
Fios ortodônticos: propriedades, classificações e aplicações
Orthodontic wires: properties, classifications and applications

FABIANE LOULY¹
JANINE DELLA VALLE ARAKI²
KARINA MARIA SALVATORE DE FREITAS³
CARLOS HENRIQUE GUIMARÃES JUNIOR⁴
JULIANA ZIGART BRUM CARMO⁵

RESUMO: O objetivo deste trabalho foi analisar, por meio de uma revisão de literatura, as propriedades, classificações e aplicações dos Fios Ortodônticos, sua influência na mecânica aplicada aos dentes e suas estruturas de suporte, bem como auxiliar no entendimento das indicações e contra-indicações na sua aplicação.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos; Características; Classificação; Aplicações.

ABSTRACT: The aim of this study was to analyze, through a literature review, properties, classifications and applications of Orthodontic Wires, its influence on mechanics applied to the teeth and their supporting structures, as well as assist in the understanding of the indications and contraindications in their application.

Key-words: Orthodontic wires; Characteristics; Classification; Applications.

INTRODUÇÃO

Desde o início do século passado, as diferentes ligas metálicas que compõe os fios ortodônticos, têm evoluído ao longo do tempo, de acordo com novas necessidades clínicas apresentadas durante o tratamento ortodôntico. Partindo das ligas de ouro, praticamente não mais usadas,

¹Mestre em Ortodontia pela SLMandic. Doutora em Ortodontia pela FOB/USP Bauru-SP; Rua Alemanha, 777, casa 05 Condomínio Santa Rosa, Cuiabá-MT, Cep 78040-010, e-mail: fabloully@terra.com.br

²Mestre e Doutora em Ortodontia pela FOB-USP, Bauru-SP

³Mestre e Doutora pela FOB-USP, Bauru-SP

⁴Mestre em Ortodontia pela Universidade de São Paulo. Doutor em Ortodontia pela FOB/USP – Bauru/SP

⁵Especialista em Ortodontia pelo Instituto de Ciências da Saúde Funorte/Soebras.

passando pelos fios de aço inoxidável, cujo uso resiste ao tempo, chegando aos fios com propriedades diferenciadas, como os de níquel-titânio superelástico e termodinâmico (BURSTONE, GOLDBERG, 1980). Estas novas ligas têm propiciado algumas alterações no protocolo de tratamento, encurtando o tempo de cadeira, otimizando a tradicional sequência de fios, tornando o tempo de reativações menor, tendo em vista o maior intervalo de trabalho que estas novas ligas realizam, permanecendo na cavidade oral por muito mais tempo que uma liga metálica convencional, e proporcionando forças ortodônticas mais suaves e biológicas do ponto de vista tecidual. A efetividade do movimento ortodôntico envolve a interação adequada de fatores relacionados ao paciente, à mecânica aplicada, aos dentes e suas estruturas de suporte e é particularmente dependente da ação dos fios ortodônticos, conforme suas características estruturais e mecânicas. Na tradicional sequência de troca dos fios de aço inoxidável, utilizada na fase de alinhamento e nivelamento, a transição progressiva dos calibres dos fios altera a quantidade de força liberada, assim como à distância interbraquete entre estes fios e o comprimento alterado por alças confeccionadas nos mesmos, Motta et al. (2003); Evans e Durning (1996); Fillmore e Tomlinson (1976); Goldberg e Burstone, (1979); Jarabak (1960); Kohl (1964); Kusy e Greenberg, (1981); Strang e Thompson, (1958), que denominamos de Ortodontia de secção transversal variável. Outra forma de alterarmos a magnitude da força liberada, portanto, a carga dissipada, é através da utilização de fios compostos por ligas alternativas, constituídas por outros materiais. As propriedades particulares destas ligas permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, atuando com forças leves e constantes. Este artigo revisa alguns conceitos, propriedades e aplicação clínica dos fios ortodônticos encontrados na atualidade.

HISTÓRICOS DOS FIOS UTILIZADOS EM ORTODONTIA

Ligas de ouro, aço inoxidável e cobalto-cromo

Inicialmente, em 1887, Edward Angle utilizava ligas de níquel-prata para acessórios ortodônticos. Posteriormente, as substituíram pelas ligas de cobre, níquel e zinco, sem prata. Finalmente, as ligas de ouro passaram a ser de sua escolha. O ouro de 14 a 18 quilates foi rotineiramente utilizado, naquela época, para fios, bandas, ganchos e ligaduras. Entretanto, o baixo limite de escoamento, a elasticidade

limitada e o alto custo reduziram seu uso clínico em todo o mundo (MOTTA et al., 2003).

O aço inoxidável surgiu em meados da década de 40 e passou a substituir as ligas de ouro tornando-se o principal material na fabricação de fios ortodôntico. Esta liga apresenta menor custo que o ouro, com maior limite de escoamento e módulo de elasticidade (MOTTA et al., 2003; OTUBO; MEI; KOSHIMIZU, 2004).

Posteriormente foram criados os fios multifilamentados de aço, trancados ou torcidos, aumentando a flexibilidade e a possibilidade do aumento da faixa de ativação (MOTTA et al. 2003; EVANS; DURNING, 1996; BARROWES, 1982; WATERS; STEPHENS; HOUSTON, 1975).

O emprego das ligas de cobalto-cromo na Ortodontia ocorreu pouco depois da liga de aço inoxidável (FILLMORE; TOMLINSON, 1976; MIURA et al., 1986).

O aço dominou o mercado de acessórios ortodônticos até o início da década de 70, com avanço e desenvolvimento tecnológico das indústrias aeroespaciais e químicas foram criadas novas ligas metálicas como ligas níquel - titânio e beta-titânio (MOTTA et a., 2003; ANDREASEN; BARRET, 1973).

Após este período, diversas outras ligas foram criadas, conforme a cronologia da tabela 1.

TABELA 1 – CRONOLOGIA DOS FIOS ORTODÔNTICOS		
FASES	LIGAS	CRONOLOGIA
FASE I	Ouro	Da virada do século XIX ao início da década de 40
	Aço inoxidável	Década de 40 em diante
FASE II	NiTi estabilizado	Década de 70 em diante
	Beta-titânio	Década de 80 em diante
FASE III	NiTi superelástico (austenítico ativo)	1985 em diante
FASE IV	NiTi termodinâmico (martensítico ativo)	Década de 90
FASE V	NiTi gradualmente termodinâmico	Década de 90
FASE VI	Fios metálicos com cobertura estética	Década de 90
FASE VII	Fios de composto polimérico revestidos com fibra de vidro	Em estudos laboratoriais desde 1994, lançados no mercado 2008

Fonte: EVANS; DURNING, 1996, modificada.

PROPRIEDADES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

O profissional deve possuir amplo conhecimento das propriedades das ligas metálicas com objetivo de orientá-lo na escolha do melhor fio ortodôntico para cada etapa do tratamento, utilizando desta forma as propriedades destas ligas ao seu favor.

CARGA X DEFLEXÃO

A forma como um fio ortodôntico libera suas forças é representada por um gráfico carga/deflexão, que demonstra a quantidade de força acumulada por milímetro de deformação. Este gráfico segue os preceitos da clássica lei de Hooke (PHILLIP; SKINNER) quando pressionamos o fio ortodôntico dentro do slot do braquete com o intuito de corrigir um dente desnivelado, este ato de flexão no fio ocasionará um aumento da sua carga, aumentando assim a distância de deflexão. Partindo desta ideia, para cada milímetro de aumento da ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais carga (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Caso ocorra uma deflexão exacerbada, será ultrapassado o limite elástico do fio e o mesmo não retorna mais a sua forma original, ocasionando uma deformação permanente.

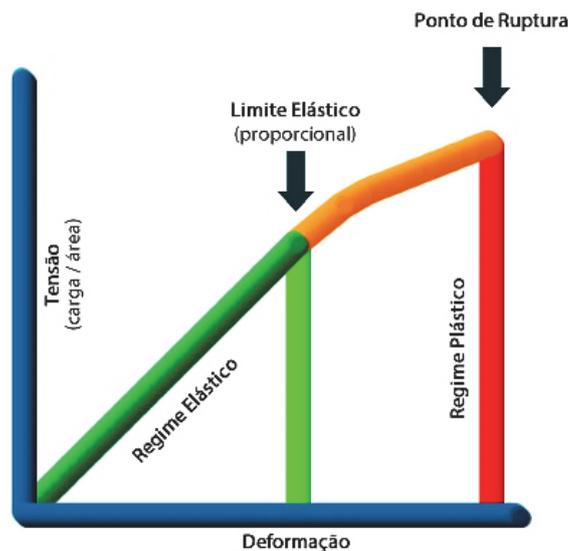


Figura 1 Gráfico demonstrativo da propriedade Carga x Deflexão
Fonte: GURGEL; RAMOS; KERR (2001)

MÓDULO DE ELASTICIDADE

Ao analisarmos o gráfico de um determinado fio, podemos encontrar o quanto de força será liberada por milímetro de ativação, bem como o limite de deflexão de um fio, antes que o mesmo sofra deformação. Este limite também pode ser encontrado pelo módulo de Young, ou módulo de elasticidade (E), que pode ser obtido pela razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica ($E = \text{Tensão/Deformação}$) (NELSON; BURSTONE; GOLDBERG, 1987).

TABELA 2 -MÓDULO DE ELASTICIDADE

Tipo da Liga	E (x106 psi)	Rigidez Relativa
Aço Inoxidável	29,0	1,00
Eugiloy	28,0	0,97
Beta-Titânio	10,5	0,36
M-NiTi	4,8	0,17

Comparação do módulo de elasticidade (E) entre algumas ligas metálicas para fios do mesmo diâmetro. Valores por polegada quadrada (psi) (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001)

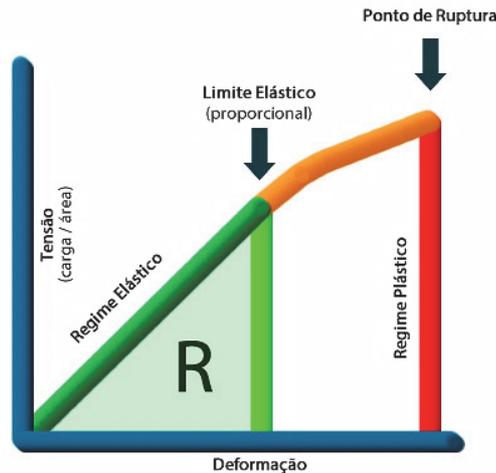
RIGIDEZ

Quando um fio apresentar uma alta rigidez, ele possui um alto módulo de elasticidade, isto representa um acúmulo maior de força por milímetros de ativação (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

RESILIÊNCIA

É a capacidade de um metal armazenar energia (tensão) até o seu limite elástico. Ela pode ser obtida através da área do regime elástico representada no gráfico tensão/ deformação (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Um fio com alto módulo de resiliência, acumula na sua estrutura uma grande quantidade de energia, esta energia permite que este fio possa ser flexionado por mais tempo sem que ultrapasse o seu limite elástico, ou seja, sem que ocorra a deformação permanente deste fio (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; GRAVINA et al., 2004; O'BRIEN; RYGE, 1973; SOUZA, 1974).



FORMABILIDADE

Representa a capacidade do fio de aceitar diversos tipos de dobras com facilidade, sem sofrer deformação permanente sem sofrer rupturas (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; NELSON; BURSTONE; GOLDBERG, 1987).

SOLDABILIDADE

É a capacidade do material de receber soldas, elétricas ou de prata.

FRICÇÃO OU ATRITO.

O atrito está presente na Ortodontia, correspondendo à qualidade de deslizamento entre o fio e encaixe (slot) do braquete ou tubo (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

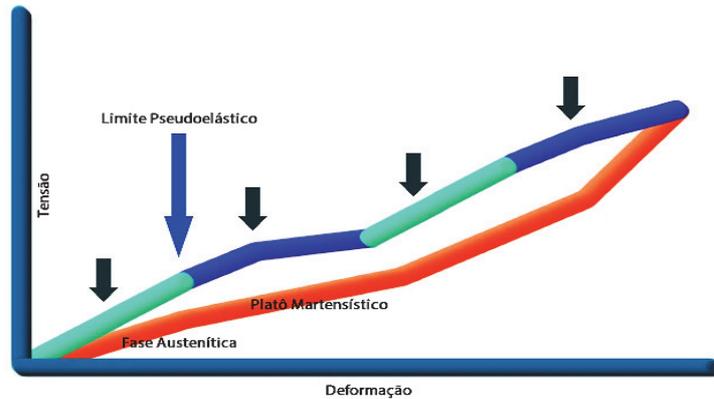
SUPERELASTICIDADE

A superelasticidade é caracterizada pelo comportamento atípico da liga em relação ao clássico gráfico de carga/deformação. O fio superelástico apresenta duas fases estruturais, austenítica e martensítica, que se alternam entre dois ciclos contendo uma fase elástica e uma fase plástica (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Quando a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional, caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite “pseudoelástico” é ultrapassado, a liga deforma-se mais. No

entanto, devido ao quase constante acúmulo de carga, forma-se um “platô” no gráfico carga/deformação, desta forma, a liga torna-se martensítica.

Todo fiosuperelástico retorna à forma e estrutura original na sua desativação devido à memória de forma.



Figura–Gráfica demonstrativa tensão/ deformação característica representada por um fio que possui a propriedade superelasticidade (Fonte: GURGEL; RAMOS; KERR (2001).

EFEITO MEMORIA DE FORMA

Como próprio nome diz, representa a capacidade de o fio retornar a sua forma original. Esse fenômeno ocorre nos fios que apresentam pouca rigidez e um alto poder de memória. Devido a esta propriedade, o fio é prontamente capaz de sofrer alteração de forma ao mesmo tempo em que pode facilmente retornar a sua configuração o inicial (GRAVINA et al., 2004).

TABELA 3 RESUMO DAS PROPRIEDADES DAS LIGAS						
Liga	Memória	Rigidez	Forma.	Resiliência	Soldab.	Atrito
Aço	Baixa	Alta	Boa	Baixa	Sim	Baixo
CrCo	Baixa	Alta	Boa	Baixa	Sim	Médio
NiTi	Alta	Baixa	Ruim	Alta	Não	Médio
TMA	Média	Média	Boa	Média	Sim	Alto
Twist	Alta	Alta	Média	Alta	Sim	?

Fonte: KAPILA; SACHDEVA, 1989.

UTILIZAÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS

FIOS DE AÇO INOXIDÁVEL CONVENCIONAIS

Os fios de aço possuem na sua composição média é de 18% de Cromo, 8% de Níquel, 0.08 a 0.15% de Carbono e o restante (maioria) de Ferro (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Propriedades

Entre as principais propriedades dos fios de aço inoxidável, se destaca a sua excelente formabilidade, devido à sua alta plasticidade, permite executar diferentes tipos de dobras desejáveis sem fraturar ou deformar permanentemente, quando realizadas em fios de maior calibre (GRAVINA et al., 2004; KAPILA; SACHDEVA; 1989). Também possuem baixos valores de resiliência e atrito, altos valores de rigidez e módulo de elasticidade.

Indicação

De fácil manipulação, de baixo custo e com diversas características pode ser selecionado para diferentes etapas do tratamento ortodôntico. Nas fases intermediárias, os fios de secções redondas são uma ótima escolha para manter contorno estável do arco dentário. Já o fio de secção retangular é indicado para finalização e/ ou fechamento de espaço através da utilização da técnica de deslize.

Contraindicação

Devido a sua alta rigidez, este fio deve ser evitado nas fases iniciais do tratamento, uma vez que libera forças excessivas por períodos tempo menor, causando assim danos aos tecidos dentários (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001). O fio de aço apresenta uma baixa resiliência e uma alta capacidade de se deformar, sendo pouco eficaz na tentativa de dissolver apinhamentos dentários.

FIOS DE AÇO INOXIDÁVEL TRANÇADO

Os fios aço inoxidável trançado ou multifilamentado são formados por fios do mesmo material entrelaçados entre um fio principal (GRAVINA et al., 2004). São comercializados pela Unitek Corp, denominados fio twist-flex.

Propriedades

Apesar de serem compostos de aço, estes fios são bastante elásticos e altamente resilientes.

Indicação

O fio de aço trançado de secção redonda pode ser utilizado nas fases iniciais de alinhamento, nivelamento e com pequenos apinhamentos. Já o fio de aço trançado de secção retangular (braided) pode ser utilizado nos estágios onde há necessidade da realização da intercuspidação dentária e na finalização do caso (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

FIOS DE CROMO COBALTO

O fio de cromo-cobalto é comercializado com o nome de “Elgiloy” (Rocky Mountain Orthodontics). Possui na sua composição 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel, 15.8% de Ferro, 7% de Molibdênio, 2% de Manganês, 0.16% de Carbono e 0.04% de Berílio (LINBENSON; GIL; PLANELL, 1996).

Propriedades

Apresenta propriedades semelhantes ao fio de aço inoxidável convencional, mas se destaca na sua alta formabilidade. Ele comercializado em quatro tipos de acordo com o grau formabilidade desejada etapa do tratamento: o azul representa a mais maleável, seguida pela amarela (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelha (resiliente) (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Indicação

Devido a sua alta formabilidade, este fio permite realizar dobras e helicóides, principalmente os retangulares, facilitando e reduzindo o tempo clínico, além de proporcionar melhor eficácia e controle do movimento dentário (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

FIOS DE NIQUEL-TITÂNIO

Encontram-se disponíveis atualmente dois grupos de ligas de Níquel-Titânio: NiTi estáveis e ativas, que distinguem-se por características importantes para o uso na Ortodontia (LINBENSON; GIL; PLANELL, 1996).

O fio Níquel-Titânio Estável (M-NiTi ou trabalhado a frio) apresenta a estrutura cristalina hexagonal compacta que representa a

forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica. Este fio não demonstra capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), com comportamento semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Este fio não altera a sua estrutura, sendo trabalhado da mesma maneira que os outros fios convencionais (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

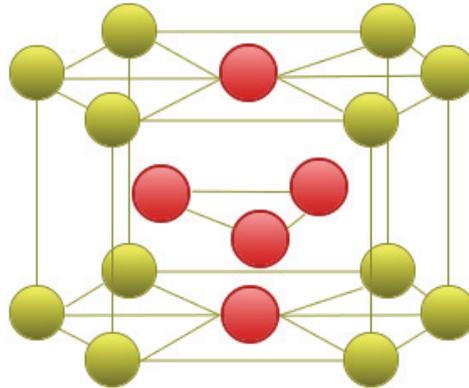


Figura - Cristal Hexagonal compacto

O segundo grupo, Níquel-Titânio Ativo (A-NiTi ou NiTitermo ativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas), apresenta uma grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indicando a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de Ni-Ti. Este fio é fabricado em altas temperaturas, devido a este tipo de fabricação ele apresenta certa particularidade. Ele possui a capacidade de realizar uma mudança estrutural chamada de transformação martensítica, que consiste na mudança de fase austenítica para martensítica quando submetido a altas temperatura ou a tensão. Quando submetido à temperatura reduzida, estabelece-se a fase martensítica e com o aumento da temperatura, ocorre novamente uma transformação progressiva para a fase austenítica (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

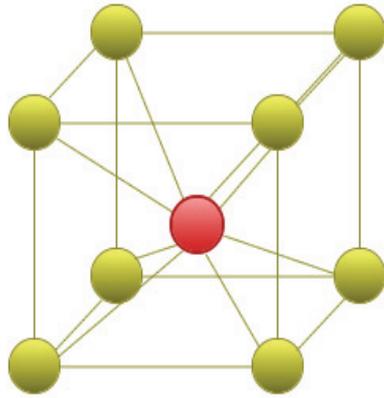


Figura- Cristal Cúbico de corpo centrado

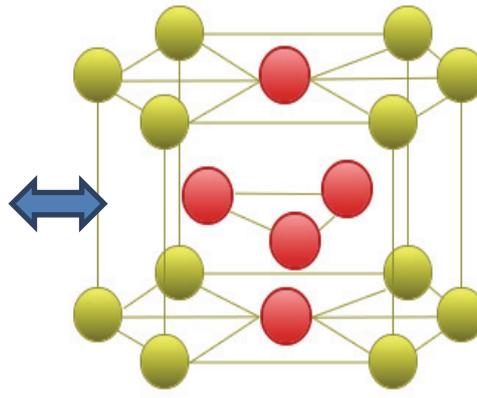


Figura- Cristal Hexagonal compacto

FIO NÍQUEL-TITÂNIO ESTÁVEL (M-NITI OU TRABALHADO À FRIO)

Sua comercialização teve início a partir dos anos 70. Este fio foi desenvolvido sob a supervisão do programa espacial americano e introduzido no mercado com o nome de Nitinol (acróstico das palavras Níquel, Titânio e NOL – Naval Ordnance Laboratory) pela Unitek Corp (ANDREASEN; MORROW, 1978). A composição do fio de níquel-titânio com "efeito memória de forma" é de 55% de níquel e 45% de titânio (GRAVINA et al., 2004).

Este fio é o NiTi convencional, estável, trabalhado da mesma maneira que outros fios convencionais. Ele não apresenta a capacidade de alteração estrutural, ou seja, não aceita mudança de fase, sempre se apresentando como martensítico, por esse motivo a sigla M-Niti (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; MCLAUGHLIN; BENNETT, 1999).

Propriedades

Este fio é extremamente resiliente, com alto efeito de memória, baixos valores de rigidez, pouca ou nenhuma formabilidade, não aceitando soldagem e apresenta baixo índice de corrosão.

Indicação

O fio de NiTi de seção redonda apresenta uma excelente flexibilidade aliado ao efeito de memória, ideal nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento. É essencial nos casos onde requer a correção

de apinhamentos dentários moderados a acentuados (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; GRAVINA et al., 2004).

Contraindicação

Este fio é contra indicado nos casos onde há necessidade de uma alta rigidez, visando um controle maior durante o movimento. Não é indicado para a realização de retração nos dentes anteriores ou fechamento de espaços. Aplicação de força sobre esse fio promove uma excessiva deflexão, impedindo o movimento de corpo dos dentes, bem como demasiadas inclinações dentárias.

FIO NÍQUEL-TITÂNIO TRANÇADO M-NITI

Está disponível no mercado como o Turbo da Ormco/Sybron. É um fio derivado do fio de M-NITI, apresentando uma estrutura trançada e com secção retangular.

Indicação

Pela sua excelente flexibilidade, este fio é indicado nas fases iniciais do tratamento onde o paciente apresenta perda óssea acentuada, necessitando assim de um baixo nível de força durante o a movimentação. Também pode ser utilizado nas etapas finais de intercuspidação (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Contraindicação

Possui as mesmas contraindicações do NiTi convencional.

FIO NÍQUEL-TITÂNIO(A-NiTi ou NiTitermo ativado, superelástico ou trabalhado em altas temperaturas)

O Níquel-Titânio Ativo, surgindo no mercado nos anos 90, foi produzido sobre altas temperaturas, desenvolvendo algumas particularidades como a sua superelasticidade e possibilidade de realizar uma mudança estrutural chamada de transformação martensítica (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; MCLAUGHLIN; BENNETT, 1999).

Propriedades

Possui superelasticidade, efeito de memória, extremamente mais resilientes e com menor formabilidade. Não permite realização de soldagem.

Indicação

Devido a suas excelentes propriedades, este fio é indicado para a realização de alinhamento e nivelamento com maior rapidez e facilidade. Atualmente pode ser encontrado em diferentes temperaturas de transformação, podendo assim alternar os níveis de força diante da temperatura bucal (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001)

Contraindicação

Por apresentar pouca formabilidade, ele também é contraindicado para retração dos dentes anteriores e fechamento de espaços, além de apresentar um alto custo.

FIO BETA-TITÂNIO OU TITÂNIO-MOLIBIDÊNIO

O Beta-Titânio teve uma boa aceitação clínica a partir da década de 80, apresentando a composição de 79% Titânio, 11% Molibdênio, 6% Zircônio, 4% Estanho. Este fio projetado por Burstone e ficou conhecido na Ortodontia pela sigla "TMA" (TitaniumMolybdenumAlloy-OrmcoCorp.) (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001; GRAVINA et al., 2004).

Propriedades

Burstone" descreve o Beta-titânio com um fio "superior" por apresentar as seguintes propriedades: alta recuperação elástica, possui rigidez metade do fio de aço e dobro da sua resiliência, alta formabilidade, receptivo a soldagem sem alterar as suas propriedades e resistente a corrosão (BURSTONE; GOLDBERG, 1980).

Indicação

O "TMA" de secção retangular é indicado para confecção de molas de verticalização de molares ("cantilever" para intrusão segmentada), confecção de molas de correção radicular. Para a realização de intrusão dentária através do Arco de intrusão CIA, para mecânica de fechamento de espaço através de alças incorporadas no fio e este fio é chamado CNA M-loop.

O TMA de secção redonda pode ser utilizado na confecção de molas do aparelho Pendex-Dr.Hilgers.

Contraindicação

O TMA apresenta na sua superfície oito vezes mais atrito do que o fio aço e por esse motivo ele acaba sendo contraindicado nos casos que exigem deslizamento entre o fio e braquete, retardando ou até impossibilitando a execução da mecânica. E segundo Kusy, por este fio ser constituído de beta-titânio e não possuir na sua composição o níquel, ele pode causar irritação nos tecidos bucais (KUSY, 1998).

FIOS TITÂNIO NIÓBIO

Fio é relativamente novo na Ortodontia, cuja composição é exatamente o seu nome, Titanium-Niobium (Ormco / Sybron).

Propriedades

Apresenta uma boa formabilidade, receptivo a soldagem sem alterar as suas propriedades, resistente a corrosão e possui uma menor rigidez que o fio TMA.

Indicação

Este fio é indicado para pacientes com sensibilidade ao níquel, por não apresentar na sua composição este material. Servindo como um substituto aos pacientes que apresentarem algum tipo de reação ao fio M-NiTi.

No seu formato retangular ele pode ser utilizado nas fases de finalização do tratamento ortodôntico, devido a sua baixa rigidez proporcionando forças de menores intensidades.

Contraindicação

Por possuir propriedades como baixa rigidez, e atrito ainda não comprovado, ele deve ser contraindicado nos casos de mecânica de retração por deslize ou fechamento de espaços(GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

FIOS DE RESINA E FIBRA DE VIDRO

Comercialmente denominado fio estético, ele é produzido a partir de fibras de cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica. Pode ser encontrado na secção redonda e retangular.

Propriedades

É um fio que apresenta propriedades ainda não bem definidas. O que é relatado na literatura é que ele possui uma boa elasticidade, uma superfície com pouco atrito, com relação a soldabilidade e a formabilidade ainda está em fase de estudo para comprovação(GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Indicação

É um fio indicado junto com braquetes estéticos para casos onde o paciente faz questão da estética, tanto o fio quanto o braquete vai apresentar uma semelhança com cor dos dentes.

Contraindicação

Este fio não é indicado para todos os tipos de tratamento, pois apresenta sérios problemas com relação a sua durabilidade. A sua estrutura é frágil quando em contato com a cavidade bucal (IMAI et al, 1998).

CONCLUSÃO

Os Fios Ortodônticos apresentam características, propriedades e aplicações únicas, que permitem a sua utilização nos mais diversos casos. Através dos estudos de suas propriedades, os Ortodontistas devem encontrar os que melhor se adaptam aos casos clínicos que estão trabalhando. Novas interações entre os fios permitirão que novas técnicas sejam criadas e melhor aplicadas. Desta forma, é essencial que sejam conhecidas as suas indicações e contra-indicações, para que o resultado de um plano de tratamento possa trazer ao paciente uma melhor qualidade de vida e ao profissional, mesmo tempo clínico de cadeira e menor tempo de tratamento.

REFERÊNCIAS

ANDREASEN, G .F.; BARRET, R .D. An evolution of cobalt-substituted Nitinol wire in Orthodontics. **Am J Orthod** v.73, n .2, p. 462-70, May, 1973 .

ANDREASEN, G.F.; MORROW, R.E. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. **Am J Orthod** v.73, p.142-51, 1978.

BARROWES, K.J. Archwire flexibility and deformation. **J Clin Orthod** v .16, p. 803-11, Dec ., 1982

BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, J. Beta Titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod** v .77, n .2, p. 121-32, Feb. 1980

BURSTONE, C.J.; QIN, B.; MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire $\frac{3}{4}$ a new orthodontic alloy. **Am J Orthod** v. 87, n. 6, p. 445-52, June, 1985

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** v . 23, n.3, p 269-75, Aug., 1996.

FILLMORE, G.M.; TOMLINSON, J.L . Heat treatment of cobal t chromium alloy wire. **Angle Orthod** v .46, n .2,187-95, Apr. 1976 .

GOLDBERG, J.; BURSTONE, C.J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. **J Dent Res** v.58, n. 2, p 593-600, Feb., 1979 .

GRAVINA, M.A. et al. Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. **Rev Dental Press OrtodonOrtop Facial** v. 9, n .1, p .113-28, jan./fev. 2004.

GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios Ortodônticos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial** v. 6, n. 4, p. 103-14, jul./ago. 2001

IMAI, T. et al. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** v.116, n. 5, p.533-38, 1999.

JARABAK, J.R. Development of a treatment plan in the light o f one ' concept of treatment objectives. **Am J Orthod** v . 46, p. 481-514, 1960.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R .Mechanichal properties and clinical applications of orthodontic wires .**Am J Orthod Dentofacial Orthop** v. 96, p .100-19, Aug .1989.

KOHL, R.W. Metallurgy in orthodontics .**Angle Orthod** v.34, n .1, p .37-52, jan., 1964.

KUSY, R.P. The future orthodontic materials: the long term view . **Am J Orthod** v. 113, n.1, p. 91-95, jan., 1998.

KUSY, R.; GREENBERG, A.R. Effects of composition and cross – section on the elastic properties of orthodontic wires. **Angle Orthod** v.51, n .4, p . 325-41, Oct., 1981 .

LINBENSON, C.; GIL, F.X.; PLANELL, J.A. Caracterización de alambres Ni-Ti para su aplicación en la clínica ortodôntica. **Rev Esp Ortodont** v. 26, p. 47-58, 1996.

McLAUGHLIN, R.; BENNETT, J.C. Arch form considerations for stability and aesthetics. **Rev Esp Ortod** v. 29, n. 2, p.46-63, 1999.

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

MOTTA, A.T.S. et al. **Ortodontia Gaucha** v. 7, n. 1, jan/jun 2003

NELSON, K.R.; BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, A.J. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. **Am J Orthod**, v. 92, n. 3, p. 213-19, Sept., 1987.

O'BRIEN, W.J.; RYGE, G. **An outline of dental materials and their selection**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1973

OTUBO, J.; MEI, P.; KOSHIMIZU, S. **Caracterização de aços inoxidáveis com efeito memória de forma**. CBECIMAT 94 Anais.. Águas de São Pedro-SP, p. 219-22, 1994.

PHILLIP; SKINNER. Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente. In: _____ **Materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, cap. 28, p. 310-318.

SOUZA, S.A. **Ensaio mecânico de materiais metálicos**. 3.ed. São Paulo: Blucher, 1974.

STRANG, R.S.W.; THOMPSON, W.M.A. **Text Book of Orthodontics**. Lea &Febiger, 1958.

WATERS, N.E.; STEPHENS, C.D.; HOUSTON, W.J.B. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires -Part I. **Br J Orthod** v.2, n. 2, p.73-83, jan., 1975.

Enviado em: janeiro de 2013.

Revisado e Aceito: fevereiro de 2013.

