

COMPARAÇÃO DA RAZÃO CARGA/DEFLEXÃO ENTRE FIOS ORTODÔNTICOS DE NI-TI TERMOATIVADOS 0,014"X0,025" e 0,016"X0,022"

COMPARISON OF THE LOAD/DEFLECTION RATIO BETWEEN THE HEAT-ACTIVATED NI-TI ORTHODONTIC WIRES 0.014"X0.025" AND 0.016"X0.022"

**Paulo Henrique Freitas dos REIS¹; José Maria Ferreira de SOUZA¹;
Wagner de Sousa RUELLA¹; Luiz Renato PARANHOS²; Maurício Tatsuei SAKIMA³;
Luciana Monti LIMA-RIVERA⁴.**

1. Cirurgião-dentista, Mestre em Biologia Oral pela Universidade do Sagrado Coração e Professor do Curso de Especialização em Ortodontia da Funorte, Montes Claros, MG, Brasil. 2. Cirurgião-Dentista, Professor Adjunto da Universidade Federal de Sergipe, Lagarto, SE, Brasil. 3. Cirurgião-dentista, Doutor em Ortodontia, Professor do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Araraquara, SP, Brasil. 4. Doutora em Ciências Odontológicas - UNESP, Professora do Programa de Pós-Graduação em Biologia Oral da Universidade do Sagrado Coração – USC, Bauru, SP, Brasil. lulima@yahoo.com

RESUMO: O conhecimento sobre as propriedades mecânicas dos fios de Níquel-Titânio (NiTi) termoativados das marcas mais acessíveis do mercado nacional ainda é limitado. Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar e comparar por meio de testes de deflexão em 03 braquetes, os fios NiTi termo ativados retangulares de calibre 0,014"x0,025" e 0,016"x0,022" de diferentes marcas (MORELLI[®] ORMCO[®], ORTHOSOURCE[®], ORTHOMETRIC[®], EURODONTO[®] e ADITEK[®]). Todos os testes foram realizados na máquina de ensaio universal EMIC DL 2000 sob condições idênticas e controladas a uma temperatura de 36°C ± 0,5°C. Cinco medições (N=5) foram realizadas para cada espessura/marca de fio que foi deflexionado até um limite de 4,0mm a uma velocidade de 1,0mm/min. A cada 0,2mm (ida e volta) de deflexão a força correspondente foi aferida para a construção do gráfico de força x deflexão no programa Tesc versão 3.04. Cada gráfico foi avaliado individualmente segundo as seguintes variáveis: início da transformação martensítica (cN e mm), força máxima (cN), início e final do platô de desativação (cN e mm) e comprimento do platô (mm). As médias e o desvio padrão foram calculados para todas as variáveis e a análise estatística foi feita pelos testes ANOVA 2 critérios e Turkey ou Kruskal-Wallis e Dunn, a um nível de significância de 5%. Os resultados evidenciaram que nos testes dos fios 0,014"x0,025" as marcas ORTHOMETRIC[®] e ORMCO[®] apresentaram os melhores resultados, assim como os fios das marcas MORELLI[®] e ORTHOSOURCE[®] para os fios 0,016"x0,022". De uma forma geral, os fios de calibre 0,014"x0,025" apresentaram níveis de força no platô de desativação até 6 x menores que os de calibre 0,016"x0,022".

PALAVRAS-CHAVE: Ortodontia. Fios ortodônticos. Propriedades físicas.

INTRODUÇÃO

O surgimento dos fios de ligas de níquel-titânio (NiTi) na Odontologia foi de extrema importância, e atualmente é um material fortemente recomendado para os tratamentos ortodônticos. Quando Buehler et al. (1963) desenvolveram o chamado Nitinol[®] (NiTi) e Andreasen e Morrow (1978) o apresentaram à classe odontológica, as mudanças e aprimoramentos que ocorreram nas técnicas de tratamento foram irreversíveis e trouxeram grandes avanços, tanto nos resultados obtidos quanto no conforto para o paciente e o profissional (CHEN et al., 1992; LIPSHATZ et al., 1992).

As propriedades e características dessas ligas permitem grandes ativações com forças resultantes leves (ANDREASEN; MORROW, 1978) e constantes (KUSY, 1997), facilitando o

trabalho do profissional durante a fase inicial do tratamento ortodôntico.

Após o advento dos fios de NiTi, outras ligas com propriedades ainda mais aperfeiçoadas, como a superelasticidade e a memória de forma (MIURA et al., 1986), demarcaram os procedimentos que hoje são praticamente padrão na clínica ortodôntica.

As propriedades das ligas de NiTi termoativadas ainda são pouco conhecidas pelo clínico, que adquire e utiliza um material sem o perfeito domínio de suas características mecânicas. O conhecimento dessas características é fundamental para que o profissional conduza corretamente o tratamento de seu paciente, sem a ocorrência de dor, de reabsorções, de perdas de ancoragem ou de outros contratempos. Por isso, o estudo das transformações alotrópicas por que passa a liga de níquel-titânio torna-se essencial para qualquer um que a utilize.

Compreender as situações em que há vantagens e desvantagens no uso de fios de ligas estabilizadas ou termoativadas traz ao ortodontista a segurança de que estará empregando o material mais aconselhado para uma situação específica (GURGEL et al., 2001), inclusive no que se refere a custos, visto que algumas ligas são de difícil acesso no mercado, motivo pelo qual se tornam dispendiosas. Diante disso, a escolha dos fios utilizados nesta pesquisa se deve ao interesse clínico/econômico de se analisar laboratorialmente fios propostos, buscando alternativas que tenham qualidade e preços mais acessíveis. Desta forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar e comparar as propriedades mecânicas, por meio de testes de deflexão em 03 braquetes, de fios NiTi termo ativados retangulares de calibres 0,014''x0,025'' e 0,016''x0,022'' de diferentes marcas comerciais, mais facilmente encontradas no mercado nacional.

MATERIAL E MÉTODOS

Este estudo experimental foi realizado por meio de ensaios de flexão em três braquetes conduzidos no Laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Odontologia de Araraquara (UNESP), utilizando a máquina para ensaios mecânicos EMIC DL 2000 (EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaios LTDA, São José doas Pinhais, PR, Brasil) e célula de carga de 0,5KN ou 50kgf.

Foram utilizados fios ortodônticos retangulares calibres 0,014''x0,025'' e 0,016''x0,022'' de diferentes marcas que compuseram os grupos experimentais comparados. As descrições das amostras, fios, marcas, lotes e registros para cada grupo experimental estão descritas no Quadro 1.

Quadro 1. Descrições das amostras, fios, marcas, lotes e registros grupo experimental. Divisão dos grupos.

PRODUTO	Calibre	Fabricante	Lotes	Nome Comercial
Cu NiTi	0,014x0,025	ORMCO® (Glendora, USA)	11 S 249	Ni-Ti®
Niti Termo	0,016x0,022	MORELLI® (Sorocaba, Brasil)	1639569	Superelástico NiTi®
Niti Termo	0,014x0,025	ORTHOMETRIC® (Marília, Brasil)	1201425201	Flexy-Superelastic®
Niti Termo	0,016x0,022	ORTHOMETRIC® (Marília, Brasil)	1112622112	Flexy-Superelastic®
Niti Termo	0,016x0,022	ORTHOSOURCE® (Porto Alegre, Brasil)	1101	_____
Niti Termo	0,014x0,025	ADITEK®	5110945 C 120222	_____
Niti Termo	0,014x0,025	EURODONTO®	11082201	_____

Neste estudo o fio 0,016''x0,022'' foi proposto como uma possível alternativa de substituição para o fio 0,014''x0,025'', devido à inexistência do fio 0,014''x0,025'' das marcas MORELLI® (Sorocaba, SP, Brasil, Reg Anvisa 10396830039) e ORTHOSOURCE® (Porto Alegre, RS, Brasil, Reg Anvisa 80316910003, Produto Importado, fabricado por Jinsung Industrial CO, LTDA- Coréia do Sul). Para a marca ORTHOMETRIC® (Marília, SP, Brasil, Reg Anvisa 80328810003, Produto Importado, fabricado por G&H Wire Company Franklin In USA) testou-se tanto o fio 0,014''x0,025'', quanto o fio 0,016''x0,022'', já que esta marca disponibiliza os 2 tamanhos no mercado. Para as marcas ORMCO®, EURODONTO® e ADITEK® foram testados os fios 0,014''x0,025'', pela sua disponibilidade. Cada arco de fio forneceu dois

segmentos de fios retos seccionados das porções posteriores do arco.

Todos os testes foram realizados sob condições idênticas e controladas. A temperatura de realização dos ensaios (36°C±0,5°C) esteve controlada por meio de um termostato eletrônico digital (Full Gauge Controls, Modelo TIC-17RGT) em um compartimento térmico fechado construído especificamente para a realização dos ensaios.

O termostato foi ligado meia hora antes do início dos ensaios para alcançar uma maior uniformidade da temperatura na porção interna do compartimento e antes de cada novo ensaio, aferições do termômetro e do termostato estavam dentro da faixa de temperatura ideal.

Dois dispositivos em alumínio foram especialmente confeccionados para adaptação na EMIC (porção inferior e porção superior) e realização dos ensaios. Braquetes autoligados de

incisivos inferiores (*In-Ovation R, slot 0,022"x0,028"*, prescrição Roth, Dentisply GAC) foram utilizados como suporte aos fios na realização dos ensaios. A utilização de braquetes autoligados passivos visou eliminar a variável do tipo de ligadura na realização dos testes de flexão.

Primeiramente, os braquetes das extremidades (dispositivo inferior) foram colados de forma passiva entre si em suporte metálico confeccionado para a realização dos experimentos. Em seguida, o braquete central, que aplicou a carga

ao fio, seguiu o mesmo critério de colagem passiva em relação aos outros dois, sendo, no entanto, fixado a outra estrutura metálica acoplada à célula de carga (dispositivo superior), em sistema de rosca e parafuso, adaptada à EMIC. Todo o conjunto estava adaptado de forma a permitir que o dispositivo superior, no qual braquete central foi colado, ficasse livre para movimentação, gerando deflexão do fio, com movimento gerenciado pela EMIC (Figura 1) e a distância inter-bráquetes final foi de 5mm.

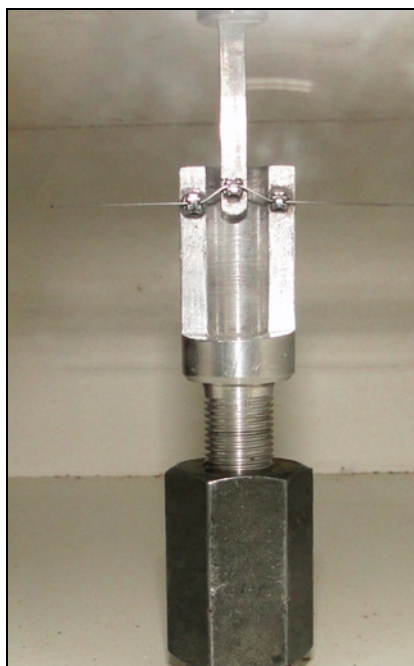


Figura 1. Braquetes colados aos dispositivos (superior e inferior), demonstrando a movimentação do fio ortodôntico durante o ensaio em 3 braquetes.

Os braquetes foram colados com Cimento Resinoso Adesivo RelyX^{MR} (ARC, Reg Anvisa 100002070114 3M do Brasil, Sumaré, SP) após confecção de cavidade retentiva com brocas diamantadas de cone invertido nos dispositivos e preenchimento destas cavidades com resina fotopolimerizável. Embora outras pesquisas tenham sido realizadas com a colagem dos braquetes com adesivo epóxi, devido ao nosso dispositivo ter sido confeccionado em alumínio, após alguns insucessos no início com descolagem dos braquetes, optou-se por fazer a colagem conforme descrito acima.

Cinco medições (N=5) foram realizadas para cada espessura/marca de fio, seguindo especificação internacional adotada para este tipo de teste e estudo prévio de teste de deflexão de fios termoativados com controle de temperatura (Sakima et al, 2006). A porção mediana do segmento foi deflexionada por meio do braquete colado no suporte acoplado à máquina universal de ensaio até

um limite de 4,0mm a uma velocidade de 1,0mm/min. A cada 0,2mm de deflexão a força correspondente era aferida de forma automática para a construção do gráfico de força x deflexão. Ao se alcançar o limite de 4,0mm de deflexão, o processo era revertido medindo-se a força no retorno a cada 0,2mm de deflexão, também de forma automática. O gerenciamento dos ensaios foi realizado pelo software Tesc, versão 3.04, onde foram registrados todos os valores de força e o gráfico gerado para cada deflexão. Os valores apurados na EMIC foram gerados em Newtons e depois transformados em centi-Newtons (cN) por considerar-se mais fácil a compreensão devido a proximidade de valores com Kgf - que é o valor usualmente mais utilizado pelos profissionais.

Variáveis de estudo e análise estatística

A curva de ativação/desativação dos fios de NiTi é caracterizada por 03 fases distintas,

refletindo a transformação entre as fases austenítica e martensítica. Para análise e comparação das curvas dos diferentes fios, as 6 seguintes variáveis foram analisadas: - **ITMf** = força em cN no início da transformação martensítica (ITM); - **ITMd** = deslocamento em mm até o ponto do ITM; - **Fmax** = força máxima medida em cN. É a força

correspondente á tensão elástica máxima no teste realizado; - **IPf** = força máxima medida em cN no início do platô (IP); - **FPd** = força máxima medida em cN no final do platô (FP); - **CP** = comprimento do platô de desativação medido em mm (Figura 2).

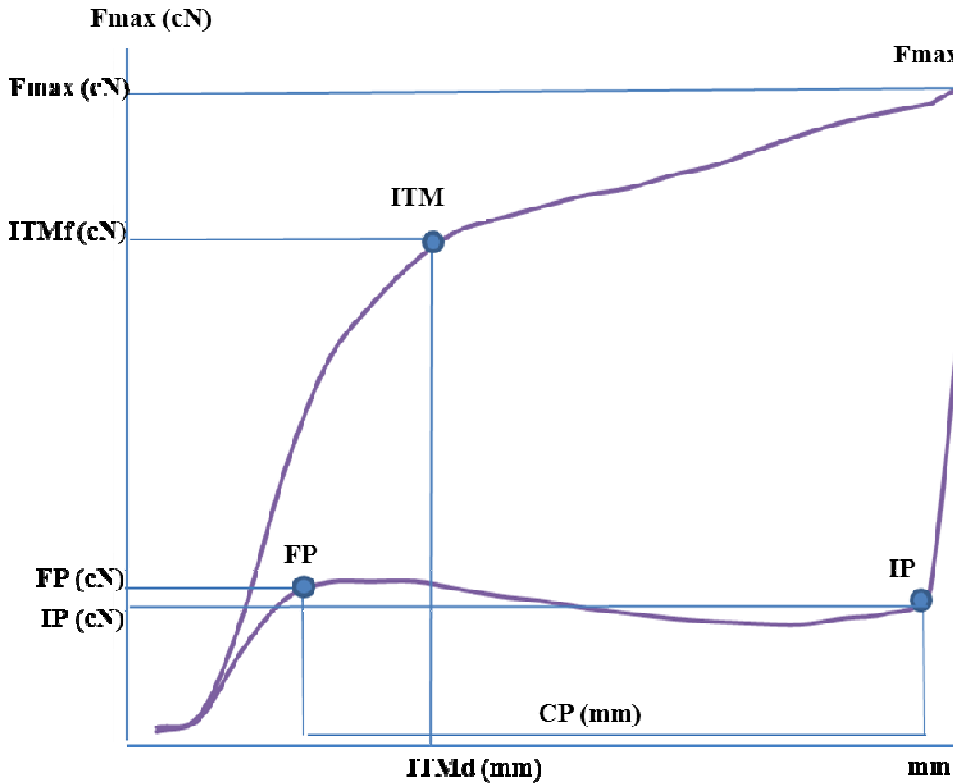


Figura 2. Curva típica de força (cN) e deslocamento (mm) onde estão identificadas as variáveis avaliadas neste estudo.

As médias e o desvio padrão foram calculados para todas as variáveis de cada teste. O teste de normalidade utilizado foi o teste de Shapiro-Wilk e diante de amostras com distribuição normal ($p > 0,05$) o teste utilizado para avaliar as variáveis inter e intra-grupos foi o teste ANOVA 2 critérios. Sempre que significativo o teste de comparações múltiplas de Turkey foi utilizado como pós-teste. Para dados não-normais ($p < 0,05$) o teste utilizado foi de Kruskal-Wallis e pós teste de Dunn. O nível de significância adotado em todos os testes

estatísticos foi de 5% e as análises foram realizadas no software Bioestat® versão 5.0.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

As Tabelas de 1 a 6 apresentam o comportamento médio dos testes realizados nas cinco amostras de cada marca comercial para cada uma das variáveis estudadas, assim como as diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

Tabela 1. Média e desvio padrão (M±DP) da ativação em força (cN) do ponto de início da transformação martensítica (ITMf).

Fio/Marca	ORMC O	ADITE K	EURO	METRI C	MORELLI	SOURCE	P
0,014"x0,025"	574±48	755±19 ^A	635±33	454±20	-----	-----	<0,01
0,016"x0,022"	-----	-----	-----	1075±28	785±21 ^A	954±13	*

Houve diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos, exceto nos grupos com letras IGUAIS, que representam ausência de diferença estatisticamente significante; *ANOVA 2 critérios ($p < 0,05$) e pós teste de Tukey ($p < 0,01$).

Tabela 2. Média e desvio padrão (M±DP) da ativação em milímetros (mm) do ponto de início da transformação martensítica (ITMd).

Fio/Marca	ORMCO	ADITEK	EURO	METRIC	MOREL LI	SOURCE	P
0,014"x0,025 ,,	1,2±0,2	1,4±0	1,6±0 ^{AB}	1±0 ^{AC}	-----	-----	<0,05*
0,016"x0,022 ,,	-----	-----	-----	1,6±0 ^{CD}	1,2±0 ^{BD}	1,4±0	

Letras IGUAIS significam diferenças estatisticamente significantes; *Kruskall-Wallis (p<0,05) e pós teste de Dunn (p<0,05).

Tabela 3. Média e desvio padrão (M±DP) da força máxima medida em cN.

Fio/Marca	ORMCO	ADITEK	EURO	METRI C	MOREL LI	SOURC E	P
0,014"x0,025" 0,016"x0,022"	868±134 ^{ABC}	1035±48 ^D	833±45 ^{AE}	827±65 ^{BE}	-----	-----	<0,01*
	-----	-----	-----	1924±109	1011±25 ^{CD}	1324±32	

Houve diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos, exceto nos grupos com letras IGUAIS, que representam ausência de diferença estatisticamente significantes; *ANOVA 2 critérios (p<0,05) e pós teste de Tukey (p<0,01).

Tabela 4. Média e desvio padrão (M±DP) do início do platô de desativação (IPf) medido em força (cN).

Fio/Marca	ORMCO	ADITEK	EURO	METRI C	MORELL I	SOURC E	P
0,014"x0,025 ,,	143±46 ^{ABC} D	181±13 ^{AE}	114±41 ^{BF} G	18±10	-----	-----	<0,01 *
0,016"x0,022 ,,	-----	-----	-----	90±11 ^{DG}	157±15 ^{CEF}	269±13	

Houve diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos, exceto nos grupos com letras IGUAIS, que representam ausência de diferença estatisticamente significantes; *ANOVA 2 critérios (p<0,05) e pós teste de Tukey (p<0,01).

Tabela 5. Média e desvio padrão (M±DP) do final do platô de desativação (FPf) medido em força (cN).

Fio/Marca	ORMCO	ADITEK	EUR O	METRIC	MORELL I	SOURCE	P
0,014"x0,025 ,,	190±30 ^{AB}	177±30 ^{AC}	41±33 ^D	26±20 ^D	-----	-----	<0,01*
0,016"x0,022 ,,	-----	-----	-----	109±10	162±19 ^{BC}	277±8	

Houve diferenças estatisticamente significantes entre todos os grupos, exceto nos grupos com letras IGUAIS, que representam ausência de diferença estatisticamente significantes; *ANOVA 2 critérios (p<0,05) e pós teste de Tukey (p<0,01).

Tabela 6. Média e desvio padrão (M±DP) do comprimento do platô de desativação (CP) medido em milímetros (mm).

Fio/Marca	ORMCO	ADITEK	EURO	METRI C	MORELL I	SOURC E	P
0,014"x0,025 ,,	3±0,28 ^{AB}	2,48±0,1 8	1,68±0,27 ^A C	2,56±0,0 9	-----	-----	<0,05 *
0,016"x0,022 ,,	-----	-----	-----	2,±0 ^B	2,4±0	2,6±0 ^C	

Letras IGUAIS significam diferenças estatisticamente significantes; *Kruskall-Wallis (p<0,05) e pós teste de Dunn (p<0,05).

Vale notar que analisando entre calibres, não há relação entre o calibre do fio e o comprimento do platô já que na ordem crescente há alternância de grupos.

As Figuras 3 a 5 mostram as curvas médias de ativação e desativação completas dos grupos de fios testados.

Fios ortodônticos muitas vezes são ofertados no mercado sem que suas propriedades mecânicas sejam divulgadas. Mesmo quando apresentadas pelos fabricantes ou importadores, não podem ser comparadas a produtos similares devido às condições de medições e especificações serem diferentes entre os fabricantes (NAKANO et al.,

1999). Contudo, é de fundamental importância para o profissional o conhecimento de tais propriedades para que possa escolher o fio mais apropriado para

um determinado procedimento. Nem todos os fios servem para um mesmo propósito.

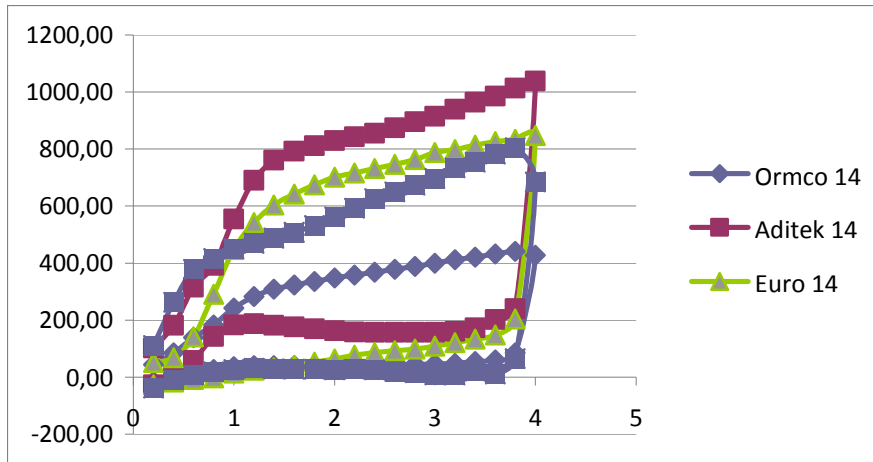


Figura 3. Comparação entre as curvas de ativação e desativação das médias dos fios 0,014"x0,025" das diferentes marcas avaliadas neste estudo (valores em cN x mm).

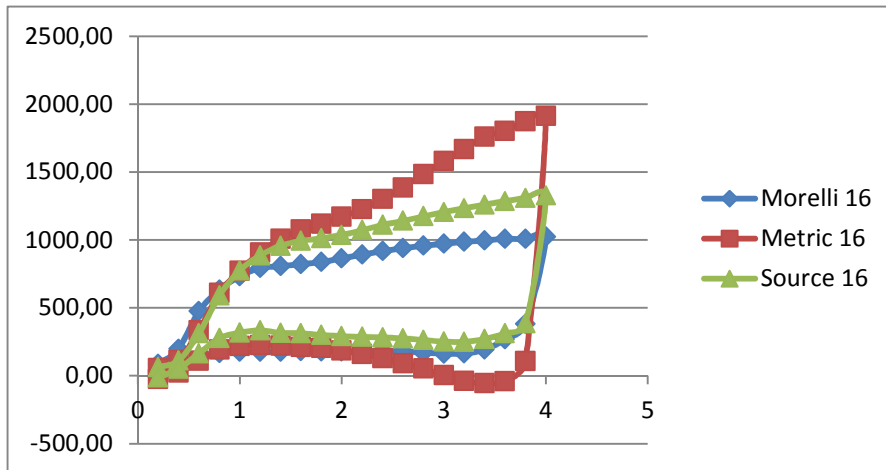


Figura 4. Comparação entre as curvas de ativação e desativação das médias dos fios 0,016"x0,022" das diferentes marcas avaliadas neste estudo (valores em cN x mm).

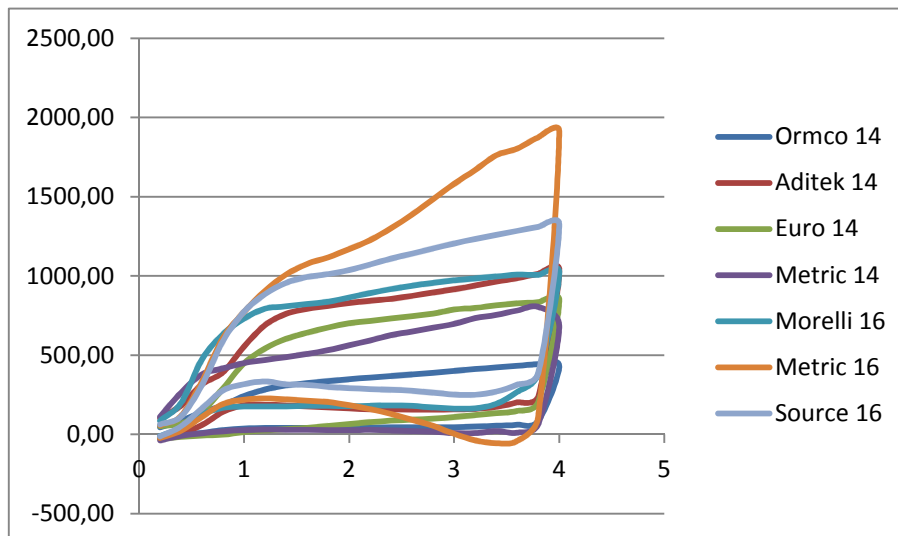


Figura 5. Comparação entre as curvas de ativação e desativação das médias dos fios 0,014"x0,025" e dos fios 0,016"x0,022" das diferentes marcas avaliadas neste estudo (valores em cN x mm).

Avaliou-se fios de NiTi de calibre 0,014''x0,025'' e 0,016''x0,022'' por serem os fios retangulares mais usados no início (alinhamento e nivelamento) do tratamento. Todos os fios testados foram encontrados com facilidade no mercado nacional, e são classificados como termoativados, exceto o fio da ORMCO, que é classificado como termoativados CuNiTi.

Segundo autores (CABRERA; CABRERA, 2000), a incorporação do cobre nas ligas de Níquel Titânio NiTiCu proporciona estabilidade na composição química da liga. Como consequência, a incorporação do cobre reduz a variabilidade nas temperaturas de transformação, sendo a tensão necessária para iniciar a transformação martensítica bem menor neste tipo de fio. Além disto, no ponto de vista clínico, a liga NiTiCu pode ser deformada mais suavemente e libera forças mais suaves e constantes durante a movimentação dental. O cobre também confere à liga uma maior dureza superficial, responsável por um menor atrito entre a superfície do fio e a canaleta do acessório ortodôntico, caracterizando uma melhor capacidade de deslizamento. Vários estudos (MIURA et al., 1990; GURGEL et al., 2001; SAKIMA et al., 2006) demonstram que fios termoativos apresentam menores níveis de força se comparados com os austeníticos ativos.

Ao testar fios, o ortodontista deseja, em suma, conhecer seu desempenho clínico. A semelhança geométrica entre componentes utilizados por ortodontistas e engenheiros estruturais torna possível a aplicação de fórmulas no carregamento, flexão e tensão, em modelos que simulam situações apresentadas durante o tratamento ortodôntico. Os resultados demonstram as tendências gerais do que pode acontecer clinicamente, em situações semelhantes às pesquisadas.

O teste de deflexão adotado foi o de três braquetes, pelo fato de simularem a pressão do fio aos dentes durante o tratamento ortodôntico, como sugerido por alguns autores (MIURA et al., 1986). Além disso, procurou-se seguir a Norma Europeia para testes realizados em fios ortodônticos (Wires for use in orthodontics - ISO 15841: 2006), aprovada pelo Comité Européen de Normalisation (CEB) em quatro de setembro de 2006.

Há vários trabalhos na literatura, que investigaram as propriedades mecânicas dos fios níquel-titânio superelásticos utilizando o teste em três braquetes. Entretanto, apesar de utilizarem o mesmo teste, a metodologia difere quanto à distância inter-bráquetes, a quantidade de deflexão

máxima e o número de espécimes utilizados na amostra.

É importante investigar a distância inter-bráquetes, pois segundo Creekmore & Kunik (1993), esta distância se altera durante o tratamento ortodôntico como resultado da própria movimentação dental e varia em todo o arco - pela própria variação do tamanho dental. Como a distância inter-bráquetes influencia na intensidade de força produzida, conforme verificado por Hino, em 1995, seria de bom senso utilizar braquetes menores em pacientes que apresentam dentes pequenos, para evitar pequenas distâncias inter-bráquetes, pois a força aumentou em torno de 5 vezes quando a distância inter-bráquetes diminuiu de 14 para 7mm; já em contrapartida, a força reduziu quase pela metade com o aumento da distância de 14 para 21mm. Já em relação à quantidade de deflexão máxima empregada no teste de deflexão, existem algumas divergências na literatura. Alguns autores utilizaram deflexões máximas de 2mm, enquanto, outros estudos empregaram deflexões de 4mm. Bartzela et al., em 2007, utilizaram a deflexão em 3mm. Segundo a Normativa Alemã, os fios deveriam ser defletidos até 3,1mm, a uma velocidade de 1mm/mim com uma célula de carga de 5kg/f.

Outra questão para a qual deve ser dada ênfase é a temperatura envolvida durante o experimento, já que a temperatura de transformação da liga de NiTi tem uma grande influência sobre as propriedades mecânicas da mesma. A superelasticidade do fio é causada pela tensão que induz a transformação martensítica, e o processo de descarregamento usado para gerar a força ortodôntica está relacionado com a transformação reversa da fase martensítica para a fase anterior. No entanto, esta propriedade é observada em temperatura acima do intervalo de temperatura de transformação, ou seja, acima do ponto da temperatura austenítica final, que deveria estar abaixo da temperatura corpórea para exibir a superelasticidade, durante o uso clínico. Por isso, o presente estudo realizou o teste de três braquetes na temperatura de 36°C.

A força no início da transformação martensítica (ITMf em cN) mostra o quanto o fio necessita de força para induzir a transformação martensítica e consequentemente, utilizar da propriedade da superelasticidade, sendo que quanto menor for esta força, mais rapidamente o fio irá aproveitar de suas características, tornando-se um fio melhor. Nos resultados da Tabela 1, verifica-se que a força no ITM foi em ordem crescente: ORTHOMETRIC® 0,014''x0,025'' < ORMCO®

0,014''x0,025'' < EURODONTO® 0,014''x0,025'' < ADITEK® 0,014''x0,025'' < MORELLI® 0,016''x0,022'' < ORTHOSOURCE® 0,016''x0,022'' < ORTHOMETRIC® 0,016''x0,022''. Desta forma, ficou demonstrado que todos os fios de calibre 0,014''x0,025'' necessitaram de menores forças para o ITM do que os fios de calibre 0,016''x0,022''. Sendo que somente o fio ADITEK® 0,014''x0,025'', o pior entre os de seu calibre se aproximou do fio MORELLI® 0,016''x0,022'', o melhor fio do outro calibre.

A deformação ou deslocamento necessários para o início da transformação martensítica (ITMd em mm) mostram quanto os fios necessitam de deflexão em mm para o início desta transformação. Nos dados da Tabela 2 constatou-se que em ordem crescente: fio ORTHOMETRIC® 0,014''x0,025'' < ORMCO® 0,014''x0,025'' e MORELLI® 0,016''x0,022'' < ADITEK® 0,014''x0,025'' e ORTHOSOURCE® 0,016''x0,022'' < EURODONTO® 0,014''x0,025'' e ORTHOMETRIC® 0,016''x0,022''; demonstrando que neste item o calibre pouco influenciou e que foram se alternando os calibres de acordo com o aumento da deflexão necessária.

Na análise das curvas de ativação dos fios testados (Figuras 3 a 5) é importante ressaltar o ITM, além da inclinação das mesmas. Antes de se atingir este ponto (ITM), o fio trabalha sob regime elástico, o que significa que quanto menos deflexão houver para o ITM, melhor as características de superelasticidade podem ser aproveitadas. A partir daí inicia-se a movimentação dental caracterizada pela desativação do fio que tende a retomar a sua forma original (memória de forma). Portanto, quanto mais rápido for o declínio da força, mais longo o platô com a menor inclinação possível e quanto menor a magnitude das forças liberadas, maior a possibilidade deste fio liberar forças mais leves e mais constantes, forças estas consideradas mais aceitáveis biologicamente. O desempenho do fio ORTHOMETRIC® 0,014''x0,025'' com o ITMf ocorrendo com nível de força menor do que os outros fios (454±20cN), com níveis de força máximos próximo aos 800cN aos 4,0mm mostrou ser a melhor opção de fio, apesar do fio ORMCO® ter apresentado graficamente uma curvatura onde o início da transformação martensítica não está bem definida, o que também representa uma boa utilização de suas propriedades de superelasticidade (Figura 5).

Na Figura 4, as três marcas de fios de calibre 0,016''x0,022'' apresentam o ITMd começando praticamente com a mesma deflexão e o

nível de força necessário para ativação por estresse foi parecida.

Na Tabela 4, onde estão apresentadas análises da força no início do platô (IPf), nota-se que o fio ORMCO® apresentou resultados estatisticamente semelhantes aos fios ADITEK® e EURODONTO® no calibre 0,014''x0,025''. Os baixos valores de força no início do platô para o fio 0,014''x0,025'' da marca ORTHOMETRIC®, representa clinicamente que o fio conseguiria exercer a movimentação dentária com forças mais leves, no entanto, diante do alto valor de força máxima deste fio (Tabela 3), nota-se que houve uma grande quantidade de energia dissipada ou perdida, que pode ser considerada uma característica ruim quando se espera maior força de ação do fio para a movimentação. Quanto aos fios 0,016''x0,022'', o melhor desempenho apresentado foi o MORELLI®, seguido pelo ORTHOSOURCE® e ORTHOMETRIC® dentre os fios pesquisados.

Quanto às curvas de desativação, parte mais importante do ponto de vista clínico, foram necessários entre 0,2mm e 0,4mm de desativação para que os fios atingissem o início do platô (IP) de desativação, não demonstrando variação significativa estatisticamente. Estes resultados foram muito bons para todos os grupos demonstrando que ambos conseguem utilizar a propriedade de superelasticidade (Figuras 3 a 5).

A força final no platô de desativação representa se há uma constância na aplicação da força gerada pelo fio. Os fios da marca EURODONTO® 0,014''x0,025'' perderam grande quantidade de força, em contrapartida, os fios dos 2 calibres da marca ORTHOMETRIC® apresentaram aumento nos valores de força (FPf > IPf) demonstrada graficamente pela curvatura negativa que sugere uma variação de forças durante a movimentação dental que pode não ser interessante em uma situação clínica. (Figuras 3 a 5 e Tabelas 4 e 5).

Com relação ao comprimento do platô de desativação, foi constatado que para os fios 0,014''x0,025'', as marcas ORMCO®, ADITEK® e ORTHOMETRIC® apresentaram resultados estatisticamente semelhantes e melhores que os da EURODONTO®, considerando-se que maior comprimento de platô implica em maior continuidade de aplicação de forças. Para os fios 0,016''x0,022'', o menor desempenho foi do fio ORTHOMETRIC®, seguido do fio MORELLI® e do fio ORTHOSOURCE® (Tabela 6).

Apesar das limitações deste estudo *in vitro*, as implicações clínicas dos resultados encontradas são de que não há uma padronização de

comportamento dos fios de mesmo calibre entre as diferentes marcas avaliadas, e ainda, que o profissional deve ter consciência de que a simples substituição de fios aparentemente de calibres não muito distintos poderá levar à forças extremamente distintas.

CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo *in vitro* evidenciaram que nos testes dos fios 0,014''x0,025'' as marcas ORTHOMETRIC® e ORMCO® apresentaram os melhores resultados, assim como os fios das marcas MORELLI® e ORTHOSOURCE® para os fios 0,016''x0,022''.

De uma forma geral, os fios de calibre 0,014''x0,025'' apresentaram níveis de força no platô de desativação até 6 x menores que os de calibre 0,016''x0,022''.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem os docentes da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, Prof. Dr. Luis Geraldo Vaz e Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis por disponibilizarem a utilização da máquina de ensaios mecânicos, e à Profa. Dra. Josimeri Hebling Costa pelo empréstimo da célula de carga utilizada nos ensaios do presente estudo.

ABSTRACT: The knowledge of the mechanical properties of nickel-titanium (NiTi) thermoactives of the more accessible of the domestic market is still limited. Given this, the objective of this study was to evaluate and compare through deflection tests in brackets NiTi wires 03 term rectangular gauge 0.014'' enabled x 0.025'' and 0.016'' x 0.022'' of different brands (MORELLI®, ORMCO®, ORTHOSOURCE®, ORTHOMETRIC®, EURODONTO® and ADITEK®). All tests were carried out on universal testing machine EMIC DL 2000 under identical conditions and controlled at a temperature of 36°C ± 0.5°C. Five measurements (N=5) were performed for each thickness/wire tag that was deflected up to a limit of 4.0mm at a speed of 1.0mm/min. Each 0.2mm (round trip) of corresponding strength measured deflection for the construction of the graph of force x deflection at Tesc program version 3.04. Each graphic was evaluated according to the following variables: beginning of the Martensitic transformation (cN and mm), maximum strength (cN), the beginning and end of the plateau of deactivation (cN and mm) and length (mm) plateau. The average and standard deviation were calculated for all variables and statistical analysis was made by ANOVA tests 2 criteria and Turkey or Kruskal-Wallis and Dunn, a 5% level of significance. The results showed that the tests of 0.014''x0.025'' ORTHOMETRIC® brands and ORMCO® showed the best results, as well as the wires of the MORELLI® and ORTHOSOURCE® to wires 0.016''x0.022''. In General, the gauge wires 0.014''x0.025'' showed strength levels on the plateau of deactivation to 6 x smaller than 0.016''x0.022'' caliber.

KEYWORDS: Orthodontics. Orthodontic wires. Physical properties.

REFERÊNCIAS

- ACKERMAN, J. L.; CHANDA, L. H.; CREEKMORE, T. D.; MEYER, M.; NELSON, G. D. Round table: Nitinol wire. **Journal of Clinical Orthodontics**, Boulder, v. 12, n. 7, p. 479-485, jul. 1978.
- ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. **American Journal of Orthodontics**, St. Louis, v. 73, n. 2, p. 142-151, feb. 1978.
- BARTZELA, T. N.; SENN, C.; WICHELHAUS, A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v. 77, n. 6, p. 991-998, nov. 2007.
- BUEHLER, W. H.; GILFRICH, J. V.; WILEY, R. C. Effect of low temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. **Journal of Applied Physiology**, v. 34, p. 1475-7. 1963.
- CABRERA, C. A. G.; CABRERA, M. C. **Ortodontia operacional**. Curitiba: Produções Interativas; 2000. p. 124-8.

CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. **The Angle Orthodontist**, Appleton, v. 62, n. 1, p. 59-66. Spring 1992.

CREEKMORE, T.; KUNIK, R. L. Straight-wire: the next generation. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 104, n. 1, p. 8-20, July 1993.

GURGEL, J. A.; KERR, S.; POWERS, J. M.; LECRONE, V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 120, n. 4, p. 378-382, Oct. 2001.

HINO, C. T. **Estudo comparativo das características força x deflexão, entre fios ortodônticos da liga Níquel-Titânio e Fios trançados e torcidos de aço inoxidável: análise da superfície dos fios e avaliação da ocorrência de corrosão em fios da liga Níquel-Titânio, através do microscópio eletrônico de varredura** [dissertação]. São Paulo: Universidade Metodista de São Paulo; 1995.

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

LIPSHATZ, J.; BROCKHURST, P. J.; WEST, V. C. Clinical note no. 11. Mechanical properties in bending of shape-memory wires. **Australian Dental Journal**, Sydney, v. 37, n. 4, p. 315-316, Aug. 1992.

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

MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **Journal of Clinical Orthodontics**, Boulder, v. 24, n. 9, p. 544-548, Sept. 1990.

NAKANO, H.; SATOH, K.; NORRIS, R.; JIN, T.; KAMEGAI, T.; ISHIKAWA, F.; KATSURA, H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three point bending test. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis, v. 115, n. 4, p. 390-395, Apr. 1999.

PÓVOA, V. M. A. **Comparação da razão carga-deflexão do fio Flexy-Multi® com fios de aço, beta-titânio e níquel-titânio de diversas marcas comerciais** [dissertação]. Goiânia: Universidade Federal de Goiás; 2011.

SAKIMA, M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v. 28, n. 3, p. 282-291, Jun. 2006.