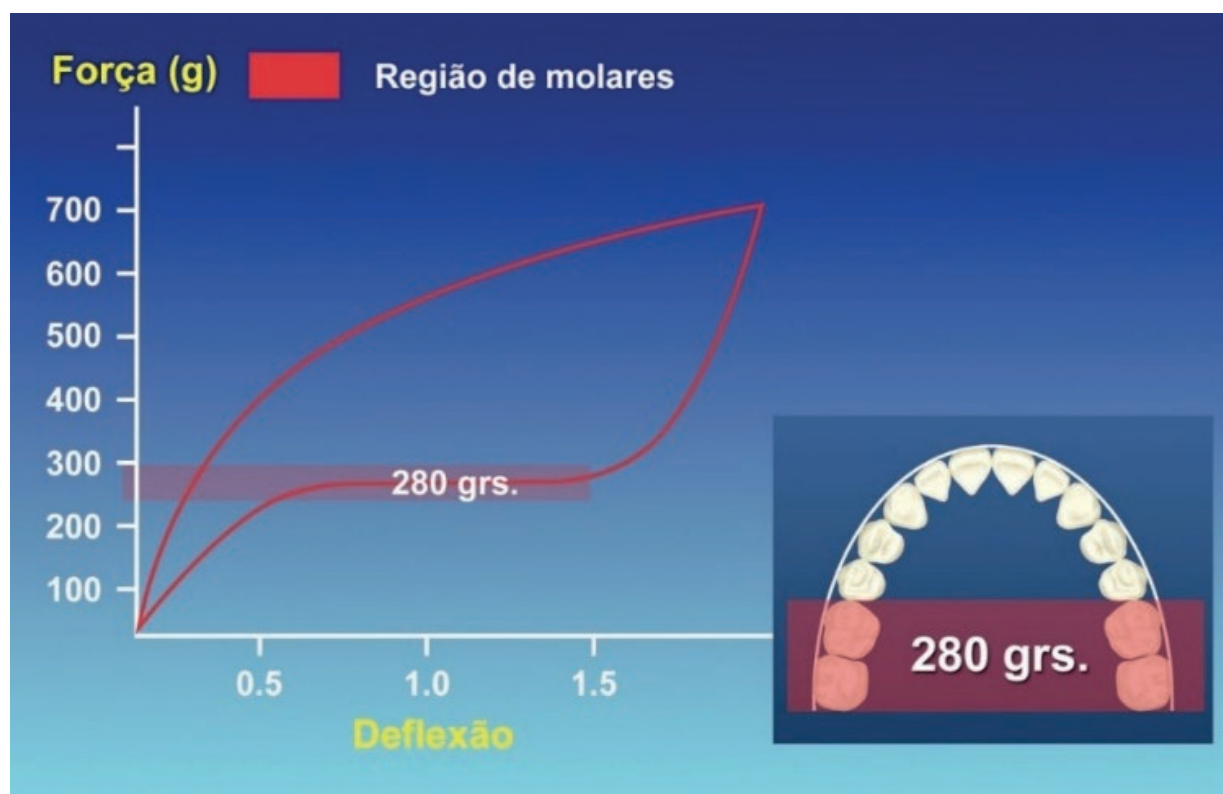


Figura 12 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região de molares liberando forças em torno de 280g a 300g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

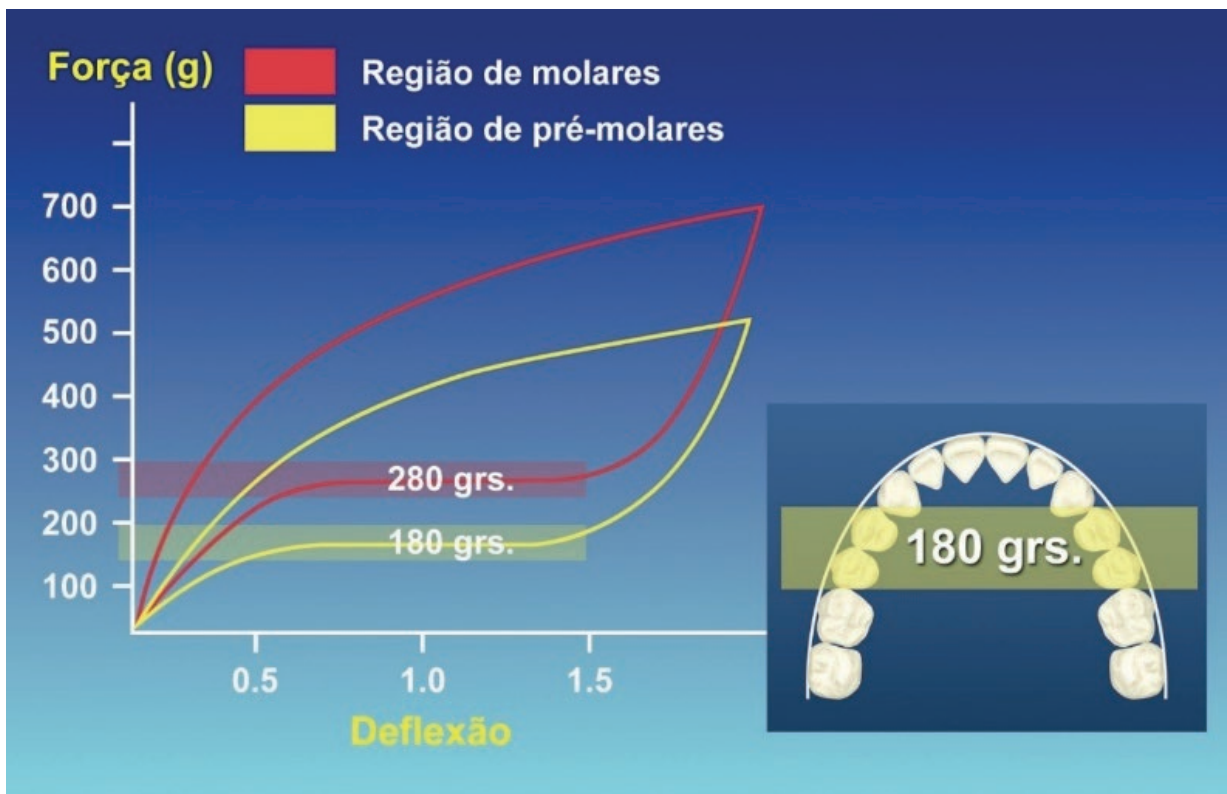


Figura 13 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região de pré-molares liberando forças em torno de 180g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

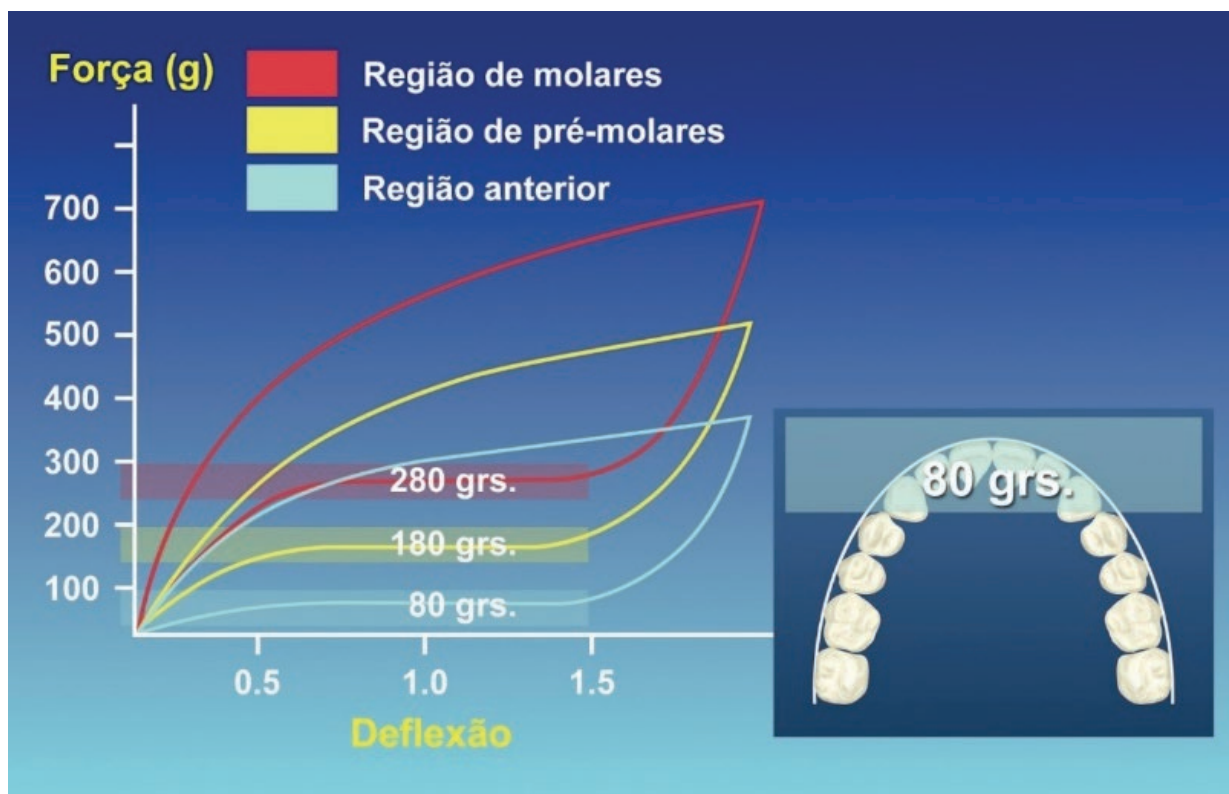


Figura 14 – Fio Bioforce com platô martensítico de desativação na região anterior liberando forças em torno de 80g. Reproduzido de Teramoto. **Fonte:** Teramoto (2010).

Esses fios possuem a vantagem de otimizar a magnitude da força liberada em diferentes segmentos do arco e desta forma possibilitam a utilização de secções retangulares nos estágios iniciais no tratamento ortodôntico reduzindo assim o número de fios a serem utilizados durante o tratamento (IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015).

Outros métodos para produzir fios que liberam níveis de força diferenciados ao longo do arco também foram testados, no entanto não obtiveram muito sucesso (GIL et al., 2013; IBE; SEGNER, 1998; MEHTA, 2015; SEVILLA et al., 2008; TERAMOTO, 2010).

Ligas de Ni-Ti enriquecidas com cobre

Por que adicionar Cu às ligas de Ni-Ti? Principais finalidades da adição de Cu;

No ano de 1991, a Ormco solicitou uma patente para os fios de cobre-níquel-titânio, afirmando que o motivo para a produção destes fios era que existiam algumas limitações inerentes aos arcos de níquel-titânio existentes e comumente utilizados na Ortodontia. A primeira limitação indicada pela Ormco era que a quantidade de força aplicada pelo arco de NiTi ao braquete (força de desativação) era relativamente baixa, exigindo assim um tempo de tratamento demasiadamente longo. A segunda limitação era que a força necessária para inserir o fio no braquete (força de ativação) era bastante alta, dificultado a utilização de fios mais calibrosos no início do tratamento, especialmente se o dente estivesse mal posicionado.

Além disso, a empresa acreditava que uma força de desativação constante seria realmente efetiva apenas para uma distância relativamente curta e em um nível de força baixo. Ao adicionar cobre nas ligas de NiTi, especulava-se que as desvantagens mencionadas anteriormente poderiam ser eliminadas ou minimizadas. Assim sendo, a incorporação de cobre aos fios de níquel-titânio promoveria uma força de ativação menor e ao mesmo tempo manteria a força de desativação relativamente alta para um movimento ortodôntico mais efetivo. Este fenômeno de aproximação das magnitudes de força liberadas pelos fios na ativação e desativação é conhecido clinicamente como baixa histerese (FERREIRA; LUERSEN; BORGES, 2012; LAUB; MELING; ODEGAARD, 2001) - (Figura 15). Isto significa dizer que grande parte da força utilizada para encaixar o fio na canaleta de bráquetes desalinhados estaria disponível para movimentar os dentes (LAUB). A patente da Ormco (US 5,044,947) na fabricação de fios de NiTi enriquecidos com cobre permaneceu por 20 anos e encerrou no ano de 2010. Atualmente outras marcas de fios de NiTi contendo cobre em sua composição podem ser encontradas no mercado (Figura 16).

Em suma, o objetivo final de incorporar cobre nas ligas de NiTi é promover uma diminuição da histerese e obter uma movimentação dentária mais eficiente (ROSEN, 2016).

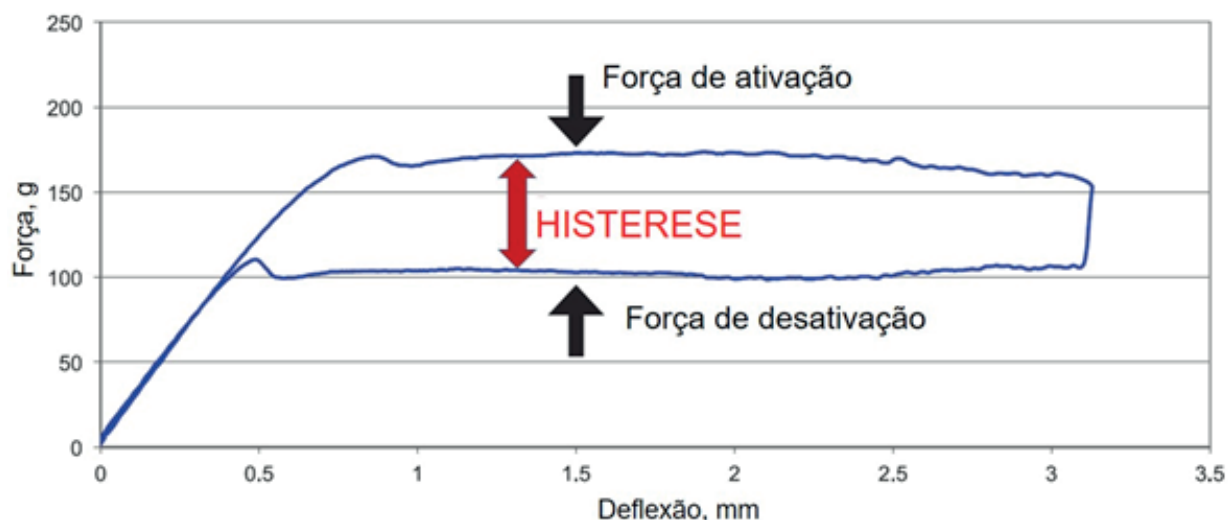


Figura 15 – A obtenção de fios com baixa histerese é o principal objetivo da adição de cobre nas ligas de NiTi. **Fonte:** Os autores.

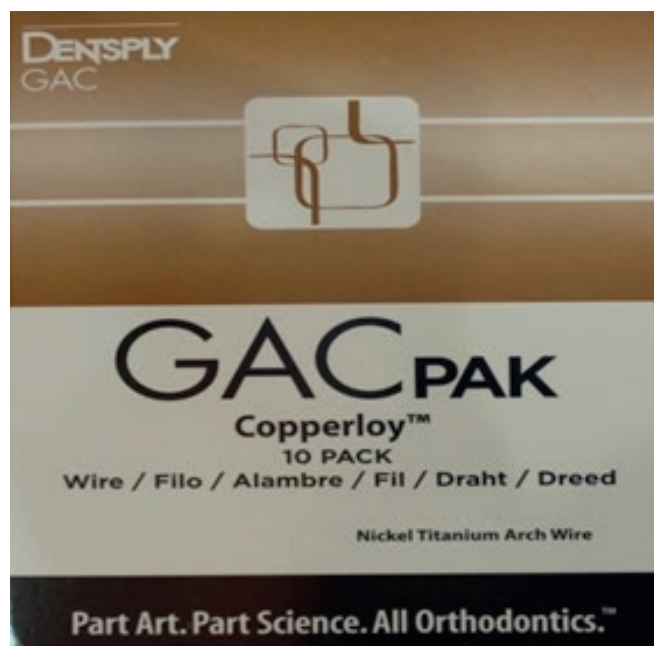


Figura 16 – Copperloy – fio de NiTi enriquecido com cobre comercializado pela GAC. **Fonte:** Os autores.

Estudo recente revelou que, de uma forma geral, a incorporação de cobre nas ligas de níquel-titânio promove uma diminuição não somente da histerese, mas também das forças de ativação e desativação (PIMENTA, 2017).

Relação existente entre os níveis de força liberados por fios de Ni-Ti termoativados e a temperatura austenítica final (Af)

Ao considerarmos as duas principais características de um fio termoativado que são a força efetiva e a temperatura austenítica final (Af) podemos afirmar que existe uma correlação negativa entre estes dois parâmetros. Isto significa dizer que quanto maior for a temperatura austenítica final, menor será a força liberada por estes fios na desativação e vice-versa. Mehta (MEHTA, 2015) avaliou o comportamento térmico e as características de carga/deflexão de fios com forças segmentadas. Os resultados mostraram que o fio Bioforce, que libera uma força de 80g no segmento anterior, possui um Af nessa região de 30,2°C. Ao avaliar o segmento de pré-molares, que libera uma força de 180g, encontrou-se um Af de 27,5°C.

O segmento de molares, que libera uma força de 300g, possui um Af de 25,9°C - (Figura 17) (MEHTA, 2015; SILVA, 2017).

Estudo recente investigou as forças liberadas por fios comercializados no Brasil de mesma marca comercial e com diferentes temperaturas austenítica final (Af) (Morelli 27°C e 35°C; Aditek 37°C e 40°C). Os resultados mostraram que os fios que apresentam o maior Af apresentam os menores valores de força na desativação (SILVA, 2017).

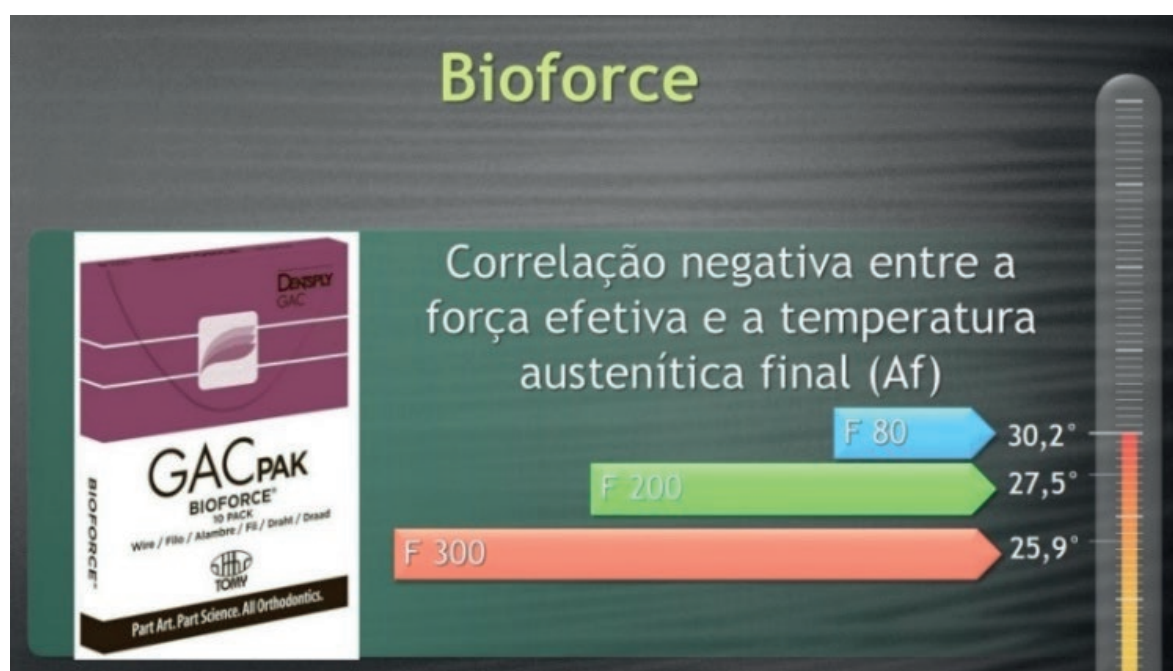


Figura 17 – Temperatura austenítica final (Af) e força efetiva são duas variáveis que apresentam correlação negativa. Assim sendo, Af de fios termoativados devem ser entendidos como indicativos de força. **Fonte:** Os autores.

Melhor aplicação clínica de fios termoativados com diferentes temperaturas de ativação (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009; SACHDEVA, 1997)

Uma das vantagens de incorporar cobre nas ligas de NiTi é a possibilidade de fabricação de fios em diferentes temperaturas de transição (Af) possibilitando assim a individualização do tratamento em função dos níveis de força desejados e de características inerentes ao paciente. Abaixo estão descritas as principais aplicações clínicas dos fios de CuNiTi fabricados com diferentes temperaturas de ativação.

27°C – a principal indicação destes fios é a utilização em pacientes respiradores bucais, uma vez que a temperatura da cavidade bucal destes pacientes é menor quando comparado aos pacientes com respiração nasal. Considerando o comportamento clínico, estes fios possuem grandes semelhanças ao NiTi convencional uma vez que se apresentam quase que totalmente rígidos na temperatura ambiente.

Pelo fato de serem ativados em temperaturas inferiores à corpórea, exibem manifestação inicial do efeito memória de forma logo após a sua inserção nos bráquetes e, em pacientes com grandes irregularidades dentárias que apresentam uma maior dificuldade de inserção destes fios, não é recomendável a sua utilização uma vez que a sua ativação ocorrerá antes do término da amarração dos fios nos bráquetes.

35°C – é a temperatura mais utilizada pelos ortodontistas. Estes fios são indicados para a fase do alinhamento e nivelamento e após a recolagem de acessórios ortodônticos. Pelo fato de serem ativados à temperatura corpórea, não iniciam a transformação reversa de fases de forma tão rápida quanto os fabricados a 27°C. Em função de forças moderadas estarem associadas a estes fios, é possível a utilização de arcos retangulares e/ou quadrados nas fases iniciais do alinhamento e nivelamento.

40°C – estes fios liberam forças suaves e intermitentes e as melhores indicações são para pacientes com menor tolerância à dor e pacientes com problemas periodontais

Com a utilização destes fios a movimentação dentária ocorre de maneira mais lenta e em virtude disso pode-se aumentar o intervalo de tempo entre as consultas de manutenção. Como são ativados a 40°C, os pacientes devem ser orientados a ingerir líquidos quentes várias vezes durante o dia para promover a ativação do arco.

Vantagens da utilização de fios de Ni-Ti enriquecidos com cobre em relação às ligas de Ni-Ti termoativadas convencionais

Os fios de níquel-titânio enriquecidos com cobre apresentam vantagens extremamente interessantes quando utilizados na fase do alinhamento e nivelamento dentário: 1) Baixa histerese pela diminuição da carga de ativação, facilitando a adaptação dos fios mesmo em casos com apinhamentos severos (BERGER; WARAM, 2007; GIL; PLANELL, 1999; LAUB; ROSEN, 2016); 2) Menor Intervalo de Transição Térmica (ITT) quando comparado aos fios de NiTi convencionais (BERGER; WARAM, 2007); 3) Não produzem necessariamente forças menores na desativação (BERGER; WARAM, 2007); 4) Estabiliza a temperatura austenítica final (Af) da liga (GIL; PLANELL, 1999); 5) Maior sensibilidade à temperatura; 6) Possibilidade de fabricação de fios com Af variável permitindo a individualização do tratamento (ROSEN, 2016);

7) A tensão necessária para induzir a transformação martensítica é menor nas ligas contendo cobre - (Figura 18).

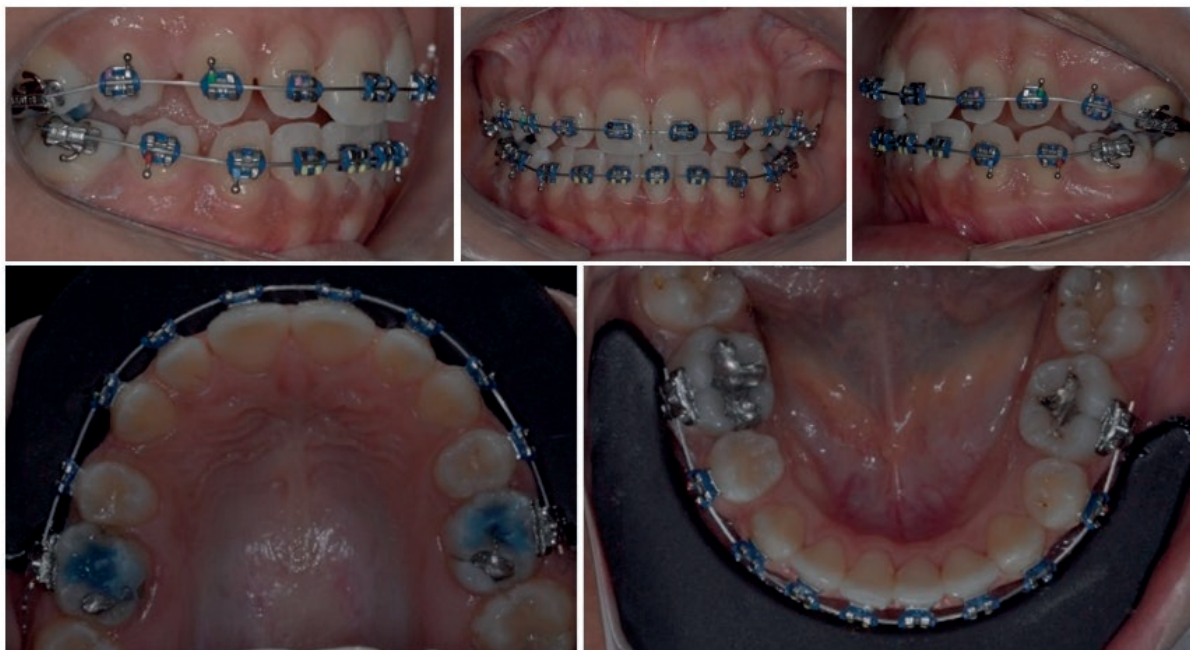


Figura 18 – Fio de NiTi enriquecido com 6% de cobre de calibre 0,016” x 0,016” sendo utilizado no início do alinhamento e nivelamento em um caso de retratamento. **Fonte:** Os autores.

REFERÊNCIAS

ANDREASEN, G. F.; BARRETT, R. D. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. **Am J Orthod**, v. 63, n. 5, p. 462-70, 1973.

BERGER, J.; WARAM, T. Force levels of nickel titanium initial archwires. **J Clin Orthod**, v. 41, n. 5, p. 286-92, 2007.

BISHARA, S. E. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, v. 65, n. 2, p. 117-22, 1995.

BRADLEY, T. G.; BRANTLEY, W. A.; CULBERTSON, B. M. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 109, n. 6, p. 589-97, 1996.

CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **Angle Orthod**, v. 62, n. 1, p. 59-66, 1992.

FERREIRA, M. A.; LUERSEN, M. A.; BORGES, P. C. Nickel-titanium alloys: A systematic review. **Dental Press J Orthod**, v. 17, n. 3, p. 71-82, 2012.

FIGUEIREDO, M. M. et al. Comparison of deactivation forces between thermally activated nickel-titanium archwires. **J Orthod**, v. 39, n. 2, p. 111-6, 2012.

REFERÊNCIAS

GARREC, P.; JORDAN, L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. **Angle Orthod**, v. 74, n. 5, p. 691-6, 2004.

GATTO, E. et al. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. **Eur J Orthod**, v. 35, n. 1, p. 115-23, 2013.

GIL, F. et al. NiTi superelastic orthodontic wires with variable stress obtained by ageing treatments. **Materials Letters**, v. 104, p. 5-7, 2013.

GIL, F. J.; PLANELL, J. A. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. **J Biomed Mater Res**, v. 48, n. 5, p. 682-8, 1999.

IBE, D. M.; SEGNER, D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. **J Orofac Orthop**, v. 59, n. 1, p. 29-38, 1998.

KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthod**, v. 67, n. 3, p. 197-207, 1997.

REFERÊNCIAS

LAUB, L. Nickel-Titanium wires: how to explain it to your mother. In: CLINICAL REVIEW. Denver: Mothor, [2003?], p.42-49. Disponível em: <https://www.rmortho.com/wp-content/uploads/2013/08/Clinical_Final_LR.pdf>. Acesso em: 16 out. 2017.

MEHTA, A. S. K. **Thermomechanical characterization of variable force NiTi orthodontic archwires.** [Master's Thesis]: Marquette University; 2015.

MELING, T. R.; ODEGAARD, J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 119, n. 3, p. 263-273, 2001.

MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 90, n. 1, p. 1-10, 1986.

PIMENTA, D. E. N. **Comparação da relação força/deflexão em fios termoativados convencionais e com adição de cobre.** 2017. 46 f. Dissertação [Mestrado Profissionalizante em Odontologia]. Maringá: UNINGÁ, 2017.

QUINTÃO, C. C. et al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. **World J Orthod**, v. 10, n. 1, p. 29-32, 2009.

REFERÊNCIAS

QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 14, n. 6, p. 144-157, 2009.

ROSEN, M. A. **Mechanical properties of Copper-Nickel-Titanium archwires**. [Master's Thesis]: Marquette University, 2016.

SACHDEVA, R. C. L. Ortodontia com temperatura de transformação variável - Copper Ni-Ti torna isto uma realidade. **Clinical Impressions**, v. 1, p. 2-9, 1997.

SEVILLA, P. et al. Laser welding of NiTi orthodontic archwires for selective force application. **J Mater Sci Mater Med**, v. 19, n. 2, p. 525-529, 2008.

SILVA, A. L. F. **Comparação da superelasticidade de fios com diferentes temperaturas austenítica final (Af)**. 2017. Dissertação [Mestrado Profissionalizante em Odontologia]. Maringá: Centro Universitário Ingá; 2017.

SPINI, T.S. et al. Avaliação do intervalo de transição térmica das ligas de níquel-titânio termoativadas. **Ortodontia**, v. 45, n. 5, p. 575-580, 2012.

REFERÊNCIAS

SPINI, T. S. et al. Transition temperature range of thermally activated nickel-titanium archwires. **J Appl Oral Sci**, v. 22, n. 2, p.109-117, 2014.

TERAMOTO, A. SENTALLOY® - the Story of Superelasticity. **A White Paper Report**, p.1-12, 2010.

VIAZIS, A. D. **Atlas of Advanced Orthodontics: a guide to clinical efficiency**. [S.l.]: Saunders, 1998.