

Alice Soares Mendes

**ANÁLISE COMPARATIVA DO COMPORTAMENTO MECÂNICO DE FIOS
RETANGULARES DE NiTi CONVENCIONAIS E TERMOATIVADOS**

Monografia apresentada ao Colegiado do
Programa de Pós-Graduação da Faculdade de
Odontologia da Universidade Federal de Minas
Gerais, como requisito parcial para obtenção do
grau de Especialista em Ortodontia
Orientador: Prof. Dr. Alexandre Fortes
Drummond

Faculdade de Odontologia – UFMG
Belo Horizonte
2013

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha família, que é a base de tudo que vivi e o motivo pelo qual chego ao final de mais este sonho. Ao Adriano, meu companheiro de tantas jornadas, pela parceria, amor, compreensão e incentivos constantes.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Vicente Buono pelos ensinamentos e paciência durante todo este trabalho.

Ao professor e orientador Alexandre Fortes pelo exemplo de profissional e dedicação durante todo o curso e por todo o apoio durante este trabalho.

Ao professor Esdras Campos por todo o suporte e parceria para a realização deste trabalho.

À professora Renata pela disponibilidade e colaboração para realização deste estudo.

Andrea, Dorotéia, Lívia, Sinara e Virgínia pela amizade, carinho e ótima convivência durante estes maravilhosos três anos de curso.

À Ortodonte, em especial ao Emerson, que forneceu os fios necessários para realização dos testes.

Aos pacientes que proporcionaram todo o conhecimento e prática adquirida ao longo de todo este percurso.

RESUMO

A evolução da ortodontia permitiu a utilização de novos materiais, tais como resinas e fios ortodônticos, que são aperfeiçoados a cada dia para garantir a eficiência do tratamento ortodôntico, respeitando os limites fisiológicos para a movimentação dentária. Os fios termoativados surgiram com o propósito de garantir a aplicação de forças suaves, porém eficazes para obtenção do correto movimento dentário. Após a aceitação destes materiais, diferentes marcas e modelos surgiram no mercado, e seu uso tornou-se comum. Como atualmente encontram-se no mercado diferentes tipos de fios de níquel-titânio (NiTi), este trabalho teve como objetivo analisar e comparar os aspectos do comportamento mecânico de oito diferentes tipos de fios de NiTi, secção retangular 0,016 x 0,022'', por meio da avaliação das propriedades mecânicas em ensaios de torção. Pretendeu-se relacionar a magnitude de torque gerada por cada tipo de fio e apontar diferenças entre fios de NiTi convencionais e termoativados, que justificassem a opção clínica entre um ou outro. Concluiu-se que fios termoativados apresentaram valores significativamente menores de torque máximo que os convencionais avaliados, sugerindo sua aplicação para casos em que se deseja controle maior dos níveis de força.

PALAVRAS-CHAVE: Fios ortodônticos. Biomecânica. Ortodontia.

COMPARATIVE ANALYSIS OF MECHANICAL BEHAVIOR OF RECTANGULAR WIRES OF CONVENTIONAL AND THERMAL NiTi

ABSTRACT

The evolution of orthodontics allowed the use of new materials such as resins and orthodontic wires, which are improved every day to ensure the efficiency of orthodontic treatment, respecting the physiological limits of tooth movement. Thermal nickel-titanium wires emerged in order to ensure the creation of soft but effective forces to obtain the correct tooth movement. After the acceptance of these materials, different brands and models appeared on the market, and their use became common. Since different types of nickel-titanium wires (NiTi) are currently available in the market, this study aimed to analyzing and comparing aspects of the mechanical behavior of eight different types of NiTi wires, rectangular section 0.016 x 0.022'', through the evaluation of mechanical properties in torsion tests. The intentions were to relate the torque magnitude generated by each type of wire and to point the differences between conventional and thermal NiTi wires which justify the clinic choice between one and the other. We could conclude that thermal wires had significantly lower maximum torque value than the conventional ones evaluated, suggesting its application to cases in which one wants more control over the force levels.

KEYWORDS: Orthodontic wires. Biomechanics. Orthodontics.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1A	Máquina de torção utilizada nos testes.....	11
-		
FIGURA 1B	Fio posicionado e teste de torção em andamento.....	11
-		

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 -	Análise comparativa do torque máximo (N.cm) obtido em todos os fios.....	12
TABELA 2 -	Análise estatística da comparação entre valores de torque máximo encontrados em fios convencionais de todos os subgrupos.....;	12
TABELA 3 -	Análise estatística da comparação entre os resultados de torque máximo encontrados em fios de NiTi termoativados.....	13

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1	Torque médio obtido em todos os fios de NiTi convencionais.....	13
-		
GRÁFICO 2	Torque médio obtido em todos os fios de NiTi termoativados.....	14
-		
GRÁFICO 3	Valores de torque observados em todos os fios de NiTi convencionais e termoativados.....	14
-		
GRÁFICO 4	Relação ativação/desativação de fios convencionais e termoativados dentre cada marca testada.....	15
-		

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	07
2	OBJETIVO.....	09
3	MATERIAIS	E 10
	MÉTODOS.....	
4	RESULTADOS.....	12
5	DISCUSSÃO.....	16
6	CONCLUSÃO.....	19
	REFERÊNCIAS	20
	BIBLIOGRÁFICAS.....	

1 INTRODUÇÃO

A partir da década de 70, as ligas níquel-titânio (NiTi) surgiram como uma interessante opção para aplicação clínica em ortodontia aliada aos materiais tradicionalmente utilizados, como os fios de aço. A crescente aceitação, especialmente na ortodontia, se deve ao fato de as ligas NiTi proporcionarem forças mais suaves e constantes ao longo de todo o tratamento, em comparação com outras ligas tradicionais, característica esta muito importante e desejável para se evitar danos periodontais (LIBENSON *et al.*, 1993). Os primeiros fios de NiTi comercializados foram fabricados pela *Unitek* e denominados Nitinol (GURGEL *et al.* 2001¹).

As ligas níquel-titânio recebem atenção especial desde sua introdução clínica na ortodontia. Assim como muitas outras ligas, ela pode apresentar mais de uma estrutura cristalina, dependendo da temperatura e da tensão de deformação à que ela for submetida. As ligas NiTi introduzidas no mercado se caracterizavam por uma rápida transição entre fase austenítica (presente em altas temperaturas) e fase martensítica (presente em baixas temperaturas). A transformação martensítica pode ocorrer também através de aplicação de tensão, em uma determinada faixa de temperatura, dando a estes fios duas importantes propriedades: efeito memória de forma e superelasticidade. Fios que possuem efeito memória de forma podem ser deformados induzindo sua fase martensítica, mas retornam à sua forma original desde que aquecidos até uma certa faixa de temperatura. A sua transformação até a fase martensítica também poderá ocorrer através da aplicação direta de força, dentro de uma determinada faixa de temperatura (ANDREASEN *et al.*, 1978 e MELING *et al.*, 1998¹).

A superelasticidade é a principal característica exibida pelos fios de NiTi, e consiste na capacidade dos mesmos se recuperarem de uma grande tensão elástica. Estes materiais são utilizados com frequência na área biomédica devido à sua biocompatibilidade, destacando-se os catéteres e os *stents* de artéria coronária utilizados em cirurgias cardiovasculares, os fios ortodônticos e os instrumentos endodônticos acionados a motor (BAHIA e BUONO, 2006). Por ser uma característica marcante, a superelasticidade é bastante utilizada pela ortodontia, e se caracteriza pela presença de um platô horizontal na desativação, quando analisado em um gráfico tensão/deformação. Esta propriedade se deve à incorporação pela fase inicial austenítica, de uma fase martensítica induzida por tensão, numa temperatura inferior à

denominada austenítica final. Esta característica permite aos fios de NiTi exercer uma força constante num grande intervalo de desativação (BOLENDER *et al.*, 2010).

Os fios de NiTi, quando comparados aos fios de aço convencionais, são capazes de liberar forças suaves e contínuas com uma mínima deformação permanente (BISHARA *et al.*, 1995). Na década de 80, Andreasen testou fios ortodônticos termoativados, apesar dos mesmos só terem sido introduzidos na prática clínica rotineira na última década (ANDREASEN *et al.*, 1989).

Durante o tratamento ortodôntico, o NiTi é indicado para o alinhamento e nivelamento dos dentes, quando uma maior flexibilidade do fio é necessária (GRABER *et al.*, 1996). Para correção de más oclusões associadas com inclinações dentárias vestibulo-lingual inadequadas, é necessário um movimento controlado da raiz, denominado “movimento de terceira ordem”, “torque de raiz” ou “verticalização de raiz”. A expressão do torque resulta da interação de vários fatores, dentre eles: *design* do braquete, interação do fio com o *slot* do braquete, forma de ligação entre eles, deformação do fio, dureza do fio, magnitude da torção e espessura do fio e secção transversal. Fatores clínicos como inclinação dentária inicial, posição do braquete e anatomia dentária também são determinantes para expressão do torque. Fios com baixo módulo de elasticidade, como os fios de NiTi, resultam em uma menor expressão de torque quando comparados com fio de aço (AMY *et al.*, 2010).

2 OBJETIVO

Analisar a expressão de torque e comportamento na curva de ativação e desativação de fios de NiTi convencionais e termoativados a partir de uma amostra de fios ortodônticos de secção transversal 0.016x0.022'' e relacionar os dois tipos de fios.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo consistiu em um estudo laboratorial em que foram utilizados 32 segmentos de arcos ortodônticos de NiTi pré contornados para a arcada superior, com secção transversal retangular de 0.016x0.022'', sendo 16 convencionais e 16 termoativados, de cada uma das seguintes marcas comerciais:

- Abzil convencional (n=4) (São José do Rio Preto, SP, Brasil);
- Abzil termoativado (n=4) (São José do Rio Preto, SP, Brasil);
- Aditek convencional (n=4) (Cravinhos, SP, Brasil);
- Aditek termoativado (n=4) (Cravinhos, SP, Brasil);
- Morelli convencional (n=4) (Sorocaba, SP, Brasil);
- Morelli termoativado (n=4) (Sorocaba, SP, Brasil);
- Orthometric convencional (n=4) (Marília, SP, Brasil);
- Orthometric convencional (n=4) (Marília, SP, Brasil);

Os segmentos de fios foram cortados na parte reta dos mesmos, sendo que o corpo de prova media 30 mm e o comprimento de separação útil na máquina era de 20 mm. Foi utilizada a máquina de torção AN8050 (Analógica, Belo Horizonte, Brasil), onde os fios foram posicionados e encaixados de forma a permitir uma torção de 90° em uma frequência de 360° por minuto. A sequência realizada foi a torção de 90° em 15 segundos, manutenção da mesma por 2 segundos e remoção da força até obtenção de 0° em 15 segundos (FIGURA 1).

Um programa de computador coordenava todo o ensaio, realizando a leitura instantânea dos resultados, emitindo-os em forma de tabelas e gráficos de valores máximos de torque e relação torção/deflexão.

A metodologia foi embasada nos estudos de Gurgel *et al.* (2001) em que também foram realizados testes de torção em fios convencionais e superelásticos, com algumas modificações, como espessura dos fios utilizados e torção máxima.

Os resultados obtidos foram submetidos à análise estatística utilizando o programa estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 18.0. para estabelecer a relação entre o torque máximo obtido considerando as marcas comerciais avaliadas. O teste de normalidade *Shapiro Wilk* apontou que todas as amostras apresentaram uma distribuição normal, indicando a utilização de teste paramétrico "*t de Student*".

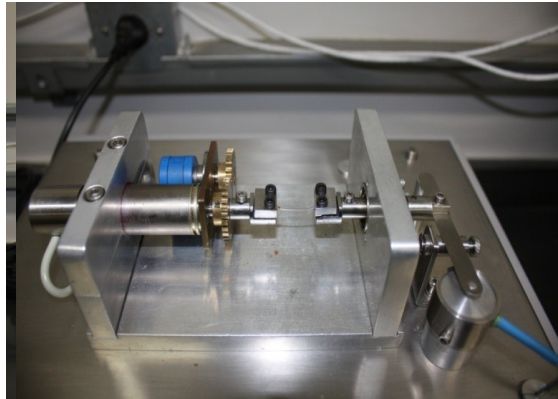


FIGURA 1A

FIGURA 1B

FIGURA 1A – Máquina de torção utilizada nos testes

FIGURA 1B – Fio posicionado e teste de torção em andamento

4 RESULTADOS

A TABELA 1 mostra os valores de torque máximo médio e desvio padrão para todas as amostras de fios testados. Observa-se que o fio Morelli Convencional apresentou o maior valor (0,0776 N.cm) e o fio Orthometric Termoativado apresentou o menor valor (0,319 N.cm). Em geral, os fios termoativados apresentaram menores valores máximos de torque quando comparados com os convencionais.

TABELA 1 – Análise comparativa do torque máximo (N.cm) obtido em todos os fios

		ABZIL	ADITEK	MORELLI	ORTHOMETRIC
CONVENCIONAIS	<i>Média</i>	0,688	0,683	0,776	0,741
	<i>Desvio Padrão</i>	0,068	0,047	0,055	0,088
TERMOATIVADOS	<i>Média</i>	0,467	0,434	0,520	0,319
	<i>Desvio Padrão</i>	0,041	0,039	0,042	0,018

A TABELA 2 apresenta a análise estatística da comparação entre valores de torque máximo encontrados em fios convencionais de todos os subgrupos. Observou-se diferença estatisticamente significativa entre os subgrupos Aditek e Morelli ($p=0,044$), sendo que o primeiro apresentou valores de torque inferiores.

TABELA 2 – Análise estatística da comparação entre valores de torque máximo encontrados em fios convencionais de todos os subgrupos.

	ABZIL	ADITEK	MORELLI	ORTHOMETRIC
ABZIL	--	$p=0,904$	$p=0,095$	$p=0,378$
ADITEK	$p=0,904$	--	$p=0,044$	$p=0,288$

MORELLI	$p=0,095$	$p=0,044$	--	$p=0,536$
ORTHOMETRIC	$p=0,378$	$p=0,288$	$p=0,536$	--

Significância estatística para $p \leq 0,05$. (Teste t de Student).

Ao observar o GRÁFICO 1 nota-se que os fios da marca comercial Aditek e Abzil apresentaram, ao longo de todo ensaio, menores valores de torque quando comparados com os outros fios.

GRÁFICO 1 – Torque médio obtido em todos os fios de NiTi convencionais

A TABELA 3 apresenta a análise estatística dos resultados de torque máximo encontrados em fios termoativados de todos os grupos. Observou-se diferença estatisticamente significativa entre os subgrupos Abzil e Orthometric ($p=0,0001$), sendo que o primeiro mostrou valores superiores de torque médio. Os fios Aditek apresentaram diferença estatisticamente significativa com os fios Morelli ($p=0,026$) e Orthometric ($p=0,002$). Foi possível observar valores de torque médio dos fios Aditek inferiores aos valores dos fios Morelli e superiores aos dos fios Orthometric. Os fios Morelli, por sua vez, apresentaram valores de torque médio significativamente mais altos que os dos fios Orthometric ($p<0,0001$).

TABELA 3 – Análise estatística da comparação entre os resultados de torque máximo encontrados em fios de NiTi termoativados

	ABZIL	ADITEK	MORELLI	ORTHOMETRIC
ABZIL	--	$p=0,290$	$p=0,125$	$p=0,001$
ADITEK	$p=0,290$	--	$p=0,026$	$p=0,002$
MORELLI	$p=0,125$	$p=0,026$	--	$p<0,0001$
ORTHOMETRIC	$p=0,001$	$p=0,002$	$p<0,0001$	--

**Significância estatística para $p \leq 0,05$. (Teste t de Student).*

Ao observar o GRÁFICO 2 nota-se que os fios da marca comercial Orthometric apresentaram, ao longo de todo ensaio, valores de torque significativamente menores quando comparada com o restante das marcas testadas (TABELA 3).

GRÁFICO 2 – Torque médio obtido em todos os fios de NiTi termoativados

O GRÁFICO 3 aponta diferença estatisticamente significativa entre todos os subgrupos analisados quando se comparou fios da mesma marca na forma convencional e termoativada, sendo que todos os fios convencionais apresentaram valores de torque máximo superiores ao seu correspondente termoativado ($p < 0,05$).

0,320h
0,742g
0,521f
0,776e
0,434d
0,683c
0,468b
0,689a

Letras diferentes indicam diferença estatística

GRÁFICO 3 – Valores de torque observados em todos os fios de NiTi convencionais e termoativados

Analisando o GRÁFICO 4 observa-se que a curva apresentada por fios termoativados apresentou comportamento bastante distinto: forças maiores durante a ativação e mais suaves durante a desativação, enquanto os fios convencionais apresentaram valores de força superiores na ativação e menos constantes na desativação.

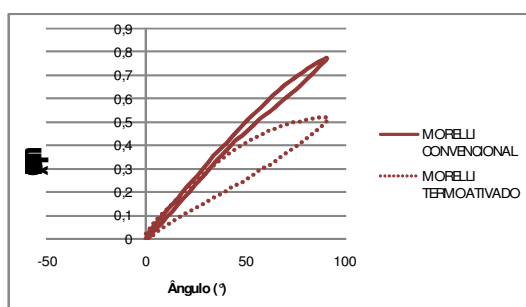


GRÁFICO 4 – Relação ativação/desativação de fios convencionais e termoativados dentre cada marca testada.

5 DISCUSSÃO

Novos fios ortodônticos de diferentes ligas estão sendo desenvolvidos a fim de facilitar a movimentação dentária, reduzir o tempo necessário para as consultas e o tempo de tratamento. Para o paciente, um fio ideal deve permitir movimentação rápida com o mínimo de desconforto e dano para os tecidos de suporte. Para o profissional, considerando uma perspectiva clínica, o fio deveria possuir força e dureza adequadas, permitir a realização de dobras, soldas, dentre outros. Um fio que possua todas estas características e que possa ser utilizado em todas as fases do tratamento ainda não está disponível no mercado, no entanto, por possuírem muitas destas características,

os fios superelásticos de níquel-titânio são úteis em diversas situações clínicas (GURGEL *et al.*, 2001¹).

O alinhamento e nivelamento dos braquetes é necessário em qualquer tipo de tratamento ortodôntico, e uma importante fase do tratamento é o controle do torque nas raízes. Ao proceder o alinhamento e nivelamento iniciais, juntamente com o controle do torque, seria necessário a utilização de um fio de NiTi retangular que preenchesse toda a canaleta do braquete. Dois tipos de fios ortodônticos estão disponíveis para esta função: fios retangulares de NiTi termoativados, e fios retangulares multifilamentados de aço (ANDREASEN, 1989). No entanto, este estudo buscou analisar o comportamento dos fios com os menores módulos de elasticidade: NiTi convencional e NiTi termoativado, em dimensão transversal intermediária – 0.016x.022”.

A seleção do fio mais adequado para cada fase do tratamento deve ser realizada com cautela, e requer conhecimento de diferentes tipos de ligas metálicas. Vários fatores irão influenciar a escolha dos fios, dentre eles as posições dos dentes, além da qualidade do periodonto, fatores estes determinantes para a quantidade de força a ser aplicada (GURGEL *et al.*, 2001²).

Durante muito tempo, os ortodontistas foram guiados somente pela experiência clínica para mensurar a quantidade de ativação ideal para promover os movimentos dentários. Hoje, com o surgimento e utilização de fios multifilamentados e de titânio, braquetes com prescrição embutida e múltiplas filosofias de tratamento, a seleção do fio a ser usado é ainda mais complexa (NIKOLAI, 1995). Morina *et al.* (2008) afirma que fios com reduzido módulo de elasticidade, como os de NiTi, podem ser incapazes de transmitir o torque adequado dentro do *slot* do braquete.

Os testes em torção de fios ortodônticos geralmente são realizados utilizando a parte reta de fios pré-contornados, por isso neste estudo buscou-se reproduzir da mesma maneira o que já havia sido testado e aprovado anteriormente (MELING *et al.*, 1998¹; MELING *et al.*, 1998²; GURGEL *et al.*, 2001;).

Sabe-se que a espessura dos fios reflete grande influência sobre sua elasticidade, logo, discute-se a proposta de iniciar o tratamento ortodôntico utilizando fios retangulares com calibre maior, com uma variação do módulo de elasticidade (BURSTONE, 1981 e VIAZIS *et al.*, 1991). O processo de fabricação de fios retangulares ocorre através do afilamento de um fio redondo (CREEKMORE, 1979), por isso, o fio ainda mantém pequenos segmentos arredondados quando avaliado microscopicamente, aumentando a folga existente entre o fio e o *slot* do braquete,

reduzindo a força transmitida pelo fio além de reduzir a capacidade de expressão de torque do mesmo (CREEKMORE, 1993). Segundo Capelozza (2012), considerando os braquetes com prescrição individualizada de torque e inclinação, e considerando o uso frequente de fios retangulares para finalização, recomenda-se, quando necessário, o uso de fios que possuam a folga fio x braquete menor possível, como um fio 0.019 x 0.025'' num *slot* 0.022 x 0.030''. Diante do exposto, parece razoável descartar a viabilidade de se iniciar o tratamento ortodôntico com fios retangulares de NiTi de menor calibre, já que sabe-se que a folga existente entre fio e *slot* irá praticamente anular qualquer expressão precoce de torque que porventura se deseje.

Os valores de torque obtidos neste experimento foram menores do que aqueles demonstrados por alguns autores, que sugeriam em média 1,470 N.cm (MELING *et al.*, 1998 e BOLENDER *et al.*, 2010). Porém, foram maiores que alguns dos valores sugeridos por Casa *et al* (2001), que estariam entre 0,294 e 0,588 N.cm. Estes valores seriam aplicados em pré-molares que seriam submetidos à extração, e o autor avaliou níveis crescentes de áreas de reabsorção radicular proporcionais ao aumento dos valores de torque. Diante do exposto, observamos que os valores médios encontrados para fios termoativados deste estudo (0,435 N.cm) estão de acordo com os valores médios sugeridos por Casa *et al* (2001).

Com relação aos resultados encontrados, este estudo reafirma os achados de Schemann-Miguel (2012) para os fios Morelli NiTi convencional em testes de aplicação de tensão e deflexão do mesmo. As pesquisas revelaram que estes apresentaram os maiores valores carga/deflexão durante o ensaio. Além disso, os estudos também concordam em afirmar que a análise comparativa dos valores médios de relação carga/deflexão dos fios de NiTi convencionais e termoativados, permite afirmar que estes apresentaram valores inferiores durante todo o ensaio.

Os testes realizados para este estudo foram insuficientes para analisar a capacidade de retorno dos fios ao seu formato original, importante parâmetro a ser analisado. Além disso, foram avaliados fios ortodônticos de marca nacional, por isso, sugere-se estudos que incluam marcas importadas tradicionalmente utilizadas. Com relação à análise térmica dos fios termoativados, sugere-se também pesquisas futuras que avaliem a temperatura de transição e viabilidade de aplicação clínica.

Burstone *et al.* (1985) obteve valores máximos de torque em 80° de torção para fios de NiTi convencionais em 2,071 N.cm e para fios termoativados em 1,209 N.cm. Acredita-se que este trabalho apresentou valores bastante inferiores (0,722 N.cm para fios convencionais e 0,435 N.cm para termoativados) devido à evolução técnica no

processo de fabricação e melhoramento dos fios e materiais ortodônticos que ocorreu nas últimas décadas.

Este estudo concorda com os achados de Lombardo *et.al* (2012) que afirma haver uma diminuição significativa na força transmitida e no platô superelástico quando comparados fios convencionais e termoativados, indicando que estes exercem forças mais leves e suaves quando comparados aos correspondentes convencionais. Segundo este mesmo estudo, em média, fios termoativados exerceram 24% menos força. Existe uma concordância também com os achados de Gatto *et.al* (2013), que afirma que fios termoativados exercem forças de trabalho significativamente menores que os superelásticos convencionais. Este autor observa ainda que testes de dobramento em três pontos, resultam em curvas de histerese mais estreitas (forças maiores e menos constantes durante a desativação) em fios convencionais quando considerada uma deformação de 2 mm.

6 CONCLUSÃO

Com relação às diferentes marcas testadas neste estudo, observa-se que a marca Morelli, muito utilizada pelos profissionais por sua grande aceitação e preço acessível, apresentou os maiores valores de torque, quando avaliado o subtipo convencional, sugerindo uma maior cautela quando da sua utilização para pacientes que necessitem de um total controle de forças. A marca Orthometric subtipo termoativado apresentou valores médios de torque razoáveis, sugerindo sua possível aplicação quando se desejar trabalhar com um fio termoativado nacional e com forças mais constantes e leves ao longo do tratamento.

Os resultados obtidos neste estudo nos permitem concluir ainda que os fios termoativados apresentam expressão máxima de torque inferior aos convencionais.

Isso sugere sua indicação para casos em que se deseja controle máximo dos níveis de força, evitando danos periodontais e possíveis reabsorções dentárias. Pode-se discutir também a maior aplicação destes tipos de fio para tratamentos convencionais em geral, já que a ortodontia estará sempre em busca de um tratamento com o mínimo dano para o paciente, sem perder em eficiência e qualidade de tratamento.

Além disso, observou-se uma diferença clara entre o padrão de ativação e desativação apresentada no gráfico obtido para os dois fios, sugerindo um maior acúmulo de energia para o fio termoativado. Esta energia poderá ser futuramente liberada na forma de desativação do fio através da geração de forças leves e constantes, apontando para uma maior capacidade de trabalho do fio no tempo decorrido entre as consultas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMY, A. *et al.* A comparison of torque expression between stainless steel, titanium molybdenum alloy, and copper nickel titanium wires in metallic self-ligating brackets.

Angle Orthodontist, v. 80, n. 5, 2010.

ANDREASEN, G. F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire.

Am J Orthod; v. 73, p.142-151, 1978.

ANDREASEN, G. F.; AMBOM, R.M.; Aligning, leveling, and torque control - a pilot study. **The Angle Orthodontist**. v. 59, n. 1, p. 51-60, 1989.

BAHIA, G. M. A.; BUONO, V. T. L. Influence of simulated clinical use on the torsional behavior of nickel-titanium rotary endodontic instruments. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 101, p. 675-80, 2006.

BISHARA, S. E. *et al.* Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthodontist**. v. 65, p.117-122, 1995.

BOLENDER, Y. *et al.* Torsional superelasticity of NiTi archwires. **Angle Orthodontist**, v. 80, n. 6, 2010.

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

BURSTONE, C. J.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire – A new orthodontic alloy. **Am J Orthod Dentofacial**. v. 87, n. 6, 1985.

CASA, M. A. *et al.* Root resorptions in upper first premolars after application of continuous torque moment. **J Orofac Orthop**. v. 62, p. 285–295, 2001.

CREEKMORE, T. D. JCO interviews: Dr Thomas D. Creekmore on torque. **JClinOrthod** v. 13, n. 5, p. 305-10, 1979.

CREEKMORE, T. D.; KUNIK, R. L. Straight wire: The next generation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v. 104, n. 1, p 8-20, 1993.

GATTO, E. *et al.* Load–deflection characteristics of superelastic and thermal nickel–titanium wires. **European Journal of Orthodontics**. v. 35, p. 115–123, 2013.

GURGEL, J. A. *et al.* Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v.120, p. 76–79, 2001.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios ortodônticos. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**. v. 6, n. 4, p. 103-14, 2001.

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

LIBENSON, C.; GIL, F. J.; PLANELL, J. A. Differences in the pseudoelasticity behaviour of Ni-Ti orthodontic wires. **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**. v. 4, n. 3, p. 281-84, 1993.

LOMBARDO, L. *et al.* Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. **Angle Orthodontist**, v. 82, n. 3, 2012.

MELING, T. R.; ODEGAARD, J. The effect of temperature changes on the elastic responses to longitudinal torsion of rectangular nickel titanium archwires. **Angle Orthod.** v. 68, p. 357–368, 1998.

MELING, T. R.; ODEGAARD, J. On the variability of cross-sectional dimensions and torsional properties of rectangular nickel titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**. v. 113, p. 546–557, 1998.

MELING, T. R.; ODEGAARD, J. The effect of cross-sectional dimensional variations of square and rectangular chrome cobalt archwires on torsion. **Angle Orthod.** v. 68, p. 239–248, 1998.

MORINA, E. *et al.* Torque expression of self-ligating brackets compared with conventional metallic, ceramic, and plastic brackets. **Eur J Orthod**. v. 30, p. 233–238, 2008.

NIKOLAI, R. J. Elastic responses to longitudinal torsion of single-strand, rectangular, orthodontic archwire segments. **Dent Mater** v. 11, p. 169-176, 1995.

SCHEMANN-MIGUEL, F. *et al.* Comparative analysis of the load/deflection of NiTi conventional and termoativados of rectangular section arches. **Dental Press J Orthod**. v. 17, p. 35, 2012.

VIAZIS, A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. **J ClinOrthod**; v. 25, p. 370-4, 1991.

