

## Alternativas promissoras de novos materiais na ortodontia

### *New materials of promising alternative in the orthodontics*

Sergio Elias Neves Cury<sup>1</sup>  
Daniella Regina Mulinari<sup>2,3</sup>

Artigo  
Original

Original  
Paper

#### Palavra chave:

Fios ortodônticos

Materiais Poliméricos

Propriedades  
Mecânicas.

#### Resumo:

O uso de compósitos poliméricos como materiais restauradores dentários tem crescido, principalmente devido à biocompatibilidade e qualidades estéticas. Essa combinação tem estimulado a fabricação de arcos ortodônticos a partir de matrizes poliméricas reforçadas com fibras. No entanto, este material compósito apresenta propriedades mecânicas inferiores quando comparados aos fios metálicos. O fio ortodôntico obtido a partir de material compósito deve apresentar recuperação elástica suficiente para promover um movimento adequado do elemento dentário, ou seja, o fio precisa retornar à sua forma original após ser amarrado aos dentes. Portanto, o presente trabalho tem como intuito revisar alguns conceitos, propriedades e aplicação destes novos materiais.

#### Abstract

*The use of polymer composites as dental restorative materials has increased, mainly due to biocompatibility and aesthetic qualities. This combination has stimulated the manufacture of orthodontic arches from polymer matrices reinforced with fibers. However, these composite material present mechanical properties inferior compared to metal wires. Orthodontic wire obtained from composite material must present sufficient elastic recovery to promote a proper movement of the dental element, i.e., the wire needs to return to its original form after to be attached to the teeth. Therefore, the present study is intuit review some concepts, properties and application of these new materials.*

#### Keywords:

*Orthodontics wires*

*Polymeric materials*

*Mechanical properties.*

<sup>1</sup> Mestrando em Materiais do Centro Universitário de Volta Redonda/UniFOA

<sup>2</sup> Docente do Centro Universitário de Volta Redonda/UniFOA

<sup>3</sup> Docente da Universidade do Estado do Rio de Janeiro

## 1. Introdução

O desenvolvimento de fios ortodônticos que associem a vantagem estética com as necessidades biomecânicas tem sido um dos objetivos na Ortodontia. Desta forma, os compósitos poliméricos têm destacado como materiais restauradores dentários, principalmente devido à biocompatibilidade e por suas qualidades estéticas. Essa combinação da estética e das propriedades mecânicas favoráveis tem estimulado a fabricação de arcos ortodônticos a partir de matrizes poliméricas reforçadas com fibras. Esse arco possui a vantagem da aparência da cor do dente. No entanto, este material compósito apresenta propriedades mecânicas inferiores quando comparados aos fios metálicos, mas poderiam funcionar bem durante as fases iniciais e intermediárias do tratamento ortodôntico. Além disso, esses fios podem falhar durante a sua utilização devido às fraturas de tensão com desprendimento de fibras, fraturas rentes à superfície de união polímero-fibra, fraturas

de compressão proveniente de dobras localizadas nas fibras e fraturas rentes à superfície intralaminar. O fio ortodôntico obtido a partir de material compósito deve apresentar recuperação elástica suficiente para promover um movimento adequado do elemento dentário, ou seja, o fio precisa retornar à sua forma original após ser amarrado aos dentes. Portanto, o presente trabalho tem como intuito evidenciar as propriedades e características dos fios ortodônticos por ambos materiais.

## 2. Aparelho Ortodôntico

O aparelho ortodôntico fixo é basicamente constituído por dois componentes, os bráquetes, que são colados aos dentes, os fios ortodônticos, que se encaixam nos bráquetes, e são fixados nos mesmos por ligaduras, que podem ser ligas elásticas, ou metálicas (CABRERA, 2004). A interação desses componentes determina a maneira pela qual o aparelho funciona (Figura 1).

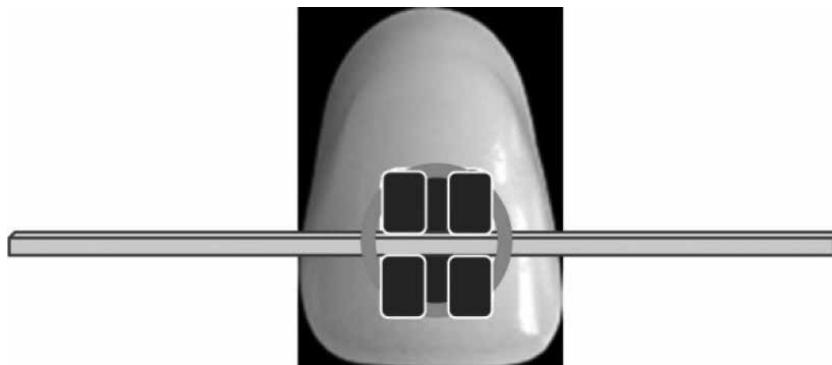


Figura 1. Fio ortodôntico.

O bráquete ortodôntico possui uma canaleta, onde o fio é inserido, conforme evidenciado na Figura 2.

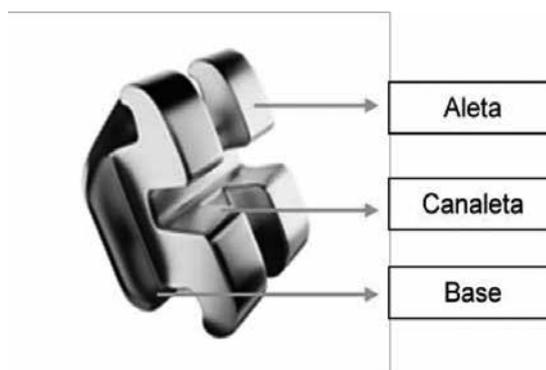


Figura 2. Bráquete ortodôntico.

Essa caneleta possui uma forma específica que, ao se inserir um fio que a preencha toda, permite o dente se movimentar em seu próprio eixo, rotando em sentido antero-posterior, ou lateralmente. Além disso, a mecânica ortodôntica permite o dente movimentar-se de corpo pelo fio.

Existem ainda bráquetes que possuem uma trava responsável por reter o fio no interior de suas caneletas, dispensando a necessidade de qualquer liga para fixar o fio aos bráquetes. Esses bráquetes são chamados de auto-ligáveis.

A efetividade do movimento ortodôntico é dependente da ação dos fios ortodônticos, que variam principalmente de acordo com os seus materiais constituintes e suas espessuras (GURGEL, 2001). Os fios ortodônticos, em virtude de sua interação mecânica com a caneleta dos bráquetes influenciam diretamente nas posições dos dentes individualmente, e ainda é responsável por determinar a forma global da arcada dentária (WILLIANS, 1997). Os fios trabalham transformando sua deformação em trabalho mecânico distribuindo-o aos dentes em direções determinadas (WIDSON, 2001). Eles ainda são substituídos progressivamente, por outros de maior espessura, em busca de aumentar a força gerada sobre os dentes, induzindo-os a movimentação.

### 3. Ligas de alinhamento e nivelamento

Apesar de o tratamento ortodôntico objetivar a correção de todas as más oclusões do paciente, inicialmente passa por uma etapa de apenas alinhamento e nivelamento, na qual fios de alta resiliência são fixados aos bráquetes. Esses fios são fabricados de acordo com a forma da arcada dentária, e devido à sua memória, promovem tensão e são deformados elasticamente, ao se adaptarem à bráquetes de dentes desalinhados na arcada dentária.

Assim, o fio por sua vez promoverá movimentação dentária ao sofrer dissipação da tensão e retornar à sua forma de origem (CABRERA, 2004).

Um dente quando submetido às forças ortodônticas, gera zonas de tensão e pressão na região periodontal, que respondem promovendo aposição e reabsorção óssea, remodelando

o osso na região e assim estabelecendo uma nova condição morfológica em torno da raiz do dente, de modo que propicie um espaço regular para seu novo posicionamento durante a movimentação dentária. Para que tais reações na região periodontal ocorram de maneira correta, considera-se uma força ideal aquela que não excede a pressão sanguínea capilar de 32mm/Hg (MARTINS, 1996).

A tensão promovida aos dentes depende de alguns fatores, como a posição dos dentes, o material e a espessura do fio utilizado, e ainda da fricção ou atrito entre o fio e a caneleta do bráquete (WILLIANS, 1997). A fase inicial do tratamento ortodôntico, ou fase de alinhamento e nivelamento, é caracterizada por uso de fios de baixo calibre, e de ligas com alta resiliência e memória de forma.

O diâmetro do fio é o fator que interfere de forma mais crítica na aplicação de forças pelo aparelho. Os profissionais sabem, intuitivamente, que o aumento da secção transversal de um fio leva ao aumento de sua rigidez e conseqüente aumento da força que ele produz sobre o dente. Esta constatação conduziu ao uso de uma seqüência de arcos, no início com dimensões reduzidas (por exemplo, um fio redondo 0,014”) e aumentada progressivamente, até fios bastante rígidos no final do nivelamento (por exemplo um fio retangular 0,021” x 0,025”). O aumento progressivo permite que, no início do nivelamento, tenha-se um fio de alta flexibilidade e que se aplica uma pequena força. A alta flexibilidade dos fios de pequeno diâmetro favorece sua adaptação em bráquetes que se encontram desalinhados e desnivelados (VELLINI-FERREIRA, 2008).

Miura e colaboradores (1986) apresentaram a liga japonesa NiTi com super-elasticidade e mostraram que os “plateaux” de força constante durante o descarregamento, são bastante dependentes dos diâmetros dos fios. O mais fino (0,014”) apresentou um valor médio em torno de 180 g e de diâmetro maior (0,022”) chegou a cerca de 830g.

Metais nobres, como ouro, platina e paládio, foram utilizados para confecção dos fios ortodônticos, até a década de trinta. Porém, devido ao alto custo desses materiais, houve a necessidade de buscar materiais alternativos, como o aço inoxidável, por exemplo, que possui baixo custo e alta tolerância tecidual. E

desde então, novos materiais têm sido pesquisados e utilizados na Ortodontia (VELLINI-FERREIRA, 2008).

Na Ortodontia atual, a grande maioria dos fios é composta por ligas metálicas, cada uma com características e propriedades diferentes. A principal liga usada na fase de alinhamento e nivelamento é a de Níquel-Titânio, que com o passar dos anos, sofreu modificações, que são classificadas em diferentes grupos.

A primeira liga de níquel-titânio introduzida na ortodontia nos anos recentes é conhecida como M-NiTi, uma liga martensítica estável, trabalhada a frio. Foi desenvolvida pelo metalúrgico Willian Buehler, dentro de um programa espacial, no Laboratório Naval Americano em Silver Springs, Maryland e disponibilizou-se para comercialização nos anos 70, com o nome de Nitinol (ANDREASEN, 1978). Sua composição é de 52% de níquel, 45% de titânio e 3% de cobalto, e devido à sua altíssima elasticidade, provou ser bastante útil na clínica ortodôntica. Hoje já existem outros similares com diferentes nomes comerciais no mercado (GURGEL, 2001).

Os fios de M-NiTi apresentam apenas 30% da rigidez, e devido a essa boa elasticidade, favorece a adaptação aos bráquetes na etapa inicial, de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico (KAPILA, 1990). Eles podem ser deformados em até 8% a 10% de seu comprimento inicial e retornar completamente à sua forma original, enquanto a maioria dos materiais metálicos se deforma elasticamente em até 0,5% (PERKINS, 1975).

Outra vantagem dos fios de níquel-titânio em relação aos fios de aço, é que, devido ao módulo de elasticidade ser inferior (na ordem de 1/10), e o limite elásticos superior, tais fios de níquel-titânio apresentam alta devolução elástica em comparação aos fios de aço (KUZI, 1998).

Khier e colaboradores (1991) relataram ainda que no início do tratamento ortodôntico, geralmente os dentes se encontram mais desalinhados, requerendo uma maior deflexão do fio, motivo pelo qual os fios de Níquel-Titânio são extremamente úteis na fase inicial do tratamento. Outra característica clínica favorável é o baixo limiar de dor quando na utilização dessa liga.

Há ainda, dentro do grupo das ligas estáveis, os fios de M-NiTi trançados, que apresentam flexibilidade ainda maior, promovendo assim baixíssima força. É indicado para pacientes com acentuada perda óssea (GRABER, 1996).

Décadas depois, surgiram os fios ortodônticos de Níquel-Titânio do grupo Ativo, conhecidos como A-NiTi, e que superaram os de M-NiTi, apresentando uma elasticidade consideravelmente maior, sendo chamados de fios superelásticos (GURGEL, 2001).

Esta superelasticidade dos fios de Ni-Ti com forças menores, praticamente constantes ou pelo menos bastante suaves e grande energia armazenada durante a ativação (resiliência), se reverte em menor tempo de cadeira, redução do tempo para alcançar o alinhamento e nivelamento dos dentes, e menor desconforto do paciente (GURGEL, 2001; WIDSON, 2001).

Assim como a superelasticidade, esses fios possuem também outra característica inerente a eles, conhecida como efeito memória de forma. Tal efeito se dá pela capacidade do fio se encontrar nas fases martensítica e austenítica respectivamente, dependendo da temperatura que o fio se encontra, ou tensão promovida no fio (GRABER, 1996).

O fio de A-NiTi é produzido sob altas temperaturas, e se apresenta inicialmente na fase austenítica, ou seja, mais rígida. Sob baixa temperatura, estabelece-se a capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica, onde o fio se torna mais maleável, promovendo melhor adaptação do fio ao bráquete. Ao ser submetido novamente a temperaturas mais altas, o fio passa novamente para a fase austenítica, retornando à forma original do fio, e promovendo força aos dentes para acompanhar a forma do fio, como evidenciado na Figura 6. O efeito de memória de forma refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado. A temperatura de retorno à fase austenítica é em média de 36°C, temperatura encontrada no interior da cavidade bucal (GURGEL, 2001). Basicamente o fio recupera uma deformação plástica apenas por aumento de temperatura, não muito superior à temperatura ambiente (WIDSON, 2001). Mais precisamente aquecendo-o além do chamado Intervalo de Temperatura de Transição (ITT) (GRAVINA, 2004).

O ITT é variado, dependendo da composição química do material, tamanho do grão e textura cristalográfica, e se torna mais efetivo quando se consegue permitir um ITT o mais próximo da temperatura da cavidade bucal possível (GRAVINA, 2004).

Segundo Ramires (1998) a transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento sem mudança na composição, e os movimentos atômicos que ocorrem durante esta transformação são inferiores a uma distância interatômica.

Além da temperatura, a tensão provocada no fio pode estabelecer uma alteração na fase. Quando o fio, em estado austenítico, é submetido a uma tensão maior, ao invés de passar para o regime plástico, inicia o processo de mudança de fase, para martensítica, prolongando assim sua capacidade elástica. Ao reduzir a tensão, o fio retorna para a fase austenítica (RAMIRES, 1998).

Os fios de A-NiTi também são conhecidos como fios termoativados ou *Cooper-NiTi*, por apresentar também cobre na composição de sua liga (SACHDEVA, 1997). As forças provocadas pelos fios de A-NiTi sobre os dentes são leves e contínuas, o padrão ideal de força buscado no tratamento ortodôntico (MARTINS, 1996; PROFFIT, 2008; VELLINI-FERREIRA, 2010)

É importante ressaltar que além das características de superelasticidade e o efeito memória de forma, a liga de Níquel-Titânio se destaca também pela ausência de corrosão do material e a biocompatibilidade tecidual (WIDSON, 2001). Porém em relação à biocompatibilidade, há divergência de opiniões na literatura. Gil e colaboradores (1996) reportaram que, embora as taxas de liberação de Níquel e Titânio na cavidade oral estejam abaixo da dose diária tolerável, pacientes mais sensíveis a algum desses materiais podem ser afetados.

Existem ainda, dentro da categoria de fios para alinhamento e nivelamento, os fios de Titânio-Molibdênio, conhecidos como Beta-Titânio, ou simplesmente TMA (Titanium Molibdenium Alloy). Apresenta uma composição de 79% Titânio, 11% Molibdênio, 6% Zircônio e 4% Estanho (BURSTONE, 1980). Possuem módulo de elasticidade menor que o aço inoxidável e maior que o Ni-Ti. Encontra-

se em uma faixa intermediária entre esses dois materiais, e é ideal para situações clínicas em que a finalização do alinhamento e nivelamento já não é possível com a pequena magnitude de forças geradas pelos fios de Ni-Ti.

#### 4. Propriedades Mecânicas dos Fios

As propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são levantadas através de ensaios de tração, flexão e torção, mas existem diversos fatores presentes na cavidade oral do paciente, que normalmente não são reproduzidos nos ensaios mecânicos e que afetam significativamente o comportamento local dos fios. Como por exemplo, a distância entre os bráquetes, tamanho das canaletas dos bráquetes em relação ao fio, a angulação relativa do bráquete, a direção de ativação, a forma curva do arco, a curvatura do fio, o atrito entre o arco e o bráquete, e o meio aquoso da saliva (WIDSON, 2001).

Widson (2001) realizou ensaios de flexão e tração dos principais modelos de fios de A-NiTi no mercado, e obteve resultados interessantes. Os valores médios do módulo de elasticidade encontrados entre as amostras foram de 88,7GPa a 132,1GPa, sob tensão de 890,8MPa a 1539,5MPa, nos ensaios de flexão, e obtidos sob uma temperatura de 37 °C. Já nos ensaios de tração, os valores médios do módulo de elasticidade encontrados entre as amostras foram de 8,0GPa e 10,9GPa, sob tensão de 202,4MPa a 340,3MPa, também sob temperatura de 37 °C. Porém, foi usado corpos de amostra menores que os já ensaiados na literatura, o que acarretou para resultados nos ensaios de tração menores que os citados na literatura.

Além de reduzir o incômodo e dor ao paciente, promover uma força considerada ideal, as novas ligas dos fios para alinhamento e nivelamento, propiciam ao dentista maior segurança, diminuindo o número de arcos ortodônticos necessários durante o tratamento, tornando os procedimentos nessa fase mais rápidos e consistentes (GURGEL, 2001; WIDSON, 2001).

Yoneyama e colaboradores (1992), em uma investigação sobre o comportamento superelásticos dos fios de níquel-titânio avaliaram algumas diferentes marcas dos fios. Além disso, empregaram o teste de curvatura em três

pontos, e obtiveram com uma deflexão média de 2 mm, cargas chegando a cerca de 220g e 280g, e platôs no descarregamento em torno de 60g a 150g.

Nakano e colaboradores (1999) avaliaram propriedades mecânicas de 42 marcas de fios ortodônticos de níquel-titânio, também com testes de curvatura em três pontos sob condições uniformes. Os testes foram realizados a uma distância de 14 mm entre os centros, com velocidade de 1 mm/min, a 37 °C em uma máquina universal. Entre os fios redondos de 0,016” testados sob deflexão máxima de 1,5mm, o menor promoveu 17 gf, enquanto o maior 153gf.

## 5. As fibras na Ortodontia

As fibras de vidro têm sido utilizadas na Periodontia e Prótese tendo como principais aplicações clínicas: a confecção de prótese fixa com dentes naturais, de resina ou porcelana; prótese adesiva; esplintagens; ferulizações; núcleos intrarradiculares, reforço de dentaduras, restaurações extensas; laminados de resina; recuperação de raízes fraturadas, entre outras (KARMAKER, 1997).

Na Ortodontia as fibras de vidro foram utilizadas inicialmente de forma tradicional e restrita, como esplintagem e contenção do segmento ântero inferior. Atualmente, as fibras de reforço estrutural disponíveis no mercado, são compostas por polietileno ou filamentos cerâmicos (vidro). Quanto à configuração, podem ser apresentadas em secção redonda (cordão) ou em forma de fita (tira), em diversos diâmetros e larguras, respectivamente. Há também fibras de vidro modificadas, nas quais um átomo na cadeia molecular da fibra de vidro é substituído por um átomo de aramida, um material 5 vezes mais resistente que o aço, e resulta em um material de alta resistência e alta adesividade. Este material também reage com todos os tipos de resinas, cerâmicas, compômeros e cerômeros, o que facilita seu emprego na Odontologia (IANNI FILHO, 2003).

## 6. Fios Estéticos

Segundo Hershey (1988), a ortodontia é tradicionalmente uma das especialidades

odontológicas mais relacionadas com a estética, e como normalmente, o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência da aparelhagem é considerada também um fator significativo de contemplação por parte dos pacientes. A preocupação com a visibilidade dos bráquetes e arcos metálicos, e a busca crescente pela estética, influenciou os pesquisadores a buscar materiais que seriam menos desagradáveis esteticamente.

Inicialmente os fios classificados como estéticos eram compostos por ligas metálicas, aço inoxidável ou níquel-titânio, recobertos por uma camada de Teflon (politetrafluoretileno) ou de resina epoxídica, de cor similar aos dentes. Mas os fios estéticos devem além de atender às necessidades estéticas, apresentar propriedades mecânicas adequadas, a fim de promoverem forças apropriadas aos dentes durante a movimentação ortodôntica (SANTORO, 2011).

Segundo Proffitt (2008) essa cobertura tem pouquíssima durabilidade, criando-se rachaduras e falhas na camada estética de revestimento, promovendo assim exposição do metal subjacente na extensão do fio. Kuzy (1997) também relatou o mesmo problema, além da alteração na coloração do revestimento do fio.

Elayyan e colaboradores (2008) avaliaram as propriedades físicas e mecânicas de fios de NiTi estético recoberto por resina epoxídica, e chegaram a conclusão de que em média 25% da cobertura foi perdida durante o uso, que levou a uma redução significativa das qualidades estéticas.

Além disso, as forças geradas sob deflexão de fios de níquel-titânio superelásticos revestidos, são significativamente menores quando comparados aos fios de níquel-titânio superelásticos convencionais. Este fato pode ser explicado pelo aumento do diâmetro dos fios revestidos pelo acréscimo da espessura com o recobrimento (BANDEIRA, 2010; ELAYYAN 2010).

Bandeira (2010) também relatou em seu trabalho, a diferença estatisticamente significativa entre os diâmetros antes e após o uso dos fios de NiTi revestidos por resina epoxídica, na cavidade bucal. Para determinar a origem da perda de espessura do fio, foram analisados fios imersos em solução ácida, para simular a condição ácida da cavidade oral, fios submetidos a múltiplos ciclos de mudança de temperatura, para simular a

condição térmica da cavidade oral, e ainda foi realizada uma anamnese sobre hábitos alimentares e higiênicos dos pacientes que participaram do estudo. De acordo com os ensaios de imersão em solução ácida, o autor concluiu que não houve alterações de continuidade no recobrimento do fio. Já em relação às alterações cíclicas de temperatura, os fios apresentaram fraturas isoladas em seus recobrimentos, quando avaliados por análise em microscopia eletrônica de varredura. Não houve influência dos hábitos sobre a degradação superficial do recobrimento, embora o uso do creme dental tenha demonstrado risco relativo aumentado em relação à degradação.

Além disso, os fios de NiTi com recobrimento estético, apresentam níveis maiores de força de atrito, ao longo de seu uso na cavidade oral, quando comparados com os fios de NiTi convencionais (BANDEIRA, 2010).

Devido a estes fatores, as indústrias avançaram no desenvolvimento de uma nova categoria de fios estéticos: os fios FRP, manufaturados à base de material compósito translúcido, constituído por uma matriz de polímero metilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro para reforço.

Em função do processo de fabricação, o conteúdo de fibras que compõe a estrutura influencia na variabilidade da resistência e da rigidez dos fios estéticos reforçados por fibras (FRP) (IMAI, 1998; ZUFALL, 1998). Essa fabricação se dá pelo procedimento de pultrusão, no qual feixes de fibras são puxados através de uma extrusora, onde são umedecidos com uma resina de monômero. Em seguida, o monômero é curado com calor e pressão, resultando em polimerização. Durante a cura, a fibra umedecida é formada com a morfologia de corte transversal desejada, que pode ser circular ou retangular (VALIATHAN, 2006).

Segundo Valiathan (2006) as fibras de reforço podem estar dispostas em formas de múltiplas fibras curtas, ou filamentos contínuos. O comprimento das fibras curtas geralmente é de no máximo  $0,125''$ . A incorporação de múltiplas fibras curtas ao longo do fio, caracteriza um fio com baixa rigidez e baixo módulo de elasticidade ( $0,5 \times 10^6$  psi), já com filamentos contínuos, caracteriza um fio alta rigidez na faixa de  $1,5-30 \times 10^6$  psi, porém com melhor recuperação elástica.

O tamanho e a quantidade de filamentos de fibras determinam alterações na rigidez do

fio ortodôntico produzido, alterando também o módulo de elasticidade e o limite elástico (IMAI, 1998), quanto maior a porcentagem de fibra, maior a rigidez do fio (VALIATHAN, 2006). Os autores ainda afirmaram que, quando a porcentagem de fibras presentes é de 30%, os fios possuem módulo de elasticidade e recuperação elástica semelhantes aos fios de NiTi, e quando a porcentagem é 60%, tais propriedades mecânicas assemelhavam-se mais com as dos fios de Cromo-Cobalto. Porém, como tais fios não foram produzidos comercialmente, existe poucas evidências que comprovem que o uso desses fios seja realmente vantajoso e eficaz (BANDEIRA, 2010).

Bandeira (2010) realizou ensaios de atrito em fios de Níquel-Titânio, Níquel-Titânio recoberto por resina epoxídica, e fios estéticos reforçados por fibras (FRP), de mesma espessura. Dentre os valores máximos de força atingidos, os fios de FRP apresentaram até 40% menos de atrito quando comparados aos outros materiais, o que pode ser explicado pela regularidade de sua superfície, analisado pelo Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV).

Imai e colaboradores (1999) patentearam um novo fio composto por matriz à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro biocompatíveis e finas (menos de 20 micrômetros de diâmetro) (CPSA) para reforço na tentativa de produzir um novo tipo de fio que apresentasse não somente características estéticas, mas também propriedades mecânicas semelhantes aos fios metálicos. Os autores buscaram avaliar os efeitos das propriedades mecânicas deste novo fio imersos na água. Os resultados mostraram que os testes sob condições seca foram realizadas em temperatura ambiente ( $23^\circ\text{C}$ ) e umidade 50%. Em seguida, testes sob condições de umidade foram realizadas em 10, 20 e 30 dias, após a imersão dos fios FRP em água à  $37^\circ\text{C}$ . Para a avaliação das propriedades mecânicas, cinco fios de FRP com as frações de volume de fibra de 50,3% para 59,2% foram submetidos ao teste de curvatura de três pontos até uma deflexão de 2 mm, com comprimento de 14 mm e velocidade de  $1\text{mm}/\text{min.}$ , utilizando uma máquina universal de ensaios (Instron Corp, Canton, Massa). As curvas de descarregamento dos fios de FRP foram obtidas. Para comparar as diferenças entre as propriedades mecânicas, teste de curvatura de três pontos foi realizado para se obter o módulo

de elasticidade e carga de flexão a uma deformação de 1mm em condições secas e úmidas. A relação carga-deflexão dos fios foram testados em condições secas e úmidas, e os diâmetros dos fios foram medidos com um paquímetro antes e 20 dias após a imersão, para determinar um possível aumento de volume. Os resultados mostraram que houve alterações no módulo de elasticidade até 10 dias, e em carga de flexão até 20 dias após a imersão, ocorrendo uma leve redução após imersão e uma diminuição pontual apareceu nas curvas de carga-deflexão no intervalo de 1.6 a 2mm. A carga de flexão na curva de descarregamento após a imersão foi menor do que antes da imersão, indicando que o arco apresentava deformações permanentes. Os resultados sugeriram que as propriedades mecânicas dos fios reforçados por fibra de plástico são reduzidas por imersão em água na fase inicial compilar.

Huang (2003) desenvolveu uma nova técnica para fabricação de um fio ortodôntico de fibra de vidro com matriz polimérica. Ao contrário da técnica convencional de pultrusão, nesse método uma quantidade de fibras de vidro impregnadas em resina foi inserida em um tubo a base de poliolefina termoencolhível, e posteriormente inserido ao molde, que possui a curvatura desejada do arco. Após isso foi levado ao forno à uma temperatura de 100°C durante 1 hora. Huang (2003) ainda avaliou as propriedades mecânicas pelos ensaios de tração e flexão dos fios produzidos. Os fios analisados possuíam diâmetro de 0,020” e 45% de volume de fibras. Usou-se uma distância entre os pontos de 14,0mm, por ser geralmente a distância inter-bráquetes encontrada clinicamente. O fio fraturou-se sob uma deflexão pouco maior que 2,0mm, e até então promovia uma força de 3,12N, enquanto um fio NiTi superelástico 0,016” também avaliado promovia força de 1,51N. Outras características avaliadas foram módulo de tração (1,8 GPa), resistência à tração (45,3 MPa), módulo de flexão (2,1 GPa) e resistência à flexão (69,8 MPa).

Cacciafesta e colaboradores (2006) comparou as forças produzidas sob deflexão, entre fios de aço inoxidável e fios com reforço de fibra, submetidos a teste de curvatura de três pontos, equidistantes a 14,0 mm e com velocidade de 1 mm/min. Os fios de FRP, com secção redonda, apresentavam 0,023”, e apresentaram forças de 8,86N para deflexão

de 1,0mm, e 13,13N para deflexão de 2,0mm, semelhantes ao fio 0,017x0,025” de aço inoxidável, que apresentou 9,80N para deflexão de 1,0mm, e 14.43N para deflexão de 2,0mm.

Burstone (2011) apresentou um novo protótipo de fio ortodôntico estético à base de polifenileno termoplástico (Primospire PR-250, Solvay Advanced Polymers). No trabalho realizado, o autor afirma ter conseguido atingir melhora significativa na dureza, rigidez e resistência quando comparado ao fio reforçado com fibra de vidro (FRP). Além disso, o novo material apresenta boa formabilidade, o que permite inserir dobras ao fio. Mas segundo o próprio Burstone (2011), muitos estudos ainda devem ser realizados para provar efetividade clínica do material para uso ortodôntico.

Bandeira (2010) realizou estudos em fios ortodônticos, e durante ensaio mecânico de flexão, os fios FRP (Optis, da fabricante TP Orthodontics – USA), sofreram fratura, e impossibilitaram a medida da força de descarregamento. Os testes foram realizados à temperatura de 36±1 °C e com a velocidade de ensaio de 1 mm/min. Foram utilizados fios com comprimento entre 15 e 18 mm e registrados os valores da força de descarregamento (gf) correspondentes às deformações em mm de 0,5; 1,0; 2,0 e 3,0 em cada seguimento de fio. O autor compararia as forças provocadas nos fios FRP, com os de NiTi e NiTi revestido de resina epoxídica.

Santoro (2011) realizou um trabalho para comparar as forças de deflexão “*in vitro*”, entre diferentes fios ortodônticos, submetidos a teste de curvatura de três pontos. Foram analisados fios de níquel-titânio superelásticos convencionais, revestidos por Teflon, revestidos por resina epoxídica e fios FRP (Optis-TP Orthodontics) todos com espessura de 0,014”. O ensaio foi feito por teste de curvatura de três pontos, sob temperatura de 36°C, com a extremidade da haste do dinamômetro com 2,5mm de diâmetro, posicionada no centro da distância interbraquetes (equidistantes 14mm), sendo que na parte superior desta haste foi acoplada uma célula de carga de 5N. O fio Optis, apresentou forças de 0,91N, 0,08N e 0,06N, respectivamente, para deflexão de 3mm, 2mm e 1mm, valores bem inferiores quando comparado aos outros fios, que variaram de 1,36N a 2,73N sob deflexão de 3mm, 0,70N a 2,07N sob deflexão de 2mm, e 0,80N a 1,71N sob deflexão de 1mm.

Santoro (2011) também deu ênfase em relação ao comportamento do fio Optis de FRP, que durante o teste, após 1mm de deflexão sofreu fratura “em galho verde”, não havendo o rompimento completo dos fragmentos. Este fenômeno, segundo o autor, deve ter ocorrido pelo fato deste fio apresentar em sua composição fibras de vidro, e que mesmo sendo envoltas por um polímero, ainda continuam friáveis. Isto talvez justifique a intensidade de força apresentada por este fio, que tornou-se próximo a zero em 2 mm de deflexão, demonstrando assim, que este fio apresenta forças insuficientes para o uso clínico. Apesar de apresentar baixas forças, o fio Optis apresentou forças constantes entre 2 e 1mm, o que é bom para movimentação ortodôntica.

De modo diferente, IMAI e colaboradores (1999) não o relatou a fratura do fio FRP com diâmetro de 0,5mm (aproximadamente 0,020”) durante o teste de curvatura de três pontos em 2mm de deflexão e obteve forças variando de 1,4N e 2,3N, dependendo da porcentagem de fibras presente no fio. Isto indica que pode haver diferenças no processo de fabricação dos fios FRP ou ainda que como o fio de 0,014” apresenta um diâmetro muito pequeno, talvez seja incapaz de incorporar o número de fibras adequado ou a quantidade de polímero necessária para garantir a resistência à fratura.

Abreu-Pereira e colaboradores (2010) realizaram um estudo de citotoxicidade dos fios ortodônticos estéticos feitos à base de resina polimérica reforçada com fibras de vidro, por três diferentes parâmetros de viabilidade celular. O fio estudado foi o Optis (TP Orthodontics), dentro das normas internacionais. Foi verificado e concluído que, assim como o aço inoxidável, os fios não apresentaram citotoxicidade, o que favorece ao crescimento dos estudos e do uso desse material na Ortodontia.

## 7. CONCLUSÕES

Este trabalho apresentou algumas propriedades e características de fios ortodônticos estéticos, o qual evidencia os novos materiais a serem aplicados nos fios estéticos, comprovando que os materiais poliméricos reforçados com fibras podem ser substituídos durante as fases iniciais e intermediárias do tratamento ortodôntico.

## 8. Referências Bibliográficas

1. ABREU-PEREIRA, F.; ALVES, G. G.; CASTRO, L. O.; LINHARES, A. B. R.; MAIA, M. D. C.; GRANJEIRO, J. M.; CALASANS-MAIA, J. A. Avaliação multiparamétrica da Citotoxicidade in vitro de um fio ortodôntico à base de resina polimérica reforçada com fibra de vidro. **Innovations implant journal: biomaterials and esthetics**, v.5, p.35-40, 2010.
2. ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.73, p.142-151, 1978.
3. BANDEIRA, A. M. B. Avaliação de fios ortodônticos recobertos: Propriedades mecânicas e estudo ex vivo. 2010, 156f. Tese (Doutorado em Engenharia Metalúrgica e de Materiais), Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro-RJ, 2010.
4. BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.77, p. 121-132, 1980.
5. BURSTONE, C. J.; LIEBLER, S. A. H.; GOLDBERG, A. J. Polyphenylene polymers as esthetic orthodontic archwires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, p.391-398, 2011.
6. CABRERA, C.A.G.; CABRERA, M.C. Ortodontia Clínica, 2ª Ed. Curitiba, Editora e Produções Interativas Ltda., p.341- 384, 2004.
7. CACCIAFFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; LENA, A.; SCRIBANTE, A.; VALLITTU, P.K.; LASSILA, L.V. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: A 3-point bending test. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.133 n.3, p.410-423, 2006.

8. ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. Ex vivo surface and mechanical properties of coated orthodontic archwires. **European Journal of Orthodontics**, v.30, p.661-667, 2008.
9. ELAYYAN, F.; SILIKAS, N.; BEARN, D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.137, p. 213-217, 2010.
10. GIL, F. X.; MANERO, J. M.; PLANELL, J. A. Relevant aspects in the clinical applications of Ni-Ti shape memory alloys. **Journal of Materials Science - Material in Medicine**. v.7, 403-406, 1996.
11. GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais, 2ª Ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, p.579-585, 1996.
12. GRAVINA, M. A.; MOTTA, A. T. S.; ALMEIDA, M. A. O.; QUINTÃO, C. C. A. Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica, **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.9, p. 113-128, 2004.
13. GURGEL, J. A.; RAMOS, L. R.; KERR, S. D. Fios Ortodônticos, **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.6, p.103, 2001.
14. HERSHEY, H. G. The orthodontic appliance: esthetic considerations. **The Journal of the American Dental Association** , v.117, p.29-34, 1988.
15. HUANG, Z. M.; GOPAL, R.; FUJIHARA, K.; RAMAKRISHNA, S.; LOH, P. L.; FOONG, W. C.; GANESH, V. K.; CHEW, C. L. Fabrication of a new composite orthodontic archwire and validation by a bridging micromechanics model. **Biomaterials**, v.24, p. 2941-2953, 2003.
16. IANNI FILHO, D.; STRINTA, L.T.; NIZZOLA, C.E.C. Uso de Fibras de Vidro e Polietileno Reforçados por Resina em Ortodontia – Parte I. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.8, p. 51-57., 2003.
17. IMAI, T.; WATARI, F.; YAMAGATA, S. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. **Biomaterials**, v.19, p.2195-200, 1998.
18. IMAI, T.; WATARI, F.; YAMAGATA, S.; KOBAYASHI, M.; NAGAYAMA, K.; NAKAMURA, S. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.116, p.533-538, 1999.
19. KAPILA, S.; ANGOLKAR, P. V.; DUNCANSON, M. G. Jr.; NANDA, R. S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 98, p. 117-126, 1990.
20. KARMAKER, A. C.; FREILICH, M. A.; BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Performance of fiber-reinforced composites intended for prosthodontic frameworks. ANNUAL MEETING OF SOC BIOMATERIALS, 23., 1997. St. Paul: Society of Biomaterials, p. 231, 1997.
21. KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOUNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.99, p.310-318, 1991.
22. KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthodontics**, v.67, p.197-207, 1997.
23. KUSY, R. P. The future orthodontic materials: the long term view. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 113, p. 91-95, 1998.
24. MARTINS, J. C. R.; SELAIMEN, C. R. P.; GANDINI JR, L. G.; MARTINS, L. P.; RAVELE, D. B. Utilização de Fios de Memória nas Fases de Nivelamento e Fechamento de Espaço na Ortodontia Contemporânea. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.1, p.79-83, 1996.

25. MINERVINO, B. L.; PINTO, A. S.; SAKIMA, M. T.; GUASTALDI, A. C., NAKANDAKARI, C.; MINERVINO, E. L. Características dos fios de memória de forma e aplicação clínica. **Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial**, v.5, p. 72-76, 2000.
26. MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 90, p.10, 1986.
27. NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R.; JIN, T.; KAMEGAI, T.; ISHIKAWA, F.; KATSURA, H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in threepoint bending tests. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.115, p.390-395, 1999.
28. PERKINS, J. Shape Memory Effects in Alloys, 1ª Ed. Michigan, Plenum Press, p.28-32, 1975.
29. PROFFIT, W.R.; FIELDS JR. H.W.; SARVER, D.M. Ortodontia Contemporânea. 4ª Ed. Editora Elsevier, Rio de Janeiro-RJ, p.307-339, 2008.
30. RAMIRES, I. Estudo de corrosão em biomateriais. 1998, 83f. Dissertação (Mestrado em Físico-Química) – Instituto de Química, Universidade Estadual Paulista de Araraquara, 1998.
31. 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.
32. SANTORO, M. Z. Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento. 2011, 88f. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo-SP, 2011.
33. VALIATHAN, A.; DHAR, S. Fiber Reinforced Composite Arch-Wires In Orthodontics: Function Meets Esthetics. **Trends in Biomaterials & Artificial Organs**, v.20, p.16-19, 2006.
34. VELLINI-FERREIRA, F. Ortodontia - Diagnóstico e Planejamento Clínico, 7ª Ed. São Paulo-SP, Editora Artes Médicas Ltda, p.386-397, 2010.
35. WIDSON, P.R. Caracterização de Ligas de Níquel-Titânio para Ortodontia. 2001, 146f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais) Instituto Militar de Engenharia, Rio de Janeiro-RJ, 2001.
36. WILLIAMS, J. K. Aparelhos Ortodônticos Fixos Princípios e Prática, 1ª Ed. São Paulo-SP, Livraria Editora Santos, p.21, 1997.
37. YONEYAMA, T.; DOI, H.; HAMANAKA, H.; OKAMOTO, Y.; MOGI, M.; MIURA, F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. **Dental Materials Journal**, v.11, p.1-10, 1992.
38. ZUFALL, S.W.; KENNEDY, K.C.; KUSY, R.P. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, v.9, p.611–620, 1998.

---

**Endereço para Correspondência:**

Daniella Regina Mulinari - dmulinari@hotmail.com  
 Professora Doutora Mestrado em Materiais - UniFOA  
 Av. Paulo Erlei Alves Abrantes, 1325 - Três Poços  
 Volta Redonda - RJ  
 CEP: 27240-560