

CENTRO UNIVERSITÁRIO DO NORTE PAULISTA UNORP

PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

FIOS ORTODÔNTICOS

LUIS AUGUSTO RUIZ HIDALGO

Monografia apresentada ao Curso de Especialização Lato Sensu em Ortodontia da UNORP / UNIPÓS, como requisito parcial à obtenção do título de Especialista em Ortodontia.
Orientadora: Prof. Dr. Ruy Carlos da Fonseca

SÃO JOSÉ DO RIO PRETO

2007

CENTRO UNIVERSITÁRIO DO NORTE PAULISTA UNORP

PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

FIOS ORTODÔNTICOS

LUIS AUGUSTO RUIZ HIDALGO

Esta monografia foi julgada adequada à obtenção do título de Especialista em Ortodontia e aprovada em sua forma final pelo Curso de Especialização em Ortodontia da UNORP / UNIPÓS.

São José do Rio Preto, setembro de 2007.

Prof. Dr. Ruy Carlos da Fonseca (Orientador)

AGRADECIMENTOS

À Alexandra, minha esposa que sempre está ao meu lado,

Aos meus filhos Ricardo e Henrique que suportam todas as intempéries,

Aos meus pais,

E aos professores pelo carinho e dedicação empreendidos, que hoje podemos chamar de amigos.

Aos colegas de turma por todos os momentos de fraternal convivência.

Aos funcionários da Pós-Odonto, da UNORP.

Aos pacientes em que pudemos aplicar os conhecimentos adquiridos.

E a DEUS, quem tudo permitiu.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DE LITERATURA	9
3 DISCUSSÃO	33
4 CONCLUSÕES	34
REFERÊNCIAS	35

RESUMO

Diversas características dos fios ortodônticos têm sido descritas como desejáveis para uma ótima performance durante os tratamentos ortodônticos, dentre elas: maleabilidade, dureza, formabilidade, deflexão, módulo de resiliência, biocompatibilidade, baixa fricção, entre outras. O aparecimento dos fios de níquel-titânio foi de extrema importância na Ortodontia. Com esses fios, as mudanças que surgiram nas técnicas ortodônticas foram irreversíveis e trouxeram grandes avanços, tanto nos resultados obtidos como no conforto dos pacientes e profissionais. As principais características desses fios permitem grandes ativações e forças resultantes leves, eliminando a necessidade da confecção de alças nos fios de aço inoxidável. O aparecimento dos fios com memória de forma ativados termicamente também proporcionou ao ortodontista a possibilidade de atendimento mais esporádico ao paciente. Cada uma das ligas utilizadas nos fios ortodônticos possui suas características próprias, vantagens e desvantagens, que devem ser avaliadas de acordo com o tipo de movimento e força desejados. Os tipos de ligas e fios ortodônticos serão citados, caracterizando suas propriedades, e suas vantagens, desvantagens e aplicações serão discutidas.

Palavras-chave: Fios Ortodônticos. Tratamento Ortodôntico. Ligas dos Fios.

ABSTRACT

The effectiveness of orthodontic tooth movement requires the appropriate interaction of treatment mechanics as they relate to the teeth and periodontal structures of the patient. The orthodontic wire action is particularly dependent upon the proper relationship of its structural and mechanical characteristics. In the more traditional archwire sequence, stainless steel is used in the alignment and leveling step followed by progressively larger wire sizes and forces. For a long time stainless steel wires prevailed in orthodontics, but since the 1960's, new metallic alloys have diversified the choice of available orthodontics wires. These alloys have been modifying the treatment protocol by shortening chair time and most mechanical aspects of treatment. The unique properties of each one of these alloys permit their use in most phases of orthodontic treatment, largely replacing the use of the classic stainless steel arch wires. This article reviews some concepts, properties and clinical application of these new materials.

Key-words: Orthodontic Wires. Orthodontic Treatment. Wire Alloys.

1 INTRODUÇÃO

A efetividade do movimento ortodôntico envolve vários fatores relacionados ao paciente, à mecânica aplicada, aos dentes e suas estruturas de suporte. Esta movimentação depende da ação dos fios ortodônticos, conforme suas características estruturais e mecânicas (BURSTONE, 1981). Em um tratamento ortodôntico tradicional a seqüência de troca de fios de aço inoxidável utilizada na fase de alinhamento e nivelamento, a transição progressiva dos calibres dos fios de 0.012” até 0.020”, alterando a quantidade de força liberada com o uso de alças para a correção de giroversões, angulações e inclinações dentárias tornando o tratamento longo e trabalhoso.

Com o maior conhecimento das propriedades metalográficas, mecânicas e biológicas das ligas a quantidade de força dissipada também pode ser obtida pelo uso de fios constituídos por outras ligas metálicas. Estas novas ligas propiciam alterações no protocolo de tratamento, encurtando o tempo de tratamento.

As propriedades particulares destas ligas permitem a aplicação nas várias fases do tratamento, substituindo em grande parte o uso dos fios clássicos de aço (FILLEUL, 1993; TOYAMA, 1995; VIAZIS, 1991; WATERS, 1992).

Um dos primeiros aparatos ortodônticos para estabelecer uma forma de arco talvez seja o dispositivo chamado de: “Bandelette de Fauchard”, que Pierre Fauchard idealizou para correções dentárias (GRABER; VANARSDALL, 1996). Constituía-se de uma tira metálica que associada a amarrilhos de prata ou latão, promovia movimentações dentárias formatando o arco.

Baseado na idéia de Fauchard, Angle desenhou seu aparelho (arco E), que continha um arco preso às bandas nos molares. Este arco continha parafusos para aumentar o perímetro do arco e obter espaço para “laçar” os dentes, posicionando-os adequadamente no arco (GRABER; VANARSDALL, 1996).

Como se sabe, Angle realizou freqüentes transformações em seus aparelhos, passando para um sistema mais preciso, onde o fio ortodôntico se encaixava aos apoios, inicialmente de cervical para oclusal – tubos e pinos.

Na imagem acima propôs a utilização de um fio de secção retangular em forma de cinta, tornando-se conhecido como “ribbon arch”.

Estas evoluções culminaram com a invenção do conhecido “edgewise”, onde o fio ortodôntico passou a ser inserido pelo aspecto frontal do bráquete, como é utilizado até os dias atuais (GRABER; VANARSDALL, 1996).

Desde Angle os bráquetes também passaram por diversas propostas de alterações na forma e nos materiais, evoluindo de simples para geminado, maiores ou menores, metálicos, de policarbonato, ou cerâmicos.

Mas foi Andrews quem realmente propôs uma mudança significativa, idealizando os bráquetes pré-ajustados, que hoje são amplamente aplicados, sendo empregada a sua idéia mesmo nos bráquetes linguais.

Entretanto a forma continua ser obtida pela conformação de um fio ortodôntico formatando a arcada. A evolução dos fios ortodônticos ocorreu concomitantemente aos bráquetes.

No início o ouro, a prata, o bronze e latão eram os materiais disponíveis para os aparelhos ortodônticos.

Após a primeira guerra mundial a invasão do aço inoxidável na indústria também chegou à ortodontia, que passou a utilizá-lo como rotina, até hoje, mas vai cedendo espaço a novos materiais (PHILLIP; SKINNER).

Serão descritas a seguir algumas propriedades das ligas metálicas e em seguida a descrição e aplicação dos fios.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Burstone et al. (1961) propuseram a utilização de acessórios que transmitissem forças leves e contínuas. Para eles, as forças utilizadas em ortodontia têm sua origem, primariamente, nas deformações elásticas dos fios, que absorvem e liberam energia, quando a carga é aplicada e liberada, respectivamente.

Kohl (1964) alertou os ortodontistas para a necessidade de melhores conhecimentos das propriedades mecânicas e estruturas dos materiais usados no tratamento ortodôntico, aumentando, desse modo, a qualidade do atendimento ao público devido ao ganho de tempo e uso correto das ligas metálicas. Definiu as mais importantes propriedades mecânicas dos fios usados em ortodontia como sendo: módulo de resistência a tração, módulo de elasticidade e módulo de resiliência.

O'Brien e Ryge (1973) defenderam que a geometria da secção reta do fio é o fator que mais influencia as propriedades mecânicas. Para arcos redondos, a capacidade de flexão é proporcional à quarta potência do diâmetro, a carga de trabalho permitida é diretamente proporcional ao cubo do diâmetro e a média de ativação é inversamente proporcional ao diâmetro.

Em ortodontia, os metais têm sido exaustivamente estudados na tentativa de se encontrar uma liga ideal, em que são importantes: o limite elástico, a velocidade de desativação e a intensidade da tensão que ela desenvolve.

Em 1979, Goldberg e Burstone, em seu trabalho sobre a evolução da liga de titânio-molibdênio no uso em aparelhos ortodônticos, citaram a importância do profissional ter conhecimento das propriedades elásticas dos fios e descreveram a composição básica dessa liga metálica como: 79% de Titânio, 11% de Molibdênio, 6% de Zircônio e 4% de Estanho. Compararam essa liga de titânio-molibdênio com o aço inoxidável nas suas propriedades de flexibilidade máxima e módulo de elasticidade. Para os autores, a flexibilidade máxima de um acessório é proporcional à razão do limite de escoamento/módulo de elasticidade. Apresentam baixo módulo de elasticidade (E), baixo limite de escoamento (YS) e baixa magnitude de força, o que resulta em alta deflexão elástica quando comparadas às ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável. Tal fato confere uma ótima relação YS/E (limite de escoamento/módulo de elasticidade =

máxima recuperação elástica). O titânio-molibdênio tem um módulo de elasticidade quase igual a metade do aço inoxidável e cerca de duas vezes aquele no nitinol. Isto faz com que o uso seja ideal nas situações em que se necessita de forças menores do que as liberadas pelo aço inoxidável e onde ligas metálicas com módulos de elasticidade mais baixos, tais como o nitinol, seria inadequado para produzir a magnitude de força desejável.

A liga de titânio-molibdênio estabilizada apresenta grande potencial na elaboração de molas ortodônticas. Suas propriedades, observadas sob tração, refletem grande deflexão elástica e redução na força por unidade de deslocamento, que são duas vezes menores do que a do aço inoxidável. A liga de b-titânio pode manter estas propriedades por apresentar boa conformabilidade.

Em 1980, Burstone e Goldberg desenvolveram a perspectiva da aplicação clínica dos fios de titânio-molibdênio ao compará-los com outros fios ortodônticos. Para a obtenção do fio de titânio-molibdênio, o metal sofre um processo de redução de seu diâmetro chamado estiramento. Após essa etapa, o fio recebe tratamento térmico para remover a tensão residual causada pela deformação da rede cristalina e também para torná-lo mais resistente à fratura. A operação se repete, com subsequente tratamento térmico, e assim por diante.

Os fios de titânio-molibdênio apresentam retorno elástico superior aos fios de aço inoxidável e permitem a confecção de alças, apesar de fraturarem facilmente caso sejam dobrados em ângulos agudos. As alças podem ter suas configurações simplificadas graças à elasticidade dessas ligas.

Burstone (1981) sugeriu o princípio do módulo variável em ortodontia. Nesta filosofia, a rigidez do fio é controlada pela seleção das propriedades mecânicas, químicas e estruturais do material ao invés do calibre do fio.

A rigidez total de um aparelho ortodôntico depende da rigidez do fio e da configuração do aparelho. As modificações na configuração do fio, tais como: aumento do fio entre os braquetes e colocação de alças, reduzem a razão entre a carga e a deflexão e conseqüentemente reduzem a rigidez do aparelho.

As alterações na rigidez do fio são determinadas pela espessura do fio e pelo material e pode ser representado por: $W_s = M_s \times C_s$ Onde (W_s) é o número da rigidez do fio; (M_s) representa o número de rigidez do material e (C_s) representa o número de

rigidez da espessura. Antecedendo a descoberta de novas ligas, os ortodontistas usavam somente o fio de aço inoxidável. O aumento da rigidez do fio durante o tratamento clínico era conseguido, por meio do aumento da sua espessura. Em ortodontia, Isto é chamado de diâmetro variável.

Entretanto, com os avanços nas ligas metálicas utilizadas como fios ortodônticos é possível controlar a rigidez do fio variando-se as propriedades dos materiais empregados que é chamado de módulo de elasticidade ao invés da espessura do fio. Isto é conhecido como módulo variável em ortodontia.

Os fios ortodônticos podem ser classificados de acordo com a composição química, microestrutura e propriedades mecânicas. Os dois primeiros fatores determinam o terceiro. É importante lembrar que somente a composição química não predetermina as propriedades, uma vez que o arranjo microestrutural de vários componentes tem influência secundária. Numerosas propriedades físicas e mecânicas podem ser usadas para descrever fios ortodônticos. A intenção de qualquer lista destas propriedades é caracterizar parâmetros clínicos significantes.

Portanto, limite de escoamento e módulo de elasticidade são importantes, não somente porque são propriedades básicas dos materiais, que podem ser medidas com procedimentos laboratoriais padronizados, mas também porque estão intimamente associados à propriedades do aparelho.

Em tração, o fio de aço inoxidável teve a menor elasticidade enquanto o titânio-molibdênio a maior. Em dobradura e torção, o fio de aço inoxidável apresentou a menor energia acumulada em um determinado momento, enquanto que o nitinol a maior, ainda em relação ao teste de dobradura e tração, o aço inoxidável apresentou a razão entre a carga e deflexão mais alta do que os fios de nitinol.

Para Burstone (1982), as ligas de titânio-molibdênio apresentam grande recuperação elástica, representada pela razão (YS/E) , que significa a função do limite elástico convencional pelo módulo de elasticidade (E) do material. Apresentam boa quantidade de carga armazenável o que resulta em força mais constante, seja por deflexão ou por torção, se comparadas às ligas de aço e de cromo-cobalto, implicando menos trocas de fio e menor frequência de ativação.

Burstone e Goldberg (1983) em seu estudo sobre forças máximas e deflexões derivadas de aparelhos ortodônticos, apoiaram as hipóteses de que a maioria

dos aparelhos ortodônticos são ativados numa amplitude onde ambos os componentes plástico e elástico ocorrem; portanto, o uso do limite de escoamento para o cálculo da magnitude de força pode conduzir a erros significantes na determinação de forças liberadas. Chamaram a atenção para o fato de ser muito difícil, clinicamente e experimentalmente, estabelecer um limite elástico definido, porque a transição de elástico para plástico é gradual e existe uma grande região através da qual as duas modalidades ocorrem simultaneamente.

De acordo com Phillips (1984) as ligas de titânio-molibdênio apresentam baixo módulo de elasticidade que permite a transmissão de forças pequenas mesmo com grandes flexões, podendo também, receber dobras de várias configurações. O tratamento térmico não é recomendado por alterar as propriedades da liga metálica. Estas ligas de titânio-molibdênio apresentam excelente resistência à corrosão. Quanto mais flexível o fio, maior será a diferença obtida entre os dois ensaios. Os valores para limite de escoamento são significativamente maiores sob dobramento, do que sob tração, devido à diferença na natureza dos dois tipos de deformação. Durante o dobramento, a superfície externa do fio inicialmente é submetida à deformação permanente, enquanto a porção remanescente ainda está no período elástico. Já durante o ensaio de tração, todo o fio sofre deformação permanente, de maneira uniforme.

PROPRIEDADES FÍSICAS DOS FIOS

Para o entendimento das particularidades dos fios, torna-se necessário conhecer algumas propriedades das ligas metálicas:

CARGA X DEFLEXÃO

O comportamento do fio ortodôntico quanto à sua liberação de forças, segue um desenho representado por um gráfico de carga /deflexão, que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de deformação.

Seguindo a clássica lei de Hooke (PHILLIP; SKINNER), se um fio for flexionado para incluir no arco um dente que está desnivelado, haverá maior carga

acumulada, quanto maior a distância de deflexão. Logo, para cada milímetro de aumento da ativação, o fio acumulará proporcionalmente mais carga. Deste modo, com o uso do aço inoxidável, que se comporta desta maneira, quanto pior posicionado estiver este dente, haverá maior dispersão de carga, obviamente repercutindo sobre os dentes adjacentes. Entretanto há um limite para esta deflexão.

Diante de uma deflexão exagerada, este fio não volta mais a sua forma original, ou seja, ocorrerá uma deformação permanente. Isto acontece porque a deflexão ultrapassou o limite elástico do fio, também chamado de limite de proporcionalidade.

Após este ponto o fio não responderá com a mesma dissipação de carga. Quando o fio recebe tensão antes de atingir o seu limite elástico, responderá voltando à sua forma original, e, portanto, estará na sua fase elástica. Após o limite elástico, passará para a fase plástica, porque passa a mudar sua forma sem retornar à original.

MÓDULO DE ELASTICIDADE

Conhecendo-se o gráfico de um determinado fio (calibre e material), pode-se avaliar o quanto de força será liberado para cada milímetro de ativação, bem como o seu limite de elasticidade, ou seja, o quanto suportará de deflexão sem sofrer uma deformação permanente.

Este dado também pode ser fornecido pelo módulo de Young, ou módulo de elasticidade (E), que compreende um valor obtido da razão da tensão pela deformação em qualquer segmento da fase elástica ($E = \text{Tensão/Deformação}$) (O'REILLY et al, 1999).

Comparação do módulo de elasticidade (E) entre algumas ligas metálicas para fios de mesmo diâmetro.

Valores expressos em polegada quadrada (psi) e comparada a rigidez do aço inox. Como o aço apresenta maior rigidez, as demais ligas apresentam valores fracionados do aço inox.

RIGIDEZ

Um fio com alto módulo de elasticidade (E) acumula muita força para cada milímetro de ativação, ou seja, será um material com maior rigidez. A rigidez do fio ortodôntico não é uma característica interessante para as fases iniciais do tratamento ortodôntico. Por esta razão, a redução do calibre dos fios torna-se fundamental para diminuir sua rigidez.

Por isto o tratamento convencional com fios de aço inclui uma seqüência de fios progressivamente mais calibrosa (0.014", 0.016", 0.018", 0.020", 0.019" x 0.025", 0.021" x 0.025"), para que, enquanto os dentes apresentam-se muito desalinhados, o fio possa ser defletido mais, com baixa liberação de força e sem sofrer uma deformação permanente.

A capacidade de deflexão também pode ser obtida aumentando-se a distância interbráquetes, pela inclusão de alças de nivelamento, ou diminuindo o tamanho mesiodistal dos bráquetes.

RESILIÊNCIA

A resiliência pode ser definida como a quantidade de energia (tensão) acumulada por uma liga até o seu limite elástico. Esta energia pode ser calculada pela área gráfica do seu regime elástico no gráfico com fio muito resiliente apresenta uma fase elástica longa, portanto pode ser defletido mais, sem que sofra uma dobra permanente.

FORMABILIDADE

A formabilidade é a capacidade da liga deformar-se no regime plástico, sem sofrer fratura, permitindo o uso de suas propriedades quando submetido a uma deflexão subsequente (uso clínico) (PHILLIP; SKINNER).

SUPERELASTICIDADE OU "PSEUDO-ELASTICIDADE"

A superelasticidade é caracterizada pelo comportamento atípico da liga em relação ao clássico gráfico de carga/deformação. O fio superelástico apresenta duas

fases estruturais que determinam um regime elástico, um regime plástico, um outro regime elástico e então atinge outro regime plástico.

Enquanto a liga está no regime elástico, comporta-se de maneira convencional. Esta fase é caracterizada por uma estrutura austenítica. Quando o seu limite “pseudo-elástico” é ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um “platô” no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. Como toda liga superelástica apresenta memória de forma, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura original.

MEMÓRIA DE FORMA (“EFEITO MOLA”)

A memória de forma é a capacidade de o fio retornar a sua forma e estrutura original. Quando isto ocorre, o fio dispersa a energia (carga) acumulada. Este conceito confunde-se com a superelasticidade, pois as mudanças drásticas de forma e estrutura que ocorrem nos fios com esta característica, resultam em maiores amplitudes de deformação e subsequente retorno à forma e estrutura original. Esta propriedade, portanto, apresenta-se mais evidente nos fios de Níquel-Titânio que sofrem a transformação martensítica (detalhado a seguir no item NiTi).

SOLDABILIDADE

Como o próprio nome diz, a soldabilidade é a capacidade da liga em receber soldas, elétrica ou de prata. O fio de aço, por exemplo, apresenta ótima soldabilidade tanto para solda de prata como para a elétrica. Já o Titânio-Molibidênio somente recebe solda elétrica, enquanto o Níquel- Titânio não aceita soldas (NELSON; BURSTONE, GOLDBERG, 1987).

ATRITO

O atrito, ou resistência à fricção, refere-se a resistência da superfície de um material em movimentar-se sobre uma outra. Na Ortodontia corresponde à qualidade de

deslize entre o fio ortodôntico e o encaixe (slot ou canaleta) do acessório (bráquete ou tubo). O atrito é medido no início (atrito estático) e durante a movimentação (atrito cinético) (BURSTONE; FARZIN-NIA, 1995; KAPILA et al., 1990). Nas mecânicas de deslize, deseja-se um baixo nível de atrito.

LIGAS E CONFIGURAÇÕES DOS FIOS ORTODÔNTICOS

Aço inoxidável, aço inoxidável trançado, cromo-cobalto, níquel-titânio,

AÇO INOXIDÁVEL

O aço inoxidável utilizado na Ortodontia é do tipo austenítico. Sua composição média é de: 18% de Cromo, 8% de Níquel, 0.08 a 0.15% de Carbono e o restante (maioria) de Ferro (75%). As porcentagens de Cromo e Níquel dão nome a este tipo de “aço 18-8” (PHILLIP; SKINNER).

Características: devido a sua versatilidade esta liga metálica tornou-se tradicional para a ortodontia. Com uma ótima formabilidade permite a execução de dobras com facilidade e precisão. Apresenta ainda ótima soldabilidade e baixo atrito, além do baixo custo.

Aplicações: A excelente formabilidade ou plasticidade desta liga permite sua versatilidade para o uso ortodôntico.

A fácil manipulação deste material o indica para a aplicação em diferentes estágios do tratamento ortodôntico.

Atualmente o aço é empregado nas etapas do tratamento cujo contorno dos arcos deva ser estável, visando à manutenção das dimensões transversais dos arcos dentários. A combinação da alta rigidez com o menor atrito na interface fio/ranhura do bráquete, quando comparado às demais ligas, faz do aço o fio de eleição para fechamento de espaços por deslizamento.

Limitações: a alta rigidez desta liga é um fator que deve ser controlado pela redução do calibres dos fios ou confecção de alças quando se objetivam movimentos dentários individuais. Além de estender o tempo de trabalho profissional, a falta de

controle sobre sua rigidez pode gerar forças excessivas durante o movimento ortodôntico.

AÇO INOXIDÁVEL TRANÇADO

Inicialmente comercializados pela Unitek Corporation como fio twist-flex, são contemporâneos aos fios de níquel titânio e por determinado tempo foram a alternativa mais barata para estes últimos. Atualmente pouco utilizados em razão da redução do custo e facilidade de obtenção dos fios de NiTi estáveis. O fio trançado de aço inoxidável com secção retangular (“braided”), por sua flexibilidade e capacidade de receber dobras (de pequena magnitude), tem sido utilizado na finalização e intercuspidação por alguns clínicos.

Características: são constituídos de números secções redondas ou retangulares.

Aplicações: os fios trançados de secção redonda compreendem uma alternativa de baixo custo para as fases iniciais do alinhamento e nivelamento, em apinhamentos moderados ou acentuados. Os de secção retangular podem ser utilizados na finalização.

CROMO-COBALTO

No início a utilização de fios de secções reduzidas enrolados uns sobre os outros, configurados na década de 1960, a “Elgin Watch Company” desenvolveu uma liga metálica contendo 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel, 15.8% de Ferro, 7% de Molibidênio, 2% de Manganês, 0.16% de Carbono e 0.04% de Berílio.

Esta liga de Cromo-Cobalto foi introduzida no mercado com o nome de “Elgiloy” (Rocky Mountain Orthodontics), e atualmente há vários similares no mercado. Característica: Suas propriedades são muito semelhantes ao aço, entretanto com maior formabilidade.

ELGILOY

Fabricado em quatro têmperas com varia o decrescente na formabilidade, de modo que o clínico seleciona a têmpera mais adequada segundo a formabilidade requerida. O azul representa a mais maleável, seguida pela amarela (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelha (resiliente).

Aplica o: A formabilidade do Elgiloy sendo superior ao do aço auxilia o clínico na conforma o de dobras e helicóides, principalmente nos fios retangulares. Quando do seu lançamento, a possibilidade de realizar dobras e helicóides com mais facilidade indicava a redu o do tempo de trabalho e o fato de utilizá-las em fios retangulares proporcionavam maior controle do movimento dentário.

Mas, após as dobras confeccionadas a formabilidade tornava-se desnecessária e a resiliência tornava-se fundamental para o movimento dentário. De modo a atingir este objetivo realiza-se o tratado térmico do fio, sendo o procedimento mais correto process -lo em forno por 5 horas na temperatura de 480 C.

Este procedimento embora correto tornava-se inviável para o uso clínico. Para tornar viável o uso desta liga o tempo pode ser reduzido entre 7 a 12 min, certamente sacrificando algumas qualidades da liga.

Limita es: Em virtude de sua rigidez ser muito próxima do aço e para a redu o do custo aos ortodontistas, após alguns anos, o aço prevaleceu ao Cromo-Cobalto em detrimento das propriedades mecânicas do ELGILOY.

O tratamento térmico realizado de forma não controlada resulta no aumento da rigidez, resultando em perda das propriedades inerentes. Em compara o ao aço apresenta um pouco mais de atrito (KAPILA et al, 1990; KUSY, 1997).

NÍQUEL TITÂNIO

Além da composi o, as diferenças entre as ligas metálicas dos fios ortodônticos adv m do arranjo da estrutura da matéria. Esta organiza o at mica ocorre em todos os estados da matéria, compondo uma forma o estrutural.

No estado sólido a diferença de carga entre os elétrons proporciona a forma o de uma energia interna mínima que une os átomos e, em última instância, define uma configura o espacial regular denominada grade espacial ou cristal. A disposi o geométrica dos átomos determina o tipo de grade espacial da liga, sendo a

cúbica a forma mais comum. Este arranjo cúbico simples, assim como outros que serão apresentados, são de certa forma hipotéticos.

Nenhum material realmente tem esta estrutura, apenas são definidos para uma compreensão prática dos arranjos espaciais (PHILLIP, SKINNER). No estado sólido, um mesmo material pode apresentar-se em diferentes tipos de estrutura cristalina; o aço inoxidável com a estrutura espacial de forma cúbica é conhecido como aço em fase austenítica, na qual os átomos se distribuem compondo uma estrutura cúbica de face centrada.

Como a própria denominação já sugere, a estrutura cúbica de face centrada (CFC) apresenta um átomo centrado em cada face. O aço martensítico, por sua vez, apresenta-se como uma estrutura tetragonal de corpo centrado (TCC), na qual há um átomo de carbono centrado entre os 4 átomos de ferro.

A obtenção destes dois tipos de aços implica em distintos processos metalúrgicos, não obstante suas composições sejam semelhantes (PHILLIP, SKINNER). As ligas de níquel-titânio (NITI) também apresentam disposições cristalográficas típicas que conferem particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. Para esta liga, a grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC) indica a fase austenítica, que compreende a forma mais rígida da liga de Ni-Ti.

Em contra partida a estrutura cristalina hexagonal compacta representa a forma menos rígida da liga de NiTi, denominada de fase martensítica.

Dependendo do processo de fabricação dos fios NITI, haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado à frio formará uma liga de NiTi martensítica estável. Este fio não apresentará capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), e apresentará um comportamento gráfico semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável.

Quando os fios de NITI são submetidos a um processo de fabricação sob altas temperaturas, uma propriedade peculiar será incorporada. O fio NITI passará a apresentar-se numa fase austenítica inicial, entretanto com a capacidade de transformação martensítica (MIURA et al., 1986).

A transformação martensítica é, portanto, uma particularidade da liga de Ni-Ti e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura e da tensão. Sob temperatura reduzida estabelece-se a fase

martensítica e com o aumento da temperatura ocorre novamente uma transformação progressiva para a fase austenítica. Esta transformação decorre de uma modificação da configuração cristalográfica, de estrutura hexagonal compacta (HC) para cúbica de corpo centrado (CCC) em decorrência da alteração de temperatura (KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991).

Para os fios de Ni-Ti termoativados o intervalo de transformação térmica (ITT) deve encontrar-se próximas à temperatura corpórea (36°C), para induzir maior ou menor tensão ao movimento dentário.

Como dito anteriormente, a tensão também induz a esta mudança de fase, entretanto esta particular forma de atingir a fase martensítica denomina-se transformação martensítica induzida por tensão.

A estrutura CCC (fase austenítica), em vez de atingir o regime plástico, inicia o processo de transformação da conformação do cristal, prolongando a capacidade elástica deste material. Ao final da transformação a liga está completamente na fase martensítica (HC), portanto em seu estado menos rígido (SANTORO; BESHES, 2000).

A transformação martensítica sofre reversão do processo com a redução da tensão, partindo da conformação HC para CCC e devolvendo maior rigidez ao fio, característica mecânica típica do Ni-Ti em fase austenítica. Este processo de transformação e reversão, combinando tensão e temperatura confere ao fio o efeito memória de forma (EMF), propriamente dito. Portanto, o EMF refere-se à habilidade do material de retornar a sua forma e estrutura original após ser deformado (SANTORO; BESHES, 2000). Atualmente encontram-se disponíveis ligas de NiTi estáveis e ativas, estes dois grupos distinguem-se por características importantes para o uso na Ortodontia (LINBENSON; GIL; PLANELL, 1996).

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

A liga de Ni-Ti do grupo estável, também referida como Ni-Ti trabalhado a frio, não aceita mudança de fase apresentando-se sempre como martensítico, por isso é chamada de M-NiTi (MCLAUGHLIN; BENNETT, 1999). Esta modalidade de fios Ni-Ti disponibilizou-se para comercialização nos anos 70. Foi desenvolvido pelo programa

especial americano e introduzido no mercado com o nome de Nitinol (acróstico das palavras Níquel, Titânio e NOL – Naval Ordnance Laboratory) pela Unitek Corp. Atualmente há vários similares no mercado.

Características: A principal característica dos clássicos M-NiTi é a boa elasticidade, e como apresenta apenas 30% da rigidez do aço inoxidável (comparando-se fios de mesma secção) permite uma favorável adaptação do fio ortodôntico nas etapas iniciais do alinhamento e nivelamento para os casos com apinhamento acentuado ou moderado (KAPILA et al., 1990).

Aplicações: Na comparação entre as ligas metálicas de uso ortodôntico, a M-NiTi possui boa resiliência, oferecendo forças de baixa intensidade, favorável ao movimento dentário. Mesmo exibindo um módulo de elasticidade próximo dos fios trançados de aço inoxidável, a pouca formabilidade dos M-NiTi propiciam melhor adaptação ao apinhamento em razão da liga de aço deformar-se plasticamente, enquanto a liga M-NiTi praticamente não se deforma (TOYAMA, 1995). Desta forma, para um apinhamento acentuado, o fio de aço trançado pode deformar-se, enquanto o M-NiTi não.

Limitações: Este tipo de fio é pobre em formabilidade e não aceita soldagem. É possível apenas realizar dobras discretas e arredondadas.

FIO TRANÇADO DE M-NITI

Características: Ainda dentro desta modalidade, o M-NiTi pode apresentar-se trançado com configuração retangular. No mercado encontram-se disponíveis fios deste tipo, como o Turbo da Ormco/Sybron.

Aplicações: devido a sua excelente flexibilidade são indicados para fases iniciais do tratamento em casos que requeiram baixíssimos níveis de força (pacientes com perda óssea acentuada), e também para a fase de intercuspidação (GRABER; VANARSDALL, 1996).

Limitações: reduzida formabilidade, disponibilidade apenas em secção retangular, portanto indica-se apenas para técnicas com bráquetes pré-ajustados.

NÍQUEL-TITÂNIO ATIVO (A-NITI OU NI-TI TERMOATIVADO, SUPERELÁSTICO OU TRABALHADO EM ALTAS TEMPERATURAS)

Os fios ortodônticos dos anos 90 certamente foram os fios de Ni-Ti do grupo ativo (A-NiTi), suplantando os M-NiTi por oferecerem a vantagem da superelasticidade (BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; MIURA et al., 1986).

Características: Estes fios oferecem a melhor adaptação na ranhura do bráquete, mesmo para fios com calibre próximo a dimensão da ranhura. Isto propicia maior simplicidade e rapidez ao tratamento, por facilitar a fase de alinhamento e nivelamento (BRAUN et al., 1999; KUSY, 1997). Detalhes na produção da liga A-NiTi determinam algumas particularidades aos fios comercializados como superelástico ou termo ativados.

Os fios A-NiTi podem ser encontrados em diferentes temperaturas de transição indicando a ação em intervalos de forças previamente estabelecidos. Isto possibilita o uso destes fios em diferentes situações clínicas, que podem requerer maior ou menor rigidez. Os fios Copper NiTi (Ormco /Sybron) diferenciam-se segundo a temperatura em que o material encontra-se totalmente na fase austenítica.

Os fios Copper 27 ° C, 35 ° C e 40 ° C apresentam indicações para diferentes situações clínicas, logicamente quanto maior a temperatura de conclusão da reversão martensítica, mais maleável torna-se o fio e menor a força exercida sobre os dentes.

Os fios da série Neo Sentalloy (GAC) também apresentam diferentes tipos (F80, 100, 160, 200, 240 e 300), entretanto classificados segundo a quantidade de força encontrada no platô de superelasticidade. Atualmente diversas companhias possuem os fios A-NiTi, entretanto nem todas descrevem esta importante diferenciação em temperatura ou força, o que resulta em variações surpreendentes em testes laboratoriais (GURGEL et al., 2001; NAKANO et al., 1999).

Aplicações: A superelasticidade associada ao efeito memória de forma, inerentes a estes fios, tornaram mais fácil e rápido o alinhamento e nivelamento dos arcos dentários. Como estes fios apresentam-se no mercado em diferentes temperaturas de transformação e, portanto alterações nos níveis de força diante da temperatura bucal recomendam-se analisar fatores como: a gravidade do apinhamento e as condições

periodontais para selecionar o tipo de fio superelástico adequado para iniciar o alinhamento e nivelamento.

A adaptação destes fios torna-se facilitada pelo resfriamento das porções em que se desejam maiores deflexões, quando o fio estiver abaixo da temperatura de sua transformação, esta adaptação será adequada.

Como a adaptação melhor do fio superelástico nos encaixes dos bráquetes conduzirá uma correção mais efetiva nos primeiros estágios, a utilização de um fio inicial de secção redonda poderá ser mais adequada que o fio de secção retangular. Mesmo para este tipo de liga ainda é válida a máxima:

“o grau do apinhamento dita a espessura do fio inicial”

Limitações: pouca formabilidade, e não aceitar solda e do alto custo. A baixa rigidez destes fios não permite que sejam utilizados para a retração dos dentes anteriores ou fechamento de espaços.

A aplicação de forças na porção anterior do arco promove a deflexão do mesmo, impedindo o movimento de corpo dos incisivos, promovendo excessivas inclinações dentárias.

Ainda é discutida a ação dos fios A-NiTi na correção de torques, pois avaliações laboratoriais têm demonstrado que sua efetividade apenas ocorre para consideráveis inclinações (GURGEL et al., 2001; SEGNER; IBE, 1995).

BETA-TITÂNIO ou TITÂNIO-MOLIBDÊNIO “TMA”

A liga de Titânio-Molibdênio, mais conhecida na Ortodontia pelo acróstico “TMA” (Titanium Molybdenum Alloy- Ormco Corp.), apresenta uma composição de 79% Titânio, 11% Molibdênio, 6% Zircônio, 4% Estanho.

Liga idealizada por Burstone e Goldberg (1980), nos anos 80, com o objetivo de suplantar as vantagens do aço e do M-NiTi ou martensítico estável .

Características: A grande vantagem desta liga é a resiliência, associada a uma moderada formabilidade. Em comparação ao aço inoxidável, o “TMA” apresenta a metade da rigidez, conseqüentemente o dobro de resiliência. A sua vantagem em relação ao Niti-M encontra-se na formabilidade e soldabilidade.

Deve-se lembrar que a solda executada para a liga Beta-Titânio é a ponto elétrico e não com solda de prata (NELSON; BURSTONE; GOLDBERG, 1987).

O TMA tem sido aplicado para confecção de molas de correção radicular, molas de retração, molas de verticalização de molares, “cantilever” para intrusão segmentada, utilizando fios retangulares de calibre 0.017 x 0.022” ou 0.019 x 0.025”.

Esta liga de boa resiliência também é utilizada na confecção da mola do aparelho Pêndulo de Hilgers (HILGERS, 1992), empregando-se o fio redondo secção 0.032”.

Limitações: A grande desvantagem é o alto atrito da superfície desta liga, até oito vezes maiores que o aço (DRESCHER; BOURAUEL; SCHUMACHER, 1989). Em uma tentativa inicial realizou-se o tratamento na superfície destes fios para tornar o atrito semelhante ao aço, porém com um significativo aumento de custo (BURSTONE; FRAZIN-NIA, 1995).

Pesquisa recente tem descrito que este acentuado atrito estático, observado em testes laboratoriais, pode ser reduzido em razão da associação entre a discreta oscilação dos dentes provocadas pela mastigação e a flexibilidade do fio beta-titânio.

Estes dois fatores parecem reduzir ou desestabilizar as áreas de contato na interface braquete/fio (O'REILLY et al, 1999).

TITÂNIO NIÓBIO

Recentemente introduzido no mercado o fio Titanium-Niobium (Ormco / Sybron) é composto pela liga dos materiais do seu nome, permite dobras e apresenta propriedades mecânicas semelhante ao TMA, mas com menor rigidez.

Características: segundo o fabricante a rigidez é 20% menor que a exibida pelo TMA e 70% da oferecida pelo aço inoxidável, entretanto Dalstra et al. (2000), encontraram valores inferiores a esta referência o Titânio-Niôbio (TiNb) apresentou-se com rigidez 50% inferior ao do aço e 14% maior que o TMA, em vez de 20% menor.

O TiNb aceita solda elétrica e o coeficiente de atrito não encontra-se descrito até o momento.

Aplicação: Por não conter Ni em sua liga o fio TiNb tornou-se junto com os braquetes cerâmicos e/ou de titânio a opção mais viável para pacientes com sensibilidade ao níquel.

Devido a sua baixa rigidez o TiNb aplica-se à finalização, principalmente quando utilizados em secção retangular. Aparecem como opção para os fios de aço em virtude da baixa rigidez e como alternativa para o M-NiTi trançado porque aceitam dobras.

Limitações: em consequência da baixa rigidez e atrito desconhecido, não é recomendado para mecânicas de retração ou fechamento de espaço por deslizamento.

FIOS DE RESINA E FIBRA DE VIDRO

Confeccionados de fibras cerâmicas embebidas em uma matriz polimérica, estes fios ainda encontram-se como protótipo. Apesar de excelente compatibilidade com a coloração dos dentes, o fio Optiflex (Ormco /Sybron) foi recolhido do mercado por ser susceptível à fratura, embora numa pesquisa recente tenha demonstrado boa liberação de forças, mas com perda de efetividade após submetido ao meio aquoso (IMAI et al., 1999).

Características: elasticidade próxima a dos fios M-NiTi; baixo coeficiente de atrito; formabilidade e soldabilidade não conhecidas.

Aplicação: a disponibilidade em secções redonda e retangular possibilita o uso em diferentes estágios do tratamento.

Limitações: fragilidade e problemas com relação à hidratação da matriz polimérica ainda restringem o uso destes fios, apesar das recentes melhorias na composição da matriz polimérica (IMAI et al., 1999).

UTILIZAÇÃO DOS FIOS ORTODÔNTICOS ATUAIS

A opção pelo fio mais adequado para cada etapa do tratamento requer uma avaliação clínica e o conhecimento dos diferentes tipos de ligas metálicas. Muitas seqüências de fios ortodônticos são sugeridas (BURSTONE, 1981; MCLAUGHLIN; BENNETT, 1999; MIURA et al., 1986). Alguns fatores influenciam a seleção dos fios:

As condições do elemento dentário e o respectivo periodonto de sustentação são determinantes para a quantidade de força a ser aplicada.

Com relação ao fio ortodôntico, as propriedades mecânicas da liga, a secção transversal e a distância interbráquetes é que ditarão a obtenção da força desejada (PROFFIT; FIELDS, 2000).

Uma grande resiliência e uma baixa formabilidade são desejáveis para a primeira etapa do tratamento, quando há geralmente um grande desnivelamento e desalinhamento.

Os fios de aço de reduzida secção, aço trançado ou os fios de M-NiTi, estão entre os mais indicados, propiciando uma adequada adaptação mesmo nos apinhamentos mais acentuados (JONES; STANIFORD, CHAN, 1990).

Ainda, como melhor opção, o uso dos fios superelástico (A-NiTi) são preferidos por liberarem forças de baixa intensidade, independente da quantidade de deflexão. Num estágio mais tardio do tratamento, diante de uma necessidade de movimentação dentária individualizada, a associação de fios de diferentes ligas pode ser eleita.

Exemplos clássicos são o uso de fios de titânio-molibdênio em segmentos para correção de inclinações de caninos ou molares, utilizando como ancoragem dentes estabilizados por segmentos de arcos de aço inoxidável.

Outra situação pode ser ilustrada pelo tracionamento de um canino próximo ao arco empregando-se um segmento de fio M-NiTi ou ANiTi, inseridos num mesmo “slot” que contem um arco mais rígido de ancoragem.

Para as técnicas que dependem do deslizamento durante a retração dos caninos ou para o fechamento de espaços (retração anterior), o baixo atrito é fundamental para a eficiência da mecânica. Para tanto, os fios de aço inoxidável (em secções retangulares) são recomendados, apesar de alguma evidência de que a movimentação fisiológica dos dentes, provocada pela mastigação, pode permitir o uso de fios com maior grau de atrito como os de Titânio-Molibdênio (SEGNER; IBE, 1995).

Nos estágios finais do tratamento, a adequação da forma dos arcos dentários requer um o fio que aceite ser conformado, logo, deve-se empregar uma liga com melhor formabilidade.

Embora o fio de aço inoxidável seja normalmente o mais empregado, os fios de Titânio-Molibdênio e o Titânio-Nióbio também se prestam muito bem a esta finalidade. Mesmo que o uso de fios com propriedades diferenciadas indique um aumento no custo, os benefícios desta opção são cada vez mais claros para o profissional e para o paciente.

Segundo Kapila et al. (1990) na revisão feita sobre ligas ortodônticas correntemente em uso, citaram suas propriedades mecânicas e aplicações clínicas. As propriedades mecânicas desses fios são obtidas, geralmente, pelos ensaios de tração, dobramento e torção. Apesar das características dos fios, determinadas por esses ensaios não refletirem totalmente os seus comportamentos sob as condições clínicas, eles fornecem as bases para comparação. Devido ao grande espectro das propriedades dos fios ortodônticos, o seu uso pode ser melhor direcionado pela seleção de um tipo de fio adequado para uma situação clínica específica.

Sobre os fios de titânio-molibdênio os autores relataram que estas ligas metálicas podem sofrer deflexão quase duas vezes maior do que os fios de aço inoxidável sem deformações permanentes. Isto permite maior campo de ação e é ideal para o alinhamento inicial do dente. Os fios de titânio-molibdênio também liberam metade da quantidade de força se comparados aos fios de aço inoxidável; por exemplo, um fio de 0,018' x 0,025' de titânio-molibdênio libera aproximadamente a mesma força do que um fio de aço inoxidável 0,014' x 0,020' numa ativação de segunda ordem. A Primeira configuração tem uma vantagem adicional de preencher totalmente o braquete resultando em maior controle de torque do que o fio de aço inoxidável mais fino. A boa capacidade de forma dos fios de titânio-molibdênio permite que alças e "stops" sejam dobrados no fio.

Burstone (1995) descreve os tipos de movimentos ocorridos com o uso da mola de titânio-molibdênio com secção transversal de 0,017' x 0,025', cuja configuração apresenta uma alça em T grupo B para retração em massa do segmento anterior e protração do posterior. Quando ativada em 6mm, a relação momento-força é de 6, com força de 341,1g, como mostra a Tabela 4. Para a correta utilização dessa mola é necessário pré-ativar suas extremidades, o que produzirá a ação de momento de uma força. Essas características clínicas estão intimamente relacionadas com as características químicas, microestruturais e mecânicas dos fios ortodônticos. Sendo

assim, torna-se importante o conhecimento físico-químico e estrutural das ligas metálicas.

A resistência à deflexão, segundo Burstone altera-se sensivelmente em relação à secção transversal da liga. Assim, para um fio ou mola de secção transversal redonda, a resistência à deflexão responde diretamente à quarta potência do diâmetro dessa secção, ao passo que aos fios ou molas de secção retangular, ou quadrada, responde diretamente à terceira potência da altura. Dessa forma, reduzindo-se pela metade a altura da secção retangular ou quadrada do fio, reduz-se em oito vezes a resistência à deflexão, enquanto diminuindo a largura também pela metade reduz-se essa grandeza em duas vezes.

Entretanto, esses mesmos autores lembram que, se uma dessas dimensões fosse radicalmente reduzida, levaria a um decréscimo importante na sua força elástica máxima, resultando em deformação permanente, mesmo após a aplicação de uma tensão leve.

Os fios de titânio-molibdênio têm sido empregados durante a fase intermediária do tratamento ortodôntico por apresentarem características estruturais e mecânicas que indiquem sua aplicação clínica na forma de molas para correção de giros, fechamento de espaços, correções radiculares, entre outras.

Nikolai (1997) relatou a definição de mecânica como sendo o ramo da física clássica que descreve e prevê o repouso ou movimento de partículas sujeitas à aplicação de uma força. Para ele, a mecânica ortodôntica não é fundamentalmente diferente deste conceito, uma vez que, forças de determinadas magnitudes, aplicadas aos dentes por um certo tempo, provocam deslocamento dos mesmos. A aplicação de princípios e procedimentos de engenharia na avaliação dos efeitos da atuação de um aparelho ortodôntico é de grande valia. A combinação de mecânica e biologia dentofacial se faz necessária para melhor compreensão da distribuição e transmissão de forças ortodônticas aos dentes e tecidos de suporte.

Hilgers (1998) citou a utilização dos fios de titânio-molibdênio como arcos de finalização por apresentarem duas vezes a elasticidade do fio de aço inoxidável. Os fios de titânio-molibdênio liberam forças contínuas e uniformes para uma movimentação mais biológica dos dentes.

Nakandakari (2000) realizou uma pesquisa objetivando a caracterização química, metalográfica e estudo das propriedades mecânicas de fios ortodônticos de titânio-molibdênio - TMA. As amostras foram submetidas a análise química e metalográfica, empregando-se microscopia eletrônica de varredura – MEV com espectroscopia por dispersão de energia de raios X – EDX e mapeamento elementar, determinando-se uma análise semi-quantitativa e qualitativa dos elementos (Ti, Mo, Zr e Sn) presentes na amostra. Para se avaliar as propriedades mecânicas foram realizados ensaios de tração até a ruptura dos corpos-de-prova, análise da fratura e ensaios de dureza. Os resultados encontrados foram comparados com os dos fios de aço inoxidável, por serem considerados padrão para a Odontologia. Baseando-se na análise dos dados experimentais, constatou-se que as ligas de TMA em relação às ligas de aço, apresentam resiliência semelhante com maior flexibilidade devido a menor rigidez e baixo módulo de elasticidade. Finalmente, pode-se apresentar subsídios para a seleção de ligas metálicas adequadas as necessidades de cada fase do tratamento ortodôntico.

Vanzin et al. (2003) afirmaram que, dentre as técnicas de fechamento de espaços na arcada dentária, a mecânica de deslizamento é frequentemente empregada. Esta mecânica consiste na movimentação dentária guiada pelos bráquetes através dos fios ortodônticos. Contudo, uma força chamada atrito dificulta, ou impede, este movimento. Nos materiais ortodônticos, diversas variáveis influenciam na força de atrito, dentre elas os diferentes materiais dos bráquetes e fios. Portanto, este estudo tem por objetivo avaliar o coeficiente de atrito estático dos bráquetes metálico (aço inoxidável) estético com slot metálico (policarbonato reforçado com cerâmica e slot de aço inoxidável) e estético sem slot metálico (cerâmica alumina policristalina), quando utilizados com fios ortodônticos retangulares de aço inoxidável e níquel-titânio. Para isso, foi desenvolvido um equipamento de teste, onde quatro bráquetes foram posicionados sobre dois segmentos de fios, que estavam fixados numa estrutura de alumínio. Foi realizado o tracionamento dos bráquetes e no momento em que entraram em movimento, o coeficiente de atrito estático foi registrado. Foram realizados três testes para cada combinação de bráquete e fio. Para determinar se houve diferença estatisticamente significativa, os valores obtidos foram submetidos à Análise de Variância (ANOVA), com intervalo de confiança de 95 por cento. Pode-se concluir que os coeficientes de atrito estático dos bráquetes metálico e estético com slot metálico

foram semelhantes, e o bráquete estético sem slot metálico apresentou maior coeficiente de atrito estático que o bráquete metálico, quando utilizados fios de aço inoxidável e níquel-titânio, mas esta diferença não foi significativa quando utilizado o bráquete estético sem slot metálico; a combinação do fio de aço inoxidável com os bráquetes metálico e estético com slot metálico apresentou o menor coeficiente de atrito estático; e a combinação do fio de níquel-titânio com os bráquetes estéticos, com e sem slot metálico, apresentou o maior coeficiente de atrito estático.

Gravina et al. (2004) afirmaram que, apesar do pequeno número de ligas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos, existem várias marcas comercialmente disponíveis, dificultando o profissional na escolha do material mais adequado e de menor custo. As grandes empresas de fabricação investem em propagandas a respeito de fios chamados "superiores" (níquel-titânio com efeito memória de forma e níquel-titânio superelástico) e alegam que os mesmos fornecem melhor desempenho devido às suas propriedades mecânicas mais apropriadas. Para que o profissional possa escolher o fio ortodôntico mais apropriado, a compreensão das propriedades do material se faz necessária. Após definição e comparação das propriedades mecânicas, através de revisão da literatura, concluiu-se que para a fase inicial de alinhamento e nivelamento, arcos de níquel-titânio superelásticos ou termoativados e arcos multifilamentados devam ser os fios de escolha. Para os estágios intermediários do tratamento ortodôntico, os fios de beta-titânio devem ser as ligas de eleição. Para os estágios de finalização as ligas de aço inoxidável convencionais constituem a opção mais viável. Sugere-se, ainda, que apesar da "superioridade" das novas ligas de níquel-titânio ter sido demonstrada, experimentalmente, clinicamente esses fios possuem comportamento semelhante às ligas de aço multifilamentado em casos de apinhamentos não muito severos.

Ghersel (2005) realizou uma pesquisa para avaliar o comportamento da força em função da deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio, de secção circular (.016"). Ensaíram-se três marcas de fio (Forestadent, GAC e Morelli). As temperaturas de ensaio foram três (32, 37 e 42°C). As ativações máximas foram até 1, 2, 3 e 4mm. O espécime de ensaio consistiu de uma placa de resina acrílica, sobre a qual eram fixados cilindros metálicos por meio de parafusos, simulando dentes, com distribuição semelhante aos dentes naturais. Sobre os cilindros foram cimentados os bráquetes (distância de 8mm entre eles). Sobre os bráquetes era fixado, conforme

cl clinicamente, o arco do fio em ensaio. O “dente” correspondente ao incisivo central era liberado (desparafusado) para poder se deslocar livremente no sentido vestibulo-lingual durante os ensaios e o fio poder sofrer a deflexão. O conjunto era levado à máquina de ensaio (Instron), com câmara de temperatura controlada. Durante o ensaio a velocidade de deslocamento para a deflexão foi de 0,5mm/min. Durante a ativação e desativação as forças foram registradas de 0,10 em 0,10mm de deflexão. Por meio de software esses valores eram impressos numericamente e em gráficos da força em função da ativação/desativação. Com 4 ativações máximas, 3 marcas de fios e 3 temperaturas obtiveram-se 36 condições experimentais e com 5 repetições (n=5) foram feitos 180 ensaios. Os gráficos obtidos mostraram uma não linearidade entre força e deflexão e com ativação de 1 e 2mm não foi detectado platô de superelasticidade, mas que foi observado na desativação, das ativações máximas de 3 e 4mm. Dos gráficos e tabelas foram extraídos valores específicos para serem analisados e comparados: 1) força máxima de ativação; 2/3) diminuição da força na desativação de 0,20mm e 0,70mm (esta só na ativação de 3 e 4mm); 4/5) extensão e forças no platô (apenas nas ativações máximas de 3 e 4mm); 6/7/8) desativação até alcançar 50g de força, a partir de 0,80 e 1,80mm (ativações de 1 e 2mm), ou no final dos platôs (ativações de 3 e 4mm), a força ao iniciar-se a desativação, afastamento da origem ao registrar 50g de força; 9) deformação permanente ao atingir a força zero. As principais conclusões foram: a força de ativação máxima aumentou com o aumento desta e da temperatura, o material Morelli apresentou a menor e o GAC a maior; a diminuição da força máxima foi tanto maior quanto maior a ativação; apenas as ativações até 3 e 4mm apresentaram platôs de superelasticidade e que foram bem mais extensos na ativação de 4mm, que por sua vez apresentaram menor força; em todos os ensaios for observada deformação permanente

Segundo Almeida et al. (2006), a versatilidade biomecânica propiciada pelos “arcos inteligentes” (“smart archwires”) permite estratégias para cada tipo de má oclusão, diferenciada por nuances terapêuticas, que por sua vez geram um melhor controle do caso clínico. Os arcos multifuncionais (Arco de intrusão de nitinol CIA® e arco de retração Mushroom Loop®) foram idealizados no intuito de simplificar o atendimento clínico do ortodontista que, municiado de recursos diagnósticos apropriados e sólidos, os utiliza como uma ótima alternativa entre as disponíveis para a resolução dos problemas e expectativas dos pacientes. Com o presente artigo procurou-

se demonstrar que os arcos de intrusão de nitinol (CIA®) e o arco de retração Mushroom Loop® são ferramentas poderosas no tratamento de pacientes com extrações dentárias que requerem um controle de ancoragem mais apropriado, bem como uma retração mais eficaz.

3 DISCUSSÃO

Sem sombra de dúvidas, o aparecimento dos fios de ligas de níquel-titânio na odontologia foi de extrema importância. Quando Blueher desenvolveu o chamado nitinol e Andreasen o apresentou à classe odontológica (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; LIPSHATZ; BROCKHURST; WEST, 1992), as mudanças que ocorreram nas técnicas de tratamento foram irreversíveis e trouxeram grandes avanços, tanto nos resultados obtidos quanto no conforto para o paciente e o profissional.

As características dessas ligas são tais que permitem grandes ativações com forças resultantes leves (ANDREASEN, MORROW, 1978) e constantes (KUSY, 1997). Assim, o uso de fios de níquel-titânio torna as fases iniciais do tratamento ortodôntico menos trabalhosas, na medida em que não é necessária a troca constante dos arcos de nivelamento, procedimento clássico utilizado nos tratamentos com fios de aço inox – trocam-se fios com diâmetros cada vez maiores, que, conseqüentemente apresentam crescente rigidez (ACKERMAN et al., 1978).

Forças leves também contribuem para a redução dos índices de reabsorção radicular e dor, além de reduzir o número de visitas à clínica, abreviando o tempo de tratamento.

Posteriormente, o aparecimento de ligas com propriedades ainda mais aperfeiçoadas, como a superelasticidade e a memória de forma (MIURA et al., 1986) delimitaram os procedimentos que hoje são praticamente padrão na clínica ortodôntica. Porém, as propriedades físicas dessa liga são ainda pouco conhecidas pelos clínicos, que terminam por adquirir e utilizar um material sem o completo domínio de suas características mecânicas. Como essas características são essenciais para que o profissional leve a bom termo o tratamento de seu paciente, sem a ocorrência de dor, reabsorções, perda de ancoragem ou outros contratempos, o estudo das transformações alotrópicas por que passa a liga níquel-titânio torna-se essencial para qualquer um que com ela trabalhe.

4 CONCLUSÕES

O uso correto dos fios ortodônticos, acompanhado de diagnóstico e planejamento correto, resulta em um ótimo tratamento ortodôntico, rápido e preciso e sem problemas posteriores.

Os fios de níquel-titânio trouxeram mudanças nas técnicas ortodônticas foram irreversíveis e trouxeram grandes avanços, tanto nos resultados obtidos como no conforto dos pacientes e profissionais.

As principais características desses fios permitem grandes ativações e forças resultantes leves, eliminando a necessidade da confecção de alças nos fios de aço inoxidável.

O aparecimento dos fios com memória de forma ativados termicamente também proporcionou ao ortodontista a possibilidade de atendimento mais esporádico ao paciente.

Cada uma das ligas utilizadas nos fios ortodônticos possui suas características próprias, vantagens e desvantagens, que devem ser avaliadas de acordo com o tipo de movimento e força desejados.

REFERÊNCIAS

ALMEIDA, M. R. et al. Emprego racional da Biomecânica em Ortodontia: “arcos inteligentes”. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v. 11, n. 1, p. 122-156, jan./fev. 2006.

ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *American Journal of Orthodontics*, St. Louis, v. 73, n. 2, p. 142-151, Feb. 1978.

BURSTONE, C. J. Variable-modulus orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 80, n. 1, p. 1-16, July 1981.

BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*, St. Louis, v. 77, n. 2, p. 121-132, Feb. 1980.

BURSTONE, C. J.; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire - a new orthodontic alloy. *American Journal of Orthodontics*, St. Louis, v. 87, n. 6, p. 445-452, June 1985.

BURSTONE, C. J.; FARZIN-NIA, F. Production of low-friction and colored TMA by ion implantation. *Journal of Clinical Orthodontics*, Boulder, v. 29, n. 7, p. 453-461, July 1995.

BRAUN, S. et al. An evaluation of the shape of some popular nickel titanium alloy preformed arch wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 116, n. 1, p. 1-12, July 1999.

DALSTRA, M.; DENES, G.; MELSEN, B. Titanium-niobium, a new finishing wire alloy. *Clinical Orthodontics and Research*, Copenhagen, v. 3, n. 1, p. 6-14, Feb. 2000.

DRESCHER D.; BOURAUUEL C.; SCHUMACHER, H. A. Frictional forces between bracket and arch wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 96, n. 5, p. 397-404, Nov. 1989.

FILLEUL, M. P. Du bon usage des fils orthodontiques. *L'Orthodontie Française*, Paris, v. 64, p. 1993.

GHERSEL, H. *Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio*. São Paulo, 2005. 158 f. Tese (Doutorado em Materiais Dentários) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

GURGEL, J. A. et al. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 120, n. 4, p. 378-382, Oct. 2001.

GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. *Ortodontia: princípios e técnicas atuais*. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996.

GRAVINA, M. A. et al. Fios ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, Maringá, v. 9, n. 1, p. 113-128, jan./fev. 2004.

HILGERS, J. J. The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *Journal of Clinical Orthodontics*, Boulder, v. 26, n. 11, p. 706-714, Nov. 1992.

IMAI, T. et al. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 116, n. 5, p. 533-538, Nov. 1999.

JONES, M. L.; STANIFORD, H.; CHAN, C. Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *Journal of Clinical Orthodontics*, Boulder, v. 24, n. 10, p. 611-613, Oct. 1990.

KAPILA, S. et al. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte II). *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, São Paulo, v. 4, n. 4, p. 334-342, out./dez. 1990.

KAPILA, S. et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 98, n. 2, p. 117-126, Aug. 1990.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 96, n. 2, p. 100-109, Aug. 1989.

KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOURNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 99, n. 4, p. 310-318, Apr. 1991.

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

KUSY, R. P. Nitinol alloys: so, who's on first? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 100, n. 3, p. 25A-26A, Sept. 1991.

KUSY, R. P. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *American Journal of Orthodontics*, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 625-629, June 1981.

KUSY, R. P.; STUSH, A. M. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. *Dental Materials*, v. 3, n. 4, p. 207-217, Aug. 1987.

LINBENSON, C.; GIL, F. X.; PLANELL, J. A. Caracterización de alambres Ni-Ti para su aplicación en la clínica ortodóncica. *Revista Espanhola Ortodóncica*, Valencia, v. 26, p. 47-58, 1996.

MCLAUGHLIN, R.; BENNETT, J. C. Arch form considerations for stability and esthetics. *Revista Espanhola de Ortodóncica*, Valencia, v. 29, n. 2, p. 46-63, 1999.

MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 90, n. 1, p. 1-10, July 1986.

NAKANDAKARI, C. *Caracterização química, metalúrgica e estudo das propriedades mecânicas de fios ortodônticos de titânio-molibdênio – TMA*. Araraquara, 2000. 128 f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2000.

NAKANO, H. et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St. Louis, v. 115, n. 4, p. 390-395, Apr. 1999.

NELSON, K. R.; BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Optimal welding of beta titanium orthodontic wires. *American Journal of Orthodontics*, St. Louis, v. 92, n. 3, p. 213-219, Sept. 1987.

NIKOLAI, R. J. Orthodontic wire: a continuing evolution. *Seminars in Orthodontics*, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 157-165, Sept. 1997.

O'REILLY, D. et al. An ex-vivo investigation into the effect of bracket displacement on the resistance to sliding. *British Journal of Orthodontics*, London, v. 26, n. 3, p. 219-227, Sept. 1999.

PHILLIP; SKINNER- Estrutura da matéria. In:_____. **Materiais dentários**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, Cap. 2, p. 9-11.

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

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W. Mechanical Principles in Orthodontic Force Control. In: **Contemporary Orthodontics**. 3 ed. St. Louis: Mosby, 2000. Cap 10, p. 328- 331.

SANTORO, M.; BESHES, D. N. Nickel-titanium alloy: stress-related temperature transitional range. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, St Louis, v. 118, n. 6, p. 685-692, Dec. 2000.

SEGNER, D.; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *European Journal of Orthodontics*, London, v. 17, n. 5, p. 395-402, Oct. 1995.

TOYAMA, C. **Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga níquel-titânio e fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga níquel-titânio, através do microscópio eletrônico de varredura**. São Bernardo do Campo, 1995. 183f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Ciências Biológicas e da Saúde do Instituto Metodista de Ensino Superior, da Federação das Escolas Superiores do ABC, São Bernardo do Campo, 1995.

THUROW, R. C. Wire selection. In: _____.**Edgewise Orthodontics**. 3 ed. St. Louis: Mosby, 1972. Cap. 17, p. 212-229.

VANZIN, G. D. et al. Comparação do coeficiente de atrito estático entre bráquetes (metálicos e estéticos) e fios ortodônticos (aço inoxidável e níquel-titânio). *Revista de Odonto Ciência*, Porto Alegre, v. 18, n. 41, p. 203-211, jul./set. 2003.

VIAZIS, A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *Journal of Clinical Orthodontics*, Boulder, v. 25, n. 6, p. 370-374, June 1991.

WATERS, N. E. A rationale for the selection of orthodontic wires. *European Journal of Orthodontics*, London, v. 14, n. 3, p. 240-245, June 1992.