

# FIOS ORTODÔNTICOS: REVISÃO DE LITERATURA

## WIRES ORTHODONTIC: LITERATURE REVIEW

MAYCON RODRIGO LINHARES MORAES<sup>1\*</sup>, RENATA CRISTINA GOBBI DE OLIVEIRA<sup>2</sup>

1. Acadêmico do curso de graduação em Odontologia da Faculdade INGÁ, Brasil; 2. Doutorado em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Bauru - USP, Brasil, docente do curso de graduação em Odontologia da Faculdade INGÁ e docente colaboradora do Programa de Mestrado Profissional em Odontologia da Faculdade INGÁ.

\* Avenida Auziro Zarur 1630, Conjunto Ney Braga, Maringá, Paraná, Brasil. CEP: 87075.000. [maycon\\_moraes@hotmail.com](mailto:maycon_moraes@hotmail.com)

Recebido em 07/09/2015. Aceito para publicação em 21/12/2015

### RESUMO

O desenvolvimento das ligas metálicas ampliou a diversidade de fios ortodônticos dos quais tem sido fundamental para a prática de tratamento dentário, possibilitando um menor tempo sem promover desconforto ao paciente. A opção pelo fio adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas. Sendo assim o objetivo deste trabalho foi realizar uma revisão de literatura sobre os fios ortodônticos empregados desde o início do século passado até a atualidade, destacando suas propriedades; suas aplicações; seu uso clínico na ortodontia; sua influência mecânica aplicada aos dentes, bem como suas indicações.

**PALAVRAS-CHAVE:** Fios ortodônticos, aparelhos ortodônticos, tratamento.

### ABSTRACT

The development of alloys increased the diversity of orthodontic wire which has been fundamental to the practice of dental treatment, enabling a shorter time without causing discomfort to the patient. The choice of the appropriate wire for each phase of treatment requires clinical assessment and knowledge of different types of alloys. Thus the aim of this study was to perform a literature review of the orthodontic wires employees since the beginning of last century to the present, highlighting its properties; applications; its clinical use in orthodontics; its mechanical influences applied to the teeth as well as your statements.

**KEYWORDS:** Orthodontic wires, orthodontic braces, treatment.

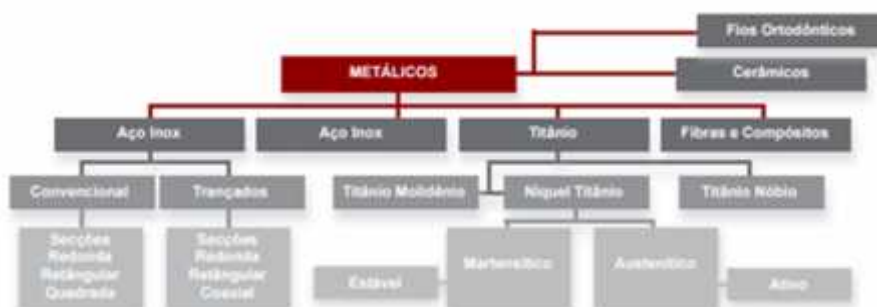
### 1. INTRODUÇÃO

Desde os primórdios da ortodontia foram vários as ligas de fios utilizadas como a prata, cobre, latão e por fim o aço inoxidável o qual dependendo da fase de tratamento ainda é utilizado. Na década de 40 o aço inoxidável tornou-se o material de eleição para confecção dos arcos em Ortodontia, devido à sua rigidez, formabilidade,

resistência à corrosão e resiliência, e por ter menos custo que o ouro. Por outro lado, não apresentou boa elasticidade, por este motivo sofreu alteração de sua secção, diâmetro e a incorporação de alças foram alternativas para melhorar esta propriedade. Os fios de aço multifilamentados foram outra opção para aumentar a flexibilidade e o tempo de trabalho dos arcos. Depois vieram as ligas de cromo-cobalto, níquel-titânio, beta-titânio e multifilamentos<sup>1,2,3</sup>.

Apesar de existir um número pequeno de ligas usado na produção de fios ortodônticos estas, são distribuídas em quatro grupos básicos de ligas como: o aço inoxidável; as ligas de beta-titânio, as ligas de níquel titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (termodinâmicos e com adição de cobre, e as superelásticas) as quais tem a finalidade de promover forças para a movimentação dentária (Figura 1)<sup>4,5,6,7</sup>.

O ideal de todo tratamento ortodôntico é ter bons resultados nas fases iniciais e conseqüentemente os resultados posteriores serão bem-sucedidos e que seja realizado num menor tempo sem promover desconforto para o paciente. Por isso é fundamental que o ortodontista tenha o conhecimento necessário das diversidades de fios ortodônticos e das suas propriedades mecânicas e o domínio do material a ser utilizado como: fios, elásticos, brackets<sup>8,9</sup>.



**Figura 1.** Resumo esquemático dos fios ortodônticos disponíveis no mercado.

A movimentação dentária se dá pela acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico. Cada ajuste de aparelho armazena e con-

trola o mecanismo de transferência e distribuição de forças. Um ótimo controle do movimento requer a aplicação de um sistema de forças específico que é devidamente guiado por meio de acessórios tais como os fios ortodônticos<sup>6,10</sup>.

Diante da rápida evolução dos materiais ortodônticos utilizaremos quatro ligas de fio mais disponíveis hoje no mercado: aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel titânio e beta titânio.

## 2. MATERIAL E MÉTODOS

Trata-se de revisão bibliográfica realizada por meio de levantamento retrospectivo de artigos científicos nas bases EBSCO host, Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS), e na coleção *Scientific Electronic Library Online* (SCIELO). Utilizou-se artigos publicados entre 1970 e 2013.

## 3. DESENVOLVIMENTO

### Fios de ouro

Historicamente na ortodontia mundial temos como precursor Edward Angle onde utilizava ligas de níquel prata para acessórios ortodônticos, substituindo posteriormente pelas ligas de cobre, níquel e zinco, sem prata até dar preferência pela liga de ouro de 14 a 18 quilates<sup>6,11,12</sup>.

A liga de ouro (tipo IV) até a década de 1930 foi a mais utilizada em acessórios ortodônticos. O ouro de 14 a 18 quilates era utilizado para fios, bandas, ganchos e ligaduras, assim como as bandas e os arcos de irídioplatina. As únicas vantagens que as ligas de ouro possuíam por serem tratadas termicamente, de forma a variar sua rigidez em cerca de 30%, e possuir uma ótima resistência à corrosão<sup>6,11,12</sup>.

As ligas de ouro foram utilizadas pelos pioneiros da Ortodontia brasileira, professores da Universidade Federal do Rio de Janeiro, até o início da década de 1950<sup>12</sup>.

### Fios aço inoxidável

Os fios de aço inoxidável foram introduzidos na ortodontia em 1933 onde substituiu o ouro por possuir maior resiliência, biocompatibilidade, estabilidade no meio e baixo custo. Já o ouro deixou de ser manipulado como aparelho ortodôntico devido ao alto custo, baixo limite de escoamento, elasticidade limitada. Foi durante a Guerra Mundial que surgiu o aço inoxidável, e que todo o processo para conformar arcos ortodônticos evoluiu<sup>12,13</sup>.

No Brasil, até o final da década de 40 os aparelhos ortodônticos eram confeccionados à ouro e a partir daí o aço inoxidável se sobrepõe sendo utilizado como acessórios ortodônticos. O aço é uma liga composta de ferro-carbono, e quando teremos um excesso de cromo

neste caso de 18% a 24% a liga é comumente definida como aço inoxidável<sup>14,15</sup>.

Dependendo dos teores de carbono, cromo e níquel, os aços inoxidáveis podem ser classificados em marten-síticos (desenvolvido pelos britânicos) e ferríticos (desenvolvidos pelos americanos) os quais os quais são essencialmente ligas de ferro e cromo e austeníticos (desenvolvido pelos alemães) o qual compreende as ligas de ferro-níquel-cromo<sup>6,14</sup>.

Os aços inoxidáveis austeníticos na série 300 foram e são utilizados na maioria dos materiais ortodônticos, por sua durabilidade, maior facilidade de solda e por ter facilidade de ser modelado. Os aços inoxidáveis austeníticos possuem 18% de cromo e 8% de níquel e o fato de o cromo está presente na liga isso proporciona o aumento da resistência à corrosão, entretanto a liga é "inoxidável". O níquel estabiliza a estrutura austenítica na temperatura ambiente<sup>15,16,17</sup>.

Segundo Motta (2003)<sup>13</sup>, o aço inoxidável austenítico sofreu uma adequação ao decorrer de alguns anos. Embora tenha um maior limite de escoamento e módulo de elasticidade, sua espessura foi reduzida e a forma passou-se de retangular para redonda com a finalidade de obter um bom nivelamento e alinhamento dentário para condizer com níveis fisiológicos de forças<sup>16</sup>.

### Fios de Cromo Cobalto

A liga cromo-cobalto foi empregada na ortodontia empregada logo depois do aço, especificamente por volta da década de 40. Esta liga foi desenvolvida por Elgin Watch Company, apresentando propriedades mecânicas semelhantes ao aço inoxidável e, para fios com iguais dimensões, gerando forças de magnitude semelhante. São compostas por 40% de cobalto, 20% de cromo, 16% de ferro e 15% de níquel. É comercializada com o nome de Elgiloy pela Rocky Mountain Orthodontic. Possui características de dureza semelhante ao aço, esta liga apresentou-se capaz de modificar suas propriedades de elasticidade e formabilidade pelo calor. Encontra-se disponível em quatro temperas ou resiliência, cada qual com uma cor: azul, amarelo, verde e vermelho; aumentando progressivamente sua resiliência, ao que o torna mais quebradiço, embora apresentando o mesmo módulo de elasticidade. Para que o fio apresente uma resiliência ideal, deve-se passar por um tratamento térmico no mínimo de 7 a 12 minutos com temperaturas de 480<sup>o</sup><sup>13,17,18</sup>.

### Fios de Beta-Titânio

Para Kusy (2002, apud Quintão 2009)<sup>19</sup> a liga de beta-titânio tem sido utilizada como material estrutural desde 1952 e, até o ano de 1979, logo em seguida sua fabricação de fios com seções transversais compatíveis com as aplicadas em ortodontia foi barrada pela tecnologia de trefilação. Passando a ser avaliados para fins ortodônticos por Goldberg e Burstone, sua primeira

aplicação clínica veio ocorrer na década de 80 utilizando uma forma diferente de titânio, chamado de “alta temperatura”, consequentemente ganhando uma boa aceitação no mercado sendo comercializado como “TMA” (titanium molybdenum alloy), tendo boa vantagem elástica e resiliência com aceitação de solda elétrica. Tendo em sua composição 79% de Titânio, 11% de Molibdenio, 6% de Zircônio, 4% de Estanho<sup>19,20</sup>.

“A liga titânio-molibdênio tem um módulo de elasticidade intermediário entre o aço e o nitinol, podendo ser defletido duas vezes mais que o aço, sem apresentar deformação permanente”. (Burstone 1994 apud Andrade 2010). Por outro lado, “o tratamento térmico não é recomendado por alterar as propriedades da liga metálica”<sup>18,19,20</sup>.

### Fios de Níquel-Titânio

O Níquel foi desenvolvido no início dos anos 60 e seu uso clínico teve início na década de 70. O nome Nitinol derivou dos elementos que compõem a liga **ni** de níquel, **tí** de titânio e **no**l de Naval Ordnance Laboratory. A partir de seu desenvolvimento, o material tem evoluído em pesquisas e clinicamente, e os resultados tem sido semelhante. Com os estudos tem-se geralmente concluído que em aparelhos ortodônticos, com fios de níquel-titânio requer menos trocas de arcos com menos tempo de cadeira e assim encurta o tempo de tratamento para a correção de nivelamento e rotações, ocasionando menos desconforto ao paciente, comparado ao aço inoxidável<sup>21</sup>.

O material apresentou resistência à corrosão, mínima reação tecidual (potencial alérgico), e menor fricção na mecânica de deslizamento, gerando movimento dental com menos força, quando comparado ao aço. As ligas de níquel titânio têm grande recuperação elástica e baixa rigidez, mas sua formabilidade é baixa. Os fios de Níquel-Titânio têm como composição 55% de Níquel, 45% de Titânio e 1,6% de cobalto<sup>21,22</sup>.

Na década de 90 segundo Motta (2003)<sup>13</sup>, uma nova evolução do níquel-titânio, foi lançada ao mercado o fio “gradualmente termodinâmico” o qual proporciona uma força variável levando em conta a área periodontal envolvida. O nível de força aplicada é graduado através de toda a extensão da parábola, de acordo com o tamanho dos dentes do paciente. Nesta mesma década surgem também fios de níquel-titânio composto por níquel, titânio, cobre e cromo. O resultado produzido pela adição de cobre (CuNiTi), está na propriedade termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, permitindo uma eficaz movimentação dentária eficaz<sup>23,24</sup>.

Os fios termoativados apresentam transformações martensíticas, representadas por menor rigidez dos fios quando em baixas temperaturas, e por maior rigidez ao retornarem a temperatura bucal. O processo de produção dos fios termoativados é simples porém os treina-

mentos e tratamentos térmicos difíceis de serem executados e custo alto. Sua utilização exige do ortodontista um processo complexo de treinamento da liga<sup>23</sup>.

### Propriedades Mecânicas Dos Fios Ortodônticos

Para o entendimento das particularidades de cada fio, é fundamental o conhecimento de algumas propriedades mecânicas como: Carga e Deflexão; Elasticidade; Rigidez; Resiliência; Superelasticidade e Memória e Forma.

#### Rigidez

Um fio com alto módulo de elasticidade (E) acumula maior força para cada milímetro de ativação, mas para obter um tratamento ortodôntico correto e eficaz, inicialmente deve reduzir as dimensões dos fios com o intuito de diminuir sua rigidez. Por este motivo existe uma sequência de diâmetro progressivo com os fios de aço (.012”, .014”, .016”, .018”, .020”, .019”x.025”, .021”x .025”), de modo que, enquanto os dentes encontram-se muito desalinhados, o fio possa ser defletido mais, com baixa liberação de força e sem sofrer uma deformação permanente<sup>24,25</sup>.

Alguns fatores afetam a rigidez de um fio ortodôntico, tais como o material que o compõe, a dureza, o tratamento térmico, a forma e medição da secção transversal, largura do braquete, a distância inter-braquetes, o comprimento do fio e a incorporação de alças<sup>25,26</sup>.

#### Resiliência

A resiliência é a capacidade de um metal armazenar energia, quando deformado elasticamente, e liberá-la quando descarregado (representado na figura abaixo). Dentro do período elástico, ao se deformar sob tensão o material absorve energia à medida que resiste a ela. A esta capacidade de absorver energia chamamos de resiliência. A força acumulada fica pronta para se liberar assim que a tensão é removida e o material é liberado para retornar à sua forma original<sup>23</sup>.

Um fio muito resiliente apresenta uma fase elástica maior, assim pode ser defletido mais sem sofrer deformação permanente<sup>26</sup>.

#### Carga e Deflexão

Para Phillips (1984)<sup>20</sup>, o fio ortodôntico libera suas forças por milímetros de deformação a qual é definida pela lei de Hooke (representada no gráfico abaixo), onde o limite proporcional de um material em deflexão é proporcional ao carregamento. Neste caso se formos corrigir um dente desnivelado o ortodontista irá posicionar um fio ortodôntico dentro do slot do braquete ele proporcionará um aumento da sua carga aumentando assim a distância de deflexão.

A razão carga/deflexão varia consideravelmente nos mais comuns aparelhos ortodônticos usados. Molas que

tem um baixo índice de carga/deflexão liberam forças mais constantes durante o descarregamento, desde que haja menos mudança de força de um milímetro de ativação para outro. Em algumas aplicações a razão carga/deflexão pode variar em uma dada mola, particularmente se grandes deflexões são aplicadas. Se sucessivos carregamentos são dados em uma mola, um ponto é registrado em que a deformação permanente ocorre<sup>20,23,24</sup>.

A maior carga que pode ser aplicada sem o fio ter deformação permanente é “carga máxima” ou “carga de trabalho”. E está relacionada a faixa de ativação, que é a maior distância que um material pode ser defletido sem deformação permanente. Os que possuem alta carga máxima e baixa razão carga/deflexão tem alta faixa de ativação<sup>23,24</sup>.

### Elasticidade

O módulo de elasticidade é a medida da rigidez do material que também influencia no sucesso de determinada fase do tratamento. Como essas forças são constantes para cada estrutura metálica, o módulo de elasticidade é uma das propriedades mais constantes dos metais<sup>26,27</sup>.

Para Souza (1982)<sup>14</sup>, clinicamente tem relação com a magnitude da força liberada pelo material. Quanto mais leve for a força, mais baixa a rigidez ou módulo de elasticidade. É uma das propriedades mais invariáveis do metal.

Portanto, durante a etapa de finalização, fios mais rígidos (com maior módulo de elasticidade) deveriam ser utilizados, a fim de conter os movimentos obtidos em etapas anteriores do processo de tratamento<sup>15</sup>.

### Superelasticidade

Para Gravina (2004)<sup>23</sup>, superelasticidade é o fenômeno de amontoamento constante de força pelo fio até um determinado ponto da deformação. E quando o fio retorna à sua configuração inicial ao ser desativado, as forças permanecem constantes durante longo período de tempo, onde é clinicamente requerido para a obtenção de movimento dentário fisiológico.

### Memória e Forma

A memória e forma (efeito mola) é a capacidade de o fio retornar a sua configuração original. Este evento acontece nos fios que apresentam pouca rigidez e um alto poder de memória, sendo assim é capaz de alterar a forma ao mesmo tempo em que pode facilitar retornar a sua configuração inicial. Esta propriedade, é muito evidente nos fios de NiTi, que sofrem a transformação martensítica<sup>23,24,27</sup>.

## 4. CONCLUSÃO

Conhecer cientificamente e eleger o material ideal para um bom tratamento ortodôntico é tarefa árdua e

longa. A utilização de novas ligas que proporcionam vantagens durante o tratamento ortodôntico deve ser avaliada com critérios.

O ideal de todo tratamento ortodôntico é ter bons resultados nas fases iniciais e consequentemente os resultados posteriores serão bem-sucedidos e que seja realizado num menor tempo sem promover desconforto para o paciente. Por isso é fundamental que o ortodontista tenha o conhecimento necessário das diversidades de fios ortodônticos de modo que várias propriedades e características devem ser consideradas na escolha do fio a ser utilizado para cada situação.

## REFERÊNCIAS

- [01] Kusy RP. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. *Angle Orthod.*, Appleton. 1997; 67(3):197-207.
- [02] Louly F, *et al.* Fios ortodônticos: propriedades, classificações e aplicações. *Revista UNINGÁ, Maringá – PR.* 2013; 36:149-65.
- [03] Andreasen GF, Barret R.D. An evolution of cobalt-substituted Nitinol wire in Orthodontics. *Am J Orthod.* 1973; 73(2):462-70.
- [04] Gravina MA, *et al.* Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *Rev Dental Press OrtodonOrtop Facial.* 2004; 9(1):113-28.
- [05] Angolkar PV, Kapila S, Duncanson JR, *et al.* Evaluation of Friction Between Ceramic Brackets and Orthodontic Wires of Four Alloys, *Am. J. Orthod. entofac.Orthop.* 1990; 98(6): 499-506.
- [06] Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *Maringá, Rev Dental Press.* 2009; 14(6):144-57.
- [07] Elias CN, Lopes HP. *Materiais Dentários Ensaios Mecânicos*, 1ª Ed. São Paulo, SP, Editora Santos. 2007.
- [08] Braun SBM, Moore BK, *et al.* Friction in perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 1999; 115:619-27.
- [09] Frank CA, Nikolai RJ. “A Comparative Study of Frictional Resistances Between Orthodontic Bracket And Arch Wire”, *Am. J. Orthod. Dentofac.Orthop.* 1980; 78(6):593-609.
- [10] Melsen B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement, *Angle Orthod.* 1999; 69:151-8.
- [11] Gurgel J De A, Ramos AL, Kerr SD. “Fios Ortodônticos”, *R Dental Press Ortodon Ortop Facial, Maringá.* 2001; 6(4):103-14.
- [12] Villela OV. *O desenvolvimento da Ortodontia no Brasil.* Rio de Janeiro: Pedro Primeiro. 1995.
- [13] Motta ATS de. *et al.* Histórico de fios utilizados em ortodontia. *Ortodontia Gaúcha.* 2003; 7.
- [14] Souza SA. Ensaio de tração. In: SOUZA, S. A. *Ensaios mecânicos de materiais metálicos.* 5. ed. São Paulo: editora: Edgard Blücher, p 286. Ano 1982.
- [15] Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J. Dent. Res.Alexandria.* 1997; 58(2):593-600.
- [16] Martins CCR. *Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração.* 2007. 96 f. Dissertação

- (Mestrado em Odontologia) Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.
- [17] Phillips RW. Materiais dentários de Skinner. 8. ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984.
- [18] Nakano H, *et al.* Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Is Jorthod Dentofacial Orthop*, St. Louis. 1999; 115(4):390-95.
- [19] Kusy RP, Greenberg AR. Comparison of the elastic properties of nickel–titanium and beta titanium arch wires. *Am J Orthod*, St. Louis. 1982; 82(3):199-205.
- [20] Phillip S. Ligas de metais básicos e ligas de ouro trabalhadas mecanicamente. In: *Materiais dentários*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, ano. cap. 1984; 28:310-18.
- [21] Andreasen GF, Wass K, Chan KC. A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. *Quintessence Int*. 1985; 16(9): 623-6.
- [22] Angolkar PV, Arnold JV, Nanda RS, Duncanson MG. Force degradation of closed coil springs: an in Vitro evaluation. *Am J. Orthod. Dentofacial Orthop*. 1992; 102(2):127.
- [23] Gravina MA, *et al.* Fios ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *R. dental. Press Odontol. Ortop. Facial. Maringá*. 2004; 9(1):113-28.
- [24] Ferreira MA. Aspectos Metalúrgicos das Ligas Utilizadas em Ortodontia - *J Bras Ortop Ortop Facial –São Paulo*. 1998; 4:49-56.
- [25] Rodrigues HS, *et al.* A importância do tratamento térmico no desempenho de fios de aço inoxidável. *Ortop. Gaúcha*. 2004; 8(11): 67-77.
- [26] Gurgel JÁ, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. *R. Dental Press. Ortop. Facial, Maringá*. 2001; 6(4):103-14.
- [27] Van Vlack LH. *Princípios da ciência dos materiais*. São Paulo: E. Blücher, 1970.