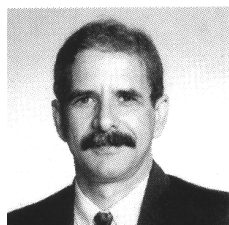


# Utilização de Fios de Memória nas Fases de Nivelamento e Fechamento de Espaço na Ortodontia Contemporânea

**RESUMO:** Neste artigo de divulgação, os autores tecem considerações com relação às vantagens da utilização de novas ligas para construção de arcos utilizados na fase de nivelamento ortodôntico, correções de rotações dentárias, abertura de espaços por verticalização de dentes e, fechamentos de espaços. Os movimentos dentários promovidos pela liberação de forças contínua e leve dos " fios de memória " são destacados como uma característica do tratamento ortodôntico moderno. O artigo também mostra gráficos e tabelas que podem ser utilizados no momento que o clínico faz a escolha dos fios.

**UNITERMOS:** Ortodontia; Fios ortodônticos; Fios de NiTi.



---

Joel Claudio da Rosa Martins<sup>1</sup>  
Cássio Rodrigo Panitz Selaimen<sup>2</sup>  
Luiz Gonzaga Gandini Jr.<sup>3</sup>  
Lídia Parsekian Martins<sup>4</sup>  
Dirceu Barnabé Ravele<sup>1</sup>

## INTRODUÇÃO

O nivelamento e alinhamento dos dentes é uma fase do tratamento ortodôntico que se caracterizava no passado, pelo emprego de fios de aço inoxidável de secção circular com calibres tão pequeno como .012', tornando-se progressivamente maiores até .020' de espessura, preenchendo grande parte da canaleta do braquete .022"x .028". Esta fase do tratamento tem o objetivo de alinhar as coroas dentárias no plano horizontal e vertical, corrigindo a linha de oclusão, giro-versões e inclinações dentárias. Com o sistema tradicional de nivelamento, tantas trocas de arcos aconteciam para produzir segmentos de fio simulando molas com maior amplitude de ação e forças biologicamente compatíveis, que o de tratamento se tornava sistematicamente longo e trabalhoso. Num esforço para reduzir o número de trocas de arcos, fios de calibre intermediários recebiam alças de diferentes configurações, cujo objetivo era a redução na rigidez do segmento inter-braquete, visando menores deformações permanentes, assim como a liberação de forças leves durante a movimentação dentária. JARABAK & FIZZEL<sup>7</sup> em 1976, foram provavelmente aqueles que descreveram diferentes configurações de alças para nivelamento com suficiente base em princípios mecânicos para serem, universalmente, seguidos durante muitos anos, antes que outras ligas diferentes do aço inoxidável fossem introduzidas na clínica de ortodontia.

O desenvolvimento e aplicação de novas ligas e a maior divulgação dos princípios mecânicos que embasam um sistema de força, com destaque para a compreensão do sistema de força desenvolvidos nos segmentos distal e mesial de uma alça, decomposto em forças puras, momentos de força e binários, possibilitou incorporar a teoria do equilíbrio na prática clínica, que é uma característica da mecânica contemporânea. As novas ligas e a aplicação dos conceitos de biomecânica em ortodontia promoveram profundas mudanças no tratamento ortodôntico contemporâneo,

principalmente em relação à fase inicial de nivelamento e na fase de fechamento de espaços. A possibilidade de variar a liga metálica nos fios de calibres semelhantes, exibindo diferentes flexibilidades (diferentes proporções carga-deflexão) começou a se popularizar há duas décadas atrás, e ficou conhecida como a era da " Ortodontia de Módulo variável "; nomenclatura proposta por BURSTONE em 1981.

## FORÇAS LEVES E CONSTANTES

Considerando que o tipo de movimento dentário desejável é aquele promovido por forças constantes e leves, a característica da proporção carga/deflexão, que vem a ser a força liberada por unidade de ativação de uma mola, passa a ser fundamental na fase de nivelamento. Entretanto, reduzir a proporção carga deflexão dos fios no passado, significava: 1) aumentar o comprimento do segmento de fio por aumentar a distância inter-braquetes ou, introduzir diferentes desenhos de alças ou ainda; 2) utilizar diferentes secções transversais dos fios. A utilização de novas ligas, como uma terceira opção para aumentar a flexibilidade do segmento de fio, atendia não só a demanda por efeitos mais prolongado das molas (Springback) gerando forças constantes, mas também aos limites biológicos, impostos pelas características dos tecidos de suporte periodontal. Estas forças leves minimizam danos teciduais permanentes durante a movimentação dentária, como por exemplo, as reabsorções radiculares, que acompanham os tratamentos ortodônticos que tanto preocupam os clínicos. Acontece que no passado não existia muita alternativa ao aço inoxidável. As novas ligas representam um recente avanço em ortodontia.

Convencionalmente, uma força ideal é aquela que induz uma pressão no ligamento periodontal, que não excede à pressão sanguínea capilar de 32 mm/HG. Um dente submetido às forças ortodônticas, gera zonas de tensão e de pressão na região periodontal, que respondem com atividade de aposição e reabsorção óssea. A remodelação óssea

é uma forma de reestabelecer a condição morfológica da região, traduzida por um espaço periodontal regular em torno da raiz dentária.

Como a força é sempre maior do que a pressão capilar, no início do movimento dentário, constantemente se observam áreas de hialinização e conseqüentemente, reabsorções solapantes (reabsorções minantes). Isto acontece como resultado da compressão do periodonto, excedendo os limiares de tolerância biológica. Entretanto, com um controle adequado dos níveis de força, pode-se evitar que isto também aconteça nas fases subseqüentes. Estes cuidados resultariam numa movimentação ortodôntica mais fisiológica do que aquela que, inevitavelmente, acontece com o rompimento inicial da homeostase dos tecidos periodontais, principalmente quando ligas com alta proporção de carga/deflexão são utilizadas, como é o caso do aço inoxidável. Durante a fase de nivelamento ou fechamento de espaços, a força liberada pela troca sucessiva de fios ou, reativação das molas ou alças, sobre os tecidos periodontais, apresentam valores em declínio progressivo a partir de um patamar inicial, caracterizado por uma zona de hialinização.

Em ortodontia, a seleção da secção transversal do fio, deveria ser baseada na proporção carga/deflexão requerida pela amplitude de movimento desejado e secundariamente, na magnitude das forças e momentos requeridos. O que, na maioria das vezes, tem acontecido é que a seleção do fio é feita de forma que a folga entre o encaixe do braquete e o fio seja progressivamente eliminada. Esse fator se torna pouco significativo, na medida em que o amarrilho ou módulo elástico (alastik), bem ajustado, reduz o problema das folgas, tanto na direção de primeira como de segunda ordem. Outro aspecto a ser destacado, é a crença de que quanto menor a secção transversal do fio, maior será a quantidade de deflexão elástica máxima possível, isto é, maior será a deflexão máxima sem deformação permanente. Teoricamente

isto é verdadeiro, visto que a deflexão elástica máxima varia inversamente ao diâmetro do fio. Porém deve-se ter em mente que isso pode ser, muitas vezes, desprezível sob o ponto de vista clínico. Esta diferença só seria clinicamente significativa se nas trocas de arcos, os fios tivessem uma relação de diâmetro proporcional de 2:1. Na tabela 1 são

apresentados alguns dados de Burstone sobre a rigidez dos fios que podem auxiliar o clínico durante a seleção dos arcos.

O ortodontista ao longo dos anos, desenvolveu um senso clínico para gerar diferentes níveis de força, tornando a seleção dos fios muito simples, pois o aço inoxidável predominava no mercado

odontológico em substituição ao ouro, utilizado nos primórdios da ortodontia. Mesmo que o senso clínico fosse, algumas vezes, impreciso, um fio mais calibroso sempre produziria uma força maior que um fio de menor secção transversal, considerando uma mesma distância interbraquete e a mesma composição química. BURSTONE-1981 desenvolveu um

Tabela 1. Valores relativos de rigidez para fios ortodônticos

| Tipo de fio | Sec. Trasv.   | Ordem    | Ms   | Cs      | Ws (MsxCs) |
|-------------|---------------|----------|------|---------|------------|
| Aço Inox.   | 0.016         | -----    | 1.00 | 256.00  | 256.00     |
| TMA         | 0.016         | -----    | 0.42 | 256.00  | 107.52     |
| Nitinol     | 0.016         | -----    | 0.26 | 256.00  | 66.56      |
| Aço Inox.   | 0.018         | -----    | 1.00 | 410.06  | 410.06     |
| TMA         | 0.018         | -----    | 0.42 | 410.06  | 172.23     |
| Nitinol     | 0.018         | -----    | 0.26 | 410.06  | 106.62     |
| Aço Inox.   | 0.018 x 0.025 | 1º Ordem | 1.00 | 1865.10 | 1865.10    |
| TMA         | 0.018 x 0.025 | 1º Ordem | 0.42 | 1865.10 | 783.34     |
| Nitinol     | 0.018 x 0.025 | 1º Ordem | 0.26 | 1865.10 | 484.93     |
| Aço Inox.   | 0.018 x 0.025 | 2º Ordem | 1.00 | 966.10  | 966.87     |
| TMA         | 0.018 x 0.025 | 2º Ordem | 0.42 | 966.10  | 406.08     |
| Nitinol     | 0.018 x 0.025 | 2º Ordem | 0.26 | 966.10  | 251.38     |

(Modificada de BURSTONE, 1981)

sistema numérico, fornecendo a rigidez relativa dos fios de diferentes secções transversais de um mesmo material, que pode ser muito útil na seqüência dos arcos. A rigidez total do aparelho (S), ou a proporção carga deflexão, é determinada por um fator relativo à propriedade de rigidez do fio (Ws) e, pela configuração do mesmo (As).

$$S = Ws \times As$$

S = proporção carga-deflexão do aparelho.

Ws = rigidez do fio.

As = configuração do aparelho.

Adicionando-se extensão ao fio entre os braquetes (alças), o que modifica a configuração do segmento, reduz-se a rigidez do aparelho. Da mesma forma, pode-se alterar a rigidez do aparelho, variando a secção transversal ou o material do qual é composto o fio, uma vez que:

$$Ws = Ms \times Cs$$

Onde: Ms é um número que representa a rigidez do material e Cs é um número que representa a secção transversal em

apreço.

Pode-se manter a secção transversal (Cs) variando a rigidez do fio (Ws) por se utilizar diferentes ligas metálicas. Com fios de uma mesma secção transversal, pode-se produzir uma grande variação de força e proporções carga-deflexão, requeridos no aparelho. O número de rigidez do material (Ms) é baseado no módulo de elasticidade do mesmo, que pode ser utilizado para determinar a quantidade relativa de força que um fio fornecerá por unidade de ativação.

#### NOVAS LIGAS ORTODÔNTICAS

Das novas ligas introduzidas no mercado ortodôntico, destacam-se duas, especialmente importantes para a ortodontia contemporânea - as ligas de níquel-titânio e as ligas de beta-titânio.

As ligas de níquel, titânio e cobalto, conhecidas como Nitinol, possuem uma elasticidade bastante elevada e, podem ser amplamente defletidas, sem sofrer deformação permanente, pois possuem um baixo módulo de elasticidade. A

elasticidade desta liga é muito útil, quando se necessita de grandes deflexões, com liberação de forças leves e constantes. Essa liga pode apresentar “memória de forma”, ou seja, a habilidade de retornar a sua forma original. As figuras 1 e 2 são de casos clínicos que ilustram o desempenho mecânico de fios NiTi. Observe que, em ambos os casos, um sistema de ancoragem foi montado para evitar que os efeitos secundários ocorram nos dentes vizinhos. O nivelamento com esses fios proporciona reduzido tempo de cadeira, força contínua e leve e, um longo período de ação da mola, reduzindo o tempo necessário para o alinhamento e nivelamento dentário, o que pode ser realizado, em grande parte, com um único arco. Em 1988, MIURA et al. realizaram estudos sobre as propriedades do NiTi discutindo o efeito de “super-elasticidade”. Esse estudo foi realizado testando molas abertas e fechadas, demonstrando vantagens na utilização da alta elasticidade e da capacidade de liberação de forças leves

e constantes dessa liga.

Desta forma, o ortodontista contemporâneo tem uma maior segurança ao utilizar arcos com esse tipo de material, nas fases iniciais do tratamento, pois mesmo com grandes deflexões, o fio ou mesmo as molas, irão liberar forças leves e contínuas durante toda a desativação. Um exemplo é o caso da alça vertical simples de aço inoxidável que, com 6mm de altura, no calibre de .016" por exemplo, que pode liberar até 2.099 g, somente com 1mm de ativação (BURSTONE & KOENIG, 1976). Esta magnitude de força é, sem dúvida,

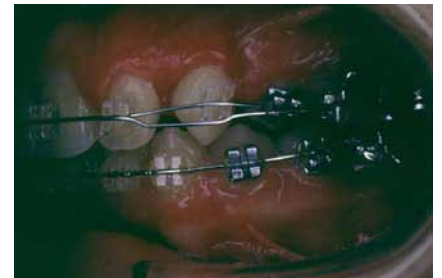
excessiva. Assim, uma pequena ativação proporcionará um nível de força excessivamente alto, e da mesma forma, uma pequena desativação pode provocar uma queda brusca nos níveis de força, o que é mais uma manifestação da propriedade da liga metálica do que da configuração do aparelho. As molas helicoidais de NiTi Japonês com lúmen de 0,030", fio de 0,009" de diâmetro e, 10 mm de comprimento, podem ser deflexionadas até 500% do seu tamanho original, sem apresentar deformação permanente, com liberação de uma força constante, em torno de 100 g durante a

desativação, retornando ao seu comprimento original total, praticamente sem deformação permanente (MIURA 1988). As figuras 3 e 4 ilustram casos clínicos utilizando essas molas de NiTi, para abertura e fechamento de espaços. Essas molas não necessitam de reativações, como as de aço inoxidável utilizadas no passado. Observe na figura 4, que as molas foram adaptadas aos arcos para mecânica de deslizamento, ao invés de serem ajustadas nos ganchos dos caninos, o que reflete mais uma tendência pessoal do profissional para aumentar o conforto do paciente.

**Figura 1.** A) Foto inicial de um caso clínico ilustrando a correção de giro dos segundos molares inferiores com fio de secção redonda de .016" de liga de NiTi super-elástico. B) Foto final do caso depois do tratamento.



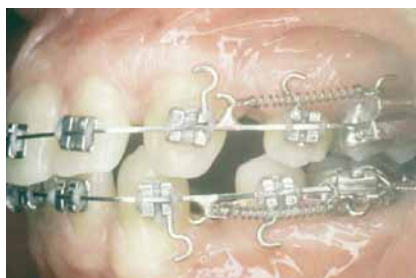
**Figura 2.** A) Foto inicial de um caso clínico ilustrando o nivelamento de um canino superior com fio de secção redonda de .016" de liga de NiTi super-elástico. B) Foto do caso depois da extrusão do canino.

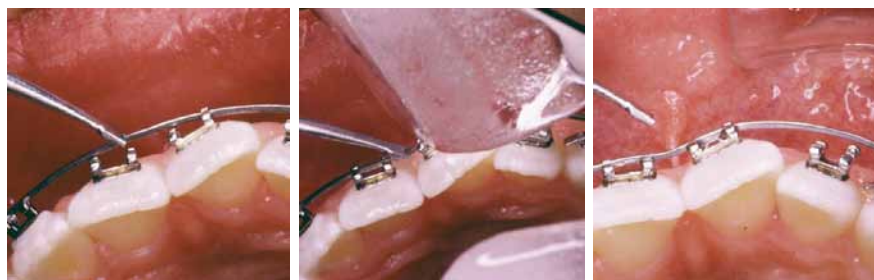


**Figura 3.** A) Foto inicial de um caso clínico ilustrando a abertura de espaço entre 1º pré-molar e 1º molar. Mola aberta de NiTi que libera uma força constante em torno de 100 gramas. B) Foto do caso depois da abertura completa do espaço.

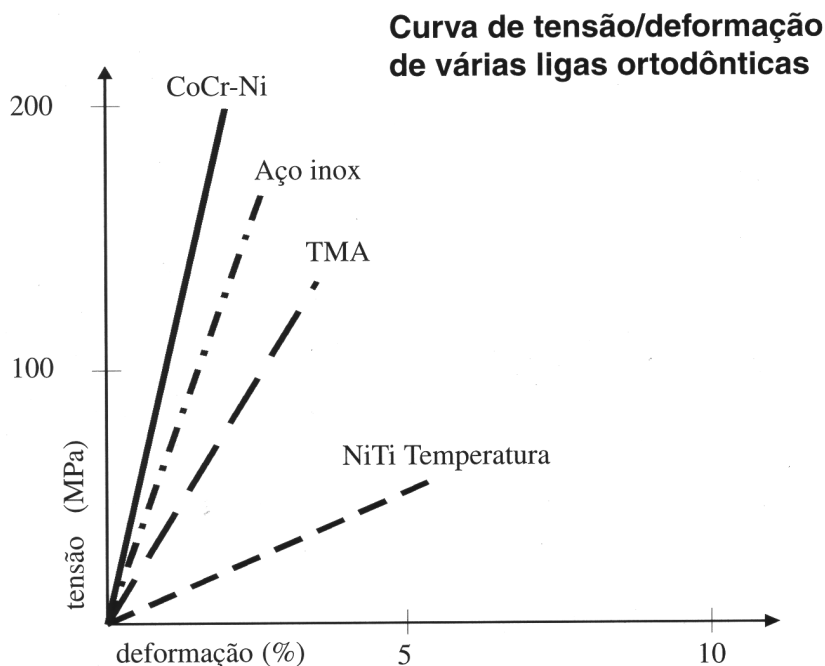


**Figura 4.** A) Caso clínico ilustrando o fechamento de espaço com mola helicoidal fechada de liga de NiTi que libera uma força constante em torno de 100 gramas. B) Foto do caso depois do fechamento do espaço. Observe que esse tipo de mola não necessita de reativações.





**Figura 5.** Caso clínico ilustrando o encaixe de um fio de memória termicamente ativado. A) Contorno original do fio ; B) resfriado com gelo e; C) O mesmo fio ainda com temperatura abaixo da temperatura de transformação, pode ser amarrado sem sensibilidade dolorosa.



**Figura 6.** Gráfico de tensão deformação dos principais fios utilizados em ortodontia.

As ligas de beta titânio (TMA) são intermediárias entre as de NiTi e as de aço inoxidável. Apresentam baixa rigidez, alta deflexão elástica máxima, boa formabilidade e são de fácil soldagem. O TMA libera 40 % de força comparado ao aço inoxidável e, pode ser defletido, aproximadamente, o dobro desse. Sua alta deflexão elástica máxima, simplifica o desenho dos aparelhos, eliminando muitas vezes a necessidade de alças durante o nivelamento. A sua capacidade de deflexão é superior ao aço inoxidável e inferior ao NiTi. O módulo de elasticidade do TMA é quase a metade da do aço inoxidável e o dobro do Nitinol. Por isso, o TMA é utilizado nos casos em que o NiTi ou Nitinol não é capaz de

produzir as forças e os momentos desejados, enquanto que o aço inoxidável, se utilizado, seria excessivamente rígido. Uma das boas consequências à utilização das forças leves, é a redução da necessidade da ancoragem extrabucal. Caso seja empregado o princípio do módulo variável, a folga braquete/fio pode ser determinada antes da seleção do fio, o que otimizará o controle da movimentação dentária, pois em algumas situações necessita-se de mais folga, para gerar mais liberdade aos movimentos de deslizamentos. Em outras situações, se deseja menor folga na relação braquete/fio para se controlar melhor a ação do aparelho.

Uma vez estabelecida a folga, a rigidez do fio é selecionada a partir do material. Desta maneira, a quantidade de folga não é ditada pela rigidez requerida. O princípio de módulo variável, permite a utilização de fios retangulares ou quadrados para aplicação de forças leves ou pesadas, oferecendo um maior controle do sistema de forças logo no início do tratamento.

Se ambos os movimentos de primeira e segunda ordem são necessários, um fio de secção redonda poderia ser eleito, permitindo maior liberdade de movimento e menos atrito na interface fio/braquete. As recentes pesquisas nesta área, mostram o desenvolvimento das ligas de níquel-titânio (NiTi) termicamente ativadas com a incorporação de certos elementos químicos como o cobre que estabilizam a temperatura de transformação da liga. Foi incorporado a esta liga esse elemento que confere ao fio maior sensibilidade à temperatura e maior estabilidade da liga, uma vez que dependendo da temperatura de transformação da liga o fio será austenítico ou martensítico. A diferenciação de fios austeníticos, que possuem memória de forma, e fios martensíticos, ativados termicamente já existia antes, mas uma menor diferença entre o grau de ativação desses fios era necessária para utilização clínica apropriada. Na verdade todo o fio de NiTi é martensítico, mudando apenas a temperatura de transformação. Com a incorporação de cobre à liga, nomeada de "Copper NiTi" (Cu- NiTi), um maior controle de ativação é possível. A figura 5 ilustra um caso de Cu-NiTi, tipo III, na forma austenítica, na temperatura bucal e, desativado pelo resfriamento com gelo, para a forma martensítica, a fim de facilitar

o engajamento do fio nas canaletas do braquete. Diferencia-se quatro tipos de NiTi termicamente ativado para utilização clínica, que podem representar o momento atual da ortodontia, chamada não mais de “módulo variável” mas de “Era da variação da temperatura de transformação” onde varia-se a temperatura de ativação, mantendo-se a mesma liga e o mesmo calibre. O nivelamento contemporâneo, contempla arcos não só com a constância do diâmetro do fio mas também com a mesma composição química do material. O que varia agora é a temperatura de transformação, pois uma mesma liga pode ter diferentes composições cristalográficas com os mesmos elementos químicos numa mesma proporção. O tratamento térmico e não mais a troca do elemento químico altera as propriedades mecânicas dos fios para arcos ortodônticos.

O mais recente lançamento de ligas para os arcos de nivelamento são as ligas de NiTi com diferentes temperaturas de ativação, atendendo diferentes indicações:

#### Cu-NiTi **Tipo I Af 15°C**

1. Pacientes com alto limiar de dor ;
2. Pacientes com periodonto normal ;
3. Quando são necessários momentos de alta magnitude como para corrigir raízes ou rotações severas.

#### Cu-NiTi **Tipo II Af 27°C**

1. Pacientes com médio ou alto limiar de dor ;
2. Pacientes com periodonto normal ;
3. Quando são necessários movimentos rápidos com forças constantes.

#### Cu-NiTi **Tipo III Af 35°C**

1. Pacientes com baixo ou normal limiar de dor ;
2. Pacientes com periodonto normal ou comprometido ;
3. Quando são necessários movimentos lentos com forças leves e constantes;

#### Cu-NiTi **Tipo IV Af 40°C**

1. Pacientes com baixo ou normal limiar de dor;

2. Pacientes com periodonto comprometido;
3. Quando são necessários movimentos lentos com forças leves e constantes;
4. Cooperação pobre, consultas espaçadas;
5. Fio retangular inicial.

#### **CONCLUSÃO:**

A utilização de novas ligas e a observação das suas respectivas indicações e limitações, reduz o número de arcos necessários no tratamento ortodôntico, tornando os procedimentos de nivelamento e alinhamento mais rápidos e consistentes. As novas ligas são bastante apropriadas no momento em que a utilização de baquetes pré-angulados e pré-torqueados (straight wire) é uma tendência universal. Quando se utilizam fios retangulares confeccionados com essas ligas, logo no início do tratamento, os movimentos de primeira, segunda e terceira ordem, ocorrem simultaneamente, o que prepara os arcos dentários para a fase seguinte de fechamento de espaços ou finalização. Molas construídas com essas ligas de memória facilitam enormemente o tratamento ortodôntico proporcionando forças leves e constantes.

#### **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

- 1 - BURSTONE, C.J.; KOENIG, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 70, n. 1, p. 1-19, 1976.
- 2 - BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium : a new orthodontic alloy. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 77, n. 2, p. 121-132, 1980.
- 3 - BURSTONE, C.J. Controls on Orthodontic Force. **J. Clin. Orthod.**, v. 25, p. 266-278, 1981.
- 4 - BURSTONE, C.J. Variable-modulus orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 80, n. 1, p.1-16, 1981.
- 5 - YOSHKAWA, D.K. et al. Flexure Modulus of Orthodontic Stainless Steel Wires. **J. Dent. Res.**, v. 60, n. 2, p. 139-145, 1981.
- 6 - GOLDBERG, A.J.; SHASTRY, C.V. Age hardening of orthodontic beta titanium alloys. **J. F. Biom. Mat. Res.**, v. 18, p.155-163, 1984.
- 7 - MIURA, F. et al. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 94, p. 89-96, 1988.
- 8 - KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v. 96, p. 100-9, 1989.
- 9 - KAPILA, S. et al. Ligas Ortodônticas correntemente em uso (parte 1). **Rev. Odont. USP.**, v. 4, n. 4, p. 334-42, 1990.
- 10 - SACHDEVA, R. et al. Ligas Ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte II). **Rev. Odont. USP.**, v. 4, p. 343-8, 1990.
- 11 - MARCOTTE, M.R. **Biomecânica em ortodontia**. São Paulo: Ed.Santos, 1993. p. 45-81.

<sup>1</sup>Prof. Assistente Doutor do Curso de Pós-graduação em Ortodontia da F. O. Araraquara - UNESP

<sup>2</sup>Aluno do Curso de Pós-graduação em Ortodontia, nível de mestrado F. O. Araraquara-UNESP

<sup>3</sup>Professor Assistente do Departamento de Clínica Infantil da F. O. Araraquara-UNESP

<sup>4</sup>Aluna do Curso de Pós-graduação em Ortodontia, nível de Doutorado da F. O. Araraquara-UNESP