

UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

**FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES
MECÂNICAS E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS**

GENÉSIO APARECIDO ROSANI

Monografia apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade São Francisco,
para obtenção do Título de ESPECIALISTA
em Ortodontia.

Bragança Paulista

2001

UNIVERSIDADE SÃO FRANCISCO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

**FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES
MECÂNICAS E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS**

GENÉSIO APARECIDO ROSANI

Monografia apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade São Francisco, para obtenção do Título de ESPECIALISTA, em Ortodontia.

Orientador Prof. Dr.: Sylvio Gonçalves Filho

Bragança Paulista

2001

DEDICATÓRIA

... “O homem ama tanto o viver que aspira a ter duas vidas,

Daí o amor conjugal.

E ainda quer sobreviver a si mesmo.

Daí o amor paternal”.

Hanet

Dedico à **ANA** e **ISABELA** todo o meu amor.

AGRADECIMENTOS

...”três sortes de pessoas são infelizes na lei de DEUS:

O que não sabe, e não pergunta;

O que sabe, e não ensina;

O que ensina, e não faz.“

Padre. Manuel Bernardes, s.j.

Meu muito obrigado aos Profs. Drs. Miguel Neil Benvenga e Sylvio Gonçalves Filho, Coordenador do curso e Orientador desta monografia, por tudo, enfim.

A todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

Em especial ao Engenheiro Emanuel Ribeiro de Almeida, supervisor de sistemas de Qualidade da Morelli Ortodontia Ltda, pelos esclarecimentos técnicos.

SUMÁRIO

p.

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE ABREVIATURAS

LISTA DE SÍMBOLOS

RESUMO

1	INTRODUÇÃO	1
	HISTÓRICO	4
	CONCEITOS FÍSICOS, QUÍMICOS E SUAS PROPRIEDADES MECÂNICAS	11
2	REVISÃO DA LITERATURA	33
3	PROPOSIÇÃO	53
4	DISCUSSÃO	54
5	CONCLUSÕES	68
	REFERÊNCIAS	69
	SUMMARY	

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 – Fotografias exibindo vistas (frontal e posterior) de uma prótese mandibular fixa	5
Figura 1.2 – Fixação de incisivos com um fio de ouro	6
Figura 1.3 – Divisões da Pré-Historia	7
Figura 1.4 – Arco “E”	8
Figura 1.5 – Arco cinta de Angle	9
Figura 1.6 – Representação esquemática de reticulados cristalinos	12
Figura 1.7 – Principais minerais e os metais que são extraídos dos mesmos	14
Figura 1.8 – Relação de metais e respectivas temperaturas de fusão	15
Figura 1.9 – Propriedade das ligas e sua composição	16

Figura 1.10 – Barra solicitada a flexão	18
Figura 1.11 – Gráfico ilustrativo tensão X deformação de um fio ortodôntico de aço inoxidável	21
Figura 1.12 – Gráfico ilustrativo tensão X deformação	22
Figura 1.13 – Propriedades físicas do fio Elgiloy da Rocky Mountain Co ..	28
Figura 4.1 – Relação carga/deslocamento em duas alças em U	58

LISTA DE ABREVIATURAS

Af – Temperatura austenítica final

C – Carbono

Co – Cobalto

Cr – Cromo

CV – Coeficiente de variação

Ni – Níquel

NiTi – Níquel-titânio

NOL – Naval Ordnance Laboratory

Ti – Titânio

TMA – *Titanium molybdenium alloy*

TTR – Temperatura de transição

LISTA DE SÍMBOLOS

°C – graus Celsius

“ – polegada

RESUMO

FIOS ORTODÔNTICOS, PROPRIEDADES MECÂNICAS E SUAS APLICAÇÕES CLÍNICAS

Neste século, tanto a tecnologia em metalurgia como a Ortodontia deram um salto enorme, seja em diagnóstico ou em materiais que usamos em nossos aparelhos. Não podemos fechar os olhos para isso e devemos abrir mão do uso restrito de um fio singular, pois o “fio ideal” ainda está por vir. Enquanto isso, nós da Ortodontia devemos ser muito cuidadosos na escolha de sermos mais ciência do que intuição. As propriedades das novas ligas, a qual devemos conhecer profundamente, para assim acrescentar maior capacidade de solucionarmos os casos em menor tempo e com melhor custo–benefício, selecionando aquela que preenche os requisitos de nossa clínica e dos pacientes a fim de obtermos resultados melhores e mais duradouros.

1 INTRODUÇÃO

O ortodontista utiliza no seu dia-a-dia clínico, em noventa por cento dos casos, metais, mais propriamente dito, ligas metálicas.

Mas usar não basta, para se praticar uma Ortodontia de excelência é necessário conhecer as propriedades mecânicas (física) e químicas dos fios, para assim poder otimizar seu uso, a localização anatômica em que se aplicará a força e, por fim, os princípios biomecânicos utilizados (Langlade, 1993).

O fio tem sido fundamental para a prática ortodôntica. Se nos primórdios o ouro foi quase uma exclusividade, a metalurgia progrediu muito em melhores ligas e no domínio da qualidade mecânica (*id.*).

Ter uma noção geral sobre todas as ligas dos fios existentes no mercado e mais, conhecer bem o que se elege para a clínica, são desafios para todos nós. Isto se torna particularmente importante com o advento de novos materiais, como fios ortodônticos da liga níquel-titânio, os quais apresentam propriedades mecânicas que diferem muito dos fios ortodônticos convencionais.

Entender as propriedades mecânica e química dos fios, promove um aumento de nossas habilidades em virtude das propriedades inerentes a

estas novas ligas, é possível desenvolver forças leves e constantes, ideais para a movimentação. O uso destes fios, quando largas deflexões são requeridas no alinhamento e nivelamento dentário do tratamento ortodôntico, é mais indicado (Burstone, 1996).

Entretanto, em sua técnica de arco quadrado leve seccionado, Ricketts utiliza a liga de cromo-cobalto, o Eugiloy RMO[®], mesmo este não tendo as mesmas propriedades mecânicas das novas ligas.

Fazendo uso de multi-alças e permitindo ter forças leves se aproximando do ideal, no máximo 200 gramas para produzir o movimento dentário confortável, segundo Bauer, Burstone, Fortim, Hixon, Moyers, Macapanpan, Reitan, Storey, Smith e outros (Langlade, 1993).

No que diz respeito à utilização de novos fios ortodônticos, Burstone (1981) introduziu um novo princípio para obter o controle da intensidade de forças, variando preferencialmente o material ao invés de selecionar o fio pelo seu diâmetro, como era realizado tradicionalmente com fios ortodônticos de aço inoxidável, em que os fios mais finos eram usados para gerar forças mais leves e fios de maior calibre para gerar forças mais pesadas. Este novo princípio foi chamado de "variação de módulo" dos fios ortodônticos empregados, no qual o material seria selecionado por sua relação carga-deflexão (rigidez). Desta forma seria possível iniciar o nivelamento com fios de maior diâmetro, tendo-se maior controle sobre os movimentos dentários e, ainda, produzindo um intervalo de forças adequado.

A preocupação constante, durante o tratamento ortodôntico, em produzir uma movimentação dentária mais fisiológica, ou seja, sem causar

injúrias aos tecidos e, ao mesmo tempo, obter resultados rápidos e eficientes, e em como as propriedades mecânicas dos fios interferem diretamente sobre o comportamento das forças que atuam sobre os dentes (Burstone *et al.*, 1981), buscaremos analisar as propriedades mecânicas dos fios e compará-las entre si.

Introduziremos um histórico que permitirá a visualização de como os fios ortodônticos foram desenvolvidos, a partir da evolução humana em relação aos metais, e logo em seguida discorreremos sobre os conceitos físicos e químicos e das propriedades mecânicas com a idéia de facilitar a compreensão dos termos técnicos empregados durante este trabalho.

Além disso, realizaremos uma revisão de literatura com a intenção de conhecermos e compreendermos as características dos fios ortodônticos propriamente ditos e suas ligas; assim como saber como e quando estes fios estão sendo empregados.

HISTÓRICO

Dizer que a civilização dos povos marcha paralela com o conhecimento e uso dos metais é uma verdade (Almeida *et al.*, 1996). A palavra metal vem do grego *métallon*, que significa “procurar”.

A história indica que o cobre foi o primeiro metal de que se serviu o homem para fabricar as armas e os instrumentos, isso por volta de 6000 a.C., pois até esse momento estes eram fabricados em pedra.

Por volta de 3600 a.C., por acaso, o homem descobriu a primeira liga metálica, quando minérios de cobre e estanho foram aquecidos ao mesmo tempo resultando o bronze, o homem vivia a idade do bronze (Esperidião & Nóbrega, 2001).

Tanto o ferro como o aço foram obtidos em 1000 a.C., através da queima de carvão vegetal com minério de ferro.

Desde que utilizados, os metais ocupam um papel fundamental na história da humanidade. Os egípcios usavam lâminas de cobre como espelhos e fabricavam pentes de latão – liga de zinco e cobre. Os romanos usavam o cobre em bombas d'água e o chumbo nos encanamentos de distribuição de água.

Os povos mais antigos conheciam o uso odontológico dos metais, tanto que na época dos Fenícios 2500 a.C. usava-se substituir os dentes que haviam sido extraídos por traumas ou causas patológicas com aparatos protéticos que eram confeccionados por meio dos metais, no caso o ouro (Ring, 1998).

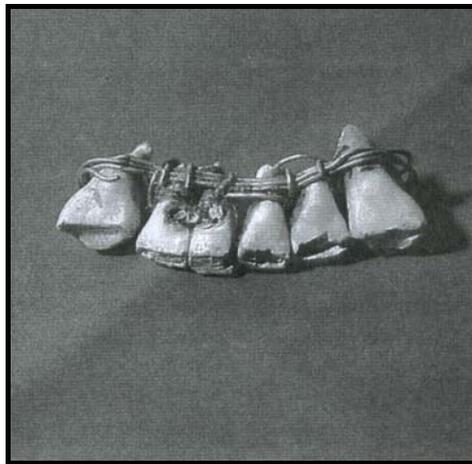


Figura 1.1 – As fotografias exibem duas vistas (frontal e posterior) de uma prótese mandibular fixa – quatro incisivos humanos naturais e dois dentes talhados em marfim, atados com fio de ouro – encontrada em Sidon, principal cidade da antiga Fenícia. Esta prótese foi construída entre os séculos IV e V a.C.



Figura 1.2 – O possuidor desta mandíbula do antigo Sidon (Líbano) sofreu, há cerca de 2500 anos, um problema dental muito comum atualmente, e o tratamento que recebeu não pareceria antiquado hoje em dia. A recessão das gengivas e do osso na base dos dentes foi subsanada mediante a fixação dos incisivos em seu lugar, com um fio de ouro.

Os homens conheceram, em primeiro lugar, os metais que estavam livres na natureza, desligados de outros corpos, como se pode dizer. Estes são precisamente os mais inalterados e os que melhor resistem à ação dos agentes atmosféricos, como por exemplo, o ouro, a prata e também o cobre; por isso é que mais tarde veio o conhecimento do mercúrio e, logo depois, o de metais que com facilidade se preparam reduzindo seus minerais como o estanho, o chumbo e depois, em grau mais adiantado da indústria nascente, apareceu o ferro.

Durante os séculos XVI, XVII e XVIII, foram aparecendo os demais metais, até o século XIX, período em que a metalurgia se converteu em uma verdadeira ciência, com o uso dos metais nos tratamentos médicos e dentários.

No caso do aço, ferro ligeiramente misturado com até 2,0% em peso de carbono, é interessante observar que o mesmo já era conhecido desde alguns séculos antes do nascimento de Cristo, quando o ferro contido em meteoritos aparecia misturado nas rochas (Chianca & Portella, 1994). Mas foram precisos

mais de 2000 anos para ser atingida a sua era, iniciada há pouco mais de uma centena de anos. Como vimos, semelhante aconteceu com o ferro que sendo conhecido e trabalhado desde as primeiras dinastias egípcias, só foi produzido em larga escala três milênios depois pelos hititas.

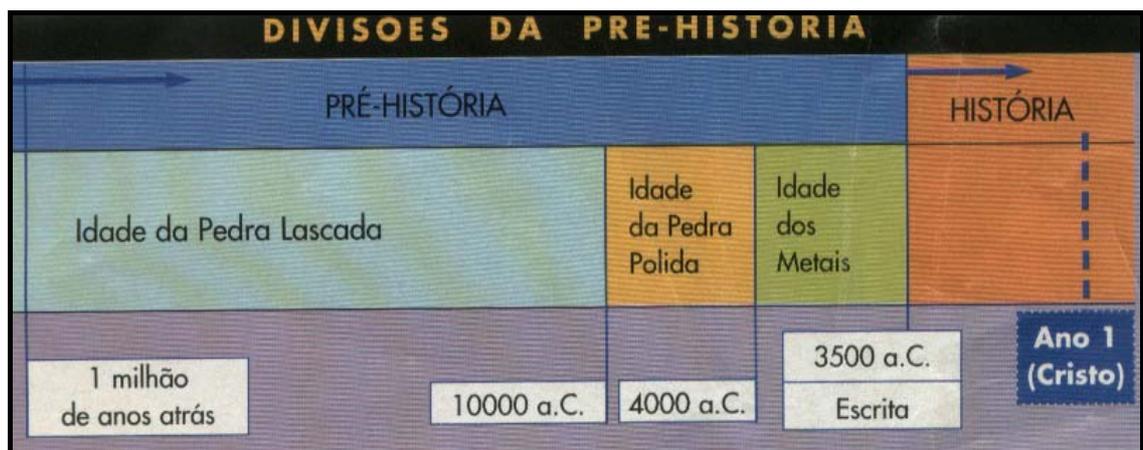


Figura 1.3 – Divisões da Pré-História.

A fabricação do aço nesses primeiros tempos era realizada segundo processo de aquecer o ferro envolvido por carvão durante longo tempo. Esse processo, denominado em nossos dias cementação, fazia com que o carbono se difundisse no ferro até certa profundidade e o resultado era um metal superficialmente mais duro e resistente. Este foi o processo clássico de fabricação do aço. Surgia a metalurgia, palavra que tem origem na história da descoberta do ferro: *sidus* palavra grega que significa astros (Chianca & Portella, 1994).

Como vimos anteriormente, os primeiros minérios de ferro conhecidos pelo homem encontravam-se nos meteoritos, que são astros. A ciência evoluiu até que em meados do século XVIII da era cristã, quando o fabricante de

relógios Benjamin Huntsman desenvolveu, na Inglaterra, o processo de fusão desse aço blister em cadinho. (Almeida *et al.*, 1996).

Porém, somente um século depois é que teríamos duas notáveis descobertas destinadas a mudar por completo o panorama industrial e social do mundo, ao marcarem o início da era do aço:

- 1) O processo pneumático (processo Bessemer), no qual o líquido (ferro-gusa, uma mistura de ferro, carbono e impurezas como enxofre, fósforo e etc., que é obtido pela redução do minério de ferro) era transformado em aço através da oxidação das suas impurezas pelo ar;
- 2) A invenção do forno Siemens-Martin (Almeida *et al.*, 1996) possibilitou o desenvolvimento do processo mais usual em nossos dias de fabricar aços especiais. Isso só aconteceu de fato em 1856 (Chicana & Portella, 1994).

No início do século XX, mais precisamente no início do ano de 1900, o Dr. E. H. Angle se tornava o pai da Ortodontia moderna, ao preconizar o *arco* “E”, feito de um grosso fio de ouro (Brussola, 1988).

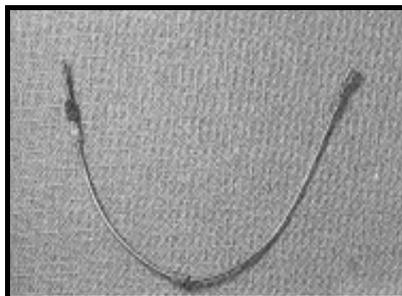


Figura 1.4 – Arco “E”

O aperfeiçoamento se daria logo após, com o *arco em cinta*, também confeccionado em ouro, mas de secção quadrada, era o ano de 1910 (Proffit, 1986).

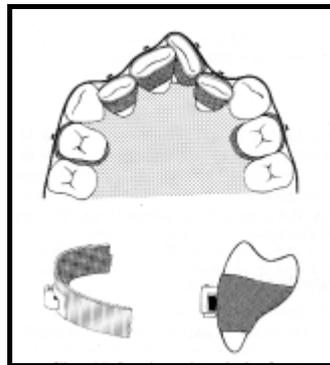


Figura 1.5 – Arco cinto de Angle

Como esses fios eram muito resistentes e não permitiam torque, em 1929 foi introduzido o aço inoxidável austenítico, com sua força maior, um módulo de elasticidade elevado, baixa resistência a corrosão e com baixo custo, logo ganhou popularidade (Kapila, 1989).

Nos anos pós-guerra, seguiu-se à procura de materiais metálicos dotados de características particulares, as ligas e os metais comumente usados não resistiam, devido às altas temperaturas dos motores de reação e o esforço produzido pelo atrito do ar nas altas velocidades (Almeida *et al.* 1996).

Destas necessidades surgiram novos metais que ajudaram a superar estas dificuldades. Podemos citar como exemplo o titânio, que permitiu obter ligas 45% mais leves que o aço, mais resistentes e menos corrosivas, porém com maior custo de produção (Burstone, 1994).

Há controvérsias na literatura sobre o período correto do surgimento das ligas de níquel-titânio. Almeida *et al.* (1996) citam que foram criadas por volta de 1970, inicialmente na URSS no período da Guerra-Fria, para serem usadas em naves espaciais, mas foi nos USA que, pela primeira vez, foram usadas na confecção de arcos ortodônticos. Já Burstone (1994), diz que o Nitinol foi

desenvolvido por Willian F. Buehler no início dos anos 60, sendo que esta liga original tinha 55% de níquel e 45% de titânio.

Proffit (1986) diz que na década de 70 o Nitinol (Unitek Corp) foi desenvolvido para o programa espacial (Ni, níquel; Ti, titânio; NOL, Naval Ordinance Laboratory). Nesta mesma época surgiu o Beta titânio (titânio molibdênio). Em 1985 foram vendidas as ligas de NiTi superelásticas japonesas pela Ormco e GAC (Proffit, 1986). A ciência busca agora incorporar novos materiais às ligas, à procura daquele que será chamado “fio ideal”.

PROPRIEDADES MECÂNICAS, CONCEITOS FÍSICOS E QUÍMICOS

Os metais, em número de 81, são os mais numerosos elementos químicos conhecidos. São bons condutores de eletricidade e calor, além de apresentarem um brilho típico chamado “brilho metálico”. Exibem som metálico quando percutidos e, quando sólidos, são mais densos e resistentes que os outros elementos químicos. Podem ser reduzidos a lâminas (maneabilidade) e podem ser reduzidos a fios (ductibilidade), apresentam poucos elétrons (menos de quatro) na última camada; tendem a perder elétrons e são todos sólidos à temperatura ambiente, com exceção do mercúrio que é líquido.

Estrutura dos metais

Robert Hooke, em 1665, simulou a forma característica de um cristal amontoando bolas de mosquete. Somente após 250 anos, verificou-se que ele tinha modelado a estrutura cristalina da maioria dos metais conhecidos, onde aquelas bolas representavam átomos. A força de atração entre os átomos resulta na formação de uma grade ou rede espacial ou cristal. Existem

quatorze tipos ou formas possíveis de grades espaciais, mas a maioria dos metais usados em Odontologia pertencem aos sistemas cúbico e hexagonal. Exemplos esquemáticos de grades espaciais cúbicas de importância prática são mostrados abaixo:

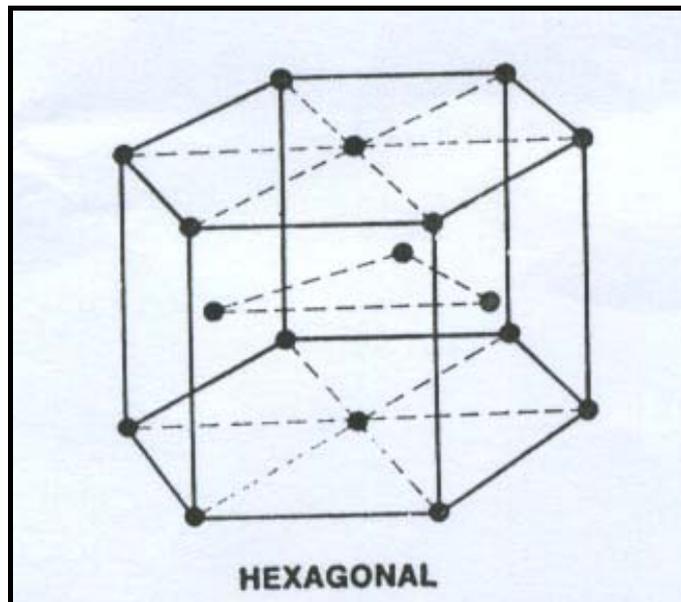
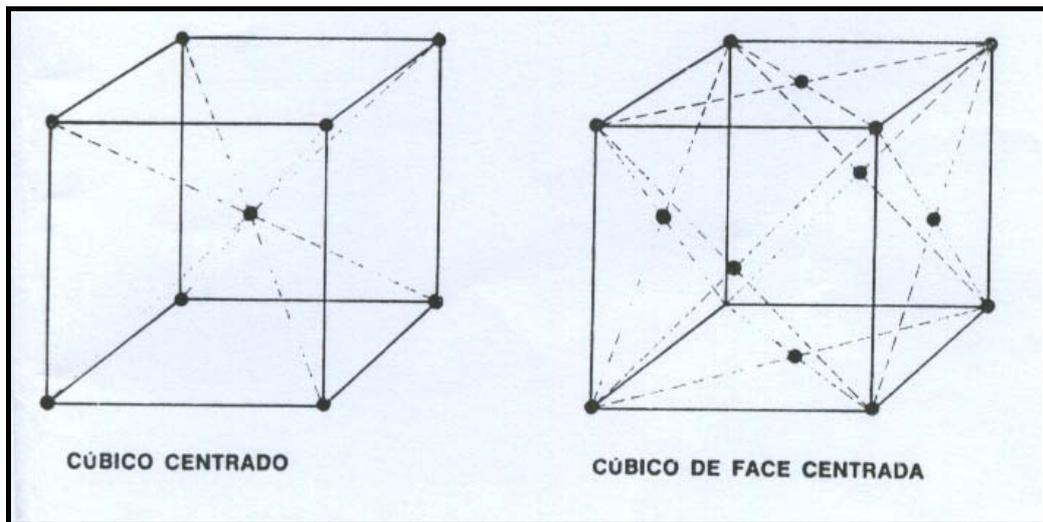


Figura 1.6 – Representação esquemática de reticulados cristalinos

Os metais e ligas utilizados em Ortodontia são constituídos de cristais ou grãos unidos uns aos outros. Como grãos adjacentes têm orientações cristalinas diferentes, existe entre eles um contorno. Assim, esses metais são policristalinos, sendo que cada grão pode ter tamanho e forma variados. O tamanho e a forma desses grãos influenciam as propriedades mecânicas dos materiais metálicos (Almeida *et al.*, 1996).

Torna-se importante salientar que as ligas de aço inoxidável são classificadas em função da sua estrutura cristalina. Temos então, nesse caso, as ferríticas (com estrutura cristalina cúbica de corpo centrado, igual dos aços carbono), as austeníticas (com estrutura cristalina cúbica de faces centradas) e as martensíticas (com estrutura tetragonal de corpo centrado, estrutura esta que pode ser considerada como uma distorção da estrutura cúbica de corpo centrado). As ligas martensíticas são obtidas por tratamentos térmicos e são as mais importantes em Ortodontia.

Todos os metais que utilizamos são retirados de minérios presentes nas rochas (Esperidião & Nóbrega, 2001).

A seguir, alguns dos principais minerais e os metais que são extraídos deles:

MINERAIS	METAIS EXTRAÍDOS
hematita	ferro
bauxita	alumínio
cuprita	cobre
cinábrio	mercúrio
blenda	zinco
galena	chumbo
ilmenita	titânio
vanadita	vanádio
pirolusita	manganês
cobaltita	cobalto
pentlandita	níquel

Figura 1.7 – Principais minerais e os metais que são extraídos dos mesmos

Os metais têm a propriedade de fundir-se. **Temperatura de fusão** é a temperatura na qual uma substância em estado sólido se transforma em líquido.

Essa é uma propriedade que deve ser analisada quando se utiliza um metal, sendo que, em alguns casos, é necessário que a temperatura de fusão seja baixa. As soldas elétricas, que são **ligas metálicas** (união de dois ou mais metais) formadas por 67% de chumbo e 33% de estanho, devem apresentar temperatura de fusão baixa para que possam ser manipuladas com facilidade. Os fusíveis, por exemplo, são feitos de uma liga metálica que apresenta baixa temperatura de fusão (70°C). Com isso, eles protegem as instalações elétricas do excesso de corrente elétrica da seguinte forma: quando uma corrente maior

do que a permitida circula pelos fusíveis eles "queimam", interrompendo a sua passagem. Isso porque a temperatura de fusão da liga que os forma é alcançada. Essa liga é formada por 38% de bismuto, 31% de chumbo, 16% de cádmio e 15% de estanho.

Em outros casos, é necessário que o metal ou a liga metálica apresente temperatura de fusão elevada. Nas cápsulas espaciais, por exemplo, utiliza-se o metal titânio. O atrito da cápsula com a atmosfera terrestre é tal que a temperatura na sua superfície alcança valor muito elevado. O titânio é capaz de resistir a essas altas temperaturas sem se fundir e sem, praticamente, alterar as suas propriedades.

Como vimos, o conhecimento da temperatura de fusão também é muito importante para decidir que metal ou liga metálica é mais adequado para determinada função (Esperidião & Nóbrega, 2001).

METAL	TEMPERATURA DE FUSÃO (°C)	METAL	TEMPERATURA DE FUSÃO (°C)
Alumínio	660,2	Mercúrio	-38,8
Chumbo	327,4	Molibdênio	2 610
Cobre	1 083	Níquel	1 453
Crômio	1 890	Ouro	1 063
Estanho	231,8	Platina	1 773,5
Ferro	1 535	Prata	960,8
Magnésio	651	Titânio	1 668
Manganês	1 244	Tungstênio	3 370

Figura 1.8 – Relação de metais e respectivas temperaturas de fusão

As propriedades das ligas dependem dos metais que as constituem e das porcentagens em que cada uma entra na sua composição. A figura abaixo dá uma boa idéia disso.

LIGA	PRINCIPAL COMPONENTE	COMPOSIÇÃO	APLICAÇÕES
Ouro 18 quilates	ouro	75% Au, 12,5% Ag, 12,5% Cu	joalheria
Liga de magnésio	magnésio	92% Mg, 7% Al, 1% Zn	foguetes e máquinas leves
Duralumínio	alumínio	94,6% Al, 4% Cu, 0,8% Mg, 0,6% Mn	aeronaves e foguetes
Bronze	cobre	90% Cu, 10% Sn	armas
Latão vermelho	cobre	67% Cu, 33% Zn	instrumentos de sopro
Aço	ferro	99,9% Fe, 0,1% C	estruturas de construção
Ferro-gusa	ferro	92,5% Fe, 3,4% C, 2,3% Si, 0,8% Mn, 0,3% Cr, 0,7% Ni	blocos de motores
Aço inoxidável	ferro	70% Fe, 19% Cr, 9% Ni, 1% Cu, 1% Mo, 0,1% C	talheres e revestimentos
Níquel-crômio	níquel	59,9% Ni, 24% Fe, 0,1% C, 16% Cr	resistores elétricos
Metal fusível	bismuto	38% Bi, 31% Pb, 16% Cd, 15% Sn	fusíveis
Metal de solda	chumbo	67% Pb, 33% Sn	solda

Figura 1.9 – Propriedade das ligas e sua composição

Antes de discorrermos sobre mais propriedades mecânicas dos metais e suas ligas, os autores Almeida *et al.* (1996); Langlade (1993); Burstone (1987); Proffit (1986) citam a necessidade do conhecimento, pelo ortodontista, de

termos utilizados, como leis e conceitos da física mecânica, a fim de melhor conduzir-se na clínica.

Tensões e deformações: quando uma força externa age sobre um corpo sólido, uma força interna desse corpo reagirá em igual magnitude e em direção contrária àquela força externa. Esta força externa será chamada de **carga** que atua sobre o corpo. A força interna dividida pela área que ela atua nesse corpo, é denominada **tensão** resultante. Sempre que uma tensão esteja presente, existirá como conseqüência uma **deformação**. As deformações podem ser tanto elásticas como plásticas, ou permanentes ou uma combinação das duas. As deformações elásticas são reversíveis e desaparecem quando a tensão é removida. Já as deformações plásticas são irreversíveis e relacionadas com o deslocamento dos átomos internos do material. Em relação à sua direção, as tensões podem ser classificadas em três tipos: tensão normal de tração, tensão normal de compressão e tensão de cisalhamento.

Tensão normal de tração (ou tensão de tração): é causada por uma carga que tende a distender o corpo e é sempre acompanhada por uma deformação linear de tração.

Tensão normal de compressão (ou tensão de compressão): é causada por uma carga externa que tende a comprimir o corpo, sendo que a resistência interna a esta carga é a tensão de compressão, acompanhada de uma deformação linear de compressão. Tanto na tração como na compressão

as cargas são aplicadas perpendicularmente (normais) à superfície do corpo na região onde se está considerando as tensões.

Tensão de cisalhamento: é a tensão que tende a resistir ao movimento de torção ou de deslizamento de uma porção do corpo sobre a outra, sendo também sempre acompanhada de uma deformação angular ou de cisalhamento. Nesse caso as cargas são aplicadas tangencialmente à superfície do corpo na região onde se está considerando as tensões.

Tensões complexas: é muito difícil induzir uma tensão de um único tipo em um corpo, o exemplo da figura abaixo, mostra o dobramento de uma barra carregada nos três pontos indicados pelas setas, como pode ser visto, tensões compressivas de tração e de cisalhamento estão presentes em várias partes da estrutura. Na prática, apesar de haver predominância de um dos tipos de tensão sobre a estrutura, os outros dois tipos também poderão estar presentes.

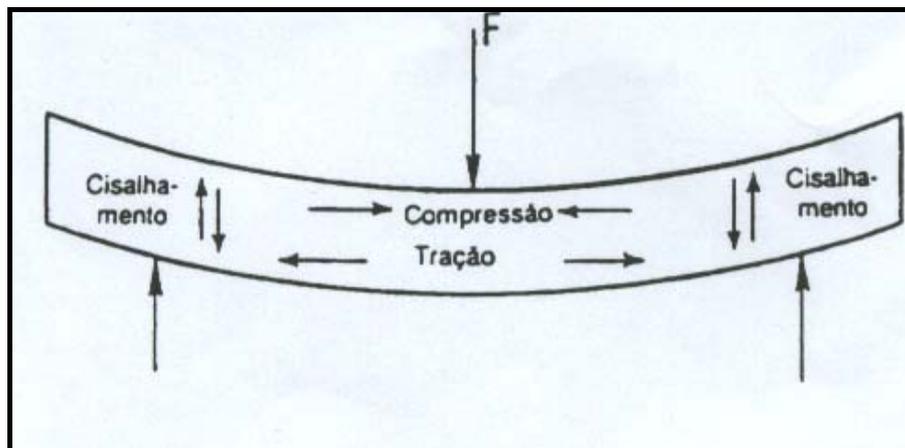


Figura 1.10 – Barra solicitada a flexão, mostrando na direção longitudinal tensões de tração na parte de baixo e tensões de compressão na parte de cima: na direção transversal tensão de cisalhamento.

Outra propriedade é a **elasticidade**, capacidade de um corpo sofrer uma pressão ou tensão sem que ocorra deformação permanente. É utilizada na grande maioria dos nossos aparelhos (Langlade, 1993). Três são as propriedades elásticas básicas: rigidez, resistência e o intervalo de trabalho elástico (Thurow, 1972).

Flexibilidade – Elasticidade: também se refere à deflexão elástica máxima, flexibilidade máxima (Almeida, 1996). É a deformação que se produz num fio quando ele deformado ao seu limite de elasticidade ou limite proporcional (Langlade, 1994). Escala de ativação, escala de deflexão ou de trabalho. Flexibilidade é relacionada à relação da força do rendimento ao módulo de elasticidade do material (YS/E). Valores mais elevados da flexibilidade permitem a aplicação de grandes ativações com conseqüente aumento no tempo de funcionamento do aparelho. Isto, por outro lado, implica que poucas mudanças ou ajustes do arco serão necessários. Flexibilidade é também uma medida de até quão distante um fio pode ser deflexionado, sem causar deformação permanente ou exceder os limites do material (Kapila, 1989). Espera-se que os metais usados em Ortodontia apresentem um alto valor do seu **limite elástico**, ou seja, espera-se que essas estruturas retornem às suas formas originais após ter cessado os esforços externos (Almeida *et al.*, 1996).

Limite de elasticidade ou limite elástico: é a maior tensão (contração) a que um material pode ser submetido, retomando as suas dimensões originais

quando a força externa for removida (Almeida *et al.*, 1996; Kapila & Sachdeva, 1989; Burstone, 1987). A divisão da contração (tensão) pela deformação fornece uma constante, que é o **módulo de elasticidade** ou **módulo de Yong** (Langlade, 1993; Almeida *et al.*, 1996).

Este módulo apresenta a relação entre a força (tensão) e a distância interatômica (deformação) de um material, ou seja, quanto menor for a deformação para uma determinada tensão, maior será o valor do módulo de elasticidade e maior será a rigidez do material.

$$\text{Módulo de elasticidade } \alpha = \frac{\text{contração}}{\text{deformação}}$$

$$\alpha = \frac{F \times L}{e \times s}$$

F = a carga ou força
L = o comprimento original
e = o alongamento do fio
s = secção ou diâmetro do fio

Dureza: no caso dos metais, para a física, significa a resistência à penetração (Almeida *et al.*, 1996), enquanto que para o ortodontista significa a capacidade de um fio exercer uma pressão elástica contínua (Langlade, 1993), ou ainda a capacidade do material resistir à penetração de uma ponta, chamada de penetrador. A dureza é determinada pela área da impressão deixada pelo penetrador (Almeida *et al.*, 1996).

Limite de proporcionalidade: é a maior tensão a que um determinado material resiste, até onde as tensões são proporcionais às deformações (Quintão & Chevitarese, 1989; Vieira, 1965; Almeida *et al.*, 1996).

Resiliência: é a quantidade de energia absorvida por uma estrutura quando as tensões não excedem os seus limites de proporcionalidade. Em outras palavras, é a capacidade de um metal absorver energia quando deformado elasticamente e liberá-la quando descarregado. É representada matematicamente pelo **módulo de resiliência** e definido como a área sob a porção elástica da curva tensão X deformação, ou seja, a área do triângulo OPF (Vieira, 1965).

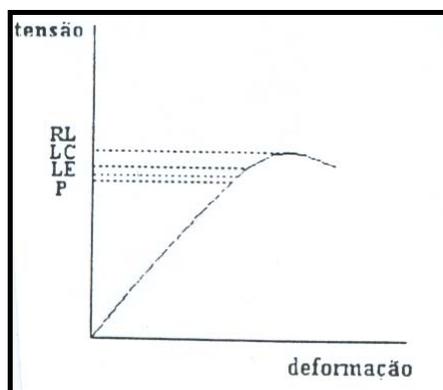


Figura 1.11 – Gráfico ilustrativo tensão X deformação de um fio ortodôntico de aço inoxidável

Resistência mecânica: é a tensão máxima necessária para fraturar um determinado material. Ela pode ser chamada de resistência à tração, à compressão ou ao cisalhamento, dependendo do tipo predominante de tensão envolvida, muito similar à tenacidade.

Tenacidade: é a propriedade que informa sobre a dificuldade de se quebrar uma estrutura, ou seja, a energia necessária para fraturar um material.

Fragilidade: é o oposto da tenacidade, ou seja, um material frágil tende a se fraturar próximo ao seu limite de proporcionalidade. Um exemplo típico de material frágil é o vidro. Em geral, os materiais com muito alta resistência mecânica são frágeis. Um dos objetivos da engenharia de materiais é o desenvolvimento de materiais com altos níveis de resistência mecânica associados com altos níveis de tenacidade à fratura.

Limite convencional de escoamento: são pequenas deformações permanentes que podem ser observadas na prática em qualquer tensão quando metais são ensaiados. O limite convencional de escoamento é a máxima tensão associada à máxima deformação, que poderá ser tolerada para que o metal tenha bom desempenho durante a sua utilização e é determinado a partir de um ensaio de tração. Esse valor convencional é normalmente determinado a partir de 0,2% de deformação plástica.

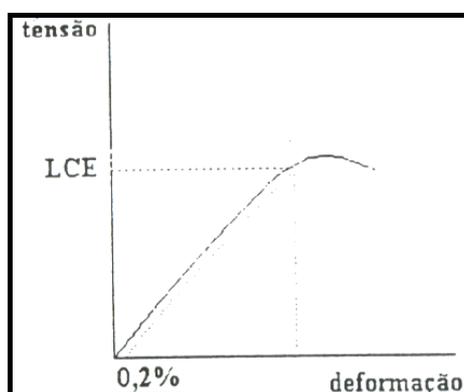


Figura 1.12 – Gráfico ilustrativo tensão X deformação

Ductibilidade: é a capacidade de um corpo receber deformações plásticas ou permanentes, sob a ação de uma carga de tração, sem fraturar. Os metais dúcteis são facilmente transformados em fio, na grande maioria dos metais. A razão do aumento da temperatura é diretamente proporcional ao aumento da ductibilidade e os métodos mais usados para se medir a ductibilidade são o alongamento após fratura e a redução da área nas extremidades fraturadas.

Impacto: é o termo usado para descrever a colisão de um objeto em movimento contra outro parado. A resistência ao impacto dos materiais metálicos utilizados em Ortodontia é uma propriedade mecânica e pode ser definida como a energia necessária para deformar e fraturar um corpo de prova, sob a ação de um impacto. Essa propriedade representa grande importância para os materiais metálicos que apresentam mudança de comportamento dúctil-frágil com a variação da temperatura, como é o caso de alguns aços e de algumas ligas de titânio, sendo que, normalmente, é importante saber a faixa da temperatura abaixo da qual ocorre a fragilidade do material. No caso da Ortodontia, apesar da existência de choques constantes de alimentos sobre os materiais ortodônticos, essa propriedade não tem importância, pois as variações de temperatura na boca não são suficientes para fragilizar os materiais.

Maleabilidade: é a capacidade de um material suportar deformações plásticas ou permanentes sob compressão sem fraturar. Como no caso da ductilidade, o aumento da temperatura tende a aumentar a maleabilidade.

Formabilidade ou Facilidade de contorneamento: é a capacidade de dobrar um corpo em configurações desejadas, o que permite a incorporação de alças no desenho do aparelho, sem provocar a fratura do mesmo (Kapila *et al.*, 1990; Proffit, 1986).

Propriedades mecânicas dos metais e ligas que compõem os fios otimizam a utilização, por parte do ortodontista, daqueles que dissipam uma força considerada ótima, evitando danos ao osso alveolar e a raiz do dente. Histologicamente falando, uma força ótima é aquela que produz um nível de tensão no ligamento periodontal que: **1)** basicamente mantém a vitalidade dos tecidos e **2)** inicia a resposta celular máxima (aposição e reabsorção). Forças ótimas, no entanto, produzem reabsorção direta do processo alveolar. Como forças ótimas não requerem nenhum período de tempo para a reparação, parece que cada força poderia ser programada para atuar continuamente (Burstone, 1994).

Já na Ortodontia, temos maior interesse nos metais abaixo, pois esses são os elementos formadores das ligas em uso atualmente.

Níquel: metal branco, brilhante, dúctil e maleável, mais duro que o ferro, magnético, inalterável pelo ar e muito utilizado em metalurgia para fabricação

de aços inoxidáveis do tipo austeníticos (18% Cr e 8% Ni). É muito usado também para "niquelar" por eletrólise os metais oxidáveis e, com isso, formar uma camada superficial de alta resistência à corrosão. No caso dos aços inoxidáveis, o níquel aumenta a resistência da liga.

Titânio: é um metal frágil na temperatura ambiente e dúctil em altas temperaturas. Não é normalmente utilizado na forma pura, mas sim na forma de ligas. As ligas de titânio são de grande importância na indústria aeroespacial, na Ortodontia, na Endodontia e em várias outras áreas.

Cromo: a principal função do cromo, como elemento de liga nos aços inoxidáveis austeníticos, é aumentar a resistência à corrosão. Atualmente é muito utilizado, como o níquel, no revestimento de outros metais (cromagem) dado a sua grande dureza, resistência à corrosão e elevado poder protetor de sua camada. Com o objetivo de aumentar ainda mais a resistência à corrosão sob tensão, os aços inoxidáveis austeníticos são fabricados com teores ainda menores de carbono, para se evitar a formação de carbonetos de cromo e empobrecer algumas regiões do material e, com isso, possibilitar a corrosão nessas regiões. Esses aços inoxidáveis são designados pela letra L no final da especificação do aço, como exemplo é comum encontrar o aço AISI 316L.

Molibdênio: é um metal branco e maleável que se aglomera facilmente em varetas por forte compressão e calor, podendo, com muita facilidade, ser estirado em fios finos.

Cobalto: é usado como elemento de liga para a produção de materiais magnéticos, aços rápidos (usados na fabricação de ferramentas de corte e usados para usinar metais) e ligas de grande resistência mecânica em altas temperaturas. Metal branco usado em recobrimento eletrolítico (cobaltagem) utilizado em instrumentos cirúrgicos.

Cobre: contribui com a habilidade da liga sofrer tratamento endurecedor. Quando o cobre está presente, a prata deve ser adicionada para balancear.

Alumínio: é adicionado ao aço como agente desoxidante, para que se obtenha lingotes com baixos teores de óxidos, pois é desses lingotes que o fio é obtido por estiramento.

Tungstênio: metal com grande dureza e resistência mecânica, mantendo essa dureza inclusive em altas temperaturas.

As Ligas metálicas na Ortodontia

Aço inoxidável: é uma liga a base de ferro com cromo e níquel, como principais elementos de liga. Existe uma grande variedade de aços inoxidáveis, sendo que as principais diferenças entre eles se referem à composição química (teores dos elementos de liga) e a estrutura cristalina. Como já citado antes, se

a estrutura cristalina das ligas e metais podem ser ferríticos, os austeníticos são os mais importantes em Ortodontia, sendo que o aço AISI 316 ou 18-8 (18% Cr, 8% Ni e 0,2% de C, mais alguns elementos para garantir a estabilização da liga) é o mais usado pelos ortodontistas na forma de fios (Kapila *et al.*, 1990; Almeida *et al.*, 1996). A resistência à corrosão dos aços inoxidáveis se deve à formação de uma finíssima camada de óxidos sobre a superfície, mas se essa camada de óxidos é destruída por meios mecânicos ou químicos, haverá como resultado a perda de proteção contra corrosão.

Fios trançados ou torcidos: são feitos de aço inoxidável e compreendem números específicos de fios finos entrelaçados uns sobre os outros, resultando em seções transversais redondo, retangular ou quadrado. Estes fios têm alta elasticidade e baixa rigidez, quando comparados com fios de aço inoxidável maciço (Kapila *et al.*, 1990).

Ligas de cobalto-cromo-níquel: são ligas com aproximadamente 40% de cobalto, 20% de cromo, 15% de níquel, 7% de molibdênio, 2% de manganês, 0,15% de carbono, 0,04% de berílio e ferro para estabilizar. Foram originalmente desenvolvidas para o uso em molas de relógio, mas suas propriedades são excelentes para uso ortodôntico. Essas ligas são normalmente encontradas na forma de fios, sendo que esses são tratados termicamente, antes de serem colocados à venda e podem ser comprados com vários graus de dureza. O ortodontista pode ainda alterar as propriedades dos fios, tratando-os termicamente pelo aquecimento a aproximadamente 480°C,

por sete minutos. Esse tratamento aumenta o limite convencional de escoamento e diminui a ductibilidade, incorporando alças, isto é, aumentado o comprimento do fio no inter-braquet, aumenta-se seu módulo de elasticidade e diminui sua carga de flexão (Burstone, 1981).

O Elgiloy, da Rocky Mountain Co., possui as seguintes propriedades físicas:

Propriedades físicas típicas	
- Densidade: 300 lbs/cu. in	- Coeficiente térmico principal de expansão: $15,17 \times 10^{-6}$ por grau centígrado
- Peso específico: 8,3	- Condutividade térmica: $0,0298 \text{ Cal/seg/cm}^3/^{\circ}\text{C}$
- Expansão linear: $12,7 \times 10^{-6}$ por grau centígrado	
- Elasticidade térmica: $39,6 \times 10^{-6}$ por grau centígrado	

(Cortesia da Rocky Mountain Co.)

Figura 1.13 – Propriedades físicas do fio Elgiloy da Rocky Mountain Co.

A Rocky Mountain manufatura esse fio a quatro temperaturas na ordem crescente de resiliência.

O amolecimento resultante do recozimento desse tipo de liga não pode ser revertido. Além disso, surge uma grande fragilidade entre a porção amolecida e as secções adjacentes.

Ligas de níquel-titânio: esse grupo de ligas engloba a liga nitinol (55% Ni e 45% Ti), podendo conter ainda cobalto 26%. Os fios dessas ligas apresentam um limite de escoamento de até 50 kgflmm^2 (500 MPa), bem inferior aos vistos em fios das outras ligas. O módulo de elasticidade é da

ordem de 18000 kgf/mm^2 (176 GPa), valor este inferior ao dos aços em geral que é da ordem de 21000 kgf/mm^2 (205 GPa).

Esta propriedade seria favorável à obtenção de fios ortodônticos para os casos em que se deseja clinicamente pequenas forças, mas com pouca diminuição, com o passar do tempo. Mas essas ligas não aceitam bem o trabalho de dobramento para a obtenção de alças. Elas são conhecidas como ligas com "memória de forma".

O efeito de memória se relaciona ao fato dos átomos tenderem a conformar-se na estrutura mais estável possível. A liga níquel-titânio, após ser aquecida e estar no estado austenítico, é resfriada até o estado martensítico. Se, no entanto, o material é deformado, pode retomar a forma austenítica, quando reaquecido (Filleul, 1993).

No efeito memória de forma, basicamente um fio em baixa temperatura na condição martensítica, pode ser deformado e recuperará a forma original quando aquecido. O processo para a recuperação da forma original está associado com a transformação reversa da fase martensítica deformada, para a fase parente (austenítica) em temperatura mais alta. Esta reação é denominada transformação martensítica termoelástica reversível cristalograficamente.

Andreasen *et al.*, em 1985, indicaram que o efeito termodinâmico confere a memória de forma ao Nitinol. Sendo a recuperação da forma resultante da transição na estrutura do cristal, que ocorre por deformação e resfriamento, durante sua fabricação. As estruturas revertem à forma original

em determinada temperatura, acompanhada por mudanças em suas propriedades.

A propriedade de memória de forma deste material é resultante da capacidade inerente de alterar a força de união, e também se relaciona à temperatura, por meio do intervalo de temperatura de transição (TTR), que varia dependendo da composição química da liga e de seu processamento.

Para obtermos a memória de forma do Nitinol, primeiramente, o fio é aquecido, podendo ser deformado plasticamente até atingir a conformação desejada, enquanto é recozido na temperatura de 482-SIOC durante 10 minutos. A forma pode ser modificada abaixo da temperatura de transição, e retomará a posição original, memória de forma, quando aquecido entre a TTR. Isto significa que abaixo da TTR o Nitinol é altamente dúctil, podendo ser deformado plasticamente, porém quando aquecido entre a TTR, o fio retoma a forma original, encontrando-se rígido e inflexível.

As ligas com memória de forma têm outras propriedades interessantes e característica em adição ao efeito de memória de forma. Quando a liga NiTi martensítica é excessivamente deformada, cerca de 30%, a qual está bem acima do limite de recuperação pelo efeito de memória, 6 a 8%, além do estágio simples do cristal martensítico, uma nova fase martensítica é gerada, pois ocorre que a transformação martensítica permite que se obtenha uma deformação de mais de 17%.

Os dois meios citados, térmico e por tensão, podem ser programados dentro de uma mesma liga, em apropriados ciclos de tensão e/ou térmico. Uma vez obtida esta condição, um espécime pode ser deformado quando a parente

transforma-se em martensítica, recuperando a forma original durante a transformação reversa. Fios com esta propriedade são denominados fios superelásticos.

A liga NiTi austenítica com efeito superelástico apresenta uma elasticidade normal até ser obtido um valor crítico de tensão, a partir da qual as placas martensíticas se formam (Filleul, 1993). Em seguida, a amostra continua a alongar-se como em ativa deformação plástica, mas quando a tensão cessa, as placas martensíticas desaparecem. A amostra retorna à dimensão original sem deformação plástica residual. Com o desaparecimento das placas martensíticas, há o restabelecimento da intensidade de forças, que se mantêm relativamente constante durante um longo período.

A última propriedade dos fios da liga níquel-titânio a ser descrita é o “efeito de borracha”, onde a liga níquel-titânio desenvolve 24 formas diferentes, prováveis da estrutura cristalográfica martensítica. Dentro de uma liga onde varias orientações coexistem, os exercícios de força orientam as variantes. Com a interrupção dessas forças, as variantes retomam a posição original, ou seja, a amostra tende a recuperar a sua dimensão original sem deformação residual. Este fenômeno é chamado de efeito de borracha. Além disso, sob a forma martensítica, o fio NiTi apresenta um coeficiente de rigidez aproximadamente quatro vezes menor que os fios convencionais (Filleul, 1993).

Resumindo, as transformações que ocorrem são:

- fase martensítica \Rightarrow seta martensítica – Efeito de elástico
- fase martensítica \Rightarrow seta austenítica – Efeito termodinâmico

– fase austenítica \Rightarrow seta martensítica – Efeito superelástico

Ligas de titânio-beta: constituem outro grupo de ligas destinadas à construção de fios ortodônticos. Leva este nome por preservar a forma alotrópica beta, formada em altas temperaturas (Almeida *et al.*, 1996). É encontrada comercialmente como TMA (*titanium molybdenium alloy*). Na sua forma presente, a liga é composta de 79% de titânio, 11% de molibdênio, 6% de zircônio e 4% de estanho. Para Burstone (1994), a liga titânio-beta tem um módulo de elasticidade intermediário entre o aço e o nitinol, podendo ser defletido duas vezes mais que o aço, sem apresentar deformação permanente. A liga possui ótima resistência à corrosão devido a passivação do titânio, ou seja, tanto o titânio como o cromo, em contato com o oxigênio, formam uma película protetora de óxidos, que torna esses metais e ligas altamente resistentes à corrosão. Essa liga aceita bem os dobramentos para a confecção de alças sem se fraturar e permite soldagens diretas, isto é, a soldagem elétrica, usualmente empregada em Ortodontia.

O limite convencional de escoamento chega a ser da ordem de 100 kgf/mm² (980 MPa), valor favorável para produzir efeito de mola nas alças ortodônticas. O módulo de elasticidade é da ordem de 8400 kgf/mm² (82 GPa), valor que é cerca de 40% do aço inoxidável ou 35% da liga cromo-cobalto-níquel. Fisicamente, isto indica que para mesmas dimensões de fios e mesmas dimensões de alças ativadas a uma abertura, a força aplicada aos dentes será pouco mais de 1/3 em relação às ligas de aço inoxidável ou cromo-cobalto-níquel.

2 REVISÃO DA LITERATURA

As propriedades mecânicas e aplicações clínicas dos fios de aço inoxidável, fios de cromo-cobalto, níquel-titânio, beta-titânio e fios trançados, foram descritas por Kapila & Sachdeva, em 1989, a fim de dar ao ortodontista o conhecimento necessário para a aplicação de fios ortodônticos apropriados para determinadas situações clínicas. As propriedades mecânicas destes fios são obtidas por testes de tensão, curvatura e torção. Apesar das características determinadas por estes testes não refletirem necessariamente o comportamento dos fios em condições clínicas, as mesmas nos fornecem uma base para realizar comparações entre os fios.

As características desejáveis para um fio ortodôntico são: boa capacidade de memória, baixa dureza, boa formabilidade, alta energia acumulada, biocompatibilidade, baixa fricção e capacidade de aceitar soldas de auxiliares.

Os fios de aço inoxidável são populares desde sua introdução na Ortodontia em virtude de sua formabilidade, biocompatibilidade, dureza, resiliência e baixo custo. Fios de cromo-cobalto podem ser manipulados em um estado e depois serem submetidos a tratamento térmico. Depois de submetidos a tratamento térmico, temos um fio com propriedades

semelhantes as do aço inoxidável. Fios de Nitinol têm uma boa memória e baixa dureza, no entanto, tem má formabilidade e má aceitação à solda. Fios de beta-titânio fornecem uma combinação de memória apropriada, dureza média, boa formabilidade e aceita solda de auxiliares. Fios trançados têm uma alta capacidade de memória e baixa dureza, quando comparados aos fios de aço inoxidável.

O uso apropriado desses fios ortodônticos é feito por uma seleção cuidadosa do tipo e calibre de fio apropriado a determinada situação clínica.

Burstone, em 1981, afirmou que o fio de aço inoxidável permaneceu popular, desde a sua introdução na Ortodontia, devido a sua capacidade de contorno, biocompatibilidade e estabilidade no meio ambiente, além de rigidez, resistência e baixo custo. Os fios de cromo-cobalto (Cr-Co) podem ser manipulados no estado mole e, posteriormente, sujeitos ao tratamento térmico. O tratamento térmico do Cr-Co resulta num fio com propriedades que são muito semelhantes àsquelas do aço inoxidável. O alto módulo de elasticidade dos fios de aço inoxidável e Cr-Co sugere que eles liberam duas vezes mais força que os fios de beta-titânio e quatro vezes mais que os fios de Nitinol para a mesma quantidade de ativação.

O fio de Nitinol tem uma excelente elasticidade e baixa rigidez, resultando em forças leves e maiores movimentos dentários, entretanto, tem pouca capacidade de forma e de junção. Sua baixa dureza fornece uma estabilidade inadequada para a finalização do tratamento. Estabilidade esta ao alcance dos fios de aço inoxidável, adaptados para a oclusão final desejada.

O fio de beta-titânio fornece a combinação de uma elasticidade adequada, rigidez média, boa capacidade de forma e pode ser soldado, além disso, os fios de Nitinol e beta-titânio produzem forças menores e mais constantes que as do aço inoxidável.

Os fios trançados têm alta elasticidade e baixa rigidez quando comparados com fios de aço inoxidável maciço.

Devido ao largo espectro das propriedades dos fios ortodônticos, o seu uso pode ser mais bem direcionado para seleção de um tipo de fio adequado para uma situação clínica específica. Assim, a progressão do tratamento pode envolver o aumento na rigidez do aparelho, mudando-se a liga sem aumentar o calibre do fio. Este conceito é chamado **módulo variável em Ortodontia**, e difere do **diâmetro variável em Ortodontia**, usado até então, onde o aumento da rigidez do fio era conseguido durante o tratamento, aumentando-se a espessura do fio. As vantagens desse conceito incluem melhor controle na folga entre o fio e o braquete, uso de fios retangulares nos primeiros estágios do tratamento, orientação dos fios como desejado e trocas freqüentes dos mesmos.

Asgharnia *et al.*, em 1986, avaliaram fios de aço, níquel-cromo-cobalto (Elgiloy), Nitinol e beta-titânio com diâmetros de 0,010" a 0,040" e retangulares de 0,017" X 0,025" a 0,019" X 0,025". O módulo de elasticidade (E) e a força aplicada (YS), obtida nos dois testes, foram relatados para fios originais e fios submetidos a tratamento térmico à 900°F.

Foram usados fios de aço e fios de Elgiloy selecionados. Os valores do módulo de E e YS, foram invariavelmente maiores em testes de curvatura que os valores correspondentes para os testes de tensão.

O único fio que se mostrou coincidente no módulo de E, em curvatura e tensão, foi o fio de aço com 0,040".

Também foram detectados valores altos, no módulo de E, nos testes de curvatura para a maioria dos grupos de aço e Elgiloy, tratados termicamente. Em geral, os valores de força aplicada mostraram-se maiores em testes de curvatura que de tensão. Estas diferenças ocorreram em virtude da deformação permanente em tensão ocorrer de forma uniforme na seção do fio em teste, mas só inicia na parte extrema para curvatura. Os grupos de fios onde a YS não difere significativamente para curvatura e tensão são mais difíceis de avaliar experimentalmente, por exemplo, fios com diâmetro de 0,010".

Kapila *et al.*, em 1990, determinaram os efeitos do diâmetro e do tipo de liga dos fios, sobre a força de fricção gerada entre o braquete e o fio, durante o deslocamento de translação do braquete ao longo do fio *in vitro*. Fios de aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio, de vários tamanhos, foram testados em braquetes simples (0,050"), duplo médio (0,130") e duplo amplo (0,180") de aço inoxidável, em ambos os canais de encaixe 0,018" e 0,022".

Os fios foram unidos aos braquetes através de ligadura elástica. Fios de beta-titânio e NiTi geraram maior quantidade de força de fricção do que os demais, para a maioria dos fios testados. O aumento no diâmetro do fio

resultou em aumento na fricção braquete-fio. Para a maior parte das interações de tipo de liga-diâmetro, os braquetes simples estavam associados com menor quantidade de fricção do que os braquetes maiores, talvez resultante do maior estiramento das ligaduras elásticas em braquetes maiores, o que acarretaria em maior força de ligação braquete-fio.

As interações entre diâmetro do fio e tipo de liga, sobre a força de fricção braquete-fio, para ambos os canais de encaixe e todas as larguras do braquete foram estatisticamente significantes. Isto implica que, para a seleção do fio apropriado, durante as fases do tratamento que envolve o deslocamento dentário ao longo do fio, é importante considerar tanto o diâmetro como o tipo de liga do fio ortodôntico.

Burstone, em 1997, testou a soldagem em fios beta-titânio (TMA) e percebeu que o fio não ficou debilitado. Além de ser muito útil no tratamento ortodôntico, tem uma carga/deflexão melhor que a do aço inoxidável, quase o dobro. Os estudos mostraram que a solda, corretamente executada, não produz aumento significativo em tamanho de grãos ou na carga, garantindo a alta versatilidade da liga.

Ao testar cinco arcos pré-formados em cinco arcos dentais de aparelhos de estudo, Schaus & Nikolai, em 1985, quantificaram rigidez e flexibilidade transversal, executando três ativações em cinco locais separados, e concluíram que as influências do módulo elástico, número de dobras e distância inter-braquetes, foram achados menos significativo que a teoria sugere. Então a teoria das alças (flexão), embora aparentemente se

estenda ao arco, incorpora suposições que são violadas na aplicação em Ortodontia, e muitos itens são deixados de lado quando atuamos na clínica.

Waters, em 1992, publicou um trabalho onde foi analisada a diferença de calibre entre 10 fios ortodônticos de aço, ditos 0,016", de sete fabricantes diferentes. A diferença obtida foi de 4%, sendo que dois fabricantes apresentaram calibre significativamente abaixo do especificado.

Essa variação de calibre dentro de um mesmo fio, tido como de mesmo diâmetro, foi denominada de **coeficiente de variação (CV)**.

O CV encontrado para fios de níquel-titânio e beta-titânio, na maioria dos mesmos, foi de menos de 5%. No entanto, em alguns fios, tivemos valores altos, perto de 20%.

A transformação martensítica reversa é mais dependente do tratamento térmico no processamento do que no diâmetro do fio.

No estudo realizado por Tonner & Waters, em 1994, o comportamento de deflexão relativo à carga aplicada em fios de níquel-titânio superelásticos, neste caso, o Sentalloy, foi examinado e comparado a fios de aço inoxidável, fios de aço coaxial, e a dois fios de níquel-titânio, o Titanol e o Titanal XR, a uma variação de temperatura de 5-50°.

As curvas de carga e descarga são intimamente relacionadas à temperatura, com decréscimo de dureza drástico dentro de um limite de temperatura estreito, havendo diferenças até em fios de mesmo calibre e fabricantes diferentes, uma vez que valores de força e temperatura intra-oral podem variar 600%, dependendo do método de processamento do fabricante. Os fios superelásticos são capazes de produzir forças leves ou

moderadas e são capazes de grandes deflexões sem deformação permanente. Eles estão, no entanto, longe do ideal. Mesmo com intervalo de temperatura intrabucal é capaz de exercer força contínua a um nível desejado.

A maior desvantagem dos fios de superliga é sua sensibilidade acentuada a temperaturas entre 5-30°, uma vez que a temperatura intrabucal não é constante, mas varia com qualquer ingestão de alimento frio ou quente. Apesar desta variação de temperatura ter conseqüências pequenas, o efeito da entrada de ar pela boca, diminuindo a temperatura ambiente do fio, afetando desfavoravelmente a eficiência do tratamento.

Ao examinarem as propriedades mecânicas dos fios NiTi japônês, produzidos pela Companhia Elétrica Furukawa Ltda., Miura *et al.*, em 1986, comparando-as com fios de aço de Co-Cr-Ni, fios de aço inoxidável e os fios NiTi trabalhando a frio (Nitinol-Unitek Corp.), através de testes de tração e curvatura, avaliaram, também, a influência do tratamento térmico especial nestes fios. Utilizaram para o teste de curvatura o método de curvatura em três pontos, o qual simula a pressão do fio aos dentes na cavidade bucal.

Pelo teste de tração, o fio NiTi japônês apresentou propriedades superelásticas, indicada graficamente pela deformação linear na mesma quantidade de tensão. De modo diferente, os fios Co-Cr-Ni, aço inoxidável e Nitinol mostraram um relacionamento entre tensão e deformação proporcionais.

Através do teste de curvatura em três pontos, o fio Nitinol produziu forças mais leves e menor quantidade de deformação permanente em

comparação com fios de aço inoxidável e de Co-Cr-Ni. Entretanto, a carga e a deflexão eram proporcionais no fio Nitinol, o que demonstra a ausência da propriedade de superelasticidade no mesmo. Em contrapartida, o fio NiTi japonês possuía quase a mesma carga, até mesmo quando a deflexão diminuía, o que os autores denominaram de superelasticidade. Esta propriedade proporciona uma movimentação dentária fisiologicamente compatível, pois este fio produz forças contínuas por um longo período durante a desativação (curva de descarregamento) do fio.

O relacionamento entre temperatura e tempo de tratamento térmico do fio NiTi japonês foi estudado. Quando a aplicação de calor era aumentada para 500°C, o nível de força reduzia. Deste modo, pelo controle de temperatura e do tempo de tratamento térmico, seria possível variar as intensidades de forças em fios de mesmo diâmetro e ainda seria possível modificar a quantidade de forças num determinado segmento do fio, o que eliminaria a necessidade de confeccionar alças no mesmo.

Os fios NiTi japonês apresentam-se em vários diâmetros, e são fabricados com diferentes intensidades de forças: leve, médio e pesado, podendo ser usado clinicamente em vários casos.

Desenvolveram então, em 1988, o método de resistência elétrica direta de tratamento térmico (Método Derth), com a finalidade de permitir a confecção de dobras no fio NiTi japonês, assim como, controlar sua força superelástica em determinados segmentos.

Detectaram que com o método Derth, no qual uma corrente elétrica era passada diretamente através do fio, se gerava calor suficiente para

confecção de dobras no arco em poucos segundos. Além disso, permitia controlar a força superelástica por segmentos, produzindo deste modo, forças ótimas para movimentar cada dente individualmente num único arco, porém necessitava de um período de tempo mais prolongado, cerca de uma hora, sob a corrente elétrica.

Andreasen & Amborn, em 1989, avaliaram clinicamente quatro arcos de fio NiTi termodinâmico. O estudo clínico baseou-se na verificação da capacidade termodinâmica de fios iniciais de nivelamento com torque adicional sobre as raízes de dentes anteriores superiores. Os fios com intervalo de TTR, clinicamente aceitáveis, apresentavam alta temperatura (próxima à temperatura corpórea) e baixa temperatura (próximo à temperatura ambiente). Na temperatura acima da TTR, o fio estava mais rígido e exibia 100% da capacidade de retomar a forma original em dobras de 90°. Porém, abaixo da TTR, o fio apresentava-se altamente dúctil e submetia-se à deformação, de tal sorte que era facilmente adaptado na ranhura dos acessórios colados nos dentes mal posicionados.

O fio NiTi termodinâmico, no arco maxilar, foi capaz de ser colocado até mesmo em braquetes acentuadamente mal posicionados e produziu efetivo movimento dos dentes, alinhando, nivelando e controlando o torque dos mesmos, em 16 semanas. Nenhuma diferença quanto ao desconforto foi observada, entre o fio trançado e o fio de aço inoxidável, pelos pacientes. Nenhuma reabsorção radicular foi observada durante as 16 semanas, somente após 1 ano e 11 meses um paciente apresentou leve reabsorção radicular anterior superior.

Os autores ainda enfatizaram a não indicação do fio NiTi termodinâmico como o único do tratamento, mas sim, para o nivelamento e controle de toque, sugerindo para o acabamento, fios de aço inoxidável de dimensões e formas adequadas.

A influência do meio bucal sobre as propriedades dos fios foi avaliada por Harris *et al.*, em 1988. Encontrando que o fio Nitinol 0,016", armazenado em meio bucal simulado (37°C) durante 1 a 4 meses, quando comparada ao meio seco e sem tensões das amostras, apresentava diminuição significativa em algumas propriedades dos fios, como o limite de resistência à tração, o módulo de elasticidade e o limite de escoamento 0,2%.

Nenhum fator isolado, como a diferença na acidez do meio (ph 3, 5 e 7) e a quantidade de deflexão (0-4mm em 10mm de distância inter-braquetes) mostravam-se significativamente responsáveis pelas alterações nas propriedades mecânicas; exceto o fator tempo em meio bucal simulado, o qual resultou em diminuição significativa no limite de escoamento. Em 4 meses de armazenamento, esta medida de susceptibilidade de deformação permanente aumentou em 15%.

Clinicamente, estes resultados sugerem que o ortodontista que pretende prolongar o uso do fio Nitinol ou reutilizá-lo, pode deparar-se com uma diminuição na sua performance, particularmente, no que se refere à elasticidade e aumento da susceptibilidade à deformação permanente.

Foi publicado recentemente que ligas de níquel-titânio japonesas possuem propriedades positivas quando usadas na clínica ortodôntica. Quando um arco é submetido a uma carga para criar deflexão do fio, a carga

permanece constante em razão da presença da superelasticidade. Também, independente da quantidade de deflexão, uma deformação permanente não ocorre em virtude de sua ótima propriedade de memória. Outros estudos demonstraram que usando um processo controlado de tratamento térmico é possível curvar o arco e mudar sua capacidade de superelasticidade a um nível desejado sem perder propriedades mecânicas.

Desde que as ligas de NiTi japonesas demonstraram propriedades desejáveis e superiores, existem razões suficientes para crer que propriedades semelhantes podem ser obtidas quando usamos a mesma liga na fabricação de molas.

Hudgins *et al.*, em 1990, quantificaram a deformação permanente em fios de NiTi, beta-titânio e aço inoxidável pela deflexão de 5mm em direção igual. Utilizaram fios 0,016", sendo nove fios de NiTi de diferentes marcas, fios beta-titânio e de aço inoxidável.

A deformação permanente foi avaliada em função do tempo e observações foram efetuadas após 1, 14 e 28 dias.

Todos os fios exibiam uma deformação permanente aumentada com o tempo; sendo que todos os fios NiTi exibiam melhores características de recuperação elástica que o fio beta-titânio, e este sobre o aço inoxidável.

Após 28 dias, que compreende o período aproximado de ajustes ortodônticos, observaram que os fios níquel-titânio mais novos exibiam menos deformação permanente do que o fio Nitinol original.

Não houve diferenças estatisticamente significantes entre as deformações produzidas entre as novas ligas (NiTi-Ormco, Force 1-

American Orthod., Titanal-Lancer, Align-A Company, Nitinol SE-Unitek e Reflex-TP Orthodontics), exceto para deformação apresentada pelo fio Orthonol (Rocky Mountain). Porém, sob o ponto de vista clínico, somente deformações maiores que 1mm são consideradas significantes, e como a média de deformação foi de 0,06mm a 0,25mm, no intervalo de 28 dias para as novas ligas NiTi, a deformação residual obtida para estas ligas não foi considerada clinicamente significativa.

Molas de NiTi fechadas foram submetidas, por Miura *et al.*, em 1988, a um teste de tensão e as abertas foram submetidas a um teste de compressão. Ao mesmo tempo, um teste com as molas de aço comercializadas foi realizado. Foi claramente estabelecido que as molas de NiTi japonesas tem uma capacidade de memória e propriedades de superelasticidade superiores e similares às propriedades dos arcos com ligas de NiTi japonesas. Foi também demonstrado que o valor de carga da atividade de superelasticidade pode ser controlado pela mudança de diâmetro do fio, o tamanho do lúmen, a temperatura de transformação martensítica, e a compressão da mola aberta. As características mais importantes das molas de liga NiTi japonesas é a habilidade de liberar uma força leve e contínua. É possível usar esta mola seletivamente para obtermos uma ótima movimentação dentária.

Viazis, em 1991, relatou que o novo fio NiTi superelástico retangular, Neo Sentalloy (GAC), parecia possuir maior flexibilidade e provocar menos desconforto para o paciente do que outros fios NiTi (Orthonol-RMO, Align-A Company, Nitinol SE-Unitek), quando usado como arco inicial de

nivelamento. Apresentou cinco casos clínicos, nos quais utilizou braquetes 0,018" pré-ajustados. O fio Sentalloy foi capaz de substituir todos os fios redondos de aço inoxidável, e alguns retangulares, embora nem todos os fios de aço inoxidável retangular, pois estes são indicados para o refinamento e coordenação dos arcos. Através do uso do fio retangular inicial, controlou-se o torque desde o princípio, o que, como sugeriu o autor, tinha um significado importante na estabilidade pós-tratamento.

No mesmo ano, Viazis apresentou um caso clínico tratado com fio NiTi retangular, Neo Sentalloy-GAC, juntamente com elásticos verticais para a correção da mordida aberta posterior e o controle do torque. Em virtude da flexibilidade do fio NiTi e visando evitar a extrusão dos pré-molares inferiores, preconizou o uso de fio de aço inoxidável no arco inferior. Utilizando braquetes pré-angulados, obteve a correção da mordida aberta e uma oclusão equilibrada em 8 meses de tratamento. Empregou para tanto dois fios NiTi Neo Sentalloy leve (100g) e Neo Sentalloy pesado (300g), e o fio 0,016" X 0,016" de aço inoxidável no arco inferior. Após este período, os detalhes finais seriam obtidos com o auxílio de fios retangulares de aço inoxidável em ambos os arcos.

Tonner & Waters, em 1994, analisaram 13 fios de níquel-titânio submetidos à carga de deflexão em temperatura intrabucal (35°). De acordo com os resultados, a maioria dos fios apresentou um diâmetro menor do que deveria ter pela sua especificação.

A variação do diâmetro, em fios ditos de mesmo calibre, foi à mesma já obtida e estudada para os fios de aço inoxidável 18/8.

Miura *et al.*, em 1990, determinaram que o tratamento térmico pode favorecer e simplificar o tratamento ortodôntico, uma vez que o novo fio NiTi retangular superelástico (Neo Sentalloy-GAC Int.) poderia ser utilizado na fase inicial do tratamento produzindo forças extremamente leves. Desta forma, proporcionaria um controle tridimensional do movimento dentário, ou seja, permitiria o controle do torque e ao mesmo tempo o nivelamento horizontal e vertical com o mesmo arco.

Os autores explicaram que o nível de força do fio NiTi superelástico poderia ser afetado por muitos fatores, dentre eles as condições do tratamento térmico, o método de processamento e, o mais importante, a proporção dos elementos constituintes da liga, pois obtiveram uma diminuição considerável no nível de força com a redução do índice atômico do níquel. Mencionaram, também, que o tratamento térmico, além de permitir o controle do nível de força, controlava também a memória de forma. Desenvolveram uma técnica para confeccionar um arco individualizado pré-cirúrgico, que poderia ser usado desde o início do tratamento até o período de contenção pós-cirúrgico.

Para a confecção destes arcos, as seguintes etapas deveriam ser adotadas:

- 1)** Fazer a colagem direta dos braquetes nos dentes do arco superior e inferior; realizar a moldagem com silicone em ambos os arcos; soldar um gancho metálico na base de cada braquete, semelhante àqueles colocados aos dentes, e estes são colados na impressão de silicone em suas devidas posições; verter gesso sobre a moldagem.

2) Os modelos são montados em articulador e, em seguida, faz-se o "set-up", ou seja, alinham-se os dentes em sua posição pós-cirúrgica.

3) Um fio NiTi superelástico é amarrado no modelo de trabalho.

4) Cobre-se cada modelo de trabalho com o mesmo tipo de silicone usado para a impressão, e realiza-se o tratamento térmico em forno elétrico. Confirma-se a temperatura do tratamento térmico com um termômetro, elevando a temperatura à 510°C durante 3 a 5 minutos, o que favorece condições apropriadas ao arco, para memorizar a forma exata do arco ideal.

Desta maneira, usando a memória de forma e um modelo "set-up", seria possível usar os braquetes "standarts", e ter o controle tridimensional dos movimentos dentários até a posição determinada pelo "set-up". Em adição, com o "controle reversível do nível de força", o mesmo fio poderia ser usado durante todo o tratamento, através do aumento gradual do nível de força.

Deste modo, usando um simples "fio de memória", eliminar-se-ia a necessidade de trocas periódicas de arcos, tornando o tratamento ortodôntico mais preciso em um menor período de tempo.

Khier *et al.*, em 1991, investigaram as propriedades mecânicas de três marcas de fios níquel-titânio superelásticos (Nitinol SE – Umitek Corp., Sentinol-GAC Int. e NiTi – Ormico) e três marcas de fios níquel-titânio não superelásticos (Nitinol – Umitek Corp., Titanal – Lancer e Orthonol - Rocky Mountain) submetendo-os a testes de curvamento em condições "sem uso" para os fios 0,016", após tratamento térmico a 500°C (durante 10 minutos e 2 horas) e a 600°C (durante 10 minutos e 2 horas). Um aparelho medidor de

torque foi usado para o experimento, sendo à distância de 6mm utilizada para o teste. Os gráficos de curvamento foram similares para as três marcas superelásticas, mas substancialmente diferentes para as três marcas não superelásticas, sendo que, no momento máximo de 800gmf de ativação variou de 1200 a 2000gmf, dependendo do diâmetro do fio, enquanto que os correspondentes valores para os fios não superelásticos foram aproximadamente o dobro. Da mesma forma, a deformação permanente após o descarregamento de 8°C de ativação foi de 10°C a 15°C para os fios superelásticos e, pelo menos o dobro, para os fios não superelásticos, o que significa que menos recuperação elástica foi obtida com fios não superelásticos.

No teste de tração, o comportamento superelástico foi observado por meio da extensiva região horizontal, determinada por valores constantes da deformação elástica que ocorre tanto na curva de carregamento quanto na de descarregamento. Porém, em teste de curvamento, as regiões superelásticas definidas pelo momento de curvatura, aproximadamente constante, foram mais evidentes apenas na curva 1 de descarregamento, exceto nas regiões superelásticas dos fios Sentinol retangulares, nas quais esta região horizontal foi menos evidente. Mesmo assim, as inclinações destas curvas nos gráficos de dobramento foram consideravelmente menores do que as curvas de desativação de fios não superelásticos.

Estes resultados indicam que o valor da recuperação elástica fornece um critério complementar e, talvez, até superior para se avaliar a presença da superelasticidade em dobramento.

Os autores também verificaram que, enquanto o tratamento térmico a 500°C e a 600°C causou somente poucas mudanças no gráfico de dobramento para os fios não superelásticos; os fios superelásticos apresentaram modificações consideráveis pelo tratamento térmico, para as três marcas de fios superelásticos. O momento máximo em 8°C de ativação e a média do momento superelástico durante a desativação, foram diminuídos pelo tratamento a 500°C por 2 horas, embora tivessem notado pouca alteração na recuperação elástica.

O tratamento térmico em 500°C, por 10 minutos, causou mudanças mínimas no gráfico de dobramento para as três ligas superelásticas, por outro lado, o tratamento térmico em 600°C, tanto por 10 minutos como por 2 horas, resultou em perda completa do comportamento superelástico. As diferenças nas propriedades de curvatura e as respostas do tratamento térmico foram atribuídas às proporções relativas de formas austenítica e martensítica de NiTi, na microestrutura das ligas.

Waters, em 1992, descreveu a resistência a grandes deflexões dos fios NiTi superelásticos, ao contrário dos fios convencionais, e ainda o retorno a sua forma original favorecendo forças moderadas. Na desativação, a região de platô, ou seja, a região que praticamente mantém a mesma carga durante um razoável intervalo de trabalho, depende da deflexão, sendo maior quanto maior for a deflexão.

Além disso, um interessante aspecto clínico pôde ser obtido da curva carga-deflexão. O arco, após uma quantidade de desativação, quando reativado produzia um aumento da intensidade da força de desativação.

O autor relatou também, que a temperatura afetava tanto a rigidez inicial quanto à intensidade de força. O diâmetro do fio para esta liga não servia como um guia para determinar o comportamento do fio e os valores de forças em determinada temperatura. No platô havia diferenças marcantes nos níveis de forças entre fios de mesmo diâmetro e de diferentes marcas, chegando a 6 vezes.

Mohlin *et al.*, em 1991, examinaram o fio NiTi chinês através de um estudo clínico e laboratorial combinado. No teste de laboratório, propriedades apresentadas por este fio, durante o carregamento e o descarregamento, foram determinadas pelo teste de curvatura em três pontos; utilizando uma distância inter-braquetes de 17,5mm e deflexões de 1, 2 e 4mm, para fios de 0,016". A superfície topográfica deste fio foi analisada através do microscópio eletrônico de varredura. O fio chinês apresentou uma relação força-deflexão não linear; a curva de carregamento mostrou um menor aumento do nível de força, acima de 1mm de deflexão; enquanto a curva de descarregamento demonstrou que a força liberada a partir de largas deflexões era quase constante, porém, para pequenas deflexões, a partir de 1mm, a força diminuía rapidamente. A deformação plástica foi insignificante.

O estudo clínico confirmou os resultados laboratoriais obtidos, caracterizando este fio como muito superior ao aço inoxidável e até mesmo ao Nitinol para o alinhamento.

Por outro lado, durante o uso clínico, o índice de fraturas de fios NiTi demonstrou-se altamente insatisfatório (28% dos fios analisados), sendo

mais da metade ocorrida durante o período de até 1 mês da instalação do arco. Fraturas não foram observadas durante o teste.

O microscópio eletrônico de varredura revelou defeitos na superfície e inclusões não metálicas nas áreas de fraturas dos fios NiTi chinês.

Kusy & Greenberg, em 1982, compararam a força, a elasticidade e a dureza de duas ligas de titânio como configuração de dois arcos. De quatro beta-titânio e oito níquel-titânio, avaliados segundo o tamanho disponível, todos os arcos removidos foram avaliados tanto em dobradura quanto em torção. Os resultados mostraram que a rigidez das duas composições de liga sobrepõem, substancialmente, com exceção daqueles fios de extremo maior e menor rigidez, quer dizer, o 0,016" e 0,018" níquel-titânio, os 0,017" por 0,025" e 0,019", incluindo o arco de 0,025" beta-titânio, respectivamente. A conclusão é de que a variação-seção transversal X módulo de elasticidade, ilustrada dentro do contexto de um quadro de dureza dos fios, se equivale aos fios de aço convencionais.

Kusy & Dilley, em 1984, relataram as propriedades elásticas gerais para fios tri-trançado e os arcos deles construídos. São definidos vários parâmetros, inclusive o módulo de E e a mola helicoidal (k) e dobras (1) fatores da forma. Depois disso, as relações de propriedade elástica X intensidade das forças, também foram determinadas nas combinações de composição/configuração I, usando como base arco de fio a 0,0175" triplo-trançado (3/0,008"). Os resultados mostraram que em particular o 3/0,008" estudado possui a dureza do fio 0,010" de aço, mas tem 20%, pelo menos, mais força e alcance. Além disso, a dureza do fio 3/0,008" multi-trançado é

semelhante a um fio 0,016” de níquel-titânio, mas só 40% de um fio 0,016” beta-titânio e, quando estas relações de propriedades elásticas são comparadas com os resultados prévios informados por Thurow (1972); Burstone (1981); Kusy (1984), as diferenças são notáveis e podem ser explicadas com base na propriedade mecânica, quanto aos valores e/ou modelos geométricos assumidos.

Mayhew & Kusy, em 1988, estudaram os efeitos de esterilização nas propriedades mecânicas e a topografia de superfície em fios 0,017” e 0,025”, Nitinol e Titanal.

Três métodos de esterilização de calor aprovados foram usados: calor seco, vapor de formaldeído, álcool, e autoclave a vapor. Foram obtidos módulos elásticos em 3 segmentos que foram dobrados. Um laser de varredura de superfície de fios foi usado para descobrir alterações de superfície e se elas foram causadas por mancha, corrosão ou bolhas. As propriedades elásticas eram determinadas com 7 minutos de duração. Dentro dos métodos de esterilização presente, nenhuma mudança prejudicial foi observada para as propriedades mecânicas selecionadas ou a topografia de superfície. Quando foram comparados os valores dos dois produtos, Nitinol era menos complacente, mas mais forte que Titanal. O aparelho de laser mostrou que o Titanal possuiu, pelo menos, três vezes mais refletividade de espectro que Nitinol.

3 PROPOSIÇÃO

O presente trabalho visa, de maneira geral, informar, rever e atualizar, se possível for, os conceitos sobre as propriedades mecânicas dos fios usados pelo Cirurgião Dentista na Ortodontia e suas aplicações na clínica, revisando o que de mais atual existe na literatura mundial.

4 DISCUSSÃO

DAS PROPRIEDADES

RIGIDEZ OU CARGA/DEFLEXÃO X MOMENTO FORÇA X CARGA ELÁSTICA MÁXIMA

As aplicações práticas dos fios ortodônticos podem ser otimizadas selecionando-se, com cuidado, o tipo da liga e o tamanho apropriado de fio, para obterem-se as exigências de uma situação clínica específica. Kusy & Dilley, em 1984, recomendaram o uso seqüencial dos arcos selecionados para o uso otimizado das propriedades mecânicas de suas referidas ligas. Os autores sugerem que para os movimentos iniciais requeridos para o nivelamento dos dentes, um fio de Nitinol de 0,016", sobreposto a um fio de aço inoxidável tri-trançado de 0,0175", um fio redondo de Nitinol de 0,018" é superior a um fio de 0,014" de aço inoxidável redondo, e um fio quadrado de Nitinol de 0,018" sobreposto a um fio de 0,014" de aço inoxidável redondo. Entretanto, em um relatório recente, Kusy & Stevens, em 1987, notaram que os fios tri-trançados de 0,015" demonstram uma maior taxa de trabalho do que os fios de nitinol ou de beta-titânio de dimensões similares ou maiores. Os autores indicam também que os fios multi-trançados comparam-se mais

favoravelmente aos fios de titânio do que se sugere em pesquisas anteriores, e podem representar uma alternativa viável ao invés dos fios de titânio mais caros para o nivelamento inicial. Os estágios intermediários do tratamento requerem molas de fechamento, dobras e acessórios. Os fios de beta-titânio encontram estas exigências enquanto fornecem um alcance maior de ativação do que a dos fios de aço inoxidável ou de Co-Cr. Na torção, a flexibilidade e a rigidez dos fios de aço inoxidável e de Co-Cr, excedem muito além a dos fios de titânio, fazendo desse modo com que estas ligas sejam finalmente as escolhidas. A fricção mais baixa entre o aço inoxidável ou os fios de Co-Cr e os braquetes, sugere que estes fios podem ser mais apropriados do que outras ligas para o movimento dos dentes ao longo de um fio.

Até a recente introdução de novos tipos de ligas ortodônticas, melhorias na rigidez do fio durante o tratamento foram instituídas progressivamente, aumentando o corte dos fios de aço inoxidável. Burstone, em 1994, refere-se a isto como "Ortodontia de variação do módulo". O autor, além disso, afirma que os avanços em ligas ortodônticas do fio, lhe fizeram possível controlar a rigidez do fio variando as propriedades dos materiais, a saber, o "módulo de elasticidade". Burstone formula seus conceitos indicando que a rigidez total do aparelho ortodôntico (S) está determinada pela rigidez do fio (Ws) e pela rigidez do aparelho (As), assim representada:

$$S = Ws \times As$$

A rigidez do aparelho (A_s) é dependente de fatores, tais como a distância interbraquete e a incorporação dos loops e molas no fio. As mudanças na rigidez do fio (W), na outra mão, podem ser causadas alterando a rigidez da seção transversal (C_s) e/ou a rigidez material (M_s) como designadas pela fórmula:

$$W_s = M_s \times C_s$$

onde a rigidez do corte, determinada por uma propriedade de seção transversal, tal como o momento de inércia do fio e a rigidez material, dependem do módulo de elasticidade da liga. Conseqüentemente, um aumento na rigidez do aparelho (S) pode ser causada não somente pela mudança no projeto do aparelho como pelo aumento na espessura do corte do fio, mas também selecionando um material com um módulo de elasticidade mais elevado. As relações da rigidez dos materiais para os fios de aço inoxidável, do cobalto-cromo, do níquel-titânio e do beta-titânio estão na relação de 1:1, 2:0, 26:0,42. A rigidez do material para fios multi-trançados varia de 1/25 a 1/5 daqueles para os fios unitrançados de aço inoxidável.

Várias vantagens da "Ortodontia de variação do módulo" foram sugeridas, como segue:

1) A quantidade de folga entre o braquete e o fio não é ditada pela rigidez desejada do fio, mas sim pelo controle total do clínico. Isto implica que o

ortodontista determine a quantidade de folga desejada entre o braquete e o fio, antes da escolha do fio. Uma vez que o tamanho e a forma do corte foram estabelecidos, a rigidez desejada pode ser executada selecionando-se uma liga de um material com a rigidez apropriada.

2) Os módulos baixos de elasticidade das ligas ortodônticas mais novas permitem o uso de fios leves, retangulares, mesmo durante os estágios iniciais do tratamento. Os fios retangulares são de maior preferência do que os fios redondos, pois podem ser muito melhor orientados no braquete, de tal maneira que as forças trabalhem em todas as direções. Eles também resultam no conforto do paciente, prevenindo que os loops girem para as bochechas e gengiva. Os fios retangulares também mantêm melhor controle sobre a posição da raiz por resultar momentos e forças.

3) O uso das ligas ortodônticas mais novas, com seus módulos de elasticidade mais baixos, oferecem vantagens substanciais com um braquete de slot 0,022”.

4) A seleção de um tipo de liga, e de um tamanho apropriado do fio, pode reduzir o número de arcos necessários para o alinhamento, reduzindo a folga entre braquete/fio no começo do tratamento. Além disso, uma vez que os fios de titânio trabalham também mais eficientemente durante períodos de tempo mais longos, por causa da sua maior flexibilidade, o número e a frequência de mudanças do arco são reduzidos.

Em seu livro, Langlade (1993), fala em domínio de ativação, que representaria a distância sobre a qual um fio pode ser ativado sem

deformação permanente (modulo elástico). As molas têm uma força máxima elevada, uma relação carga/deslocamento e maior domínio de ativação.

Citando a lei de Hooke, onde se estabelece que o domínio de elasticidade e o deslocamento são proporcionais à carga, a relação carga/deslocamento influencia diretamente a constância de uma força. Quanto mais fraco é este coeficiente, mais a força é constante. Dando o exemplo de duas alças verticais construídas de fio retangular 0,221" X 0,025" e quadrado 0,016" X 0,016", mostra uma variação de força mais fraca para cada milímetro de ativação de fio quadrado. A inclinação do fio 0,016" X 0,016" é mais fraca e mais constante.

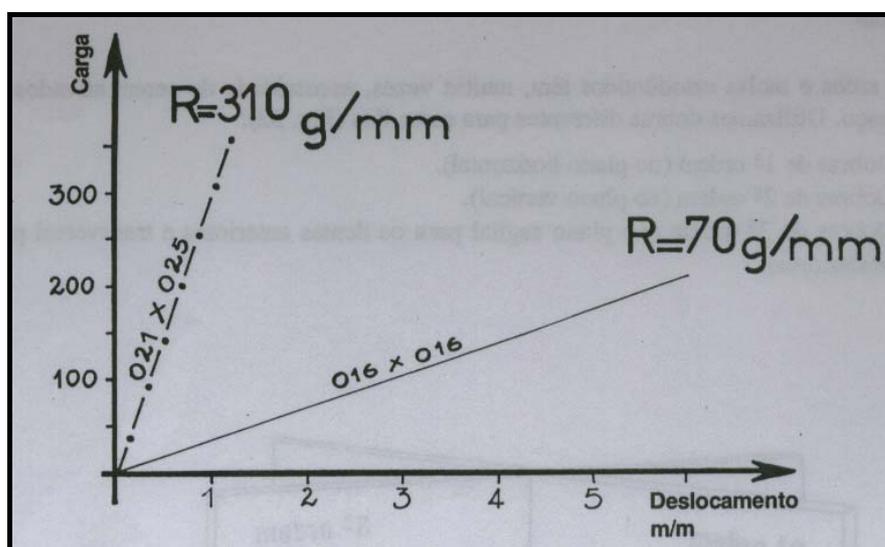


Figura 4.1 – Relação carga/deslocamento em duas alças em U

Khier *et al.*, em 1991, observaram que fios não superelásticos – Orthonol, Nitinol e Titanal – apresentaram maior deformação residual que os fios superelásticos – Nitinol SE, Sentinol e NiTi. Hudgins *et al.*, em 1990, também verificaram que os fios Orthonol e Nitinol apresentaram maior

deformação permanente, significante estatisticamente, quando comparada à deformação permanente apresentada pelos outros fios da liga NiTi pesquisados (NiTi, Force 1, Titanal e Sentalloy).

Cinco fios flexíveis, com números de rigidez similar, foram testados por Kendall para se descobrir qual dos fios teriam forças suficientemente baixas, para serem usados como fios de nivelamento e alinhamento iniciais, com a maior escala de flexibilidade de trabalho.

Os cinco fios testados foram: um fio de níquel-titânio de 0,016” (Nitinol); um fio de aço inoxidável (Hi-T) e três fios multitrançados de aço inoxidável de 0,012”, um fio tritrançado de 0,175” (Twist-Flex), um fio hexatrançado de 0,0215” (Respond), e um fio octotrançado de 0,018” por 0,025”, fio retangular trançado (D-Rect).

Cada um dos cinco fios representou uma liga diferente ou uma combinação diferente de fios múltiplos. Seis arcos "ideais" pré-formados foram ligados cada um firmemente aos brackets dos dentes de um typodont. Cada um dos outros dentes no arco do typodont foi colocado em uma forma ideal de arco e os dentes alternados foram deslocados lingualmente com profundidades crescentes, com aumento de 1mm. Os pontos de medição no fio foram marcados cuidadosamente com uma marca vermelha permanente ultrafina. Os amarrilhos foram cortados após uma hora e as distorções do arco medidas com compassos seletores calibrados a 0,01”. O erro nas medidas foi minimizado, uma vez que um único pesquisador fez todas as medidas. A consistência foi monitorada por repetidas verificações.

Para comparar os fios de similar diâmetro também foram testados da mesma maneira. Foram três grupos de fios, com aproximadamente os mesmos diâmetros: fios redondos de 0,016” de quatro ligas diferentes – níquel-titânio (Nitinol), molibdênio-titanium (TMA), cobalto-cromo (Elgiloy) e três fios de aço inoxidável (Hi-T, Padrão e Special Australian Plus); fios de aço inoxidável torcido de 0,0175” (Wild-Cat, Twist-Flex e Respond); e 0,0175” X 0,025” multitrancado, fios de aço inoxidável retangular (Quad-Cat, D-Rect e Force 9). As taxas de trabalho destes fios não foram medidas, mas os fios foram simplesmente fotografados, de modo que o clínico pudesse visualmente comparar as distorções resultantes e delinear suas próprias conclusões a respeito do significado clínico.

O Nitinol tem uma taxa de trabalho muito maior que a do TMA. O TMA oferece algumas vantagens distintas sobre o aço inoxidável sólido, devido sua maior taxa de trabalho, força mais leve e fácil soldagem. A taxa de trabalho de TMA é considerada 1,6 vezes que a do aço inoxidável padrão e também, é superior na taxa ao Elgiloy Vermelho e ao Special Australian Plus, os fios com a maior taxa nos seus grupos de liga.

Enquanto o TMA for inferior ao Nitinol na taxa de trabalho, pode-se ter o contrapeso ideal daquilo que Burstone *et al.*, em 1994, consideravam empatar as três mais importantes características de um fio superior – flexibilidade elevada (taxa), baixa rigidez e maleabilidade elevada. Embora o TMA não possa ser soldado, pode facilmente receber um ponto de solda e, ao contrário do aço, o TMA liga os pontos de tal maneira que nenhum reforço de solda é necessário. O Nitinol, por outro lado, não pode ser

soldado ou ligado e não toma forma facilmente. Ainda, o Nitinol seria proeminente para nivelar, alinhar e girar severamente os dentes mal posicionados, desde que é a liga ortodôntica mais altamente flexível atualmente disponível.

E concluíram que, embora um fio possa ter uma enorme taxa de trabalho de deflexão, a força que é capaz de fornecer deve também ser considerada. E que desde o desenvolvimento dos multitrancados, do Nitinol e dos fios de TMA, não se pode confiar por muito mais tempo unicamente no diâmetro do fio para uma indicação da rigidez relativa como se poderia antes, quando somente uma liga (aço inoxidável) era usada. Pareceria vantajoso colocar os números da rigidez do fio e as taxas de trabalho relativo nos pacotes de fios ortodôntico, como Burstone *et al.*, em 1981, sugeriram. Estes números fornecem a informação que se necessita, para uma seleção inteligente do fio apropriado para a maioria das aplicações.

Smith & Storey, em 1952, consideraram força ótima aquela que é capaz de produzir a movimentação dentária em tempo razoável, com o mínimo de prejuízo tecidual e inconveniente ao paciente. Schwarz, um dos primeiros autores a avaliar forças ortodônticas, em 1932, afirmou que o tratamento mais favorável biologicamente não deveria utilizar forças maiores do que a pressão capilar sanguínea, esta pressão no homem é de 20 a 26 gramas por centímetro quadrado. Em 1994, Reitan & Righ, escreveram que desde 1957 já alertavam que a quantidade de força a ser aplicada variava consideravelmente, de acordo com o dente envolvido e o tipo de movimento requerido.

Apesar de pouca concordância na literatura com relação à força ideal, Segner & Ibe, em 1995, citam os autores Ricketts (1980); Rygh (1985); Proffit (1986) falando de algo em torno de 70gr/f para um movimento de pré-molares e outros 200gr/f para molares, em média.

O fio coaxial desenvolve forças mais leves e constantes do que fios da liga NiTi e fios Twist-flex. Dentre os fios da liga NiTi, os fios Titanal LT e o Sentalloy, desenvolvem forças mais leves e constantes que os fios Nitinol SE e Orthonol. Quando forças leves e grande intervalo de trabalho são desejáveis, e alta resistência não é requerida, nenhum fio se compara ao multifio 0,015”.

Os movimentos ortodônticos baseiam-se no intervalo de trabalho elástico, onde quanto maior o intervalo de trabalho menor a deformação residual.

Khier *et al.* (1991), observaram que fios não superelásticos – Orthonol, Nitinol e Titanal – apresentaram maior deformação residual que os fios superelásticos – Nitinol SE, Sentinol e NiTi.

Hudgins *et al.* (1990) também verificaram que os fios Orthonol e Nitinol apresentaram maior deformação permanente, significante estatisticamente, quando comparada a deformação permanente apresentada pelos outros fios da liga NiTi pesquisados – NiTi, Force 1, Titanal e Sentalloy.

Stephen *et al.*, em 1986, avaliaram uma segunda propriedade física de fios ortodônticos – sua flexibilidade máxima, a escala de ativação, a escala de deflexão, a taxa de trabalho ou a deflexão elástica máxima. A

escala é uma medida de até quanto um fio pode ser deformado sem exceder os limites do material. É uma medida da distância, sem considerar a força que é requerida para realizar a deflexão. A especificação nº 32 da ADA, para determinar a escala (limite elástico) dos fios ortodônticos, usa a dobra de uma parte de um fio em forma de alavanca (Cantilever). Um método alternativo para definir a escala dos fios ortodônticos, proposto por Waters (1981), deve envolver pedaços de fio em torno dos mandris de diâmetros variados e medir a deformação obtida após desamarrar. Quatro mandris de bronze com um total de 46 diâmetros de teste, que variam de 3,5 a 60,0mm, foram usados neste estudo. As secções de fio de 9cm de comprimento foram enroladas no mandril com um torno de mão. A secção do mandril requerida para produzir uma quantidade pré-determinada de deformação (altura do arco de 2mm para um cordão de 5cm), foi definida como o diâmetro de rendimento para esse fio em particular. Nenhum fio individual foi testado duas vezes para evitar a introdução do histórico da tensão. As amostras do teste de 488 fios ortodônticos diferentes, fornecidos por nove distribuidores comerciais, foram avaliadas (um total de 4.747 amostras). Os fios de aço inoxidável de dimensões idênticas tiveram uma variação grande na escala, dependendo do estado de endurecimento por tensão e do tratamento de calor. Por exemplo, o fio redondo de 0,020" teve diâmetros de rendimento que variaram de 22,8mm para o Special Australian Plus Laranja (laboratórios do TP) a 42,9mm para o ouro de Nubryte (G.A.C. Internacional). Os fios de cobalto-cromo tiveram escala menor do que o aço inoxidável antes do tratamento de calor, mas aumentado extremamente na

escala após o tratamento de calor. O Nitinol (Unitek) teve a maior escala de todos os fios testados (um diâmetro de rendimento de 8,7mm para 0,016" Nitinol). Os fios de aço inoxidável multitrançados tiveram diâmetros de rendimento entre 9,0 e 14,0mm.

Concluíram, após os testes, que não é necessariamente verdade que o fio com a escala maior é a melhor escolha para cada situação clínica. Burstone (1994), indicou que enquanto a escala maior e a rigidez menor possam ser úteis nos componentes ativos de um aparelho que está sendo usado para mover os dentes, os componentes de reação, os quais o ortodontista não quer movimentar, estariam mais bem controlados com um fio de menor escala e de alta rigidez. Talvez, os novos materiais e técnicas de confecção possam efetivamente mudar a relação entre a escala e a rigidez, o que os ortodontistas estão esperando da experiência clínica com os fios sólidos de aço inoxidável. Assim, por causa de sua escala elevada de ativação, estes fios podem ainda ter relativamente altas magnitudes de energia total armazenada, mesmo com rigidez mais baixa (taxas de carga-deflexão). O clínico pode se enganar completamente ao relacionar uma grande deflexão e, desse modo, desenvolver uma força excessiva.

CONFIGURAÇÃO DO APARELHO (DISTÂNCIA ENTRE BRAQUETES)

É importante observar, no tratamento ortodôntico, a distância inter-braquetes, uma vez que ela se altera durante todo o tratamento como

resultado da própria movimentação, pela variação do tamanho dentário e do tamanho dos próprios braquetes empregados. Com todas estas variáveis, devemos estar sempre atentos à quantidade de força aplicada com um mesmo arco em diferentes situações e fases do tratamento, pois ela pode variar bastante. Quanto menor à distância inter-braquetes, maior a força aplicada sobre eles.

Ênfase também deve ser dada a questão da temperatura envolvida durante o experimento, pois a temperatura de transformação da liga NiTi tem uma grande influência sobre as propriedades mecânicas da mesma. A superelasticidade é causada pela tensão que induz a transformação martensítica, e o processo de descarregamento usado para gerar a força ortodôntica está relacionado com a transformação reversa da fase martensítica para a fase parenta. No entanto, esta propriedade é observada em temperatura acima do intervalo de temperatura de transformação, ou seja, acima do ponto A_f (temperatura austenítica final), que deveria estar abaixo da temperatura corpórea, para exibir a superelasticidade durante o uso clínico. Por isso, em seu trabalho, os autores realizaram o teste de curvatura em 3 pontos na temperatura corpórea 37°C .

O fato acima foi observado por Miura *et al.*, em 1986, que realizaram 60 estudos com o fio superelástico NiTi japonês (Sentalloy), já citado anteriormente. Este estudo foi realizado à temperatura média de 37°C e seus resultados poderiam ter variado significativamente se tivessem sido realizados em temperatura ambiente.

Este fato poderia ser explicado por Waters (1992), que apresentou em seu trabalho alguns resultados da tese de mestrado de Tonner (1994), o qual, por sua vez, mostrava que o comportamento carga-deflexão de muitos fios superelásticos da liga NiTi era marcadamente afetado pela temperatura dentro do intervalo de temperatura de transição. O efeito da temperatura é retirado do trabalho de Waters (*id.*), onde pode ser observado que em temperaturas mais altas, dentro do intervalo crítico de temperatura, três fenômenos ocorrem. Primeiramente, a inclinação inicial do gráfico carga-deflexão aumenta rapidamente; em segundo lugar, ambas regiões platô de carregamento e descarregamento são aumentadas; terceiro, quando diminui a temperatura para abaixo da temperatura crítica, não se obtém completa recuperação de forma após o descarregamento. No entanto, o fio recupera sua forma original quando a temperatura é aumentada.

Segundo Almeida *et al.* (1996), pode-se dizer que teríamos, teoricamente, um "fio ideal" para o tratamento ortodôntico com relação à tensão, deformação e propriedades mecânicas nas seguintes condições: quanto maior for o limite de elasticidade maior é a eficiência do fio, pois é a maior tensão que um material pode ser submetido, retomando as suas dimensões originais quando a força externa é removida. O limite de proporcionalidade deve ser alto, pois o fio resistirá a uma tensão mantendo a proporção tensão/deformação. O módulo de elasticidade ou módulo de Young deve ser baixo, pois relaciona a força (tensão) com a distância interatômica (deformação) de um material, ou seja, quanto maior for a deformação para uma tensão menor será o valor do módulo de elasticidade

e menor a rigidez do material. O limite convencional de escoamento deve ser alto, pois é a máxima tensão associada à máxima deformação que poderá ser tolerada, para que o fio tenha bom desempenho durante a sua utilização, sem que ocorram deformações permanentes quando submetido a tensões em ensaios de tração. No fio ideal tenta-se obter a maior flexibilidade possível. A resiliência deve ser alta, pois é a quantidade de energia necessária absorvida pelo fio, quando as tensões são proporcionais às deformações, ou seja, as tensões não excedem os seus limites de proporcionalidade. A tenacidade deve ser alta, pois é a propriedade que informa sobre a dificuldade de se romper (quebrar) o fio, ou seja, a energia necessária para rompê-lo (fraturá-lo) deve estar associada à alta resistência mecânica, que é a tensão máxima necessária para fraturar o fio. No geral, os materiais com alta resistência mecânica são frágeis e tendem a se fraturar próximo ao seu limite de proporcionalidade, daí ocorrer esta associação. A resistência ao impacto no "fio ideal" é, geralmente, alta no meio bucal, pois caso contrário, ele fica susceptível à fratura frágil porque a resistência ao impacto se torna crítica (frágil) para alguns materiais somente em baixas temperaturas, o que não ocorre neste caso. A maleabilidade deve ser alta, pois é a capacidade de um material suportar deformações permanentes sem se fraturar sob compressão. A ductibilidade deve ser alta, pois é a capacidade de um material suportar as deformações permanentes, sob a ação de uma carga de tração, sem se fraturar.

5 CONCLUSÕES

Neste trabalho, foram consideradas várias possibilidades no uso de muitas ligas metálicas na Ortodontia atual e passada.

Muitos autores se preocuparam em avaliá-las dentro de suas propriedades, argumentando vantagens e desvantagens.

Outros fizeram a comparação de uma liga determinada versus outra completamente diferente para chegarem a suas conclusões.

Foram também considerados os meios de avaliação, dando novo alento para que realmente se entenda e se faça o melhor uso dessas ligas.

Mas, ficou óbvio que, estamos longe de conseguirmos um consenso entre os estudiosos e clínicos; por ser a Ortodontia uma especialidade que agrega a Biologia às Ciências Exatas.

REFERÊNCIAS*

ALMEIDA, F. C.; MARIUZZO Jr, O. ;FERREIRA,I. Conceitos da área de engenharia e ciência dos materiais em ortodontia. **J Bras Ortodontia Ortop Maxilar**, Curitiba, v. 1, n. 3, p 29-41, Maio/Jun. 1996.

ANDREASEN, G. F.; AMBORN, R. M. Aligning, leveling, and torque control – a pilot study. **Angle Orthod**, New York, v. 59, n. 1, p. 51-60, Spring 1989.

ANDREASEN, G.; HEILMAN, H.; KRELL, D. Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temperature. **Angle Orthod**, New York, v. 55, n. 2, p. 120-126, Apr. 1985.

ASGHARNIA, M. K.; BRANTLEY, W. A. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 89, n. 3, p. 228-236, Mar. 1986.

BARROWES, K. J. Archwire flexibility and deformation. **J Clin Orthod**, New York, v. 16, n. 12, p. 803-811, Dec. 1982.

* De acordo com ABNT NBR-6023: 2000. Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados MEDLINE.

BURSTONE, C. J. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. **Orthodontics: current principles and techniques**. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1994, p. 235-267.

BURSTONE, C. J. Variable – modulus orthodontics. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 80, n. 1, p. 1-16, July 1981.

BURSTONE, C. J. Welding of TMA wire. Clinical applications. **J Clin Orthod**, New York, v. 21, n. 9, p. 609-615, Sept. 1987.

CHIANCA, R. M. B.; PORTELLA, R. A. **Siderurgia: a história do aço**. 1. ed. São Paulo: Ática, 1994.

ESPERIDIÃO, I. M.; NOBREGA, O. **Os metais e o homem**. 3. ed. São Paulo: Ática, 2001. 64 p.

FILLEUL, M. P. Du bom usage dès fils orthodontiques. **Orthod Fr**, France, v. 69, p. 107-111, 1993.

FILLEUL, M. P. A comparison of archwires of memory alloys Nitinol, NiTi Ormco and Tru-chrome, which were, subjected to edgewise torsion of 20 degrees, 25 degrees, 30 degrees and 35 degrees and a temperature of 37 degrees Celsius. **Orthod Fr**, France, v. 60, pt b 2, p. 851-860, 1989.

HARRIS, E. F.; NEWMAN, S. M.; NICHOLSON, J. A. Nitinol arch wire in a simulated oral environment: changes in mechanical properties. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 93, n. 6, p. 508-513, June 1988.

HUDGINS, J. J.; BAGBY, M. D.; ERICKSON, L. C. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. **Angle Orthod**, St. Louis, v. 60, n. 4, p. 283-288, Winter 1990.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 96, n. 2, p. 100-109, Aug. 1989.

KAPILA, S.; SAKIMA, T.; WYAZAKI, S.; SACHDEVA, R. Currently used orthodontic alloys. Review (1). **Rev Odontol Univ São Paulo**, São Paulo, v. 4, n. 4, p. 334-342, Oct./Dec. 1990.

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

KUSY, R. P.; GREENBERG, A. R. Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta titanium arch wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 82, n. 3, p. 199-205, Sept. 1982.

KUSY, R. P.; DILLEY, G. J. Elastic property ratios of a triple-stranded stainless steel arch wire. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 86, n. 3, p. 177-188, Sept. 1984.

KUSY, R. P.; STEVENS, L.E. Triple-stranded stainless steel wires – evaluation of mechanical properties and comparison with titanium alloy alternatives. **Angle Orthod**, New York, v. 57, n. 1, p. 18-32, Jan. 1987.

LANGLADE, M. **Terapêutica Ortodôntica**. Tradução de Miguel Neil Benvenga. São Paulo: Santos, 1993. Cap. 1. P. 1-78.

MAYHEW, M. J.; KUSY, R. P. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 93, n. 3, p. 232-236, Mar. 1988.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. **Eur J Orthod**, London, v. 10, n. 3, p. 187-191, Aug. 1988.

MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **J Clin Orthod**, New York, v. 24, n. 9, p. 544-548, Sept. 1990.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; KARIBE, M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 94, n. 2, p. 89-96, Aug. 1988.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 90, n. 1, p. 1-10, July 1986.

MOHLIN, B.; MULLER, H.; ODMAN, J.; THILANDER, B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. **Eur J Orthod**, London, v. 13, n. 5, p. 386-391, Oct. 1991.

OLIVER, R. G.; JONES, M. L.; ROBERTSON, N. R.; NICOLSON, P. T. Bioprogressive brackets and pentamorphic arches. **Br J Orthod**, London, v. 19, n. 3, p. 221-225, Aug. 1992.

PROFFIT, W. R. **Contemporary Orthodontics**. 1. ed. St. Louis: Mosby, 1986. 579 p.

QUINTÃO, C. C. A.; CHEVITARESE, O. Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliados em ensaio de tração. **Rev SOB**, Rio de Janeiro, v. 1, n. 1, p.2-16, 1989.

REITAN, K.; RIGH, P. Biomechanical principles and reactions. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. **Orthodontics, current principles and techniques**. 2.ed. St. Louis: Mosby, 1994. 915 p.

RING, M. E. **História ilustrada da Odontologia**. Tradução Fernando Gomes do Nascimento. São Paulo: Editora Manole, 1998. 318 p.

SCHAUS, J. G.; NIKOLAI, R. J. Localized, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 89, n. 5, p. 407-414, May 1986.

SCHWARZ, M. D. Tissues changes incidental to orthodontic tooth movement. **Int J Orthod Oral Surg Radiography**, St. Louis, v.18, p. 331-352, 1992.

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

SELAIMEN, C. R. P.; MARTINS, J. C. R.; MARTINS, L. P. O planejamento mecânico e as novas ligas metálicas ortodônticas. **Ortod Gaúcha**, Porto Alegre, v. 1, n. 1, p 57–61, 1997.

SMITH, R; STOREY, E. The importance of force in orthodontics. The design of cuspid retraction springs. **Aust Dent J**, Sydney, v. 56, n. 6, p. 291-304, Dec. 1952.

STEPHEN, B. I.; GIPE, D. P.; SMITH, R. J. Comparative range of orthodontics wires. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 90, n. 10, p. 296-307, Oct. 1986.

THUROW, R. C. **Edgewise Orthodontics**. 3.ed. St. Louis: C. V. Mosby Co., 1972. 336 p.

TONNER, R. I.; WATERS, N. E. The characteristics of super-elastic NiTi wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. **Eur J Orthod**, London, v. 16, n. 5, p. 409-419, Oct. 1994.

TONNER, R. I.; WATERS, N. E. The characteristics of super-elastic NiTi wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. **Eur J Orthod**, London, v. 16, n. 5, p. 421-425, Oct. 1994.

VIAZIS, A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. **J Clin Orthod**, New York, v. 25, n. 6, p. 370-374, June 1991.

VIAZIS, A. D. Correction of open bite with elastics and rectangular NiTi wires. **J Clin Orthod**, New York, v. 25, n. 11, p. 697-698, Nov. 1991.

VIEIRA, D. F. **Propriedades dos materiais odontológicos**. São Paulo: Edusp, 1965. 159 p.

WATERS, N. E. Superelastic nickel-titanium wires. **Br J Orthod**, London, v. 19, n. 4, p. 319-322, Nov. 1992.

SUMMARY

ORTHODONTICS WIRES AND CLINICALS APLICATIONS

The metallurgic and orthodontic technologies have advanced enormously in the last century helping us to improve diagnosis and more choice of materials since better alloys and activation methods have been offered to apply in devices. These advances cannot be ignored and we should not be restricted to use of common wires only, since at the moment the ideal wire is still to be put forward and other options are available. In the meantime the orthodontist must carefully choose the materials, which better fulfill their needs using scientific data instead of following their own instincts. In order to obtain the best results for our clinics and patients we should be aware of the new available alloys. These alloys offer better prognosis, reduce treatment time and give a much greater cost/benefit ratio.