

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

VINÍCIUS MARCELO AIRES PÓVOA

**Comparação da Razão Carga-Deflexão do Fio Flexy-Multi® com
Fios de Aço, Beta-Titânio e Níquel-Titânio de Diversas Marcas
Comerciais**

**Goiânia
2011**

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO PARA DISPONIBILIZAR AS TESES E DISSERTAÇÕES ELETRÔNICAS NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a Lei nº 9610/98, o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou *download*, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

1. Identificação do material bibliográfico: **Dissertação** **Tese**

2. Identificação da Tese ou Dissertação

Nome completo do autor: Vinícius Masrcelo Aires Póvoa

Título do trabalho: Comparação da Razão Carga-Deflexão do Fio Flexy-Multi® com Fios de Aço, Beta-Titânio e Níquel-Titânio de Diversas Marcas Comerciais

3. Informações de acesso ao documento:

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

Havendo concordância com a disponibilização eletrônica, torna-se imprescindível o envio do(s) arquivo(s) em formato digital PDF da tese ou dissertação.



Assinatura do (a) autor (a) ²

Data: 26/08 /2016

¹ Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. A extensão deste prazo suscita justificativa junto à coordenação do curso. Os dados do documento não serão disponibilizados durante o período de embargo.

²A assinatura deve ser escaneada.

VINÍCIUS MARCELO AIRES PÓVOA

**Comparação da Razão Carga-Deflexão do Fio Flexy-Multi®
com Fios de Aço, Beta-Titânio e Níquel-Titânio de Diversas
Marcas Comerciais**

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em Odontologia
da Universidade Federal de Goiás para
obtenção do Título Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza

**Goiânia
2011**

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do
Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Póvoa, Vinícius Marcelo Aires

Comparação da Razão Carga-Deflexão do Fio Flexy-Multi® com Fios
de Aço, Beta-Titânio e Níquel-Titânio de Diversas Marcas Comerciais
[manuscrito] / Vinícius Marcelo Aires Póvoa. - 2011.

xiii, 79 f.: il.

Orientador: Prof. Marcos Augusto Lenza.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás,
Faculdade de Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, Goiânia, 2011.

Bibliografia. Anexos.

Inclui siglas, abreviaturas, símbolos, tabelas, lista de figuras, lista
de tabelas.

1. Ortodontia. 2. Fios Ortodônticos. 3. Titânio. 4. Níquel. 5. Ligas de
Cromo. I. Lenza, Marcos Augusto, orient. II. Título.

CDU 616.314



**Ministério da Educação
Universidade Federal de Goiás
Faculdade de Odontologia**

Ata de Nº 99 da sessão de julgamento de Dissertação junto ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia, área de concentração Clínica Odontológica, do aluno Vinícius Marcelo Aires Póvoa realizado em 21/12/2011.

Aos vinte e um dias do mês de dezembro de 2011, às 16:30 horas, na sala da Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia/UFG, reuniu-se a banca examinadora designada na forma regimental pela Coordenadoria do Programa, para julgar a Dissertação intitulada “Comparação da Razão Carga-Deflexão do Fio Flexy-Multi® com Fios de Aço, Beta-Titânio e Níquel-Titânio de Diversas Marcas Comerciais”, apresentado pelo aluno Vinícius Marcelo Aires Póvoa como parte de requisitos necessários à obtenção do grau de MESTRE, área de concentração Clínica Odontológica. A Banca Examinadora foi Presidida pelo Dr. Marcos Augusto Lenza, tendo como membros Dr. Maurício Tatsuei Sakima e Dr. Rogério Vieira Reges a sessão pública, o candidato teve a oportunidade de expor o trabalho. Após a exposição, o aluno foi arguido oralmente pelos membros da Banca.

() Tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização no tema de sua Dissertação, a Banca concluiu unanimemente pela **aprovação** do candidato.


() Não tendo demonstrado suficiência de conhecimento e capacidade de sistematização no tema de sua Dissertação, a Banca concluiu pela **reprovação** do candidato, o qual:


() poderá () não poderá
submeter-se a outra defesa em um prazo mínimo de 30 dias e máximo de 90 dias, respeitando o limite de prazo para conclusão do curso.

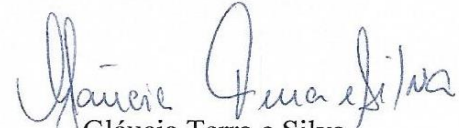
Nos termos do Regulamento Geral dos Cursos de Pós-Graduação desta Universidade, foi lavrada a presente ata, que lida e julgada conforme, segue assinada pelos membros da **Banca Examinadora** e pela secretária da Coordenadoria de Pós-Graduação.

Goiânia, 21 de dezembro de 2011.


Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza
Orientador


Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima
Membro da Comissão Examinadora


Prof. Dr. Rogério Vieira Reges
Membro da Comissão Examinadora


Gláucia Terra e Silva
Secretária da Coordenadoria de Pós-Graduação

DEDICATÓRIA

***Dedico este trabalho
aos meus pais que
ao longo dos anos
contribuíram para
minha formação
pessoal e intelectual.***

AGRADECIMENTOS

A Deus, pela saúde e pela graça de ter concluído mais uma fase da minha vida acadêmica com êxito.

Aos meus pais, que sempre lutam para que eu possa ter as melhores formações pessoal, acadêmica e profissional.

Aos meus irmãos, que sempre serviram de incentivo na caminhada.

Aos amigos e parentes, que contribuíram com toda presença e apoio.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação do Mestrado em Odontologia da UFG, pela colaboração no meu crescimento acadêmico e profissional.

Ao Prof. Dr. Marcos Augusto Lenza, pela confiança e sapiência na minha orientação na execução deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima, pela relevante colaboração na execução do meu trabalho.

Aos colegas de turma, pelo apoio recíproco na caminhada durante todo período de curso.

À USP de São Carlos – Escola de Engenharia de Materiais e Manufatura que me deu todo apoio tecnológico para a realização dos testes.

Ao corpo técnico Escola de Engenharia de Materiais e Manufatura da USP – São Carlos, em especial o Sr. Eliezer Dias, que me dispensou todo apoio necessário para a execução dos testes laboratoriais.

SUMÁRIO

SUMÁRIO	VI
TABELAS, FIGURAS E ANEXOS.....	VII
SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS	X
RESUMO	XII
ABSTRACT	XIII
1. INTRODUÇÃO	14
1.1. CONCEITOS	14
1.1.1. Testes de Flexão.....	14
1.1.2. Proporção carga/deflexão.....	16
1.1.3. Seleção do fio e módulo variável em Ortodontia.....	20
1.1.4. Evolução histórica dos fios ortodônticos	22
1.1.4.1. Aço Inoxidável	22
1.1.4.2. Níquel-Titânio	24
1.1.4.3. Beta-Titânio	33
1.1.4.4. Flexy-Multi®	36
1.1.5. Justificativa.....	36
2. OBJETIVOS.....	39
2.1) OBJETIVO GERAL	39
2.2) OBJETIVOS ESPECÍFICOS	39
3. MATERIAL E MÉTODOS	40
4 PUBLICAÇÕES.....	47
5. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	69
REFERÊNCIAS	71
ANEXOS.....	75

TABELAS, FIGURAS E ANEXOS

➤ Figuras:

Figura 1. . Teste de flexão em três pontos em um segmento de fio de comprimento L , com a força sendo aplicada ao centro ($L/2$). Fonte: o autor, adaptado de NAKANO et al. (1999)⁵ e DIN EN ISO 15841⁶. 16

Figura 2. Teste de flexão em forma de cantilever com a força sendo aplicada em uma extremidade do fio enquanto a outra permanece fixa. Fonte: o autor, adaptado de ADA (1977)³. 16

Figura 3. Configuração básica do gráfico força x deflexão. Fonte: o autor, adaptado de GURGEL(2001)¹⁴ e ANUSAVICE(2004)¹⁵. 18

Figura 4. Curva de tensão-deformação determinada por uma carga de tração. A resiliência é dada pela área sombreada R , enquanto a tenacidade pela área sombreada $R + T$. Fonte: o autor, adaptado de GURGEL(2001)¹⁴ e ANUSAVICE (2004)¹⁵. 19

Figura 5. O fio de aço inoxidável possui boa formabilidade, ou seja, pode ser deformado plasticamente para atender às demandas da prática ortodôntica. Uma vez removida a força que o deformou, o mesmo não volta à sua conformação original, sofrendo deformação plástica. Já a liga de níquel-titânio pode sofrer grandes deflexões e permanecer na fase elástica. Quando removida a ação da força, a mesma recupera a sua forma original. Fonte: ANUSAVICE(2004)¹⁵. 24

Figura 6. William Buehler em 1968, demonstrando o comportamento de um fio de Nitinol®. Uma corrente elétrica passava pelo material na sua conformação reta e em seguida o mesmo mudava sua forma gerando a palavra “innovations”. Fonte: KAUFFMAN E MAYO (1996)²⁴. 25

Figura 7. Dr Frederick E. Wang. Fonte: KAUFFMAN E MAYO (1996)²⁴. 28

Figura 8. Os átomos que compõem as ligas dos fios ortodônticos se arranjam em conformações espaciais tridimensionais variadas. Os fios de níquel-titânio estabilizados não mudam sua grade espacial, diferentemente dos fios termoativados

e superelásticos que sofrem mudanças com a temperatura e força aplicada, respectivamente. Na fase austenítica, possuem configuração cristalográfica cúbica de corpo centrado (CCC), enquanto que na fase martensítica, a configuração é monoclinica. Adaptado de de GURGEL(2001)¹⁴ e MATASA (2002)²¹..... 32

Figura 9. Máquina de ensaio universal (EMIC, modelo DL10 000) com célula de carga de capacidade de 50kgf (0,5kN) acoplada para realização dos ensaios. 41

Figura 10. Termômetro justaposto ao corpo de prova para confirmar a temperatura marcada pelo termostado digital. 42

Figura 11. Os fios retangulares foram testados em segunda ordem, ou seja, com a força vertical sendo aplicada na superfície de maior dimensão..... 43

Figura 12. Ensaio de flexão em três bráquetes..... 44

Figura 13. Colagem dos bráquetes de forma passiva para realização dos ensaios de flexão em três bráquetes. Foi utilizado adesivo epóxi de alta resistência e endurecimento rápido para a realização do procedimento de colagem. 45

➤ **Tabelas:**

Tabela 1. Propriedades físicas do aço e Nitinol® (ANDREASEN, 1978)²⁶..... 30

Tabela 2. Rigidez das principais ligas (Ms) que compõem os fios ortodônticos* (BURSTONE, 1981)¹⁶. 35

Tabela 3. Diferentes fios testados com seus respectivos calibres, lotes e fabricantes..... 40

➤ **Anexos:**

Anexo 1. Normas American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics 75

PUBLICAÇÃO:

➤ **Figures:**

Figure 1. Scanning Electron Microscopy of Flexy-Multi™ (magnification of 190x and 1100x). (1) Beta-titanium alloy; (2) nickel-titanium alloy⁹. 64

Figure 2. Three-point bending test with digital control of temperature (36°C ±1°C). The precision of the thermostat was checked with a mercury thermometer nearby the specimen. 64

Figure 3. Three-point bending test with brackets. 65

Figure 4. Load-deflection curves of Stainless-Steel and Flexy-Multi™ wires.....66

Figure 5. Load-deflection curves of beta-titanium and Flexy-Multi™ wires.....66

Figure 6. Load-deflection curves of beta-titanium and Flexy-Multi™ wires. 67

Figure 7. Compression and tension efforts generated in a sample submitted to a three-point bending test. Adapted from Anusavice²⁶. 68

➤ **Tables:**

Table 1. List of different wire types tested.61

Table 2. Loading mean forces and standard deviations for the 0.017"x0.025" wires. Homogeneous groups are marked with the same letters according to Tukey Test.....62

Table 3. .Unloading mean forces and standard deviations for the 0.017"x0.025" wires. Homogeneous groups are marked with the same letters according to Tukey Test.....63

SÍMBOLOS, SIGLAS E ABREVIATURAS

L – distância entre os apoios nos testes de flexão em três pontos.

ISO – *International Standard Organization*

DIN EN ISO – ISO adaptada pela *Deutsches Institut für Normung*

ADA – *American Dental Association*

FEM – força elástica máxima ou limite de proporcionalidade

FM – flexibilidade máxima ou limite de escoamento

CM – carga máxima

R – resiliência

T – tenacidade

Ws – *wire stiffness* (rigidez do fio)

Ms – *material stiffness* (rigidez do material/liga do fio)

Cs – *cross-section stiffness* (Rigidez da secção transversal do fio)

Nitinol® – níquel-titânio estabilizado

Ni – níquel

Ti – titânio

NOL – *Naval Ordnance Laboratory*

CCC – forma cristalográfica do metal (cúbica de corpo centrado)

NiTi – liga de níquel-titânio

Cr – cromo

Fe – ferro

E – módulo de elasticidade

YS – (*yield strength*) limite de escoamento

A-NiTi – níquel-titânio austenítico ativo ou superelástico

TMA® – *titanium molybdenum alloy* ou beta-titânio fabricado pela Ormco

YS/E – proporção do limite de escoamento pelo módulo de elasticidade

PSI – (*pound force per square inche*) libra por polegada ao quadrado - Pascal

Al – alumínio

V – vanádio

M-NiTi – níquel-titânio estabilizado

NiCr – liga de níquel-cromo ou aço inoxidável

Flexy-Multi[®] – fio composto por NiTi + beta-titânio

TiMo – titânio-molibdênio (beta titânio)

Beta-Flexy[®] – beta titânio fabricado pela da Orthometric

Flexy-Superelástico[®] – níquel- titânio superelástico fabricado pela Orthometric

SS – stainless-steel (aço inoxidável)

USP - Universidade de São Paulo

EMIC – máquina universal de ensaio EMIC

RBC – rede brasileira de calibração

kN – quilonewton

kgf – quilograma-força

ANOVA – análise de variância

p – nível de significância estatística

SEM – scanning electron microscopy (microscopia eletrônica de varredura)

® - marca registrada

™ - (*trademark*) marca registrada

In – *inch* (*polegada*)

RESUMO

O Flexy-Multi[®], fio recentemente introduzido ao mercado brasileiro, composto por uma camada externa de níquel-titânio e um núcleo central de beta-titânio, foi avaliado de acordo com o seu comportamento mecânico em testes de flexão. O objetivo do presente trabalho foi comparar a proporção carga/deflexão do Flexy-Multi[®] com fios de aço, beta-titânio e níquel-titânio em testes de flexão em três bráquetes. As amostras avaliadas constituíam-se de fios 0,017" x 0,025" de aço, beta-titânio, níquel-titânio e o Flexy-Multi[®]. Cada combinação, liga e fabricante, foi testada 6 vezes e médias foram obtidas para comparação. Todos os espécimes foram submetidos a ensaios de flexão em três pontos em máquina universal de ensaio EMIC DL10.000/700, utilizando bráquetes autoligados de incisivos inferiores (*In-Ovation, slot 0,022" x 0,028"* e prescrição Roth) como suportes. A velocidade dos ensaios foi de 1mm/min com deflexão máxima de 1,5mm. Forças de ativação e desativação foram registradas a cada 0,5mm e curvas carga x deflexão estabelecidas. Na ativação, não houve diferença entre o Flexy-Multi[®] e os demais fios de níquel-titânio testados. Por outro lado, o Flexy-Multi[®] mostrou menor proporção carga/deflexão que todos os fios de aço e beta-titânio, tanto na ativação quanto na desativação ($p>0,05$). Na desativação, o Flexy-Multi[®] mostrou menor proporção carga-deflexão que todos os fios de níquel-titânio testados apenas para 0,5mm de deflexão ($p<0,05$). O Flexy-Multi[®] apresentou menor proporção carga-deflexão que todos fios testados, exceto quando comparado aos fios de níquel-titânio, já que neste caso esta diferença se evidenciou apenas para 0,5mm de deflexão na desativação, evidenciando uma perda de força deste fio ao final do teste.

Palavras-Chaves: Ortodontia. Fios Ortodônticos. Titânio. Níquel. Ligas de Cromo.

ABSTRACT

Flexy-Multi™, a newly introduced finishing wire with the outermost portion of its cross-section composed by nickel-titanium and its core by beta-titanium, was evaluated according to its flexural behavior in bending tests. The aim of this study was to compare the load-deflection rate of Flexy-Multi™ to stainless-steel, beta titanium and nickel-titanium archwires in three-point bending test. The samples examined included 0.017”x 0.025”-inch stainless-steel, beta-titanium, nickel-titanium and Flexy-Multi™ wires. Each combination, alloy and manufacturer, was tested 6 times and an average was obtained for comparison. All specimens were tested in a universal testing machine (EMIC DL10.000/700) in a 3-point bending test at a speed of 1mm per minute and deflected for 1.5 mm. Loading and unloading forces were recorded at each 0.5mm of deflection and load-deflection curves were determined. Three self-ligating brackets of lower incisors (In-Ovation – GAC Orthodontics, Roth prescription, slot .022”x.028”) were used as supports to the wires. On loading, there was no difference between Flexy-Multi™ and all nickel-titanium wires tested. On the other hand, Flexy-Multi™ showed lower load-deflection rates than all stainless-steel and beta-titanium wires both on loading and unloading ($p>0.05$). On unloading, Flexy-Multi™ showed lower load-deflection rate than all nickel-titanium wires just to 0.5mm of deflection ($p<0.05$). Flexy-multi™ presented a lower load-deflection rate than all wires tested, except when compared to nickel-titanium where this difference came up just at the level of 0.5mm of unloading, since this wire lost force by the end of the test.

Key-Words: Orthodontics. Orthodontic Archwires. Titanium. Nickel. Chromium Alloys.

1. INTRODUÇÃO

1.1. CONCEITOS

1.1.1. Testes de Flexão

De acordo com BURSTONE (2002)¹, vários testes são preconizados na literatura para a avaliação das propriedades mecânicas dos materiais. Especificamente para os fios ortodônticos, alguns ensaios são comumente empregados, baseados na forma de aplicação da carga ao corpo de prova.

Os testes de flexão, ao contrário dos testes de tração, refletem mais precisamente *in vitro* a situação de utilização clínica de fios ortodônticos². Dentre os testes mais utilizados desta categoria têm-se o teste de deflexão em *cantilever*^{3,4} ; em três pontos^{5,6,7,8}; em três bráquetes⁹ ; testes com arcos simulados em manequins¹⁰. Tais testes geram gráficos carga x deflexão que podem ser usados para o cálculo de algumas propriedades dos fios quando sujeitos a deflexões¹.

Para fins analíticos, os fios ortodônticos podem ser considerados como alavancas ou vigas suportadas em uma ou em ambas as extremidades¹¹.

Partindo deste princípio, os testes de flexão podem ser feitos tanto com os dois apoios nas extremidades^{5,6,7,8} (Figura 1) ou em forma de *cantilever*^{3,4} (Figura 2).

A forma metodológica rotineira de se realizar ensaio de flexão em três pontos é a utilização de um corpo de prova, no caso um fio de secção redonda, quadrada ou retangular, com um comprimento específico apoiado sobre dois apoios distanciados entre si por uma distância L . Assim, a carga é aplicada no centro do corpo de prova, ou seja, a uma distância $L/2$ de cada apoio^{5,6,7} (Figura 1).

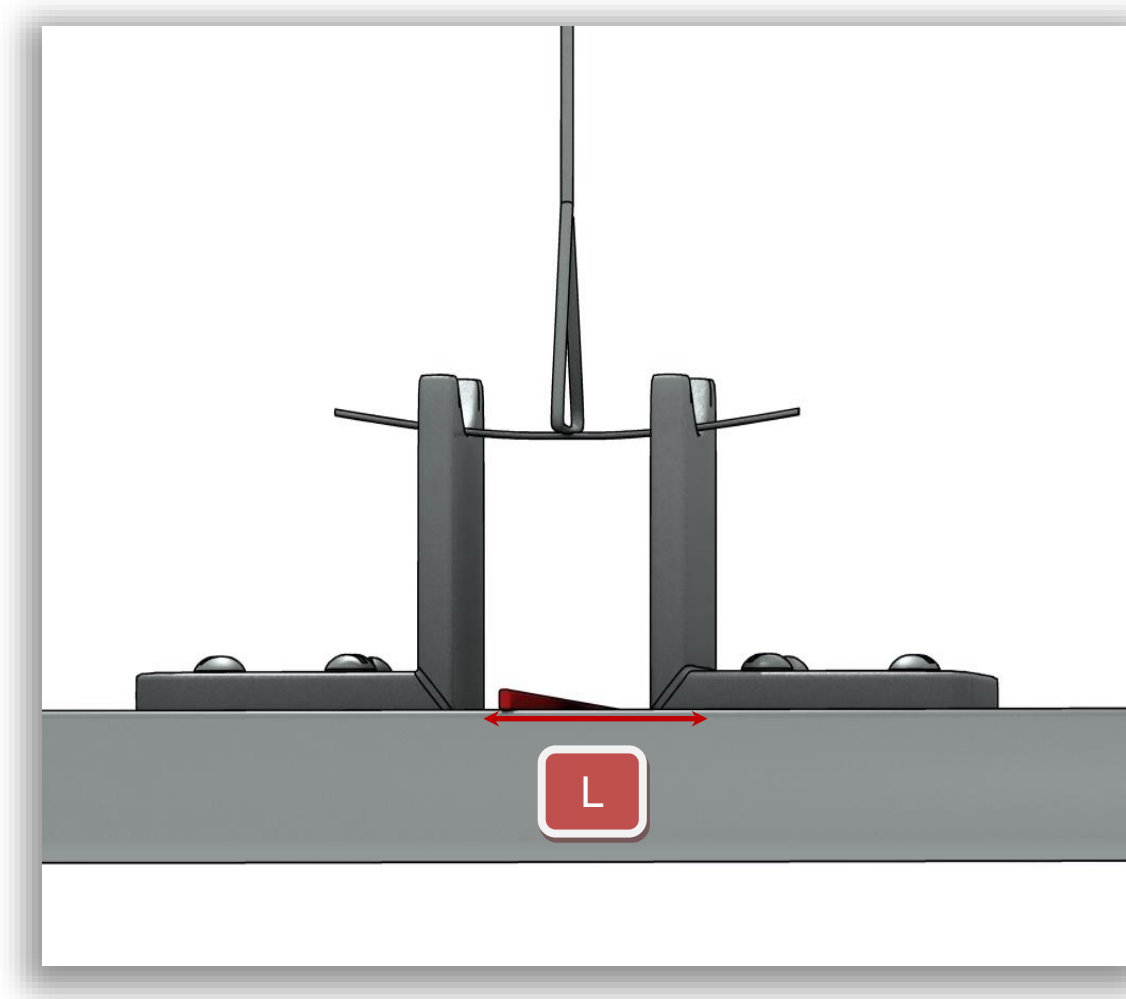


Figura 1. . Teste de flexão em três pontos em um segmento de fio de comprimento L , com a força sendo aplicada ao centro ($L/2$). Fonte: o autor, adaptado de NAKANO et al. (1999)⁵ e DIN EN ISO 15841⁶.

Quando uma força é aplicada em um fio, o mesmo responde com uma curvatura que pode ser mensurada. Força e deflexão são medidas externas a partir das quais, em uma curva força x deflexão, propriedades como rigidez, flexibilidade, limite de trabalho, resiliência e formabilidade podem ser obtidas¹¹.



Figura 2. Teste de flexão em forma de cantilever com a força sendo aplicada em uma extremidade do fio enquanto a outra permanece fixa. Fonte: o autor, adaptado de ADA (1977)³.

1.1.2. Proporção carga/deflexão

No *design* do aparelho ortodôntico uma característica importante deve ser observada: a proporção carga/deflexão¹.

Por definição, a quantidade de carga e deflexão nos dá uma força produzida por unidade de ativação. Quando esta relação é baixa, o ligamento periodontal sofrerá níveis de força biologicamente mais desejáveis e um maior controle desta força é conseguido¹.

Na parte ativa do aparelho uma proporção carga/deflexão baixa é o ideal devido a fatores já mencionados. Já na parte reativa do dispositivo ortodôntico (segmentos de ancoragem) esta relação deve ser alta¹.

A importância do estudo de gráficos de carga x deflexão está no fato do comportamento elástico de qualquer material poder ser definido em termos da sua resposta a uma força aplicada^{1,11}. Segundo SEGNER E IBE (1995)¹², os resultados de testes de flexão, independente da metodologia utilizada, não são facilmente transferíveis para as situações clínicas, visto que a força efetiva aplicada a um dente depende da deflexão, comprimento do segmento do fio utilizado entre os bráquetes e do momento de inércia que envolve a secção transversal do fio.

A liberação de forças por um fio ortodôntico quando sofre deflexão segue um gráfico carga x deflexão que registra a quantidade de força acumulada para cada milímetro de ativação¹³. Se um fio for deflexionado para incluir um dente desnivelado, haverá maior força acumulada quanto maior a deflexão, dentro do limite elástico do fio. Esta energia acumulada é revertida em carga no retorno do fio à sua posição original. Sendo assim, conhecendo-se o comportamento mecânico de determinado fio, através da avaliação do gráfico carga x deflexão, pode-se avaliar o quanto de força será liberada para cada milímetro de ativação e também o seu limite de elasticidade¹⁴.

A figura 3 representa um diagrama teórico que compara a força com a deflexão de um fio ortodôntico. O gráfico da figura é composto pelas deformações no eixo das abscissas (eixo x) e pela força de deflexão no eixo das ordenadas (eixo y). A forma da curva é semelhante para vários metais. Quanto mais íngreme a curva, maior a rigidez do material¹⁴.

Do ponto 0 do gráfico até o ponto FEM (força elástica máxima/limite de proporcionalidade) existe uma proporção direta entre as duas grandezas, sendo

que a FEM (força elástica máxima) é a força mais alta que pode ser aplicada ao fio sem deformação permanente. Esta proporcionalidade entre força e deflexão conhecida como Lei de Hooke^{1,15}.

Seguindo ainda no mesmo gráfico para a direita, a partir da FEM (força elástica máxima), encontra-se a FM (flexibilidade máxima/limite de escoamento), que é o ponto no qual há uma deformação permanente de 0,1 ou 0,2% no corpo de prova. A partir deste ponto, a deformação vai ocorrendo até a ruptura do material em CM (carga máxima)^{1,11}.

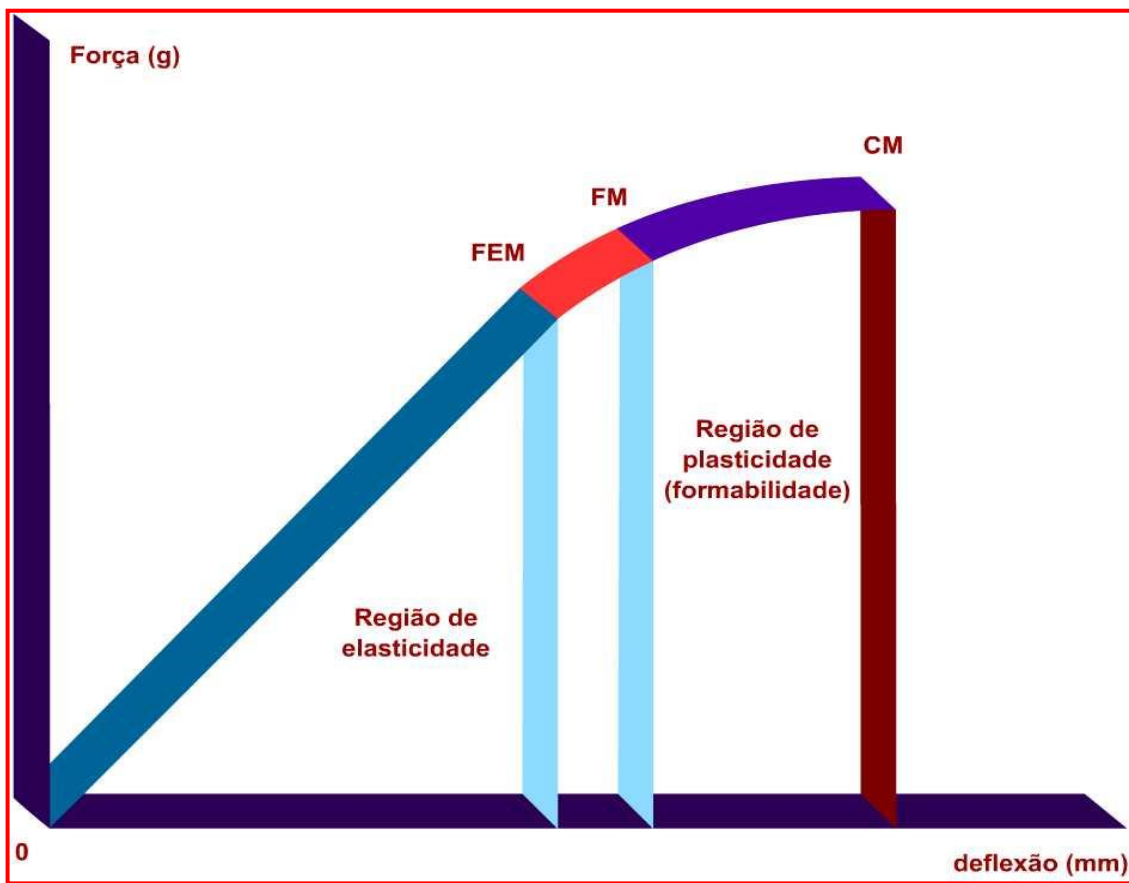


Figura 3. Configuração básica do gráfico força x deflexão. Fonte: o autor, adaptado de GURGEL(2001)¹⁴ e ANUSAVICE(2004)¹⁵.

Seguindo a avaliação da curva carga x deflexão (ou tensão x deformação), cabe mencionar o conceito de resiliência. Resiliência é conhecida como a quantidade relativa de energia elástica que o material acumula ao se eliminar a carga previamente aplicada a ele. Esta propriedade pode ser medida pela área sob a porção retilínea da curva^{11, 14,15} (figura 4).

Já tenacidade é a capacidade que o corpo tem de absorver energia elástica e de deformar-se plasticamente antes de fraturar-se. Esta propriedade pode ser calculada pela área sombreada total (figura 4) abaixo da curva carga x deflexão, tanto no regime plástico quanto elástico¹⁵.

No estudo dos fios ortodônticos, outra propriedade relevante é a formabilidade. O termo se refere à quantidade de deformação permanente que o material pode suportar antes da sua falha^{11,15}.

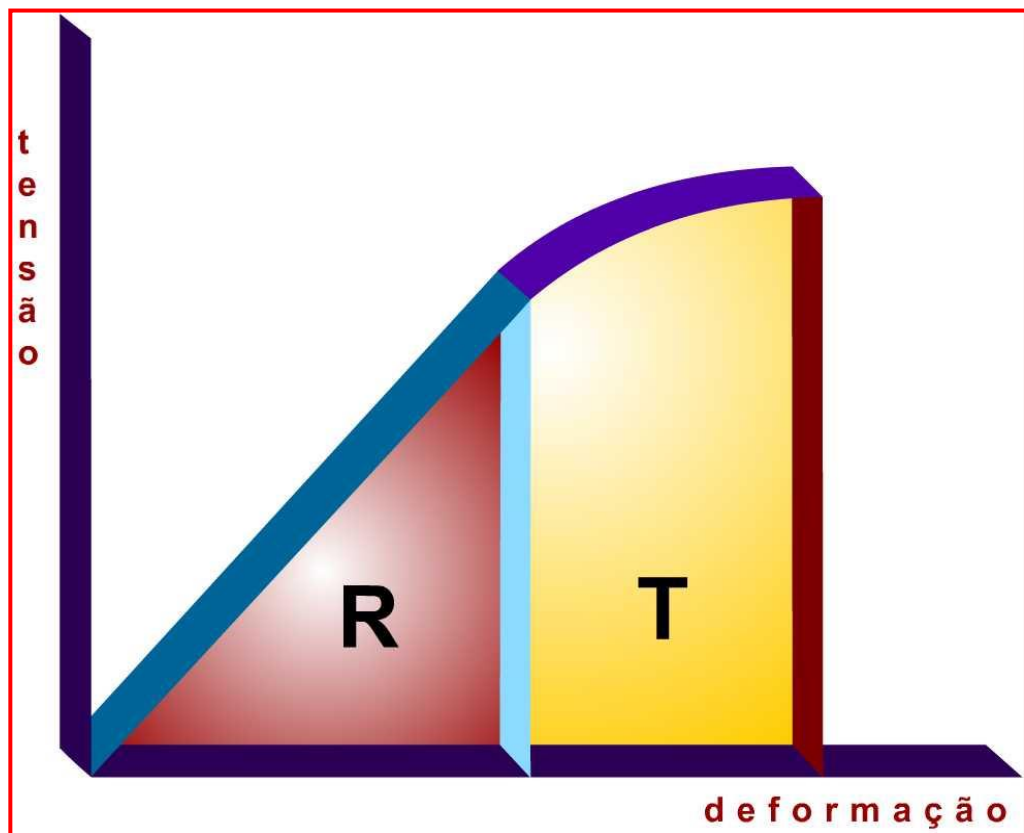


Figura 4. Curva de tensão-deformação determinada por uma carga de tração. A resiliência é dada pela área sombreada R, enquanto a tenacidade pela área sombreada R + T. Fonte: o autor, adaptado de GURGEL(2001)¹⁴ e ANUSAVICE (2004)¹⁵.

1.1.3. Seleção do fio e módulo variável em Ortodontia

BURSTONE (1981)¹⁶ afirma que a secção transversal do fio ortodôntico produz grandes mudanças da proporção carga/deflexão, já que esta razão varia com a quarta potência do diâmetro do fio. No entanto, com a introdução de novas ligas e fios trançados, outras variáveis foram introduzidas no controle da magnitude da força . Tal fato é conhecido como módulo variável em ortodontia, que traz como vantagens um melhor controle no “jogo” do fio com o bráquete na sua canaleta, orientação dos arcos para distribuição direcional das forças (fios retangulares) e redução no número de fios utilizados ao longo do tratamento.

A rigidez de um fio (W_s) é dada pelo produto da rigidez do material (M_s) pela rigidez da sua secção transversal (C_s)^{1,16}.

A blue rounded rectangular box with a white border and a grey shadow on the left side, containing the equation $W_s = M_s \times C_s$ in white text.
$$W_s = M_s \times C_s$$

BRAUN, SJURSEN E LEGAN (1997)¹⁷ realizaram trabalho explicando a importância do módulo de variável em ortodontia. Fios com curvas de carga x deflexão mais horizontais e baixas fornecem um movimento dentário mais biológico com menor risco de lesão tecidual. Estes fios possuem baixa rigidez e

uma grande capacidade elástica, sendo indicados na região ativa do aparelho. Já na região de ancoragem, fios com características diferentes são mais eficazes, necessitando ter mais rigidez, menor elasticidade e uma curva carga x deflexão mais íngreme.

Seguindo esta linha de raciocínio, para BREUNING (2011)¹⁸, a utilização de fios de maior calibre que preenchem a canaleta dos bráquetes de forma consistente nas fases já iniciais do tratamento ortodôntico, permite mais controle tridimensional da movimentação dentária. Este procedimento se faz exequível pela introdução de fios com ligas contemporâneas de baixa rigidez, especialmente os fios de níquel-titânio termoativados. Assim, com arcos de baixa rigidez, mesmo com calibre mais acentuado, existe uma otimização do controle tridimensional na movimentação dentária, sem levar também ao risco de dano tecidual pela característica leve das forças envolvidas.

Por outro lado, a preferência por fios mais calibrosos no início do tratamento só é bem vinda caso movimentos nos três planos do espaço não sejam necessários no alinhamento e nivelamento. Caso movimentos maiores de primeira e segunda ordens sejam requeridos simultaneamente, fios redondos mais leves são preferíveis¹⁶.

Contrapondo à utilização de fios retangulares nas fases iniciais, PROFFIT (2007)¹¹ afirma que tal procedimento retarda a movimentação dentária no alinhamento e nivelamento pelo maior atrito do fio no bráquete. Além disto, há uma mudança constante da relação do bráquete com o fio levando a movimento de vai-e-vem de raiz pela constante alteração dos momentos gerados. Além do

retardo do processo de alinhamento, aumenta-se o risco de dano tecidual. Assim, para o autor, fios redondos leves são mais desejáveis nesta fase de tratamento.

Indo de encontro a este raciocínio, BREUNING (2011)¹⁸ mostra, por exemplo, que para um fio 0,019" x 0,025" inserido em um bráquete com *slot* 0,022" x 0,028" há uma folga de 24° entre ambos, possibilitando uma boa liberdade nos movimentos de alinhamento e nivelamento, tendo ainda um controle maior da movimentação dentária comparativamente quando se utiliza fios redondos de baixo calibre.

GARREC, TAVERNIER E JORDAN (2005)¹⁹ afirmam que em alguns casos o tratamento pode se iniciar com fios retangulares com preenchimento acentuado da canaleta do bráquete com uma força biológica próxima do ideal do ponto de vista biológico e compatível com o conforto que deve ser dispensado ao paciente.

1.1.4. Evolução histórica dos fios ortodônticos

1.1.4.1. Aço Inoxidável

O aço inoxidável austenítico ganhou popularidade na década de 30, ultrapassando o uso corriqueiro das ligas áureas. O fio comumente usado em Ortodontia contém aproximadamente 18% de cromo e 8% de níquel. A resistência do aço inoxidável à corrosão se deve à presença relativamente alta do cromo. Assim, este metal possui característica de resistência à corrosão,

melhor resistência, maior elasticidade¹¹ e melhores preços que os metais nobres¹⁴.

Os fios de aço inoxidável podem ser trabalhados no processo de fabricação em temperaturas diferentes variando o seu limite de escoamento de acordo com a quantidade de trabalho mecânico a frio realizado. Quanto mais o metal é trabalhado a frio, maior seu limite de escoamento e rigidez. Por outro lado, se tal trabalho for intensificado, o material perde em formabilidade, tornando-se mais friável¹¹.

Os fios de aço apresentam como vantagem uma excelente formabilidade ou deformação plástica (figura 5), facilitando a execução de dobras, associada a uma ótima soldabilidade e a um baixo coeficiente de atrito. Embora estes fios sejam adequados para estágios avançados da terapia ortodôntica para a manutenção das dimensões transversas dos arcos, eles podem ser utilizados nas mais diversas fases de tratamento. Por outro lado, devido a sua alta rigidez, estes fios devem ser utilizados com cautela nas fases iniciais da ortodontia, necessitando muitas vezes para isto de um calibre reduzido e da incorporação de alças e dobras para propiciarem um patamar de força adequado¹⁴.

Os fios de aço inoxidável presentes no mercado apresentam como desvantagem a grande variabilidade dos valores de limite elástico e módulo de elasticidade. Talvez os altos valores para o limite elástico destas ligas se devam à sua alta rigidez, gerando a necessidade de aumentar o comprimento do fio utilizado através da incorporação de alças e dobras^{14,20}. Outra desvantagem que estas ligas apresentam é a capacidade de desencadear reações alérgicas em determinados pacientes sensíveis ao níquel^{21,22}.

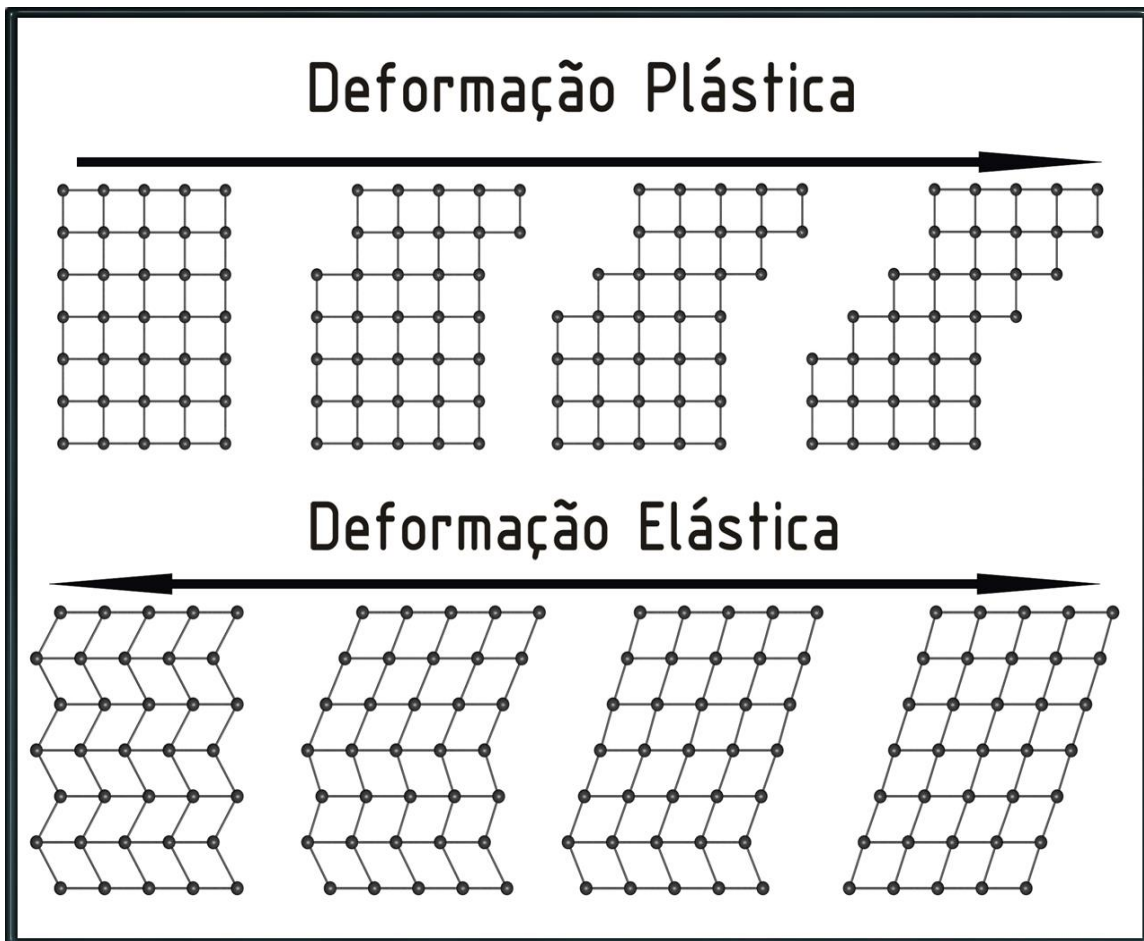


Figura 5. O fio de aço inoxidável possui boa formabilidade, ou seja, pode ser deformado plasticamente para atender às demandas da prática ortodôntica. Uma vez removida a força que o deformou, o mesmo não volta à sua conformação original, sofrendo deformação plástica. Já a liga de níquel-titânio pode sofrer grandes deflexões e permanecer na fase elástica. Quando removida a ação da força, a mesma recupera a sua forma original. Fonte: ANUSAVICE(2004)¹⁵.

1.1.4.2. Níquel-Titânio

O desenvolvimento da engenharia de materiais, o aparecimento de novas tecnologias de fabricação, além da evolução dos métodos envolvidos no processamento do titânio, são exemplos claros da evolução da ciência e tecnologia multi-disciplinares. Tais disciplinas incluem a física, química,

metalurgia, mecânica, ciências biológicas, engenharia e tecnologia, cuja integração pertiniu a evolução das ligas à base de titânio especialmente para fins médicos e odontológicos²³.

Na década de 60, o pesquisador metalurgista William Buehler (figura 6) do *Naval Ordnance Laboratory* em Silver Springs, Maryland, estudando material capaz de amortecimento de impacto para fuselagem de submarinos e mísseis do projeto Polaris e que possuísse, além disso, característica de resistência a altas temperaturas chegou à liga de níquel-titânio^{23,24}.

A denominação dada ao material, Nitinol[®], é um acrônimo derivado dos elementos que compõem a liga (Ni = níquel e Ti = titânio) e das iniciais do laboratório de pesquisa da marinha americana (Nol = *Naval Ordnance Laboratory*)^{23,24}.



Figura 6. William Buehler em 1968, demonstrando o comportamento de um fio de Nitinol[®]. Uma corrente elétrica passava pelo material na sua conformação reta e em seguida o

mesmo mudava sua forma gerando a palavra “innovations”. Fonte: KAUFFMAN E MAYO (1996)²⁴.

Para chegar a esta liga, foram anos de trabalho árduo de Buehler. Curiosamente, até o evento da separação da sua primeira esposa colaborou para seu foco voltado à pesquisa, como relatou em carta enviada a Amy Axt Hanson em 15 de junho de 1991²⁴:

“Minha primeira esposa e eu nos separamos e eu ocupei grande parte do meu tempo trabalhando no laboratório... eu diria que foi uma coisa boa que veio de uma situação desastrosa. Eu tinha muito tempo naquela ocasião... no estado de Maryland exigia-se uma espera de pelo menos 3 anos de separação antes de poder oficializar o divórcio. Durante estes 3 anos, eu trabalhei literalmente noite e dia. Muitas vezes levantava às 4 da madrugada, ia para o laboratório e não voltava para casa até às 11 horas da noite. Além do trabalho naquele laboratório e das minhas partidas de golfe, eu realmente não fazia nada a não ser comer e dormir.”

Na mesma ocasião, Buehler relata que trabalhando em laboratório com ligas fundidas de níquel-titânio em temperaturas diferentes, uma das barras do material no estado frio caiu no chão gerando um som grave e surdo, levando à suspeita de defeito estrutural do material com a presença de porosidades. Ao mesmo passo, quando algumas das barras em temperaturas mais altas foram soltas em queda livre ao solo de concreto, as mesmas geraram um som claro, agudo e metálico. Desta forma, ele percebeu que não havia falha no material, mas sim que a liga recém-descoberta possuía comportamento diferenciado de acordo com a temperatura²⁴.

Até então não se havia descoberto o fenômeno de memória de forma do níquel-titânio. Tal fato se deu de modo mais uma vez acidental e curioso. No início de 1960, Buehler não pôde comparecer a um encontro da direção do

laboratório da marinha para apresentar os seus projetos em adamento. Ele então preparou uma fina tira de níquel-titânio e a enviou através do seu metalurgista assistente Raymond C. Wiley para ser apresentada no encontro como um material resistente à fadiga desenvolvido por ele. A tira do metal foi sendo passada a cada membro ali presente até que um dos diretores técnicos, Dr. David S. Muzzey, acendeu despretenciosamente um isqueiro e colocou sua chama direcionada àquela amostra do material. Nesta oportunidade veio a surpresa: o Nitinol[®] se estirou longitudinalmente, sendo assim descoberto o fenômeno da memória de forma da liga²⁴.

Em seguida, o Químico Dr. Frederick E. Wang (figura 7) juntou-se ao grupo de Buehler no laboratório da marinha americana. Ele descobriu como o fenômeno da memória de forma acontece. Ele mostrou que um material com memória de forma como o Nitinol[®] precisa de certas características atômicas estruturais básicas. O primeiro requisito é uma fase sólida classicamente chamada de austenita (homenagem ao metalurgista Sr. William Chandler Roberts-Austen) que existe em regime de altas temperaturas. O segundo quesito é que, em temperaturas baixas, os átomos da fase austenítica organizada são capazes de se deslocarem a uma forma ainda sólida muito complexa, gerando novo arranjo atômico espacial denominado de martensita (homenagem ao metalógrafo Adolf Martens).

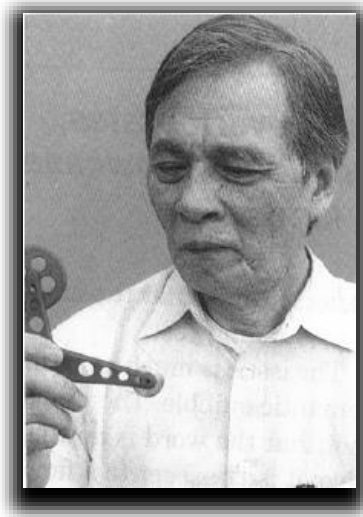


Figura 7. Dr Frederick E. Wang. Fonte: KAUFFMAN E MAYO (1996)²⁴.

Quando o níquel-titânio está na fase austenítica, ele possui a configuração estrutural atômica cúbica de corpo centrado (ccc) sendo mais rígido. Ao ser submetido seja a carga, ou a temperaturas mais baixas, o material passa por rearranjo estrutural e vai para a forma monoclinica que é mais flexível²⁵ (figura 8).

Estas propriedades de memória de forma (figura 5) e superelasticidade levaram o níquel-titânio a aplicações bem sucedidas em diversas áreas do conhecimento^{23,24,26}.

Em 1978, ANDREASEN E MORROW²⁶ introduziram a liga de níquel-titânio estabilizada (Nitinol[®]) à Ortodontia. Estes fios possuíam, por exemplo, propriedade de memória de forma elevada. O fio era trabalhado na sua fabricação até a temperatura de transição, quando se alcançava a sua forma desejada. À medida que ele era resfriado à temperatura ambiente, poderia ser deformado dentro de certos limites, sendo que, quando novamente aquecido, o fio

“lembrava” da sua forma original retornando a ela²⁷. Outra característica marcante da liga e de grande interesse para a Ortodontia era a propriedade elástica do fio por ela composto, amplamente divulgada na literatura^{23,24,26,27}. Este fio possuía a forma martensítica estabilizada, não mudando de conformação cristalina. Assim, este material é até hoje utilizado sem os efeitos da mudança de transição de fase¹¹. A tabela 1 traz informações sobre as propriedades físicas do aço comparadas às do Nitinol[®], evidenciando grandes diferenças entre os materiais²⁶.

Em 1985, BURSTONE, QIN e MORTON²⁸ descreveram a liga de níquel-titânio chinesa que possuía grande capacidade de recuperação elástica e formação de platô constante de força na desativação em testes de deflexão. Esta desativação com formação de platô de força constante é uma das características que difere este material do Nitinol[®] que possui desativação linear. Além disto, outra diferença é o fato do NiTi chinês possuir rigidez variável de acordo com a quantidade de ativação imposta ao fio. Em pequenas ativações, a razão força/deflexão é consideravelmente maior que em grandes ativações. Em outras palavras, para cada grau de ativação (deflexão), o fio apresenta uma rigidez (força) diferente.

Com a introdução do NiTi chinês, a liga foi apresentada pela primeira vez à Ortodontia na forma austenítica ativa, menos flexível (A-NiTi), mas quando submetida a força mudava para a conformação cristalográfica martensítica, mais flexível, mantendo um platô de força constante em grandes deflexões. Neste

caso, a temperatura não era o foco para a transição de fase, mas sim a carga aplicada ao fio¹¹.

O NiTi chinês possuía uma recuperação elástica 4,4 vezes maior que o aço e 1,6 vezes que o Nitinol®. Já a rigidez do referido material era 73% menor que do aço e de apenas 36% do Nitinol²⁸.

Em 1986, MIURA *et al.*^{2,29} descreveram uma liga de NiTi japonesa superelástica (A-NiTi) para utilização na Ortodontia, similar àquela idealizada por Burstone (NiTi chinês). Os autores realizaram testes de tração e deflexão em três pontos para checar as propriedades mecânicas deste material, como: recuperação elástica, memória de forma e superelasticidade. Tais fios apresentaram superelasticidade, mostrando formação de platô de força constante em grandes faixas de desativação.

Tabela 1. Propriedades físicas do aço e Nitinol® (ANDREASEN, 1978)²⁶.

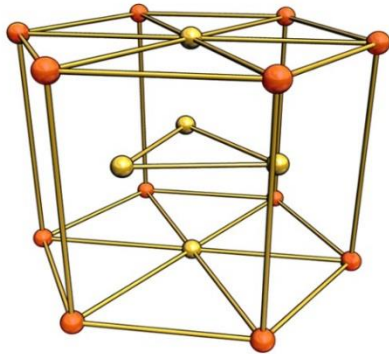
Propriedade do Material	Nitinol®	Aço Inoxidável
Liga	Ni; Ti	Cr; Ni; Fe
Módulo de Elasticidade (E)	4,8 x 10 ⁶ p.s.i	28,5 x 10 ⁶ p.s.i.
Limite de Escoamento (YS)	230.000 a 250.000 p.s.i.	280.000 a 300.000 p.s.i.

A liga de NiTi japonesa apresentada por Miura *et al*² apresentava-se também na forma austenítica ativa (A-Niti) e, assim como o NiTi Chinês, mostrava grande resistência à deformação elástica (pobre formabilidade)¹¹.

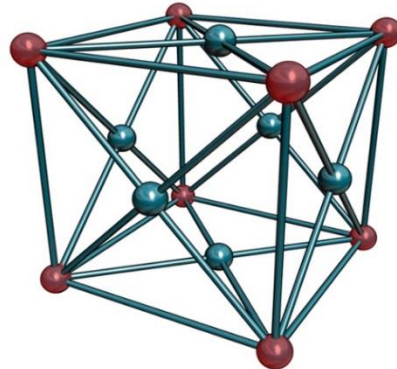
As propriedades mecânicas do fio A-NiTi o tornaram rapidamente o material de eleição na Ortodontia, visto que, especialmente nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento, forças relativamente constantes e de baixa intensidade são preferíveis, mesmo quando o fio é submetido a grandes deflexões¹¹.

CRISTAIS

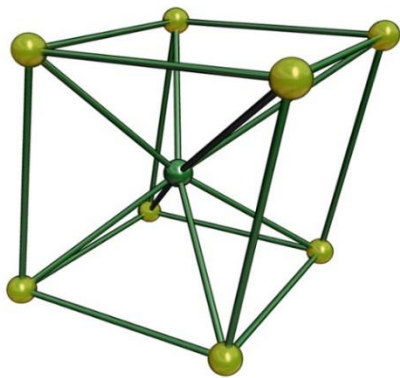
Hexagonal
fechada



Cubo centrado
em face



Monoclínica



Cubo centrado
em corpo

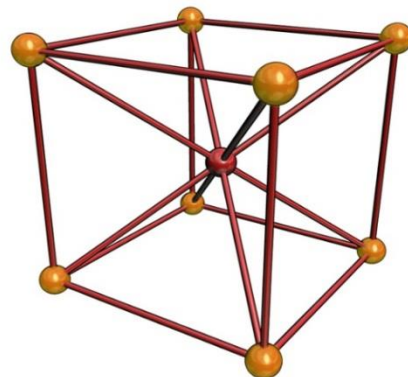


Figura 8. Os átomos que compõem as ligas dos fios ortodônticos se arranjam em conformações espaciais tridimensionais variadas. Os fios de níquel-titânio estabilizados não mudam sua grade espacial, diferentemente dos fios termoativados e superelásticos que sofrem mudanças com a temperatura e força aplicada, respectivamente. Na fase austenítica, possuem configuração cristalográfica cúbica de corpo centrado (CCC), enquanto que na fase martensítica, a configuração é monoclinica. Adaptado de de GURGEL(2001)¹⁴ e MATASA (2002)²¹.

Quando os fios de níquel-titânio ativos são fabricados com tratamento térmico que possibilita tornar a temperatura de transição da fase martensítica para austenítica próxima à temperatura bucal, estes fios são denominados termoativados (martensítico-ativos)³⁰. Eles podem ser encontrados em diversas temperaturas de transição trabalhando com forças previamente estabelecidas, possibilitando a sua utilização em diferentes situações clínicas de acordo com a necessidade de maior ou menor rigidez^{11,31}.

1.1.4.3. Beta-Titânio

No início da década de 80, antes do aparecimento do A-NiTi, o beta-titânio foi introduzido à Ortodontia. Uma liga de titânio um tanto quanto diferente que recebeu a denominação comercial de TMA[®] (Ormco/Sybron), acrônimo para o termo *titanium-molybdenium alloy*, desenvolvida principalmente para o uso ortodôntico¹¹.

O titânio tem sido utilizado como metal com diversas funções desde 1952. Inúmeras vezes, antes da década de 80, este material já havia sido proposto para aplicações na Ortodontia, embora de forma mal sucedida. Esta limitação se dava principalmente pela pequena recuperação elástica do material que estava diretamente relacionada ao restrito desenvolvimento da metalurgia do titânio da época³².

Para melhor compreensão da dificuldade inicial da inserção do beta-titânio à Ortodontia deve-se recorrer inicialmente ao conceito de recuperação elástica

ou memória de forma, bem como à cronologia de desenvolvimento da metalurgia do titânio. Recuperação elástica se refere à capacidade do fio de retornar-se à sua forma ou estrutura original normal após a remoção de uma força. Com isto, a energia armazenada com a deformação é dissipada¹⁴. Esta característica, juntamente com a formabilidade, é essencial para o bom desempenho de um fio ortodôntico na prática clínica³².

Segundo BURSTONE (1980)³², a razão do limite de escoamento pelo módulo de elasticidade (YS/E) é proporcional à memória de forma ou recuperação elástica do material. Esta razão para fios de aço é de cerca de $1,1 \times 10^{-2}$. As aplicações comerciais iniciais do titânio eram na sua forma pura (99,2% de pureza). Em temperaturas abaixo de 885°C este metal possui a conformação cristalográfica hexagonal compacta ou tipo α (figura 8), com módulo de elasticidade de $15,5 \times 10^6$ p.s.i. e limite de escoamento de 55×10^3 p.s.i. A razão YS/E neste caso é de $0,35 \times 10^{-2}$, ou seja, apenas $1/3$ da deformação elástica máxima do aço.

Em uma segunda fase de desenvolvimento, o titânio foi trabalhado ainda na sua forma hexagonal compacta. O $\text{Ti} - 6\text{Al} - 4\text{V}$, uma liga comercial representativa, possui a razão YS/E próxima a $0,87 \times 10^{-2}$, ainda inferior ao aço. A partir dos anos 60, o titânio passou a ser trabalhado em altas temperaturas. Acima dos 885°C o titânio toma a forma cúbica de corpo centrado (ccc) conhecido como fase beta (tipo β). A adição de molibdênio nióbio ao titânio mantém a fase beta mesmo quando o material é resfriado à temperatura ambiente. Tais ligas são conhecidas como ligas de beta-titânio estabilizadas e possuem características interessantes como limite de escoamento de 170×10^3 p.s.i e

módulo de elasticidade de $9,4 \times 10^6$ p.s.i., gerando uma razão YS/E de $1,8 \times 10^{-2}$ superior ao aço^{32,33}. Exemplos de alguns beta-estabilizadores são o vanádio, nióbio, molibdênio e o cromo²³.

O módulo de elasticidade do beta-titânio é de aproximadamente o dobro do níquel-titânio estabilizado (m-NiTi), e menos que um terço do aço (NiCr)^{20,32}. Além disso, o beta-titânio apresenta uma boa formabilidade, o que o torna adequado para as diferentes fases do tratamento ortodôntico³⁴. Estas características fazem dos fios compostos por esta liga materiais interessantes para casos nos quais menores níveis de força são necessários, mas onde materiais de menor rigidez talvez fossem incapazes de desenvolver níveis de força requeridos³².

A tabela 2 traz os valores comparativos de rigidez de ligas comumente utilizadas na prática ortodôntica.

Tabela 2. Rigidez das principais ligas (Ms) que compõem os fios ortodônticos* (BURSTONE, 1981)¹⁶.

Ligas	Rigidez (Ms)
Aço Inoxidável	1,00
TMA	0,42
Nitinol®	0,26
Elgiloy	1.19
Elgiloy (com tratamento térmico)	1,22

*Baseado no $E = 25 \times 10^6$ p.s.i (Burtstone, 1981)¹⁶.

1.1.4.4. Flexy-Multi®

Recentemente, a importadora de produtos ortodônticos, *Orthometric - soluções em Ortodontia*, lançou no mercado brasileiro o Flexy-Multi®, que consiste em um fio composto por NiTi na sua superfície externa e beta-titânio na sua porção interna³⁵. Este material é fabricado pela empresa chinesa, *Beijing Smart Technology, Co., LTD*³⁶.

O Flexy-Multi® é uma liga elaborada com o desenvolvimento recente da tecnologia possibilitado pela engenharia de materiais. O resultado é associação das características de formabilidade e resiliência do beta-titânio com a memória elástica e lisura de superfície do níquel-titânio. Esta condição coloca o material em situação intermediária entre ambos, sendo considerado como um níquel-titânio com formabilidade ou um beta-titânio com superfície polida e memória elástica melhorada³⁵.

1.1.5. Justificativa

O avanço da engenharia de materiais associado ao melhor conhecimento da biologia da movimentação dentária tornaram possível o desenvolvimento de várias ligas metálicas constituintes dos fios ortodônticos que dispensem aos dentes forças leves e constantes.

Os fios ortodônticos podem ser compostos por diversos materiais, metálicos ou não, sendo os principais elementos ativos da aparelhagem utilizada

pela Ortodontia³⁷. No entanto, ainda não foi possível a descoberta de um material que reúna todas as características desejáveis de um fio ideal³⁸.

A escolha de um fio ideal para cada fase do tratamento é fator relevante para que forças mais biológicas associadas a uma maior eficácia de movimento dentário sejam alcançadas. Entende-se por forças mais biológicas aquelas de baixa magnitude e contínuas que levam ao movimento dentário ótimo¹.

Em termos gerais, nas fases iniciais de tratamento, fios mais flexíveis são interessantes. Já em fases mais avançadas, tal necessidade de flexibilidade dá espaço à rigidez. Além disso, nas unidades de ancoragem, precisa-se de fios mais rígidos, com o contrário ocorrendo nas unidades ativas do aparelho ortodôntico¹.

Dessa forma, o conhecimento de algumas propriedades dos fios ortodônticos é fator de fundamental importância para a melhor aplicação dos mesmos no tratamento do paciente. Até mesmo pela diversidade de materiais no mercado, GURGEL et al. (2011)³⁹ sugerem que todo fabricante faça testes de flexão nos seus fios.

Como percebe-se, diferentes ligas têm seu lugar importante na prática ortodôntica contemporânea, sendo que suas propriedades comparativas explicam porque os fios específicos são preferidos para aplicações clínicas específicas⁴⁰.

Os fios de aço possuem rigidez acentuada associada à boa formabilidade. Já os fios de níquel-titânio (NiTi), apesar de bastante flexíveis, possuem pobre formabilidade²⁰. Neste meio termo, aparecem os fios de titânio-molibdênio (beta-

titânio), com rigidez menor que do aço (cerca de 40%) e ao mesmo tempo tendo uma boa formabilidade³⁷.

Recentemente foi lançado no mercado brasileiro pela *Orthometric - soluções em Ortodontia*, um fio misto (Flexy-Multi[®]) compreendido por um núcleo de beta-titânio e um revestimento externo de níquel-titânio. A idéia do fabricante foi tentar de associar características de formabilidade do beta-titânio à baixa rigidez e lisura de superfície do níquel-titânio. No entanto, há lacuna na literatura sobre o comportamento mecânico deste novo material em ensaios de flexão.

O comportamento mecânico dos fios ortodônticos de diferentes ligas em testes de flexão ocorre de forma diversificada. Neste contexto, possuiria o Flexy-Multi[®] características mecânicas intermediárias aos fios de beta-titânio e níquel titânio?

Sendo o Flexy-Multy[®] constituído por duas ligas de propriedades diferentes (beta-titânio e níquel-titânio), espera-se que a razão carga/deflexão deste novo material misto seja intermediário ao destas ligas isoladamente, em ensaios de flexão em três bráquetes.

2. OBJETIVOS

2.1) OBJETIVO GERAL

O presente trabalho tem como objetivo avaliar os fios Flexy-Multi® na curva carga x deflexão, comparativamente ao aço, beta-titânio e A-NiTi (superelástico), oriunda de ensaios de flexão em três bráquetes.

2.2) OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- ✓ Comparar a proporção carga/deflexão dos fios Flexy-Multi® com fios de aço das marcas Morelli, Ormco e Orthometric
- ✓ Comparar a proporção carga deflexão dos fios Flexy-Multi® com fios de beta-titânio das marcas Morelli, Ormco e Orthometric
- ✓ Comparar a proporção carga/deflexão dos fios Flexy-Multi® com fios de níquel-titânio superelásticos das marcas Morelli, Ormco e Orthometric.

3. MATERIAL E MÉTODOS

Fios ortodônticos retangulares 0,017" x 0,025" de diversas ligas e marcas comerciais compuseram as amostras avaliadas no estudo (tabela 1). Os fios foram selecionados em segmentos retos. Quando fios pré-contornados foram utilizados, os dois segmentos mais posteriores foram selecionados para a realização dos testes⁶.

Tabela 3. Diferentes fios testados com seus respectivos calibres, lotes e fabricantes

<i>Produto</i>	<i>Calibre – polegadas</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Lotes</i>	<i>Nome Comercial</i>
<i>Aço Inoxidável</i>	<i>0,017" x 0,025"</i>	<i>Morelli (Sorocaba, Brazil)</i>	<i>1364499</i>	<i>Morelli CrNi[®]</i>
		<i>Ormco (Glendora, USA)</i>	<i>01M334M; 5B120B</i>	<i>Stainless Steel[®]</i>
		<i>Orthometric (Marília, Brazil)</i>	<i>6410</i>	<i>Orthometric SS[®]</i>
<i>Beta-titânio</i>	<i>0,017" x 0,025"</i>	<i>Morelli (Sorocaba, Brazil)</i>	<i>1546429</i>	<i>Beta III TiMo[®]</i>
		<i>Ormco (Glendora, USA)</i>	<i>02H129H</i>	<i>TMA[®]</i>
		<i>Orthometric (Marília, Brazil)</i>	<i>0310</i>	<i>Beta-Flexy[®]</i>
<i>Níquel-titânio (Superelastico ou A-NiTi)</i>	<i>0,017"x0,025"</i>	<i>Morelli (Sorocaba, Brazil)</i>	<i>554460; 1364395</i>	<i>Superelástico NiTi[®]</i>
		<i>Ormco (Glendora, USA)</i>	<i>05G273G</i>	<i>Ni-Ti[®]</i>
		<i>Orthometric (Marília, Brazil)</i>	<i>1109</i>	<i>Flexy-Superelastico[®]</i>
<i>Flexy-Multi[®]</i>	<i>0,017" x 0,025"</i>	<i>Orthometric (Marília, Brazil)</i>	<i>0209; 1109</i>	<i>Flexy-Multi[®]</i>

Ensaio de flexão em três bráquetes foram conduzidos no Departamento de Engenharia de Materiais e Manufatura da Universidade de São Paulo (USP -

São Carlos), utilizando máquina de ensaio universal (Emic – DL 10000/700, número de série 201), com calibração realizada pela Rede Brasileira de Calibração (RBC) de acordo com certificado número 120/06. A célula de carga utilizada era de capacidade de 0,5KN ou 50kgf (Figura 9).

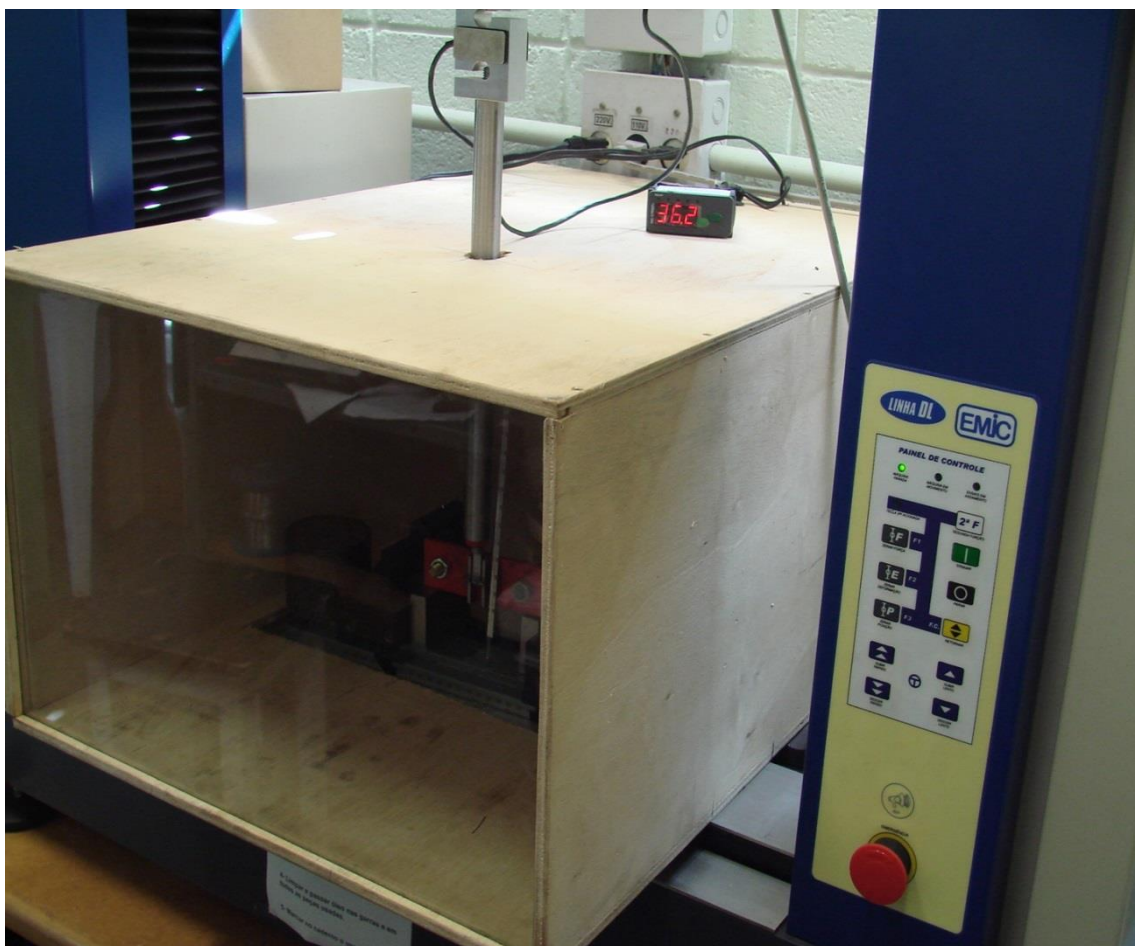


Figura 9. Máquina de ensaio universal (EMIC, modelo DL10 000) com célula de carga de capacidade de 50kgf (0,5kN) acoplada para realização dos ensaios.

Todos os testes foram realizados sob condições idênticas e controladas, como descrito adiante. A temperatura de realização dos ensaios ($36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$)⁶ era controlada por termostato eletrônico digital (Full Gauge Controls, Modelo TIC-17RGT) em um compartimento térmico fechado construído especificamente para a realização dos ensaios. O termostato era ligado meia hora antes do início dos

ensaios para que se atingisse uma maior uniformidade da temperatura na porção interna do compartimento. A fidedignidade do dispositivo eletrônico era sempre confirmada por leitura em um termômetro de mercúrio posicionado justaposto ao corpo de prova que estava sendo testado. O ensaio não se iniciava até as aferições do termômetro e do termostado estarem dentro da faixa de temperatura ideal (Figura 10).

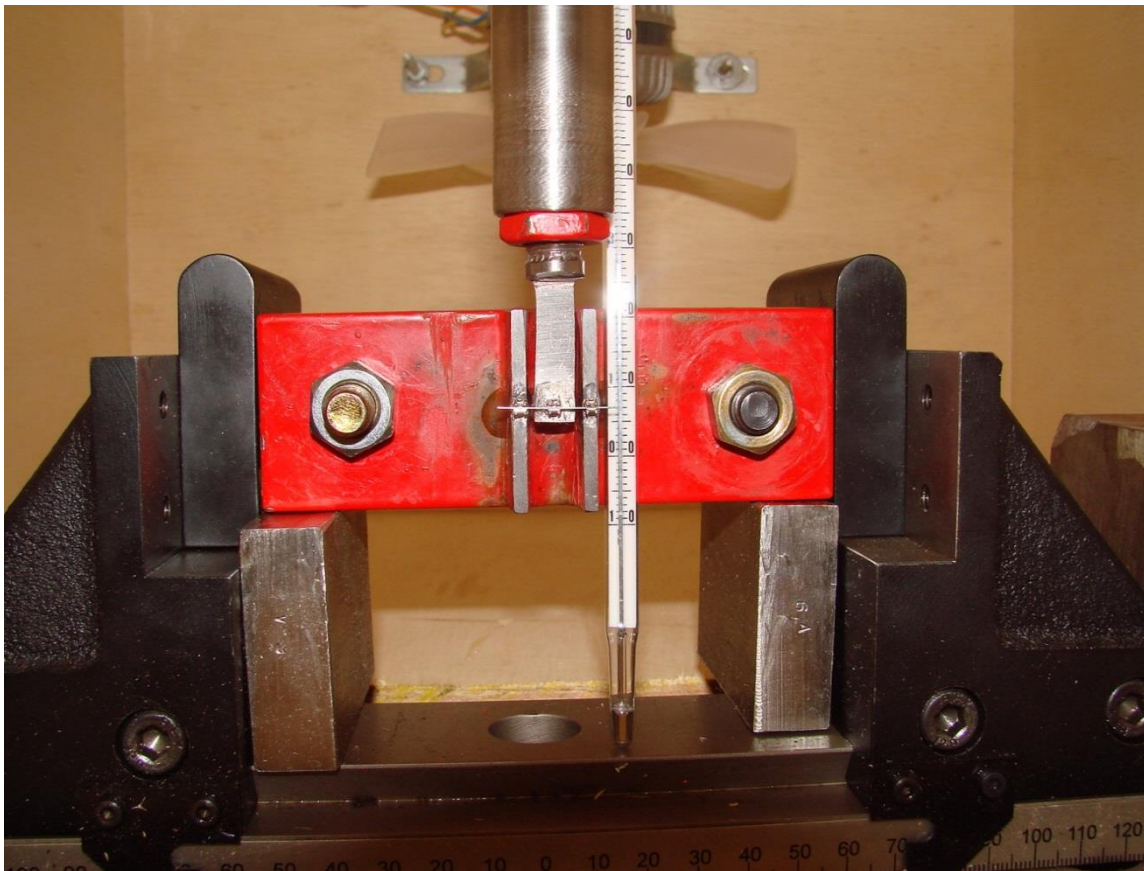


Figura 10. Termômetro justaposto ao corpo de prova para confirmar a temperatura marcada pelo termostado digital.

A cada troca do corpo de prova, o tempo aproximado gasto para a temperatura estar adequada à realização do ensaio seguinte, seguindo os cuidados mencionados acima, era em média de 3 minutos.

Os fios retangulares foram testados em segunda ordem (figura 11), ou seja, com a força vertical sendo aplicada na superfície de maior dimensão (0,025”).

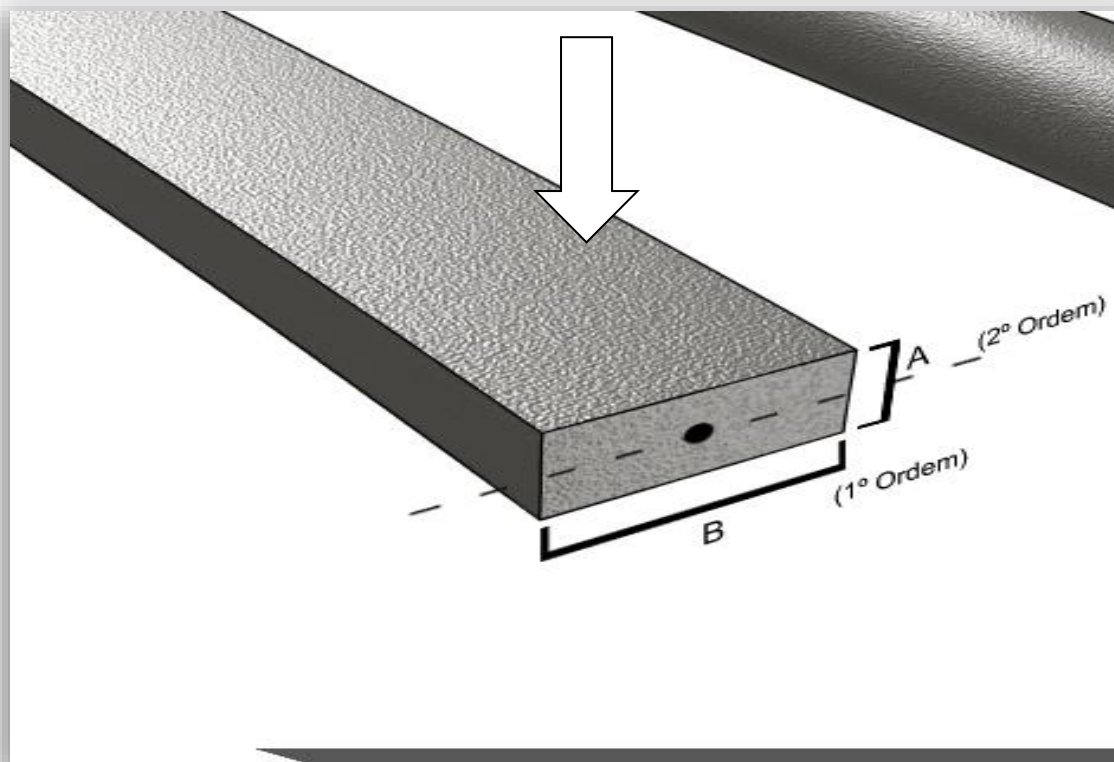


Figura 11. Os fios retangulares foram testados em segunda ordem, ou seja, com a força vertical sendo aplicada na superfície de maior dimensão.

A proporção carga/delexão foi conseguida através da realização dos ensaios de flexão em três bráquetes^{8,9}, com distância entre os apoios de 10mm⁶ (figura 12).



Figura 12. Ensaio de flexão em três bráquetes.

Bráquetes autoligados de incisivos inferiores (*In-Ovation, slot 0,022" x 0,028"*, prescrição Roth, Dentsply GAC) foram utilizados como suportes aos fios na realização dos ensaios. A utilização de bráquetes autoligados visou eliminar a variável do tipo de ligadura na realização dos testes de flexão^{41,42}. Cabe ressaltar que tais bráquetes possuem uma configuração ativa quando associados a fios 0,017"x0,025", aumentando a força atrito e conseqüente aumento proporção força/deflexão do sistema.

Primeiramente, os bráquetes das extremidades foram colados de forma passiva entre si em suporte metálico confeccionado para a realização dos experimentos. Em seguida, o bráquete central, que aplicava a carga ao fio, seguiu o mesmo critério de colagem passiva em relação aos outros dois, sendo, no entanto, afixado a outra estrutura metálica acoplada à célula de carga, em sistema de rosca e parafuso, adaptada à EMIC (figura 13). Esta estrutura na qual

o bráquete central foi colado, ficava livre para movimentação, gerando deflexão do fio, com movimento gerenciado pela máquina de ensaio universal.

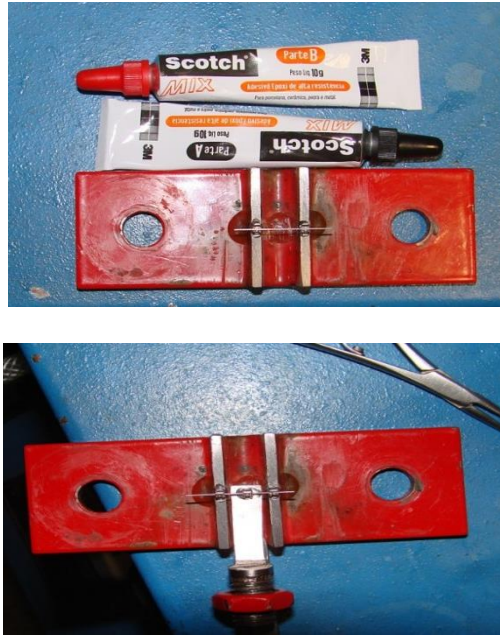


Figura 13. Colagem dos bráquetes de forma passiva para realização dos ensaios de flexão em três bráquetes. Foi utilizado adesivo epóxi de alta resistência e endurecimento rápido para a realização do procedimento de colagem.

Os bráquetes foram colados com adesivo epóxi de alta resistência de endurecimento rápido (Scotch Mix, 3M, Sumaré, São Paulo), composto por 2 bisnagas: uma contendo resina epóxi + carga; outra contendo resina poli-mercaptana + amina terciária + carga (figura 13).

Seis segmentos de fios foram testados (N=6) para cada marca comercial, seguindo especificação internacional adotada para este tipo de teste⁶. A porção mediana do segmento foi deflexionada através do bráquete colado no suporte acoplado à máquina universal de ensaio até um limite de 1,5mm a uma velocidade de 1mm/min⁶. A cada 0,5mm de deflexão a força correspondente era aferida de forma automática para a construção do gráfico força x deflexão. Ao se

alcançar o limite de 1,5mm de deflexão, o processo era revertido medindo-se a força no retorno a cada 0,5mm de deflexão, também de forma automática. O gerenciamento dos ensaios foi feito pelo software Tesc, versão 3.04.

Gráficos força x deflexão foram obtidos a partir dos dados coletados. A curva de retorno é aquela de interesse clínico pois está diretamente ligada à força que o fio aplicaria ao dente.

A proporção carga/deflexão dos fios Flexy-Multi® foi comparada às demais ligas (aço, A-NiTi e beta-titânio) e marcas comerciais para cada nível de deflexão, tanto na curva que representa a aplicação da carga, quanto na curva de retorno. Estes dados foram submetidos a análise estatística (ANOVA), a fim de se verificar quais valores de magnitude de força, para cada nível de deflexão, apresentaram homogeneidade ou não do ponto de vista estatístico ($p=0,05$).

4 PUBLICAÇÕES

O presente trabalho será submetido, em princípio, ao *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*. Os resultados e a discussão estão contidos nesta secção da dissertação, apresentada em forma de artigo. As normas do periódico encontram-se na secção Anexos.

Título – Comparison of the load-deflection rate of a NiTi/beta-titanium wire with stainless-steel, beta-titanium and nickel-titanium wires.

Autores: Vinícius M. A Póvoa^a; Marcos A. Lenza^b; Maurício T. Sakima^c; André L. M. Drumond^c; Milena M. O. Lenza^d, Rogério Watanabe^e

Revista: *American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics*

Comparison of the load-deflection rate of a NiTi/beta-titanium wire with stainless-steel, beta-titanium and NiTi wires

Vinicius M. A Póvoa^a; Marcos A. Lenza^b; Maurício T. Sakima^c; André L. M. Drumond^d; Milena M. O. Lenza^e, Rogério Watanabe^f

Goiânia, Brazil

Introduction: A newly introduced finishing wire made up of NiTi and beta-titanium, was evaluated according to its flexural behavior in bending tests. The aim of this study was to compare the load-deflection rate of a NiTi/beta-titanium wire to stainless-steel, beta-titanium and nickel-titanium archwires in three-bracket bending test. **Methods:** The samples examined included 0.017"x 0.025"-inch stainless-steel, beta-titanium, nickel-titanium and NiTi/beta-titanium wires. Each combination, alloy and manufacturer, was tested 6 times and an average was obtained for comparison. All specimens were tested in a universal testing machine in a 3-bracket bending test at a speed of 1mm per minute and deflected for 1.5 mm. Loading and unloading forces were recorded and load-deflection curves determined. Three In-Ovation self-ligating brackets were used as supports to the wires. **Results:** On loading, there was no difference between NiTi/beta-titanium and all nickel-titanium wires tested. On the other hand, NiTi/beta-titanium showed lower load-deflection rates than all stainless-steel and beta-titanium wires both on loading and unloading ($p>0.05$). On unloading, NiTi/beta-titanium showed lower load-deflection rate than all nickel-titanium wires just to 0.5mm of deflection ($p<0.05$). **Conclusion:** NiTi/beta-titanium wire presented a lower load-deflection rate than all wires, except when compared to nickel-titanium where this difference came up just at the level of 0.5mm of unloading.

^a DDS, MSc – Federal University of Goiás – School of Dentistry – Goiânia – Goiás – Brazil

^b PhD, Chair Department of Orthodontics – Federal University of Goiás – School of Dentistry – Goiânia – Goiás – Brazil.

^c DDS, MSc – Assistant Professor – Department of Orthodontics – Araraquara School of Dentistry – UNESP – Brazil

^d DDS, MSc – Federal University of Goiás – School of Dentistry – Goiânia – Goiás – Brazil

^e DDS, MSc – Federal University of Goiás – School of Dentistry – Goiânia – Goiás – Brazil

^f DDS, MSc – Federal University of Goiás – School of Dentistry – Goiânia – Goiás – Brazil

Address for correspondence: Vinicius Marcelo Aires Póvoa. Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia, Departamento de Ortodontia. Praça Universitária S/N. Setor Universitário. CEP 74605-220, Goiânia – Goiás – Brazil. Tel/Fax: +55 62 3209 6324.
e-mail: povoavinicius@hotmail.com

Introduction and literature review

In order to better understand the way orthodontic appliances work, it is important to know the wires available on the market, their mechanical characteristics and clinical applications. Many alloys are present nowadays in the orthodontic practice. The way their mechanical properties are evaluated consists of laboratory tests, such as bending tests¹. The load-deflection rate represents the force per unit of activation. A high load-deflection rate means that the wire is stiff, resisting to any force that could cause its deformation².

In the past, orthodontists varied the dimensions of the wires in order to produce a range from light to heavy forces. However, many alloys were introduced to orthodontics in addition to stainless-steel, making possible the relative maintenance of the wire size varying its material to achieve the desired stiffness of the appliance³.

In 1978, nickel-titanium alloy was introduced to orthodontics in its martensite stabilized configuration. This material has shape memory behavior, reducing the chair-time and the discomfort to the patient (light forces), permitting less archwires changes during treatment⁴. In the middle of the 80's, this alloy was improved in a mechanical point-of-view, increasing its importance for the orthodontic practice^{5,6}.

In early 80's, beta-titanium was introduced to orthodontics. The modulus of elasticity of beta-titanium is approximately twice that of stabilized nickel-titanium and less than one half that of stainless-steel. In addition, beta-titanium wires have a great formability which makes it an adequate alloy to different phases of

orthodontic treatment. These characteristics make them interesting to cases in which less force than stainless-steel is required, but where lower modulus material would be inadequate to develop required force levels⁷.

When it comes to final phases of orthodontic treatment, archwires with good formability are welcome. Stainless-steel wires present a good formability. However, they also present a high load-deflection rate¹. On the other hand, beta-titanium wires formability is almost the same of stainless-steel ones, but they are much more flexible⁷.

According to the distributor (Orthometric, LTDA, Marília, Brazil)⁸, the outermost portion of the cross-section of the NiTi/beta-titanium wire is composed by nickel-titanium and its core by a beta-titanium alloy, in attempt to associate the flexibility and surface smoothness of NiTi and the formability of beta-titanium in the same wire.

The Scanning Electron Microscopy (SEM) analysis of the cross-section of the NiTi/beta-titanium wire confirms the presence of two distinct phases with loss of continuity (gap) between them: an outermost portion of nickel-titanium and an inner structure of beta-titanium (figure 1)⁹.

The goals of this study are: (1) To evaluate the mechanical properties of the new orthodontic wire (NiTi/beta-titanium) in relation to other commonly used wires in daily clinical practice; and (2) To discuss the best phase within the orthodontic treatment it should be used.

Materials and Methods

Four types of alloys from different manufacturers were investigated (table 1).

When preformed archwires were selected, the two most posterior segments of 30mm were cut and tested¹⁰. Three-bracket bending tests using self-ligating brackets of lower incisors (In-Ovation – GAC Orthodontics, Roth prescription, slot .022”x.028”) as supports bonded to an apparatus were performed at the Department of Material Engineering of the University of São Paulo – São Carlos – Brazil. The tests were carried out by a universal testing machine (EMIC – DL – 10000/700, serial number 201), managed by the software Tesc, version 3.04, calibrated by the Brazilian Network of Calibration, according to the certificate number 120/06. The load frame was equipped with 50kgf load cell (figure 2).

All wires were investigated under uniform testing conditions. All samples rested under controlled temperature of 36°C ±1° before being tested.¹⁰ The same temperature was adopted during the test and its control was made by a digital electronic device (Full Gauge Controls, TIC-17RGT) in a completely closed chamber inside which the tests were conducted. The temperature near the samples was checked for confirmation of the thermostat measurements with an analog thermometer (figure 2).

The wires were tested in second order activation under vertical loads¹⁰.

The load-deflection rates were investigated in three-bracket bending tests using two brackets as supports. Another bracket applied the force to the wires

symmetrically in the middle of the span between both^{11,12} (figure 3). The interbracket distance adopted was 10mm¹⁰.

The tests were performed in six segments of each type of wire described in table 1¹⁰. The wire was loaded by the centralized bracket attached to the universal testing machine up to 1.5mm of deflection in a cross-head speed of 1mm per minute¹⁰. The measurements of the load-deflection rate were made at each 0.5mm of deflection, both on loading and unloading.

The load-deflection rate of NiTi/beta-titanium wire was compared to those from stainless-steel, beta-titanium and nickel-titanium wires at each level of deflection, both on loading and unloading. These data were submitted to statistical analysis (ANOVA) with Tukey test ($\alpha=0.05$) using the software SPSS 13.0 in order to check which values of force magnitude, for each level of deflection, were homogeneous or not.

Results

Load-deflection values of NiTi/beta-titanium wire were compared to those from stainless-steel, beta-titanium and nickel-titanium of all manufacturers both on loading and unloading.

On loading, the load-deflection rate of NiTi/beta-titanium wire was lower than those from stainless-steel and beta-titanium of all manufacturers ($p<0.05$), at all levels of deflection (table 2, figures 4 and 5). On the other hand, also on loading,

there was no difference of load-deflection rate between NiTi/beta-titanium wire and all nickel-titanium wires tested ($P>0.05$) (table 2, figure 6).

On unloading, the mechanical behavior of NiTi/beta-titanium wire, compared to the other wires, was similar to what happened on loading, except at the level of 0.5mm of deflection. At this level, NiTi/beta-titanium presented a load-deflection rate lower than all tested nickel-titanium wires ($p<0.05$) (table 3).

Discussion

The standard method to evaluate load deflection rate of orthodontic wires is through bending tests¹⁰. They are largely used to study the mechanical properties of orthodontic wires. The choice of the bending test in this paper was based on some researches described in literature¹⁰⁻¹⁹. On the other hand, the usage of self-ligating brackets as supports to the wires tested aimed avoiding the variation that ligatures could bring to the load-deflection values^{19,20,21}. It is important to emphasize that, according to the manufacturer, In-Ovation brackets associated to a 0.017"x 0.025" wire have an active configuration, increasing friction and force/deflection values. The advantages of three-point bending tests are their close simulation to clinical application, their ability to differentiate wires with superelastic properties, and its high reproducibility⁵. On the contrary, Segner and Ibe²¹ claimed that those tests cannot be easily applied to clinical situations, since the load applied to the teeth depends on the wire composition, inter-bracket distance, and on the moment of inertia of the wire.

Our findings showed stainless-steel and beta-titanium wires with a much higher load-deflection rate than NiTi/beta-titanium at all levels of deflection. In other words, both wires were stiffer than NiTi/beta-titanium (tables 2 and 3, figures 4 and 5). In addition, NiTi/beta-titanium wires showed a load-deflection rate similar to the nickel-titanium ones at almost all levels of deflection, except at 0.5mm of deactivation (tables 2 and 3, figure 6).

Stainless-steel wires showed the highest load-deflection rate among all tested wires. They were stiffer than NiTi/beta-titanium, emphasizing that both wires have different biomechanical behavior (tables 2 and 3). Stainless-steel alloys transmit high force to teeth that dissipates too fast¹. So, when stainless-steel wires are used in early stages of treatment, they should have small cross-sections, since flexibility, reduced friction and lighter forces are imperative. On the other hand, these small round wires are limited in correcting teeth positions in three dimensions, since close contact between the wire and the bracket slot is essential for precise control. NiTi/beta-titanium presents low stiffness making possible tooth movement with a more biological force. The usage of such a full-size wire, with high flexibility, decreases the risk of root resorption or at least patient discomfort^{22,23}. It is more desirable to move teeth with light forces dealing with the material properties than with the cross-section of the wire³.

NiTi/beta-titanium wires also presented lower load-deflection rate than beta-titanium ones (tables 2 and 3). This fact shows that it is more difficult to bend the latter than the former. In other words, beta-titanium was stiffer than NiTi/beta-titanium. It is well-known that beta-titanium is indicated in a wide range of clinical situations where gentle forces to teeth as well as supporting tissues are

needed^{24,25}, especially in intermediate and finishing phases of orthodontic treatment^{1,7}, due to its balance of low stiffness, high springback, and formability⁷. Since NiTi/beta-titanium is not as stiff as beta-titanium, it produces a more biological force to teeth being biomechanically more interesting from the point-of-view of wire properties.

It is well known that NiTi wires present low stiffness, associated to a poor formability^{1,4-6}. Since formability is a relevant characteristic in the finishing stage of orthodontic treatment²⁶, their usage for this purpose is quite limited. In our findings, the evident loss of force during the end of deactivation (0.5mm of deflection) makes us suppose that NiTi/beta-titanium wires show an expressive plastic deformation which is associated to a good formability. At this level of deflection, NiTi/beta-titanium lost force and showed lower load-deflection rate than NiTi wires (table 3, figure 6).

During finishing stage of orthodontic treatment, it is quite common to incorporate bendings for detailing the occlusion. Although stainless-steel wires present a good formability, they also present a high load-deflection rate. A minimum error of 1.0mm in the intensity of the wire bend may result in dramatic increasing of force levels. For instance, on unloading, the force of Ormco Stainless-steel wires ranged from 28.67N at 1.5mm of deflection to 2.72N at 0.5mm (table 3). On the other hand, NiTi/beta-titanium wires showed a much lower stiffness associated to an excellent formability. At 1.5mm of deactivation, their mean force value was 10.42N and 0.42N at 0.5mm (table 3). These data show that a minimum inaccuracy in the degree of activation of stainless-steel wire might be much more deleterious than it would be for NiTi/beta-titanium wires because of the great

difference in force level provided by each wire. Beta-titanium, another wire with good formability, shows an intermediate force between both stainless-steel and NiTi/beta-titanium wires. For example, in deactivation, Orthometric beta-titanium wires force level ranged from 16.12N at 1.5mm of deflection to 0.97N at 0.5mm (table 3).

Furthermore, it is also important to emphasize that stainless-steel and beta-titanium wires showed a variation in force levels among the brands tested (tables 2 and 3). This indicates that it is much more probable to activate these wires in a greater degree than it is necessary, generating excessive forces. Since NiTi/beta-titanium wires showed a low load-deflection rate, an error of its activation would not cause too much harm to the periodontium integrity.

It is important to point-out that there was a great variability of the load-deflection values in some samples of NiTi/beta-titanium at the level of 0.5mm of deactivation. It caused an increased standard deviation of measurements (table 3), exclusively for this level of deflection. When a material is submitted to a three-point bending test, there is a combination of compression forces near the upper surface, which receive the vertical force application, and tension forces, on the opposite side. This combination of forces generates shear stress along the material. Between both zones, there is a narrow area which will not receive neither compression, nor tension, called neutral zone²⁷ (figure 7). When NiTi/beta-titanium wires were tested, it may be supposed that the gap between the outer and inner layers of nickel-titanium and beta-titanium may have caused increased susceptibility to failure of the material in supporting the complex efforts generated by bending forces in some samples.

The association of a good formability and a low load-deflection rate of the NiTi/beta-titanium, makes it an interesting finishing wire in a clinical point-of-view. The finishing stage of orthodontic treatment involves small tooth movements aiming the detailing of the occlusion. Teeth submitted to low forces show less hyalinization areas, making movement more efficient and with less discomfort to the patient¹⁸. Since NiTi/beta-titanium shows a low load-deflection rate and a good formability, the tooth movement during finishing stages of orthodontic treatment probably tends to occur in a more biological way.

Conclusions

From the data presented in this study, it can be stated that:

- ✓ NiTi/beta-titanium wires, in general, presented low load-deflection rates, in three-bracket bending tests.
- ✓ NiTi/beta-titanium wires showed lower load-deflection rate than stainless-steel and beta-titanium wires in bending tests, both on loading and unloading.
- ✓ On loading, NiTi/beta-titanium wires did not show statistical differences in force magnitude in relation to all NiTi wires tested.
- ✓ On unloading, NiTi/beta-titanium wires showed lower load-deflection rate than all NiTi wires tested at 0.5mm of deflection. For the deflections of 1.0 and 1.5mm it was not found any statistical difference.

- ✓ Based on the findings of this study, NiTi/beta-titanium is well indicated for intermediate and finishing phases of the orthodontic treatment.

References

1. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod* 1989; 96(2): 100-09.
2. Burstone, C.J. Applications of Bioengineering to Clinical Orthodontics. In: Graber TM, VanarsdallJr RL, Vig KWL. *Orthodontics: current principles and techniques*. 4th ed. Mosby Co; 2005.
3. Burstone, CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod* 1981; 80(1): 1-16.
4. Andreasen GF, Morrow, RE. Laboratory and clinical of nitinol wire. *Am J Orthod* 1978; 73(2): 142-51.
5. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J OrthodDentofacOrtop* 1986; 90(1): 1-10.
6. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1985 Jun; 89(6):445-452.
7. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod* 1980; 77(2):121-32.
8. Orthometric LTDA (2011) Orthometric - soluções em ortodontia, Available at: <http://www.orthometric.com.br/flexy-multi/> (Accessed: 1st October 2011).
9. Drumond, ALM. Avaliação das características superficiais e da resistência friccional de fios ortodônticos de ligas de aço inoxidável, níquel-titânio, beta-titânio e dos fios TiMolium® e Flexy-Multi® [Dissertation] Goiânia: Universidade Federal de Goiás; 2011.
10. DIN EN ISO 15841. Dentistry - wires for use in Orthodontics. Berlin: BeuthVerlag; 2006.

11. Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod* 2001; 120(4): 378-382.
12. Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress related temperature transitional range. *Am J OrthodDentofacOrthop* 2000; 118(6): 685-92.
13. Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod* 2007;77(6):991-8.
14. Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J OrthodDentofacOrthop* 1999; 115(4): 390-5.
15. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Lena A, Scribante A, Vallittu PK, Lassila LV. Force levels of fiber-reinforced composites and orthodontic stainless steel wires: a 3-point bending test. *Am J OrthodDentofacialOrthop* 2008;133(3):410-3.
16. Verstryngne A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J OrthodDentofacialOrthop* 2006;130(4):460-70.
17. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J OrthodDentofacialOrthop* 2010;138(5):623-30.
18. Berger J, Waram T. Force levels of nickel titanium initial archwires. *J ClinOrthod* 2007; 41(5): 286-292.
19. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JAA, Herbison P. Load-deflection characteristics of superelasticnickel-titanium orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 2002;121: 483-95.
20. Adams DM, Power JM, Asgar K. Effects of brackets and ties on stiffness of and archwire. *Am J OrthodDentofacOrthop* 1987; 91(2): 131-36.
21. Kasuya S, Nagasaka S, Hanyuda A, Ishimura S, Hirashita A. The effect of ligation on the load-deflection characteristics of nickel-titanium orthodontic wire. *Eur J Orthod* 2007; 29(6): 578-82.
22. Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod* 1995; 17(5): 395-402.
23. Breuning KH. Efficient tooth movement with early full-size archwires. *J ClinOrthod* 2011; 45(4): 205-208.

24. Vijayalakshmi RD, Nagachandran KS, Kummi P, Jayakumar P.A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with titanium niobium archwires: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2009;20(4):448-52.
25. Gurgel JA, Pinzan-Vercelino CRM, Powers JM. Mechanical properties of beta-titanium wires. *Angle Orthod* 2011; 81(3); 478-83.
26. Dalstra M, Denes G, Melsen B. Titanium-niobium, a new finishing wire alloy. *J ClinOrthod Res* 1999; 3(1): 6-14.
27. Anusavice KJ Phillips' Science of Dental Materials. 11th ed. St Louis: WB Saunders; 2003.

Figure Captions

Figure I. Scanning Electron Microscopy of NiTi/beta-titanium wire (magnification of 190x and 1100x). (1) Beta-titanium alloy; (2) nickel-titanium alloy.

Figure II. Three-bracket bending test with digital control of temperature ($36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). The precision of the thermostat was checked with a mercury thermometer nearby the specimen.

Figure III. Three-bracket bending test.

Figure IV. Load-deflection curves of stainless-steel and NiTi/beta-titanium wires.

Figure V. Load-deflection curves of beta-titanium and NiTi/beta-titanium wires.

Figure VI. Load-deflection curves of nickel-titanium and NiTi/beta-titanium wires.

Figure VII. Compression and tension efforts generated in a sample submitted to a three-point bending test. Adapted from Anusavice²⁷.

Table 1. List of different wire types tested.

Product	Wire size – inches	Manufacturer	Batches
Stainless-steel	0.017” x 0.025”	Morelli (Sorocaba, Brazil)	1364499
		Ormco (Glendora, USA)	01M334M; 5B120B
		Beijing Smart Technology (Beijing, China)	6410
Beta-titanium	0.017” x 0.025”	Morelli (Sorocaba, Brazil)	1546429
		Ormco (Glendora, USA)	02H129H
		Beijing Smart Technology (Beijing, China)	0310
Nickel-titanium (Superelastic)	0.017”x0.025”	Morelli (Sorocaba, Brazil)	554460; 1364395
		Ormco (Glendora, USA)	05G273G
		Beijing Smart Technology (Beijing, China)	1109
NiTi/Beta-titanium	0.017” x 0.025”	Beijing Smart Technology (Beijing, China)	0209; 1109

Table 2. Loading mean forces and standard deviations for the 0.017"x0.025" wires. Homogeneous groups are marked with the same letters according to Tukey Test.

Wire (N=6)	Level of Deflection	Mean (N)	Std. Deviation	Level of deflection	Mean (N)	Std Deviation	Level of deflection	Mean (N)	Std. Deviation
NiTi/beta-titanium 0.017"X 0.025"		1.65 ^a	0.14		4.67 ^a	0.10		10.42 ^a	0.20
Orthometric									
NiTi 0.017"X 0.025" Orthometric		1.85 ^a	0.12		5.02 ^a	0.18		9.98 ^a	0.40
NiTi 0.017"X 0.025" Morelli		1.57 ^a	0.20		4.84 ^a	0.17		10.20 ^a	0.13
NiTi 0.017"X 0.025" Ormco		1.88 ^a	0.16		5.31 ^a	0.16		10.14 ^a	0.24
Beta-titanium 0.017" X 0.025" Orthometric	<i>Loading at 0.5mm of Deflection</i>	2.54 ^b	0.18	<i>Loading at 1.0mm of Deflection</i>	8.34 ^b	0.62	<i>Loading at 1.5mm</i>	16.12 ^b	0.88
Beta-titanium 0.017" X 0.025" Ormco		2.79 ^b	0.09		9.26 ^c	0.49		17.67 ^c	0.78
Beta-titanium 0.017" X 0.025" Morelli		2.88 ^c	0.09		9.35 ^c	0.17		17.91 ^c	0.30
Stainless-steel 0.017" X 0.025" Orthometric		5.28 ^d	0.14		13.59 ^d	0.34		26.22 ^d	0.28
Stainless-steel 0.017" X 0.025" Morelli		5.13 ^d	0.31		13.11 ^d	0.21		25.88 ^d	0.37
Stainless-steel 0.017" X 0.025" Ormco		5.40 ^d	0.19		14.88 ^e	0.65		28.67 ^e	1.32

**Table 3 .Unloading mean forces and standard deviations for the 0.017”x0.025” wires.
Homogeneous groups are marked with the same letters according to Tukey Test.**

N	Wire	Level of Deflection	Mean (N)	Std Deviation	Level of Deflection	Mean (N)	Std Deviation	Level of Deflection	Mean (N)	Std Deviation
6	NiTi/beta-titanium 0.017”X 0.025” Orthometric		10.42 ^a	0.20		3.15 ^a	0.42		0.42 ^a	0.34
6	NiTi 0.017”X 0.025” Orthometric		9.98 ^a	0.40		3.30 ^a	0.36		0.92 ^b	0.07
6	NiTi 0.017”X 0.025” Morelli		10.20 ^a	0.13		3.71 ^a	0.15		0.91 ^b	0.07
6	NiTi 0.017”X 0.025” Ormco		10.14 ^a	0.24		3.17 ^a	0.25		1.03 ^b	0.29
6	Beta-titanium 0.017” X 0.025” Orthometric	Unloading at 1.5mm of Deflection	16.12 ^b	0.88	Unloading at 1.0mm of Deflection	5.89 ^b	0.47	Unloading at 0.5mm of Deflection	0.97 ^b	0.12
6	Beta-titanium 0.017” X 0.025” Ormco		17.67 ^c	0.78		6.71 ^c	0.51		1.61 ^c	0.10
6	Beta-titanium 0.017” X 0.025” Morelli		17.91 ^c	0.30		6.87 ^c	0.14		1.48 ^c	0.11
6	Stainless-steel 0.017” X 0.025” Orthometric		26.22 ^d	0.28		9.84 ^d	0.19		1.82 ^c	0.33
6	Stainless-steel 0.017” X 0.025” Morelli		25.88 ^d	0.37		10.01 ^d	0.09		2.34 ^d	0.11
6	Stainless-steel 0.017” X 0.025” Ormco		28.67 ^e	1.32		11.59 ^e	0.57		2.72 ^d	0.24

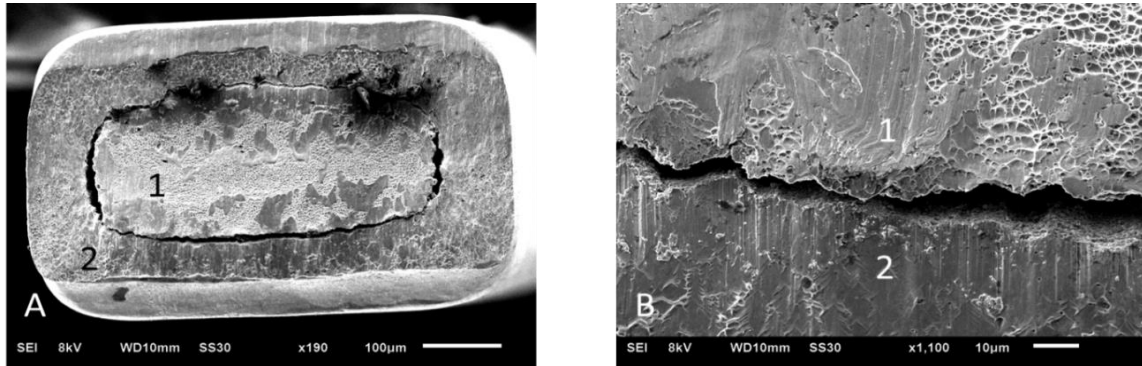


Figure 1. Scanning Electron Microscopy of NiTi/beta-titanium (magnification of 190x and 1100x). (1) Beta-titanium alloy; (2) nickel-titanium alloy⁹.

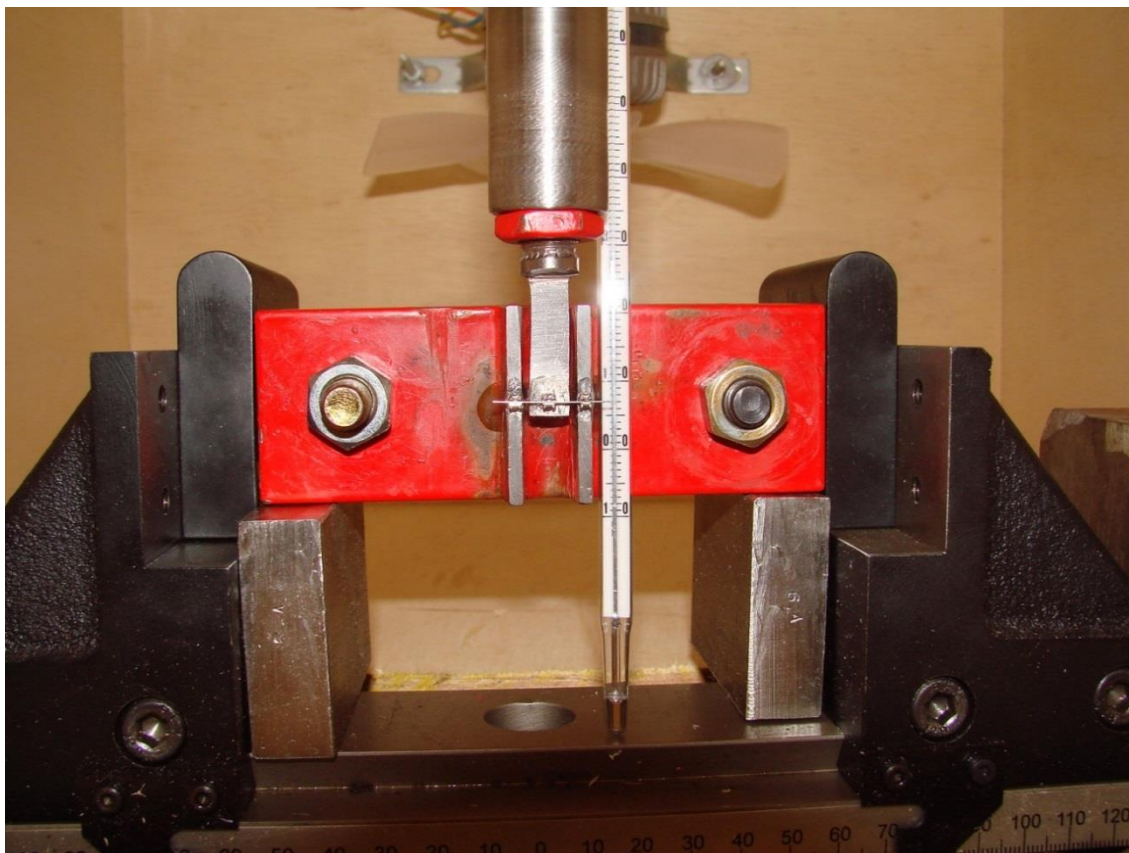


Figure 2. Three-bracket bending test with digital control of temperature ($36^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$). The precision of the thermostat was checked with a mercury thermometer nearby the specimen.



Figure 3. Three-bracket bending test.

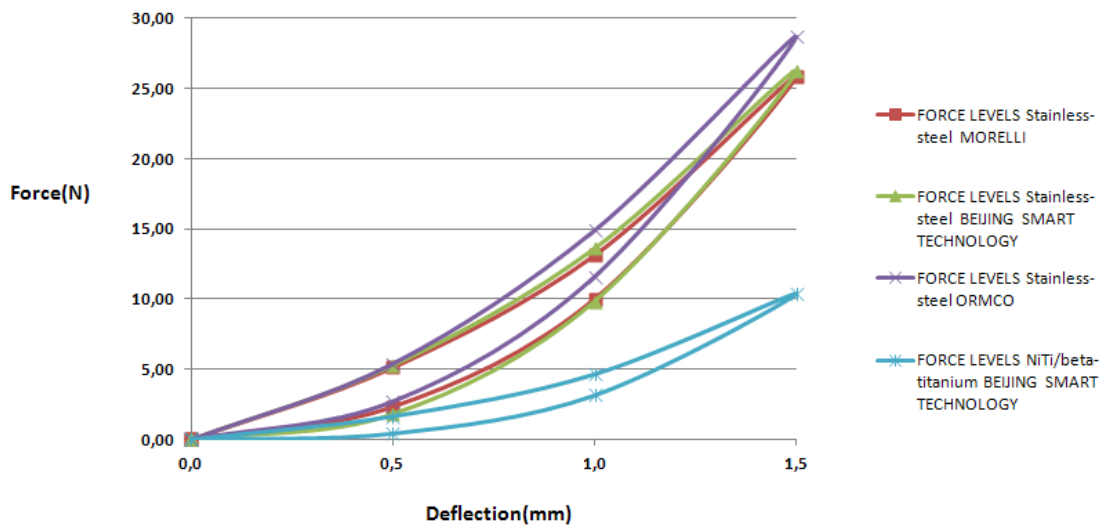


Figure 4. Load-deflection curves of Stainless-Steel and NiTi/beta-titanium wires.

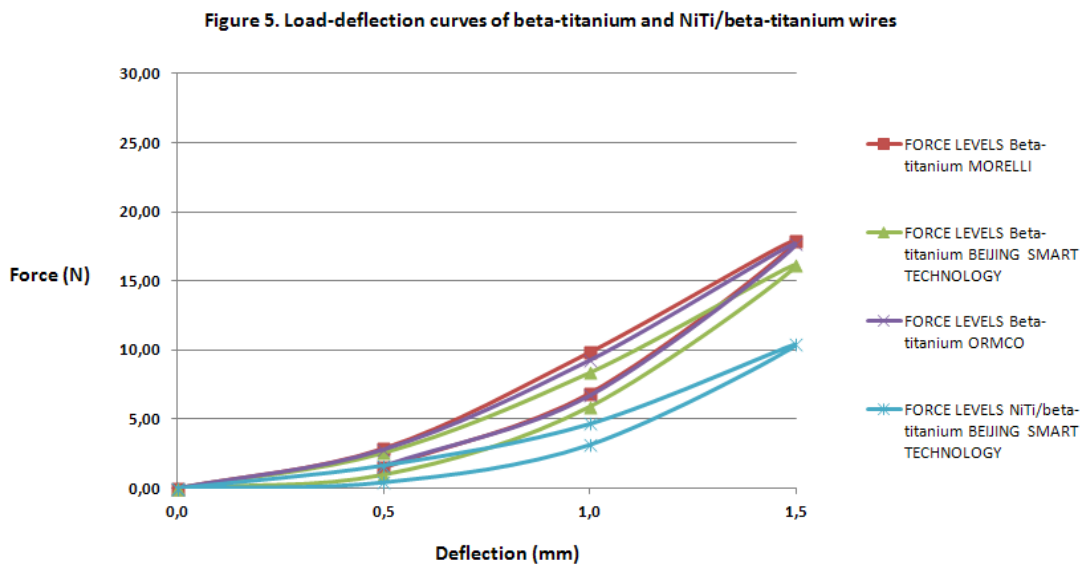


Figure 5. Load-deflection curves of Beta-titanium and NiTi/beta-titanium wires.

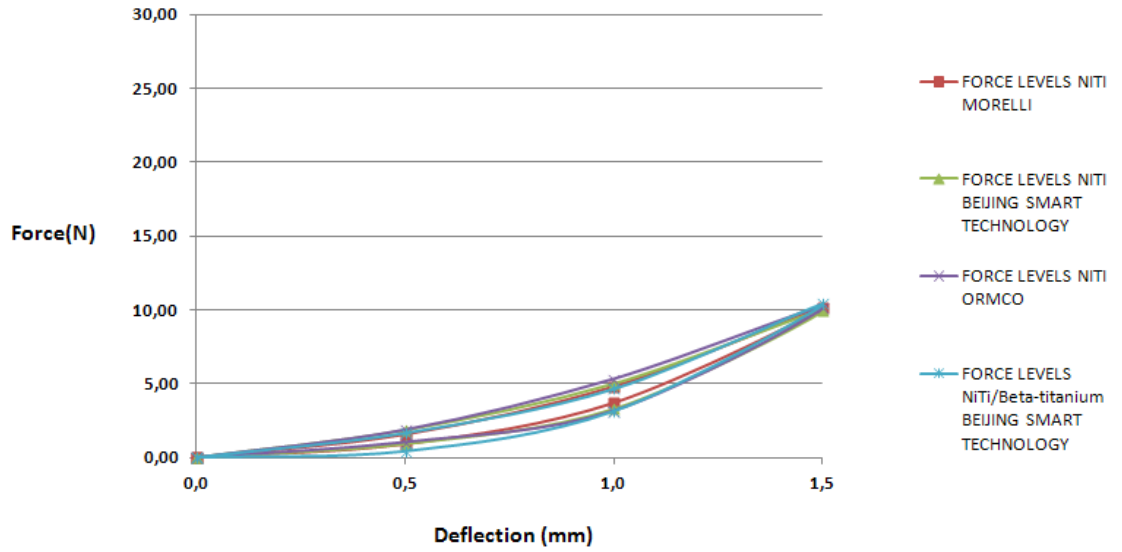


Figure 6. Load-deflection curves of NiTi and NiTi/beta-titanium wires.

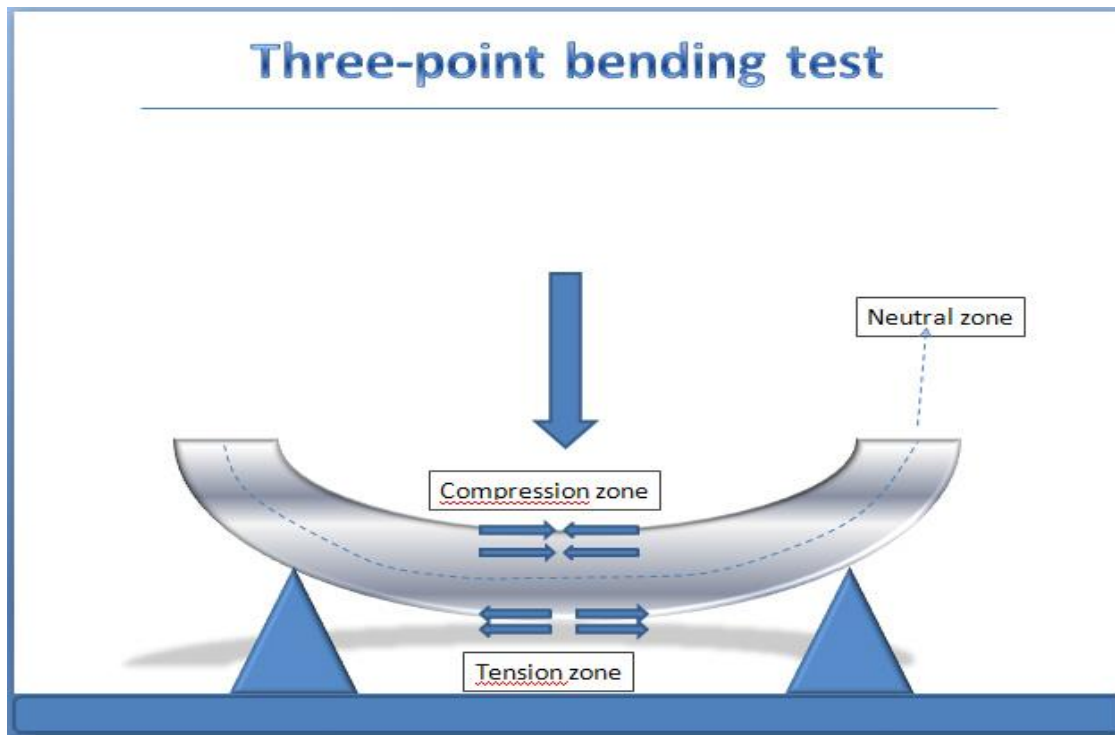


Figure 7. Compression and tension efforts generated in a sample submitted to a three-point bending test. Adapted from Anusavice²⁶.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

1) A avaliação dos fios Flexi-Multi® em ensaios de deflexão mostrou que o material possui características interessantes para a fase de finalização do tratamento ortodôntico como uma proporção carga/deflexão baixa e boa formabilidade.

2) A proporção carga/deflexão do Flexi-Multi®, em termos gerais, se mostrou de forma intermediária entre os fios de níquel-titânio e beta-titânio das marcas comerciais Morelli, Ormco e Orthometric.

3) O Flexi-Multi® apresentou mais perda de força ao final do ensaio de deflexão, provavelmente devido a uma maior susceptibilidade do material à deformação plástica.

4) O fio Flexy-Multi® apresentou uma certa variabilidade de comportamento mecânico quando da realização dos ensaios de deflexão, especialmente ao final dos ensaios, ou seja, nos níveis finais de desativação.

5) A variabilidade de comportamento do Flexi-Multi® pode ser devido a uma ausência de continuidade entre as ligas que o compõem, gerando um *gap* entre

as camadas de níquel-titânio e beta-titânio. A uniformidade deste *gap* pode não haver entre lotes diferentes do material e até mesmo ao longo da estrutura de um mesmo fio.

6) Ensaios de deflexão com mais amostras são sugeridos. Tanto ensaios em corpos de prova de mesmo lote, quanto em lotes diferentes são interessantes para uma comparação, visando checar o controle de qualidade na produção do Flexi-Multi®.

7) A realização de ensaios em segmentos diferentes de um mesmo arco também seria válida, no intuito de avaliar se o material não possui pontos mais sujeitos à deformação que outros. Haveria um controle da dimensão do *gap* entre as ligas ao longo do mesmo corpo de prova?

8) Já que o Flexi-Multi® é um fio de finalização, ensaios de torção seriam interessantes em estudo futuros, já que a incorporação de torque às vezes é relevante nesta fase do tratamento.

9) Mesmo não sendo tão relevantes do ponto de vista clínico, seria válida a condução de ensaios de tração para checar a uniformidade ou não de comportamento do Flexi-Multi® neste tipo de teste mecânico.

REFERÊNCIAS

1. BURSTONE, C.J. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: GRABER, TM; VANARSDALL Jr, R.L. **Ortodontia: princípios e técnicas**. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p.228-56.
2. 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 Dentofac Orthop**, v.90, n.1, p. 1-10, 1986.
3. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. New American Dental Association specification n° 32 for orthodontic wires not containing precious metals. **J Am Dent Assoc**, v.95, n.6, p.1169-71, 1977.
4. BRITISH STANDARDS INSTITUTION. **BS 3507: Orthodontic wire and tape and dental ligature wire**. 2.ed. London: 1976. p.1-4.
5. NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R. et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending testes. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.115, n. 4, p. 390-5, 1999.
6. DIN EN ISO 15841. **Dentistry - wires for use in Orthodontics**. 1.ed. Berlin: Beuth Verlag, 2006. p.1-12.
7. LIJIMA, M.; MUGURUMA, T.; BRANTLEY, W.A.; MIZOGUCHI, I. Comparisons of nanoindentation, 3-point bending, and tension tests for orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.140, n.1, p. 65-71, 2011.
8. TANEJA, P.; DUNCANSON JR.; M. G.; KHAJOTIA, S. S.; NANDA, R. S. Deactivation force-deflection behavior of multistranded stainless steel wires. **Am J Orthod Dentifac Orthop**, v. 124, n. 1, p. 61-8, 2003.
9. GURGEL, J.A; KERR, S.; POWERS, J.M.; LECRONE, V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.120, n.4, p. 378-82, 2001.
10. BASTOS, R.A; COTRIM-FERREIRA, F.A; CARVALHO, P.E.G; KIMURA, A.S; PANASSOLO, G; GURGEL, J.A. Análise da relação carga/deflexão

de fios ortodônticos de titânio-nióbio e aço inoxidável. **Ortodontia SPO**, v.40, n.3, p.191-96, 2007.

11. PROFITT, W.R. Mechanical principles in orthodontic force control. In: _____. **Contemporary Orthodontics**. 4. ed. Canada: Mosby Elsevier, 2007. p.359-94.
12. SEGNER, D; IBE, D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. **Eur J Orthod**, v. 17, p. 395-402, 1995.
13. OLIVEIRA, E.J. Vigas (alavancas). In: _____. **Biomecânica básica para ortodontistas**. Belo Horizonte: Bioengenharia UFMG, 2000. p. 50-60.
14. GURGEL, J.A.; RAMOS, A.L.; KERR, S.D. Fios ortodônticos. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 6, n.4, p. 103-14, 2001.
15. ANUSAVICE, K. J. **Phillips ciencia de los materiales dentales**. 11.ed. Madrid: Elsevier, 2004. p.805.
16. BURSTONE, C.J. Variable-modulus orthodontics. **Am J Orthod**, v.80, n.1, p.1-16, 1981.
17. BRAUN, S.; SJURSEN Jr, R.C.; LEGAN, H.L. Variable modulus orthodontics advanced through an auxiliary archwire attachment. **Angle Orthod**, v.63, n.3, p.219-22, 1997.
18. BREUNING, K.H. Efficient tooth movement with early full-size archwires. **J Clin Orthod**. v.45, n.4, p. 205-8, 2011.
19. GARREC, P; TAVERNIER, B; JORDAN, L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire. **Eur J Orthod**, v.27, n.4, p. 402-7, 2005.
20. KAPILA, S; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentifac Orthop**, v. 96, n.2, p.100-09, 1989.
21. MATASA, C.G. Biomateriais em Ortodontia In: GRABER, T.M; VANARSDALL Jr, R.L. **Ortodontia: princípios e técnicas**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. p.269-99.
22. KIM, H.; JOHNSON, J.W. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. **Angle Orthod**, v. 69, n.1, p. 39-44, 1999.

23. OSHIDA, Y. Materials classification. In: _____ **Bioscience and bioengineering of titanium materials**, 1.ed. Oxford: Elsevier, 2007. p. 11-22.
24. KAUFFMAN, G.B.; MAYO, I. The story of Nitinol: the serendipitous discovery of the memory metal and its applications. **Chem. Educator**. v.2, n.2, p.1-21, 1996.
25. SEHITOGLU, Huseyin et al. Deformation of NiTiCu shape memory single crystals in compression. **Metallurgical and Materials Transactions**, v. 32, n.3, p. 477-89, 2001.
26. ANDREASEN, G.F; MORROW, R.E. Laboratory and clinical of nitinol wire. **Am J Orthod**, v.73, n.2, p.142-51, 1978.
27. ANDREASEN, G.F. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019” inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31°C and 45°C **Am J Orthod**, v.78, n.5, p.528-37, 1980.
28. BURSTONE C.J.; QIN, B.; MORTON, J.Y. Chinese NiTi wire – a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v.89, n.6, p. 445-52, 1985.
29. MIURA F, MOGI M, OKAMOTO Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **J Clin Orthod**, v.24, n.9, p. 544-48, 1990.
30. KHIER, S.E.; BRANTLEY, W.A.; FOURNELLE, R.A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v.99, n.4, p.310-318, 1991.
31. GURGEL, J.A.; KERR, S.; POWERS, J.M.; PINZAN, A. Torsional properties of commercial nickel titanium wires during activation and deactivation. **Am. J. Dentofac. Orthop**, v. 120, n.1, p.76-79, 2001.
32. BURSTONE, C.J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v. 77, n.2, p.121-32, 1980.
33. EARL, J. Relative stiffness of beta titanium archwires. **Angle Orthod**, v.73, n.3, p. 259-69, 2003.
34. KLUMP, J.P.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F. Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop**, v. 106, n.6, p. 588-96, 1994.
35. ORTHOMETRIC IMPORTADORA E EXPORTADORA LTDA. **Orthometric - soluções em orthodontia**. Marília: 2011 Disponível em: <

<http://www.orthometric.com.br/flexy-multi/>> Acesso em: 06 Dezembro 2011.

36. BEIJING SMART TECHNOLOGY CO., LTD. **Products: NiTi/TMA archwire and diamond/carbide blur**. Beijing: 2011. Disponível em: <http://bjsdsmart.en.ec21.com/NiTi_TMA_Arch_Wire_Diamond--498503_571998.html > Acesso em: 06 Dezembro 2011.
37. VIJAYALAKSHMI, R.D.; NAGACHANDRAN, K.S.; KUMMI, P.; JAYAKUMAR, P. A comparative evaluation of metallurgical properties of stainless steel and TMA archwires with titanium and titanium niobium archwires - and in vitro study. **Indian J Dent**, v.20, n.4, p.448-52, 2009.
38. KUSY, R.P. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. **Angle Orthod**, v.67, n.3, p.197-208, 1997.
39. GURGEL, J.A.; PINZAN-VERCELINO, C.R.M.; POWERS, J.M. Mechanical properties of beta-titanium wires. **Angle Orthod**, v.81, n.3, p. 478-483, 2011.
40. LAHEURTE, P.; EBERHARDT, A.; PHILIPPE, M.J.; DEBLOCK, L. Improvement of pseudoelasticity and ductibility of Beta III titanium alloy - application to orthodontic wires. **Eur J Orthod**, v.29, n.1, p. 8-13, 2007.
41. ADAMS, D.M.; POWER, J.M.; ASGAR, K. Effects of brackets and ties on stiffness of and archwire. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, v. 91, n.2, p. 131-36, 1987.
42. KASUYA, S.; NAGASAKA, S.; HANYUDA, A.; ISHIMURA, S.; HIRASHITA, A. The effect of ligation on the load-deflection characteristics of nickel-titanium orthodontic wire. **Eur J Orthod**, v.29, n.6, p. 578-82, 2007.

ANEXOS

Anexo 1. Normas American Journal of Orthodontics Dentofacial Orthopedics



Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics uses the Elsevier Editorial System (EES), an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the AJO-DO EES website: ees.elsevier.com/ajodo.

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
University of Washington
Department of Orthodontics, D-569
HSC Box 357446
Seattle, WA 98195-7446
Telephone (206) 221-5413
E-mail: vgkokich@u.washington.edu

General Information

The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the Journal nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo .

Before you begin, please review the guidelines below. To view a 7-minute video explaining how to prepare your article for submission, go to [Video on Manuscript Preparation](#)

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.

2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.

3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the AMA Manual of Style, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text.

Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed copyright release and submit it via EES.

8. Conflict of interest statement. Use the International College of Medical Journal Editors Form for the Disclosure of Conflict of Interest (ICMJE Conflict of Interest Form). If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. Institutional Review Board approval. For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram (go to Video on CONSORT and PRISMA). For complete instructions, see our Guidelines for Systematic Reviews and Meta-Analyses.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram (go to Video on CONSORT and PRISMA). For complete instructions, see our Guidelines for Randomized Clinical Trials.

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via EES.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A high quality manuscript must include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, treatment alternatives, treatment progress, and treatment results; and discussion. The submitted figures must include extraoral and intraoral photographs

and dental casts, panoramic radiographs, cephalometric radiographs, and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate. Complete Case Report Guidelines can be downloaded from Case Report Guidelines

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Letters to the Editor must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the submission.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA 98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

____ Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

____ Abstract

____ Article proper, including references and figure legends

____ Figures, in TIF or EPS format

____ Tables

____ Copyright release statement, signed by all authors

____ Photographic consent statement(s)

____ Conflict of interest statement

____ Permissions to reproduce previously published material

Updated November 2011

Copyright © 2011 Elsevier Inc. All rights reserved. | [Privacy Policy](#) | [Terms & Conditions](#) | [Feedback](#) | [About Us](#) | [Help](#) | [Contact Us](#)

The content on this site is intended for health professionals.

Advertisements on this site do not constitute a guarantee or endorsement by the journal, Association, or publisher of the quality or value of such product or of the claims made for it by its manufacturer.