

EVOLUÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS E A APLICAÇÃO CLÍNICA: REVISÃO DE LITERATURA

CENZI, Suelen¹

RESUMO: A imensa variedade de fios ortodônticos presente no mercado gera dúvidas acerca da melhor escolha à cada demanda situacional clínica. Assim, o conhecimento no que tange as propriedades mecânicas destes facilita em face a escolha mais adequada à aplicação do movimento ortodôntico na dependência da fase a qual encontra-se o tratamento. A evolução tecnológica referente à manufatura dos fios bem como, a elaboração de novas técnicas ortodônticas promoveram e intensificaram a busca por melhor qualidade das ligas, no intuito de torná-los mais efetivos no que se refere aos dentes e ainda tecidos de suporte. Desta forma, o presente artigo apresenta uma revisão de literatura acerca das principais características dos fios empregados à Ortodontia, em relação ao seu histórico, bem como, acerca das propriedades mecânicas e por fim à aplicação clínica relacionando-se às fases dos tratamentos.

Palavras-chave: Fios ortodônticos. Propriedades. Ortodontia.

ABSTRACT: The vast array of orthodontic wires on the market raises questions about the best choice for every clinical situational demand. Thus, knowledge regarding the mechanical properties of these facilitates in the face of the choice most appropriate to the application of the orthodontic movement depending on the phase of the treatment. The technological evolution regarding the manufacture of the threads as well as the development of new orthodontic techniques have promoted and intensified the search for better quality of the alloys, in order to make them more effective with regard to the teeth and still supporting tissues. In this way, the present article presents a literature review about the main characteristics of the wires used in Orthodontics, in relation to their history, and about the mechanical properties and finally to the clinical application related to the phases of the treatments.

Keywords: Orthodontic wires. Properties. Orthodontics.

1 INTRODUÇÃO

O bom ortodontista deveria possuir a habilidade manual de um artesão e o conhecimento profundo da ciência ortodôntica. Porém, o profissional poderia se questionar: “Estudar fios ortodônticos melhoraria a habilidade manual do ortodontista, ou aumentaria a sua clientela?”. Se apenas a habilidade manual

¹ Acadêmica do Curso de Pós-Graduação em ortodontia.

bastasse, grandes artesãos seriam excelentes ortodontistas. Portanto, o conhecimento a respeito de fios ortodônticos permite ao profissional realizar movimentos mais eficientes e evitar danos aos dentes e tecidos de suporte (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.144).

A mecânica ortodôntica é baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico, por meio da movimentação dos dentes. Cada ajuste do aparelho armazena e controla o mecanismo de transferência e distribuição das forças. Um ótimo controle do movimento dentário requer a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios, tais como os fios ortodônticos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.144).

Apesar do grande número de marcas disponíveis no mercado e do grande apelo comercial, os fios ortodônticos mais utilizados atualmente se distribuem em quatro grupos básicos de ligas, sendo elas: o aço inoxidável; as ligas de níquel-titânio (NiTi) com suas variações durante o processo de fabricação (superelásticos, termodinâmicos e com adição de cobre); as ligas de beta-titânio e as estéticas de compósitos, recentemente lançadas no mercado. Portanto, torna-se imprescindível aos ortodontistas o conhecimento das propriedades mecânicas e da composição dos fios, a fim de que possam fazer a melhor escolha para o seu uso clínico (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 144-145).

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Evolução dos fios ortodônticos

Desde quando os primeiros profissionais vislumbraram a possibilidade de promover a movimentação dentária, essa era obtida pelo apoio dos dentes nos fios. Edward Angle foi, indubitavelmente, o patrono da Ortodontia mundial. A especialidade foi a primeira reconhecida pela Odontologia e comemorou 100 anos no congresso da American Association of Orthodontists (AAO), em Chicago/EUA, no ano de 2000. Inicialmente, em 1887, Edward Angle utilizava ligas de níquel-prata para acessórios ortodônticos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.145).

Posteriormente, as substituiu pelas ligas de cobre, níquel e zinco, sem prata. Finalmente, as ligas de ouro passaram a ser as de sua escolha. Até o início da década de 1930, a liga de ouro (tipo IV) foi a mais empregada na fabricação de

acessórios ortodônticos. O ouro de 14 a 18 quilates foi rotineiramente utilizado, naquela época, para fios, bandas, ganchos e ligaduras, assim como as bandas e os arcos de irídio-platina. A vantagem das ligas de ouro residia no fato de serem tratadas termicamente, de forma a variar sua rigidez em cerca de 30%, e possuírem excelente resistência à corrosão (KUSY, 2002)

“No Brasil, 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” (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 145).

Os aços inoxidáveis foram introduzidos na Ortodontia em 1929, quando a empresa americana Renfert Company começou a vender fios dessa liga, produzida pela empresa alemã Krupp (ANUSAVICE, 2005).

No Congresso da AAO de 1931, Norris Taylor e George Paffenbarger introduziram o aço como substituto ao ouro, alegando possuir maior resiliência e menor possibilidade de rompimento sob tensão. Em 1933, o fundador da empresa Rocky Mountain, Archie Brusse, sugeriu o primeiro sistema de aplicação clínica do aço inoxidável em Ortodontia, durante o encontro da Sociedade Americana, na cidade de Oklahoma. A partir de então, a rivalidade entre o ouro e o aço se iniciou formalmente. Fatores econômicos, indubitavelmente, influenciaram, em todo o mundo, esta vasta aceitação do aço em relação ao ouro¹⁸ (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.145).

No Brasil, o aço inoxidável passou a ser utilizado para acessórios ortodônticos no final da década de 40. Até essa época, os aparelhos ortodônticos fixos eram ainda confeccionados em ouro. A disciplina de Ortodontia da Universidade Federal do Rio de Janeiro criou o curso pioneiro na especialidade no Brasil. Em 2008, completou 50 anos, e seu fundador foi o Professor Dr. José Édimo Soares Martins - patrono da Ortodontia brasileira (VILLELA, 1995).

Foi a Elgin Watch Company que, na década de 40, desenvolveu a liga de cobalto-cromo composta por cobalto (40%), cromo (20%), prata (16%) e níquel (15%), primeiramente utilizada na fabricação de molas para relógios. Na década de 60, as ligas de cobalto-cromo foram introduzidas na Ortodontia e patenteadas como Elgiloy®, pela Rocky Mountain Orthodontics (KUSY, 2002).

Essas apresentam propriedades mecânicas semelhantes às do aço inoxidável e, para fios com iguais dimensões, geram forças de magnitude semelhante. Entretanto, para que se possa utilizar seu pleno potencial de resposta, torna-se necessário realizar tratamento térmico após a confecção de dobras, antes de se amarrar o fio aos braquetes. A maioria dos

ortodontistas nunca explorou essa liga no seu total potencial e muitas vezes sequer conseguem distingui-las das de aço, devido à semelhança física entre as mesmas (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 146).

As ligas de beta-titânio são constituídas de titânio e, quando submetidas ao tratamento térmico, apresentam alteração no rearranjo estrutural de seus átomos, sendo referidas como ligas de titânio em fase “beta” (GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

A liga de beta-titânio tem sido utilizada como material estrutural desde 1952. Porém, até 1979, a tecnologia de trefilação não permitia a fabricação de fios com secções transversais compatíveis com as aplicadas em Ortodontia. Em 1977, a fase beta do titânio foi estabilizada à temperatura ambiente. As primeiras aplicações clínicas dessa liga para a Ortodontia ocorreram na década de 80, quando uma forma diferente de titânio, chamado “de alta temperatura”, foi sugerida. A partir de então, ganharam vasta aceitação clínica e popularidade, sendo comercialmente disponibilizados como “TMA” (titanium molybdenum alloy) e, durante muitos anos, apenas uma empresa possuía o direito de fabricação. Atualmente, o mercado oferece um maior número de marcas comerciais (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 146).

Em 1963, as ligas de níquel-titânio foram desenvolvidas no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs – Maryland, pelo pesquisador Willian Buehler. Ele observou pela primeira vez o chamado “efeito memória de forma” desse material. Não havia ainda aplicação dessa liga na Ortodontia (MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; GOLDBERG; BURSTONE, 1979).

Em 1972, a Unitek Corporation produziu essa liga para uso clínico, sob o nome comercial de Nitinol®, composta por 55% de níquel e 45% de titânio, numa estrutura equiatômica. Entretanto, naquela época, a liga não possuía efeito memória de forma ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves sob grandes ativações. Em 1976, várias marcas de fios de níquel-titânio foram colocadas no mercado ortodôntico e os mesmos foram caracterizados como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez, ganhando vasta aceitação clínica por essas propriedades. Não apresentavam, entretanto, efeitos de termoativação nem superelasticidade (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 146).

Em 1985, foi relatado o uso clínico e laboratorial de uma nova liga superelástica de níquel-titânio, chamada “Chinese NiTi”, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. O termo “superelasticidade” ainda não havia sido empregado até aquela época. O fio de níquel-titânio chinês foi o primeiro a exibir potencial superelástico. Originalmente desenvolvido na China, e posteriormente tendo suas propriedades melhoradas, foi relatado que tal fio possuía maior

recuperação elástica e menor rigidez que o de níquel-titânio convencional de mesma seção transversal, além de menor deformação permanente após flexão (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 146).

A partir daí, vários estudos foram conduzidos na tentativa de se produzir fios ortodônticos com propriedades similares, sendo esse objetivo alcançado em 1986, com a introdução do “Japanese NiTi”. Essas ligas foram produzidas pela GAC (GAC Int., NY, EUA) sob o nome comercial de Sentalloy (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; MOHLING, 1991).

As ligas termodinâmicas de níquel-titânio surgiram, para fins comerciais, na década de 90. Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios de níquel-titânio termodinâmicos possuem a característica adicional da ativação pela temperatura bucal. Na década de 90, surgiram no mercado os fios de níquel-titânio gradualmente termodinâmicos, por existir um consenso que a resposta dentária à aplicação de força e à quantidade de movimento dentário obtida são dependentes da área da superfície do periodonto. Isso significa que um arco ideal não só deve gerar forças constantes e suaves, como também ser capaz de variar o nível de força de acordo com a área periodontal envolvida. Dessa forma, é necessário que ocorra a variação da força gerada, em um mesmo fio, nos diferentes segmentos do arco. O nível de força aplicada é graduado através de toda a extensão da parábola, de acordo com o tamanho dos dentes do paciente (KUSY, 2002).

Em meados da década de 90, os fios de níquel-titânio com adição de cobre (CuNiTi) surgiram no mercado. Os mesmos são compostos, basicamente, por níquel, titânio, cobre e cromo. Devido à incorporação de cobre, apresentam propriedades termoativas mais definidas do que os fios superelásticos de NiTi, e permitem a obtenção de um sistema ótimo de forças, com controle mais acentuado do movimento dentário. Foram introduzidos no mercado, pela Ormco Corporation, com três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), possibilitando aos clínicos a quantificação e aplicação de níveis de carga adequados aos objetivos do tratamento ortodôntico (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 147).

2.2 Os fios ortodônticos estéticos

Como o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência da aparelhagem é avaliada pelos pacientes como um fator significativo a ser considerado. A demanda pela estética fez com que diversas empresas começassem a produzir, no final da década de 70, braquetes não-metálicos, de policarbonato ou cerâmicos. Atualmente, os braquetes estéticos representam uma realidade na clínica ortodôntica, oferecendo uma alternativa aos metálicos. Entretanto, o mesmo não ocorreu em relação aos fios estéticos, que foram pouco relatados na literatura ortodôntica até meados da primeira década do século XXI (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 147).

Diferentes tipos de fios ortodônticos estéticos já foram lançados no mercado, tais como: fios metálicos com cobertura de teflon, fios metálicos recobertos por resina epoxídica, fios ortodônticos compostos por uma matriz à base de nylon contendo fibras de silicone para reforço, e fios ortodônticos feitos de material compósito polimérico reforçado com fibra de vidro (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 147).

2.3 Resiliência, Elasticidade, Conformabilidade, Soldabilidade e Atrito

Na fase inicial de tratamento, a resiliência é uma propriedade mecânica importante a ser considerada pelo ortodontista. A resiliência do fio é a capacidade que o mesmo possui de armazenar energia quando deformado elasticamente, e de liberá-la quando descarregado. Representa o trabalho armazenado disponível no fio para mover os dentes durante a desativação (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 148-149).

O módulo de elasticidade (rigidez) é outra propriedade que influencia no sucesso de determinada fase do tratamento. Pode ser definido como a medida da rigidez do material. É determinado pelas forças de ligação entre os átomos. Como essas forças são constantes para cada estrutura metálica, o módulo de elasticidade é uma das propriedades mais constantes dos metais (VAN VLACK, 1970).

Clinicamente, representa a magnitude da força necessária para se fletir ou dobrar o fio. Na tentativa de se aperfeiçoar o ambiente biológico para a movimentação dentária e minimizar o desconforto do paciente, o início do tratamento requer fios de baixa rigidez, para produzir força mais leve e constante durante o tempo de desativação do arco. Entretanto, durante a fase de finalização, fios mais rígidos (com maior módulo de elasticidade)

deveriam ser utilizados, a fim de conter os movimentos obtidos em fases anteriores do tratamento. O limite elástico refere-se à carga de trabalho permitida e é a maior tensão que pode ser aplicada a um fio sem que ocorra deformação permanente. É a tensão além da qual ocorre a deformação plástica e o material não retorna mais à sua forma original. Um alto limite elástico é desejável para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam a deformação plástica ou fratura dos mesmos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 149).

A conformabilidade refere-se à habilidade dos fios em serem dobrados em configurações desejáveis sem fraturar ou deformar permanentemente, enquanto a soldabilidade se relaciona à capacidade do material de receber solda e fixação de auxiliares. As ligas de aço inoxidável podem receber soldas facilmente. Para se obter menor resistência ao movimento dentário e uma melhor resposta ao comando dado nas dobras dos fios ou na pré-angulação dos braquetes, a fricção ou atrito dos fios sobre os braquetes não deveria existir (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 149).

2.4 Aplicação prática do conhecimento acerca dos fios ortodônticos

Os aços inoxidáveis austeníticos 18-8 dos tipos 302 e 304 são os utilizados em Ortodontia. Para a fase de alinhamento e nivelamento dentário, mesmo fios de aço de menor secção transversal resultam em altas cargas, o que não é condizente com níveis fisiológicos de forças. Nessa etapa do tratamento ortodôntico, o uso de fios de aço é possível com a incorporação de alças, para aumentar a faixa de ativação do fio e “camuflar” a baixa resiliência e a alta rigidez do material. A desvantagem do uso de alças é que essas estão sujeitas à perda da forma original, alterando a direção dos vetores de força. Podem, ainda, dificultar a higienização, por reterem alimentos. Se não forem bem posicionadas, podem provocar lesões nos tecidos moles adjacentes (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 150).

Assim, na fase de alinhamento, os fios de aço inoxidável necessitam de incorporação de dobras para aumento da quantidade de fio no espaço interbraquetes, distribuindo as forças e compensando a baixa resiliência, quando comparado a outras ligas. Fios de aço reto não estariam, portanto, indicados para as fases iniciais de tratamento sem confecções de alças (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985).

Os fios de aço oferecem excelente resistência à corrosão e apresentam maiores limite elástico e módulo de elasticidade, tornando-se mais

vantajosos do que os de outras ligas – principalmente em condições nas quais fios mais rígidos são necessários, como nas fases de fechamento de espaços e de finalização. Tais indicações se aplicariam tanto à técnica Edgewise quanto à do arco reto (Straight-wire). Os fios de aço apresentam excelente soldabilidade e conformabilidade e, de todas as ligas utilizadas em Ortodontia, são os que exibem menor coeficiente de atrito. A vantagem de se utilizar o aço ao início do tratamento, mesmo com alças, reside no fato desse permitir maior controle da forma do arco, evitando expansões e projeções dentárias indesejáveis, além do custo financeiro incomparavelmente mais baixo (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 150-152).

Uma maneira de se aplicar fios de aço inoxidável na fase inicial de alinhamento e nivelamento dentário, sem a necessidade de confecção de alças, está na utilização de fios multifilamentados de aço. Os mesmos têm propriedades mecânicas que diferem bastante daquelas do aço convencional, composto de um único filamento, mesmo quando são comparados diâmetros próximos (KUSY; DILLEY, 1984).

Os fios multifilamentados de aço podem ser trançados, torcidos ou coaxiais. Todos apresentam propriedades semelhantes e excelente potencial para se iniciar o tratamento ortodôntico (QUINTÃO et al., 2009).

A recuperação elástica do fio multifilamentado é 25% maior do que a do aço convencional de diâmetro equivalente. A rigidez dos segmentos interbraquetes é muito menor do que a dos fios de aço convencional com mesmo diâmetro. Ao se comparar fios de aço inoxidável convencionais com os multifilamentados de semelhante diâmetro, pode-se afirmar que os últimos apresentam a quinta parte do módulo de elasticidade e uma faixa de ativação de cento e cinquenta a duzentas vezes maior quando comparados aos primeiros (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.152).

Os fios multifilamentados de aço apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes às dos de níquel-titânio. A resiliência dos fios multifilamentados é considerada alta, entretanto, o baixo limite elástico os torna suscetíveis à deformação, plasticamente, por forças externas, tais como as de mastigação (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.152).

Quando submetidos à mesma tensão, exibem um grau muito mais alto de deformação permanente do que fios de níquel-titânio. Muitas vezes, o profissional, com a finalidade de ganhar tempo de atendimento, deixa de contornar fios multifilamentados de acordo com as distâncias intercaninos e intermolares, bem como com a forma e largura do arco do paciente. Ainda que apresentando menor conformabilidade do que o fio de aço convencional, os multifilamentados aceitam contornos e dobras, tais como

ômegas para amarração posterior, evitando-se a projeção dentária. Lançar mão dessa possibilidade otimiza a ação do fio (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 152).

Ainda os mesmos autores colocam:

As ligas de beta-titânio possuem maior resiliência do que o fio de aço de mesma secção transversal, e aproximadamente o dobro da rigidez do fio de níquel-titânio. Porém, apresentam menos do que a metade do módulo de elasticidade dos fios de aço inoxidável e propriedade de soldabilidade. Portanto, assim como os fios de aço, aceitam soldas de ganchos e demais acessórios, porém, com maior dificuldade, e apresentam excelente conformabilidade. Dessa forma, alças podem ser confeccionadas para fechamento de espaços ou movimentações dentárias específicas, com geração de cargas bem inferiores aos semelhantes desenhos de alças confeccionadas em aço. Geram maior fricção do que os fios de aço, porém menor atrito do que os fios de NiTi. Sua aplicação clínica ideal se daria em situações onde a devolução de carga fosse mais suave do que as produzidas pelas ligas de aço inoxidável, nas quais rigidez e conformabilidade sejam necessárias, tais como em estágios intermediários de tratamento, como os de fechamento de espaços. Além disso, se apresentam como a solução ideal para pacientes que possuem hipersensibilidade ao cromo e ao níquel, presentes na composição das demais ligas metálicas ortodônticas (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 152).

Para a fase de alinhamento e nivelamento dentário, as ligas de níquel-titânio (NiTi) apresentam propriedades extremamente interessantes. As propriedades únicas inerentes a essas ligas são o alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e a alta resiliência. Podem sustentar uma deflexão muito ampla e retornar à sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Tanto os fios NiTi superelásticos quanto os termoativáveis e os com adição de cobre apresentam maior resiliência e menor rigidez que as demais ligas. Isso significa que, para a transmissão de forças leves e contínuas, mesmo diante de grandes flexões, são os mais indicados (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p.153).

Os fios NiTi permitem ganho de tempo de atendimento ao paciente, por evitar a confecção de alças ou dobras auxiliares de nivelamento e alinhamento, e podem permanecer ativos na cavidade bucal por um longo período de tempo. Possuem baixa conformabilidade e não aceitam dobras, sob pena de fratura. Dessa forma, recursos adicionais devem ser utilizados para que stops possam ser adquiridos na região posterior, evitando-se a projeção dentária. Por não aceitarem reconformação, tais fios são vendidos em formato pré-contornado. Por isso, o profissional deve estar atento à largura original dos arcos dentários do paciente, procurando adquirir diferentes formas de arcos, que mais se adaptem ao caso. Como dobras de primeira, segunda e terceira ordens não são permitidas pela liga, devem ser utilizados prioritariamente para a técnica de Arco Reto (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 153).

As ligas de NiTi não recebem soldas e apresentam maior coeficiente de atrito com braquetes, quando comparadas às de aço. Estudos in vitro demonstraram que as ligas superelásticas de níquel-titânio possuem excelentes propriedades elásticas e geram força constante quando submetidas a carregamento, mesmo diante do aumento da deflexão. Isso tornou o fio extremamente popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentário (MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990)

Além das propriedades de recuperação elástica e resiliência dos fios superelásticos, os fios de níquel-titânio termodinâmicos possuem a característica adicional de serem termicamente ativáveis. Os fios de NiTi termoativados exibem efeito memória de forma induzido termicamente, apresentando maleabilidade em temperaturas mais baixas e retornando à configuração inicial, com aumento da rigidez, quando aquecidos a temperaturas próximas à bucal (PARVIZI; ROCK, 2003).

Já os fios de CuNiTi, por serem manufaturados em três temperaturas de transição (27°C, 35°C e 40°C), poderiam ser utilizados em diferentes propósitos de tratamento. Com a introdução no mercado das ligas de CuNiTi, protocolos de tratamento ortodôntico associados a braquetes autoligáveis surgiram, preconizando tratamentos biologicamente mais compatíveis pela liberação de força mais fisiológica, bem como tempo de tratamento menos extenso. O sistema Damon® é o mais conhecido. O mesmo preconiza, diferentemente das mecânicas convencionais, que é possível mover os dentes com acompanhamento do osso. Seria, nesses casos, a dinâmica biológica que permite a adaptação fisiológica do osso alveolar por meio do tratamento ortodôntico. Tal fato, entretanto, é extremamente controverso na literatura (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009, p. 154).

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Conhecer cientificamente os fios ortodônticos é tarefa árdua e longa. O tema, entretanto, se torna fascinante na medida em que possibilita ao profissional escolher o melhor protocolo de tratamento para o paciente, realizando tratamentos mais eficazes, mais rápidos, de menor custo e com menor possibilidade de causar danos aos dentes e tecidos de suporte. O mais importante advento do conhecimento de fios, entretanto, reside no fato de permitir ao ortodontista optar por materiais com

segurança na escolha, sem se deixar influencia apenas por recursos de propagandas.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. J. Ligas trabalhadas e trefiladas. In: BRANTLEY, W. A. *Materiais dentários*. 11 ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005.
- BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire: A new orthodontic alloy. In: *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 87, n. 06, p. 445-452, 1985.
- CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. In: *Angle Orthod.*, Appleton, v. 62, n. 01, p. 59-66, 1992.
- GOLDBERG, J.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. In: *J. Dent. Res.*, Alexandria, v. 58, n. 02, p. 593-600, 1979.
- KUSY, R. P. Orthodontic biomaterials: From the past to the present. In: *Angle Orthod.*, Appleton, v. 72, n. 06, p. 501- 512, 2002.
- KUSY, R. P.; DILLEY, G. J. Elastic property ratios of a triplestranded stainless steel arch wire. In: *Am. J. Orthod.*, St. Louis, v. 86, n. 03, p. 177-188, 1984.
- MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. In: *J. Clin. Orthod.*, Boulder, v. 24, n. 09, p. 544-548, 1990.
- MOHLIN, B. Examination of Chinese Ni-Ti wire by a combined clinical and laboratory approach. In: *Eur. J. Orthod.*, Oxford, v. 13, n. 05, p. 386-391, 1991.
- PARVIZI, F.; ROCK, W. P. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. In: *Eur. J. Orthod.*, Oxford, v. 25, n. 04, p. 417-421, 2003.
- QUINTÃO, C. et al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. In: *World J. Orthod.*, Carol Stream, v. 10, n. 01, p. 29-31, 2009.
- QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. In: *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. Maringá, v. 14, n. 06, p. 144-157, nov./dez. 2009.
- VAN VLACK, L. H. *Princípios da ciência dos materiais*. São Paulo: E. Blücher, 1970.
- VILLELA, O. V. *O desenvolvimento da Ortodontia no Brasil*. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro, 1995.