

MARCELO DE PAULA CUNHA

**AVALIAÇÃO DA CARGA E DESCARGA DOS FIOS DE NiTi
SUPERELÁSTICOS NOVOS E RECICLADOS**

Dissertação apresentada ao Centro de
Pós-Graduação / C.P.O. São Leopoldo
Mandic, para obtenção do grau de Mestre
em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

CAMPINAS
2007

MARCELO DE PAULA CUNHA

**AVALIAÇÃO DA CARGA E DESCARGA DOS FIOS DE NiTi
SUPERELÁSTICOS NOVOS E RECICLADOS**

Dissertação apresentada ao Centro de
Pós-Graduação / C.P.O. São Leopoldo
Mandic, para obtenção do grau de Mestre
em Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof Dr Paulo Roberto Aranha
Nouer

CAMPINAS
2007

Ficha Catalográfica elaborada pela Biblioteca "São Leopoldo Mandic"

C972a Cunha, Marcelo de Paula.
Avaliação da carga e descarga dos fios de NiTi superelásticos novos e reciclados / Marcelo de Paula Cunha. – Campinas: [s.n.], 2007.
74f.: il.

Orientador: Paulo Roberto Aranha Nouer.
Dissertação (Mestrado) – C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação.

1. Fios ortodônticos. 2. Conservação de recursos naturais.
3. Ortodontia. I. Nouer, Paulo Roberto Aranha. II. C.P.O. São Leopoldo Mandic – Centro de Pós-Graduação. III. Título.

*C.P.O. - CENTRO DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS
SÃO LEOPOLDO MANDIC*

Folha de Aprovação

A dissertação intitulada: "AVALIAÇÃO DA CARGA E DESCARGA DOS FIOS DE NiTi SUPERELÁSTICOS NOVOS E RECICLADOS" apresentada ao Centro de Pós-Graduação, para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia em ___/___/____, à comissão examinadora abaixo denominada, foi aprovada após liberação pelo orientador.

*Prof. (a) Dr (a)
Orientador*

*Prof. (a) Dr (a)
1º Membro*

*Prof. (a) Dr (a)
2º Membro*

Dedico este trabalho aos meus queridos pais,
que sempre acreditaram no meu crescimento profissional e pessoal, me dando
forças nas horas difíceis e festejando ao meu lado com as conquistas que
apareceram durante a vida, desde os meus primeiros passos quando criança até
a presente data e com toda certeza para sempre.

Recebam Meu Respeito e Gratidão

Ao Prof. Dr. Paulo Roberto Aranha Nouer

Meu mestre, orientador, cujo apoio e confiança na minha capacidade profissional me permitiu alcançar este meu objetivo, dar um passo a mais na escada do apredizado profissional.

Prof. Dr. Darcy Flávio Nouer, o qual tive a honra de ter como professor nas aulas teóricas e clínicas, onde há mais de 30 anos, o mesmo também pode repartir seus conhecimento com meu pai, dando inicio aos estudos ortodônticos no Brasil.

Ao Prof(a). Dra. Ivana Uglík Garbui, a qual me apoiou durante todo meu curso, onde aprendi muito do que seu clinicamente.

Ao Prof(a). Dra. Beatriz Araújo, a qual com toda sua experiência e paciência me acompanhou nas clinicas e nos trabalhos realizados.

Aos meus colegas de mestrado, em especial a Mara Ricarte, Toledo Jr e Fabiane Louly, fieis companheiros de estudo e trabalhos.

Agradeço a diretoria do Centro de Pesquisas São Leopoldo Mandic, por ter me dado toda a estrutura científica necessaria para realização do meu trabalho de pesquisa.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	7
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	8
RESUMO.....	9
1. INTRODUÇÃO	10
2. REVISÃO DA LITERATURA	16
3. PROPOSIÇÃO	33
4. MATERIAIS E MÉTODOS	34
4.1 Materiais.....	34
4.2 Métodos.....	40
5. RESULTADOS.....	42
6. DISCUSSÃO	61
7. CONCLUSÃO	69
ABSTRACT.....	70
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71
ANEXOS	

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

TABELA 1 - Divisão dos grupos de fios para teste.....	35
FIGURA 1 - Aparelho de suporte do fio a ser testado	36
FIGURA 2 - Dispositivo para manter o fio tensionado.....	36
FIGURA 3 - Aquário	37
FIGURA 4 - Termostato	37
FIGURA 5 - Bomba de aquário	38
FIGURA 6 - Timer de acionamento	38
FIGURA 7 - Aquecedor de ambiente.....	39
FIGURA 8 - Máquina de teste- EMIC	39
FIGURA 9 - Autoclave.....	40

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

3M/ Unitek	- 3M/ Unitek Corp.-USA
EMIC	- EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio LTDA
G0	- Grupo controle
G1	- Grupo 1 (grupo com 1 mês de utilização sem ser esterelizado)
G2	- Grupo onde se utilizou e esterelizou os fios
GAC	- GAC, Internacional Inc., Comack, NY,USA
Gr	- Grupo
mm	- milímetro
Morelli	- Morelli, Brasil - SP
NiTi	- Níquel-Titânio
Nitinol	- Níquel-Titânio produzido pela 3M Unitek Corp.
Ormco	- Ormco Corp., Glendora, CA, USA
RMO	- Rocky Mountain Orthodontics
Tp	- Tp Orthodontics

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi o de verificar se os fios de NiTi superelásticos conseguem manter suas propriedades iniciais após terem se submetidos ao uso mensal e a ciclos de esterilização, por um período de cinco meses. Foram selecionados seis segmentos de fio de seis marcas comerciais diferentes, sendo elas GAC, RMO, MORELLI, TP Orthodontics, 3M UNITEK e ORMCO; em três espessuras, 0.016X0.022", 0.018X0.025" e 0.019x0.025". Os fios foram separados por grupos, onde temos o grupo controle (Gr0= 108) contendo 108 amostra de fios de todas as marcas e espessuras, Gr 1= (108 fios), os quais apenas foram utilizados e testados após um período de trinta dias, Gr2 (108 fios), subdividido em cinco sub-grupos, o primeiro Gr 2.1, os fios foram mantidos ativados por um período de trinta dias em saliva artificial dentro de um aquário de vidro, mantendo-se um temperatura média de 37°C, que simula a temperatura média bucal, após este período, os fios eram limpos com gase embebida em água mineral natural e esterelizados em autoclave e testados na seqüência, o Gr 2.2 seguiu os mesmos passos do Gr 2.1 só que foi mantido ativado por dois meses esterelizados duas vezes, o Gr 2.3 seguiu os mesmo procedimentos do Gr 2.2 só que foi mantido ativado por três meses e esterelizado três vezes e assim se seguiu até o quinto mês de testes. Após os cinco meses de testes, pode-se observar que algumas marcas comerciais nos permitem re-utilizar seus fios por até cinco ciclos sem que apresentem perda significativa de suas propriedades iniciais, sendo elas da RMO na espessura 0.016x0.022" e da GAC na espessura 0.019x0.025" durante a fase de ativação e da GAC e ORMCO na espessura de 0.019x0.025" durante a fase de desativação e mas que mesmo dentro de uma mesma marca comercial, algumas espessuras não nos permitem re-utilizar seus fios.

Palavras-chave: Ortodontia. Fios ortodônticos. Conservação de recursos naturais esterilização. NiTi.

1. INTRODUÇÃO

O Dr. Pierre Fauchard, quando iniciou os estudos ortodônticos, idealizou um arco como dispositivo chamado de “Bandelette” (FIG. 13, ANEXO 2), o que se tratava de um fio de metal que servia para dar a forma do arco dentário, o qual era associado a amarras de prata ou de latão, assim promovendo a movimentação dentária GURGEL *et al.* (2001).

Posteriormente, Angle baseado na idéia de Fauchard desenhou o arco E (FIG. 14, ANEXO 2), que ficava preso a bandas nos molares. Este arco continha parafusos para aumentar o perímetro do arco, e obter espaço para laçar os dentes, assim posicionando-os corretamente GURGEL *et al.* (2001). A partir deste ponto Angle modificou seu aparelho, desenvolvendo um no qual o fio ortodôntico se encaixava em apoios da cervical para a oclusal-tubos e pinos GURGEL *et al.* (2001). Posteriormente propôs um fio de secção retangular em forma de cinta, que ficou conhecido como “ribbon-arch” (FIG. 15, ANEXO 2), a partir daí passou a ser conhecido como “edgewise” onde o fio começou a ser inserido no aspecto frontal como se utiliza atualmente.

Com os anos os aparelhos foram se modificando, sendo feitos de aço, policabrilato, cerâmica, mas uma mudança que realmente foi feita nestes aparelhos foram os braquetes pré-ajustados, desenvolvidos por Andrews, mas mesmo assim a forma do arco continuava sendo dada pelos fios.

Durante todo o século XX, a evolução dos fios ortodônticos ocorreu paralelamente ao dos braquetes, onde no início se utilizava o ouro, a prata o bronze e o latão. Logo após a segunda guerra mundial, com a invasão do aço nas

indústrias, e conseqüentemente na ortodontia, onde o mesmo é utilizado até os dias atuais, assim como outros materiais.

Durante anos o nivelamento dos dentes foi caracterizado por várias trocas de calibres de fios de Ni-Cr (aço do 0,012”até 0,020”). Nesta fase do tratamento era necessário alças e dobras que eram muito trabalhosas na prática do dia a dia dos ortodontistas. Isso implicava em um tratamento trabalhoso e longo, pois as alças eram usadas para simular um sistema com maior flexibilidade, muitas vezes trazia grandes desconfortos aos pacientes WATERS *et al.* (1981).

Com o conhecimento das propriedades metalográficas, mecânicas e biológicas das ligas utilizadas na ortodontia e o surgimento de novas ligas metálicas como o Elgiloy (cromo-colbalto), TMA (beta-titânio), M -NiTi (níquel-titânio de memória fria) e A-NiTi (níquel-titânio termo-ativado), estas ligas apresentam propriedades cada vez mais compatíveis e com respostas biológicas desejadas. O Niti (níquel titânio) foi desenvolvido pelo metalúrgico Willian Buehler dentro de um programa espacial no Laboratório Naval Americano (Naval Ordnance Laboratory in Silver Springs, Maryland), no início dos anos 60. Sua composição é de 52% de níquel 45% titânio e 3% de cobalto, bastante útil na clínica ortodôntica devido a sua elasticidade excepcional comparado com aço (PROFFIT, 1995). Foi relatado que esta liga apresentava uma característica única, chamada de memória de forma, ou efeito de mola, que é a capacidade do fio retornar a sua forma e estrutura original, fazendo com que o fio dispense a energia (carga) acumulada. Após varios estudos constatou-se que esta liga de Niti possuía uma excelente memória e propriedades superelásticas (ANDREASEN, 1971; BURSTONE, 1985; FERREIRA, 1996; GRABER, 1985; INTERLANDI, 1995; KHIER *et al.*, 1991; KUSY, 1997; MIURA, 1990; PROFFIT, 1995) demonstrando também uma alta resistência a corrosão. Os

atributos desta memória de forma chamou a atenção de pesquisadores em vários países. Em 1971, a primeira liga de NiTi, o Nitinol, foi vendida aos ortodontistas pela Unitek Corporation. O Nitinol, era uma liga passiva, encontrada na forma martensítica, que possui uma baixa dureza. O fio possuía memória e entregava até 1/5 de força por unidade de desativação do aço. Este produto apresentava três qualidades: baixa dureza, boa gama, e alta memória. No entanto, sua maior limitação era a formabilidade.

Em 1978, a *Furukawa Electric Co., Ltda of Japan* desenvolveu uma nova liga de NiTi, conhecida como NiTi japonês, mais conhecida como NiTi Superelástico.

Estes novos fios de NiTi, quando exercida força sob eles, exibiam uma curva de ativação não linear antes nunca vista, a qual demonstrava que os fios entregavam a mesma força independente da quantidade de ativação imposta sob eles. Esta propriedade foi referida como sendo de “superelasticidade”, na literatura específica, mas o que em metalurgia se era conhecido como “pseudoplasticidade” durante a ativação, e “pseudoelasticidade” durante a desativação.

Os fios superelásticos são fios de Niti fabricados sob altas temperaturas, onde apresentam propriedades peculiares incorporadas nos mesmos. Estes fios apresentam-se inicialmente numa fase austenítica (fase em que o fio se encontra com uma estrutura cúbica de corpo centrado), mas com uma capacidade de transformação martensítica (fase em que o fio se encontra com uma estrutura cristalina hexagonal compacta). Esta transformação martensítica ocorre de duas maneiras, ou induzida pelo calor, onde reduzido-se a temperatura o fio apresenta uma característica martensítica e aumentado uma característica austenítica, ou pode ser induzida por tensão, na qual com o aumento da tensão o fio apresenta uma característica martensítica e com a sua diminuição uma característica austenítica.

Esta transformação ocorre devido a uma modificação na sua configuração cristalográfica, de uma estrutura hexagonal compacta (HC) para uma cúbica de corpo centrado (CCC), isso devido a mudança de temperatura (GURGEL *et al.*, 2001).

A partir das informações citadas acima, vários pesquisadores ao redor do mundo começaram a estudar melhor esta liga de NiTi, que possuía características peculiares. BURSTONE *et al.* (1985), MIURA *et al.*, (1986), GURGEL *et al.* (2001), LEE & CHANG (2001) e ARRUDA *et al.* (2003), entre outros estudaram as propriedades destes fios e os compararam com os outros materiais utilizados para fabricação de fios ortodônticos, assim como a comparação entre as diferentes marcas comerciais existentes no mercado.

Com a melhoria das propriedades dos fios, vieram juntamente com eles o aumento no seu valor, e conseqüentemente um aumento nos custos do tratamento ortodôntico, a partir disso os ortodontistas ao redor do mundo começaram a esterelizar e re-utilizar estes fios, para abaixar estes custos. Mas com isso surgiu um grande problema/dúvida, pois não se tinha conhecimento até este momento de o que aconteceria com as propriedades destes fios quando submetidos a tais processos/ciclos de utilização/esterilização/re-utilização.

Com esta dúvida em mente, pesquisadores ao redor do mundo, GARREC (2004), GURGEL *et al.* (2001), IJIMA *et al.* (2002), KAPILA *et al.* (1989), MALLORY *et al.* (2004) e MIURA (1990) começaram a estudar estes fios, só que agora de forma diferente das tradicionais, como recebidos, e sim após terem sido utilizados e autoclavados, isso para saberem se os mesmos mantinham as propriedades iniciais quando novos ou se quando submetidos ao trabalho perdiam suas propriedades iniciais. Tais testes foram realizados com fios de diferentes marcas comerciais e

diferentes espessuras. Os testes realizados pela maioria dos autores citados foi o de carga e descarga, isso além da propriedade de dobra, elasticidade, propriedade de mola, etc.

Os processos de esterilização utilizados atualmente são de diferentes formas, sendo elas química, física, mecânica. Podemos citar como processos de esterilização utilizados pelos autores a limpeza dos fios com álcool 70% e logo após colocados em água corrente e secos com papel absorvente e deixados em uma solução ácida de glutaraldeído por 10 horas (KAPILA *et al.*, 1992). Outro método utilizado foi o calor seco, onde coloca-se os fios como recebidos dentro da estufa sob uma temperatura de 170°C, por um período de 15min em média, para não se alterar as propriedades iniciais, e por fim utilizavam a esterilização em autoclave, onde os fios eram colocados dentro de “sacos” propriamente desenvolvidos para esta finalidade, e colocados em autoclave sob uma temperatura de 121°C, por um período de 20 minutos (LEE, 2001).

Um fato que não se pode descartar são as possibilidades de corrosão dos fios de NiTi em meio bucal, o que já foi relatados por outros autores em suas pesquisas com esta liga e com fios de aço. Em sua pesquisa EDIE *et al.* (1981) e CLINARD *et al.* (1981) relataram que os fios de niti são resistentes à corrosão assim como os fios de aço, outras pesquisas realizadas por SARKAR *et al.* (1979, 1980) relataram que os fios de niti são mais susceptíveis a corrosão do que outros fios ortodônticos. Em um outro estudo realizado por SCHWANINGER *et al.* (1982), foi relatado que a corrosão dos fios não afeta as propriedades dos fios de NiTi, alguns estudos de LOPES *et al.* (1979) e NICHOLSON (1984) relataram um aumento na deformação permanente e uma diminuição na elasticidade destes fios causada pela corrosão ou pela utilização acumulado com o trabalho a frio.

Será realizada uma pesquisa laboratorial, onde simularemos as condições bucais, e realizados cinco ciclos de utilização, esterilização e re-utilização deste fios, para sabermos se os mesmos conservam suas propriedades iniciais após a esterilização.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Durante os anos diferentes ligas metálicas foram desenvolvidas com o objetivo de otimizar o tratamento ortodôntico. A partir do desenvolvimento destas ligas o tratamento ortodôntico se tornou mais rápido, confortável e mais compatível com a biologia do movimento dentário. A pesquisa do desenvolvimento destes fios na cavidade bucal tem sido uma constante.

BURSTONE *et al.* (1985), realizaram um estudo com fios de NiTi chineses, em comparação com os fios de aço e de niti convencionais. Os testes foram conduzido à temperatura ambiente, mas ao mesmo tempo foi realizado um estudo com os fios a três diferentes temperaturas, de 22°C, 37°C (temperatura bucal) e a 60°C. Realizado os testes BURSTONE *et al.* (1985) observaram que os fios de niti chineses possuíam excelente curva de desativação, nada comum até a presente data, na qual forças constantes são produzidas ao longo de uma gama de ativação. Estes fios demonstraram uma excelente propriedade de mola, podendo ser deflexionados 1.6x mais que o nitinol, 4.4x mais que o aço, sem que o mesmo sofra deformação permanente. Nos testes realizados sob diferentes temperaturas, os fios de niti convencionais não apresentaram nenhuma diferença sob qualquer temperatura testada, em contrapartida os fios de NiTi Chineses apresentaram sua dureza foi praticamente a mesma sob a temperatura ambiente, à 22°C e 37°C, mas quando alcançada a temperatura de 60°C, os mesmo apresentaram um pequeno aumento na curva de ativação e desativação e um aumento no grau de deformação permanente, assim como uma menor capacidade de memória. Assim sendo, esta nova liga pode ser melhor empregada onde se necessita uma maior gama de deflexão, apresentando uma destivação mais compatível com a fisiologia do

movimento dentário, onde eles apresentam uma maior dureza sob pequenas ativações e mais maleáveis sob grandes ativações, sendo assim concluiu-se que foi descoberto um novo fio para uso ortodôntico.

KAPILA *et al.* (1991), realizou estudo com fios de NiTi e Nitinol na espessura de 0.016", a amostra contitui dez fios, segmentos de fios que foram submetidos a dois ciclos de uso clínico, onde cada ciclo variava em torno de oito semanas, mas a cada quatro semanas eram trocadas as ligaduras elásticas. O trabalho foi dividido em três grupo, sendo um grupo controle(T0), o grupo1 (T1), onde os mesmo foram submetidos a um ciclo de oito semanas, e um outro grupo (T2),onde os fios foram submetido a mais oito semanas de uso). Ao final de cada ciclo os autores removiam os fios e os esterelizavam com solução de álcool isopropol 70%, e após isso os fios eram amarrados em dois bráquetes edgewise 0.022 com uma distância entre eles de 14 mm e assim foram realizados os testes de ativação e desativação em máquina de testes Universal Instron, indo sua ativação de 0 a 2 mm e a desativação de 2 a 0mm. Os fios foram esterelizados em solução ácida de glutaraldeído a 2% por 10 horas, como preconizado pela American Dental Association e com isso colocados nos pacientes novamente para se iniciar o segundo ciclo de teste, assim como no primeiro. Passadas as oito semanas os fios eram novamente removidos, limpos com solução de álcool isopropol 70% e testados. Como resultado, os autores obtiveram que os fios de Nitinol do grupo 1 e 2 (T1 e T2), apresentaram diferenças nos valores da desativação quando comparados com o grupo controle (T0), o que não ocorreu durante a ativação, onde pareceu que os fios não foram afetados pela esterilização. Com os fios de NiTi os autores observaram que os fios apresentaram uma diferença tanto na ativação quanto na desativação em comparação entre o grupo controle (T0) e o grupo 1 (T1), o que

ocorreu diferente quando se comparou o grupo controle (T0) com o grupo 2 (T2), que apresentou diferença apenas na ativação.

MOHLIN *et al.* (1991) realizaram um estudo combinado, testes laboratoriais e avaliação clínica, com fios de NiTi chineses, para observar o comportamento do mesmo durante a fase de nivelamento dentário, comparando-o com os fios de NiTi convencionais e os de aço. Seus testes laboratoriais foram realizados de acordo com os testes realizados por MIURA *et al.* (1986); onde se utilizou dois braquetes soldados a dois cilindros de 7 mm, com uma distância entre eles de 17,5 mm, sendo que o braço que irá tensionar o fio fica localizado bem ao centro dos dois outros braquetes. Os testes foram conduzidos sob uma velocidade de 1 mm/mim, durante a ativação e desativação. Três deflexões foram medidas, 1 mm, 2 mm e 4 mm. Todos os fios utilizados neste testes possuíam a espesura de 0.016"; os teste foram feitos sob temperatura ambiente. Os testes clinicos foram realizados em cinco clinicas particulares diferentes. As informações foram fornecidas pela avaliação clínicas dos ortodontistas responsáveis. Tais informações eram obtidas verificando-se o tempo de uso do fio, problemas com a perda dos bráquetes, e local de fratura do fio, devido a uma parafunção do paciente. O grau e deformação permanente foi estipulado por dois autores como sendo: 0= não visível, 1= pequena deformação, 2= deformação óbvia e 3= auto grau de deformação (o fio não pode mais ser utilizado). Nos testes laboratoriais observou-se que os fios de aço apresentavam deformação permanente após 2 mm de ativação, quando ativados até 4 mm, existindo uma relação linear entre força e deflexão, quando este fios foram utilizados. No caso dos fios de NiTi, as curvas de ativação e desativação eram praticamente iguais, apresentando uma relação não linear moderada e após uma ativação de 4 mm apresentava uma deformação plástica; já os fios de NiTi chineses

demonstraram um pequeno aumento na força de ativação em 1 e 4 mm, por outro lado, a força de desativação se mostrou praticamente constante até 1 mm onde cai drasticamente chegando a zero e não foi constatado deformação plástica. Os autores concluíram após todos os testes, que os fios de NiTi Chineses liberaram forças mais constantes durante a desativação, maior memória de forma, pequena quantidade de deformação permanente, além de poderem ser utilizados por um período maior. Os teste laboratoriais não informaram o grau de fratura os fios de NiTi, assim como no uso clínico. Os autores ressaltam que os testes laboratoriais isolados, não podem nos fornecer dados conclusivos.

Em um estudo realizado por SMITH *et al.* (1992), foi analisado a força de ativação e desativação e a topografia de três fios de NiTi, um de aço e um de TMA, os fios foram utilizados e esterelizados, foram divididos em três grupos, onde cada um foi esterelizado de uma forma diferente, sendo que o grupo A foi esterelizado dentro de tubos de nylon em autoclave em ciclos de 10 minutos a 134.4°C, o grupo C foi esterelizado em uma solução de esporicidina, mantidos por um período de 6.75 horas e depois colocados em água corrente e secados com papel absorvente, no grupo H os fios foram esterelizados com calor seco (estufa), onde permaneceram por 10 minutos sob um temperatura de 191°C. A espessura de todos os fios era 0.016" e das seguintes comerciais: 3M (Nitinol), A (Aling) e OSE, os de NiTi, os fios TMA foram utilizados os da Ormco (β -titanium), e o de aço um Permachrome Standard (3M). Os fios foram utilizados por um período que variou de um a seis meses e sua força de ativação e desativação foi testada numa Máquina de Teste Universal (United Calibration Corp., Garden Grove, Califórnia), com uma célula de carga de 50Kg sob uma velocidade de 2.5 mm/mim, onde os fios de NiTi foram deflexionados da inércia(0 mm) a 2 mm, os de aço até 1 mm e os de TMA até 1.5

mm. A partir dos testes realizados, os autores chegaram a conclusão de que, dos 72 fios testados, apenas três apresentaram diferenças significativas entre os fios que foram utilizados e os que não foram esterelizados. Tais diferenças foram encontradas nos fios OSE grupo A e H, e no TMA grupo A. Os autores relataram que pode ser possível que as altas temperaturas, da autoclave ou calor seco (estufa), podem ter efeito sob os fios OSE e TMA. Este efeito realmente existe, mas em pequena magnitude, sendo que ele é evidente em apenas um de quatro segmentos de teste. Sendo assim observou-se que nos testes de ativação e desativação não foi encontrado nenhuma diferença clínica significativa entre os fios como recebidos e utilizados, esterelizados/desinfetados, sendo assim concluiu-se que os fios de NiTi podem ser re-utilizados pelos menos uma vez sem comprometimento clínico. Com relação aos fios de TMA e aço, os mesmos apresentaram um aumento na taxa de ativação em torno de 10%, na secção cruzada, mas não na secção paralela.

KAPILA *et al.* (1992) realizaram um novo estudo com fios de NiTi e Nitinol, só que desta vez os autores esterilizaram seus fios em autoclave, em ciclos de 20 minutos. Os fios utilizados foram na espessura de 0.016", foram separados em grupo controle(T0), grupo 1(T1) os fios eram submetidos a apenas um ciclo clínico e grupo 2 (T2), os fios eram submetidos a 2 ciclos clínicos, com dez fios cada. Cada ciclo de utilização clínica durou oito semanas, sendo que os fios eram re-amarrados após quatro semanas com ligaduras elásticas. Ao final de cada ciclo os autores removiam os fios e os limpava com solução de álcool isopropol 70%, passados em água corrente e secados com papel absorvente, e após isso eram amarrados em dois bráquetes edgewise 0.022 com uma distância entre eles de 14 mm e assim se realizava os testes de ativação e desativação em uma máquina de testes Instron, indo sua ativação de 0 a 2 mm e a desativação de 2 a 0 mm, como preconizado por

MIURA *et al.* (1986) e depois esterelizados em autoclave e encaixados novamente nos bráquetes para serem re-utilizados. Como resultados dos testes, os autores encontraram que os fios de Nitinol apresentaram diferenças estatísticas significativas tanto na ativação como na desativação após dois ciclos de esterilização, o qual era melhor observada entre 1-2 mm de ativação e de 2-0.4 mm na desativação, mas quando utilizados uma única vez, os mesmos não apresentaram diferença significativa, isso após serem esterelizados em autoclave (DHS). Os fios de Niti apresentaram diferenças estatísticas significativas tanto na ativação como na desativação, após a esterilização, onde o grupo 1(T1) quando comparado com o grupo controle. O grupo 2 (T2) apresentou diferenças quando comparado com o grupo controle (T0) apenas na desativação, enquanto que quando comparado com o grupo 1 (T1), apresentou diferenças apenas na ativação, isso após terem sido esterelizados (DHS). Tanto os fios de Nitinol como os fios de NiTi apresentaram diferenças significativas nos dois grupos quando comparados com os fios do grupo control (T0) e após serem utilizados clinicamente, no entanto as características de ativação e desativação não foram significantes entre o T1 e T2 após seu uso clínico (CR). As mudanças nas características de ativação e desativação após DHS foram relativamente pequenas, e sua significância clínica pode ser questionada. Por outro lado observou-se um aumento na força de ativação e desativação com o uso clínico, indicando que o mesmo provocou uma diminuição na pseudoelasticidade e na pseudoplasticidade, aumentando assim a dureza dos fios tanto de NiTi como os de Nitinol.

STAGGERS & MARGESON (1993) realizaram um estudo com fios de Beta-Titânio (TMA), NiTi (Sentalloy) e fios de aço (Tru-Chrome), na espessura 0.016", onde os mesmos foram testados em uma Máquina de Teste Universal Instron,

que utilizou uma célula de 10.000lbs. com velocidade de 0.5mm/minuto, onde os mesmos foram realizados nos fios como recebidos, esterelizados uma vez e cinco vezes. Os fios foram esterelizados de três formas diferentes, sendo elas: em estufa/calor seco (Dentronix 5000), em autoclave (250° F por 20 minutos) e com gás de oxido etileno (4 horas). Foram utilizados cinco segmentos de cada fio, em cada um dos três métodos de esterilização utilizados. O auto concluiu em seu estudo que os fios testados podem ser esterelizados, independente do método de esterilização utilizados, que os mesmos não perdem sua força de tensão, e sim as aumenta um pouco, mas nada exorbitante, o que estatisticamente foi desprezível, este aumento na força dissipada pelo fio.

GURGEL *et al.* (2001) realizaram um estudo com nove fios de NiTi comerciais, com intuito de descobrir qual possuía a melhor aplicação clínica sob as diferentes fases de transformação, sendo que uns apresentavam sua transformação martensítica a 27°C outros a 35°C e uns a 40°C. Foram utilizados fios com espessura de 0.017" x 0.025". Apenas um fio era Niti convencional (Original Reflex, TP Orthodontics, LaPorte, Ind), e os outros eram super-elásticos (Copper Niti 27°C e 35°C, Elastinol 27°C e 35°C, Morelli Nickel-Titanium, Niti Heat- Activated, NeoSentalloy 200g e Remanium Lite). As amostras foram testadas em um tensiômetro (Memocoupla, Center Suisse d'Eletronic et de Microtechnique SA), dentro de um forno sob temperatura controlada de 35°C. Duas garras simétricas seguravam as extremidades dos fios. As garras do tensiômetro seguram o fio a uma distância fixa de 5 mm o que representa aproximadamente a distância inter-braquete. Uma das garras é girada de 10° a 40° em intervalos de 5°, para ativação. Após os 40° de ativação inicia-se a desativação com intervalos de 5°. Tanto a ativação como a desativação são medidos em N-cm. Considerou-se um desvio

padrão de $n=5$. Três análises foram realizadas, a diferença de fabricantes, ângulo e ativação e desativação. As medidas da torsão foram feitas a partir do método de Turkey-Kramer a um nível de segurança de 0.05. Os fios E27, RF e R obtiveram o maior momento durante a ativação e desativação, sem evidência de um platô típico de um fio superelástico. Deve ser considerado que a curva de desativação é muito importante clinicamente, porque ela representa o nível do momento disponível para que o fio retorne a sua forma original enquanto ocorre o alinhamento dentário. Em contra-partida, o fio C35 obteve a menor variação entre a ativação e a desativação. Os fios C27, E35, MO e NS obtiveram valores similares, entre a ativação e a desativação. O fio NI obteve valores menores que os fios E27, RF e R. Os fios E27, R e RF obtiveram valores aproximados na ativação e o R produziu o maior momento de desativação. Os fios superelásticos foram selecionados devido a sua capacidade de produzir momentos constantes sob diferentes graus de rotação e torsão. Este estudo laboratorial avaliou a rigidez (momento/grau) dos fios de NiTi superelásticos sob torsão. A garras do tensiômetro permitem um leve deslize do espécimetro, embora esse deslize possa significar uma diferença na rigidez do fio do encontrado em condições clínicas. Com relação aos fatos relatados ao dente e estruturas de suporte, a adaptação do fio no slot do bráquete deve ser considerado. Os fios que produzem momentos baixos, como o C35, podem não permitir a correção de torque, assim como fios muito duros, como o R e o RF. Devido a este tipo de problema, uma correção final do alinhamento/ nivelamento e torque, pode ser realizada com fios de aço retangulares. Concluiu-se que os momentos de torsão variam de acordo com o fio superelástico, mesmo em fios que possuem a mesma temperatura de transição. Alguns fios possuem as mesmas características de torção que os fios de NiTi convencionais.

GURGEL *et al.* (2001) realizaram outro estudo com fios de NiTi superelásticos, para avaliar a força de tensão, dobra, torção e deflexão dos fios em um ambiente o mais próximo possível do encontrado na cavidade bucal. Neste experimento, foram utilizados um braquete 0.018x0.025 polegadas (S2-02k twin mini, Morelli, São Paulo, Brasil) e um tubo de primeiro molar (T2-04U, Morelli, São Paulo, Brasil), sem angulação e torque para não influenciar na pesquisa. A distância interbraquetes utilizada foi de 5 mm, aproximadamente a de uso clínico. Os fios utilizados nos testes foram na espessura de 0.017x0.025", sendo eles das seguintes marcas comerciais Copper Niti 27°C e 35°C, Elastinol 27°C e 35°C, Morelli Nickel-Titanium, Niti Heat- Activated, NeoSentalloy 200g e Remanium Lite; os fios foram presos aos braquetes com o auxílio de ligaduras elásticas da cor prata, modular, da marca comercial 3M/Unitek. Os testes foram conduzidos sob uma temperatura constante de 35°C, e os fios eram ativados a partir da inercia até 2 mm e depois desativados e assim medida as forças entregues. Cada teste foi repetido cinco vezes, utilizando a máquina (Instron, Canton, Mass) com uma célula de carga de 5 kg a uma velocidade constante de 0.5 mm/mim. O desvio padrão foi de (n=5) e foram marcadas as desativações a 1 mm (foi escolhido para se estabelecer um parâmetro intermediário de comparação). O nível de significância foi medido pelo teste de Turkey-Kramer sendo ele em 0.5. Neste estudo foi concluído que os fios da Morelli e o Elastinol 35 apresentaram as menores forças de desativação (190gr), ao contrário do Remanium Lite que apresentou a maior (834gr). Em ordem crescente, ou seja, do menor para o maior força de desativação foram: E35=MO=NI=C35=NS<C27=E27<RL. Alguns fios da Morelli apresentaram deformação permanente durante os testes e foram descartados, o que não ocorreu com fios das outras sete marcas comerciais.

Os doutores LEE & CHANG (2001), realizaram uma pesquisa sobre os efeitos nas propriedades dos fios de NiTi após terem sido reciclados, esta idéia partiu de um estudo de BUCKTHAT *et al.* (1986), que devido ao alto custo dos fios de NiTi, reparou que 52% dos ortodontistas reciclavam seus fios de NiTi, e que os mesmos eram expostos a stress físico e elementos químicos na cavidade oral. Além destes autores, MAYHEW & KUSY (1988) demonstraram que mesmo após múltiplas esterilizações demonstraram alterações nas propriedades dos fios. Por outro lado KAPILA *et al.* (1992) e KAPILA & SACHDEVA (1989) demonstraram que se reciclando os fios se provoca grandes alterações nos mesmos, isso em três pontos de dobra; apesar das descobertas destes autores, SCHWANINGER *et al.* (1982) descobriu que não existe diferença na taxa de deflexão em fios de Nitinol imerso por um longo período em uma solução de cloridrato de sódio. SARKAR & SCHWANINGER (1980) observaram que o NiTi pode se corroer em fluidos bucais e soluções que contêm cloro. O propósito deste estudo foi o de avaliar as propriedades de tensão, topografia da superfície, as características friccionais e a fadiga do NiTi após reciclados e avaliar a eficiência da sua reutilização. Neste seu estudo, os Drs. Lee e Chang dividiram os fios em três grupos, um grupo controle (T0=20 fios), e dois grupos experimentais. O primeiro grupo (T1=20) foi exposto em saliva artificial (Oralube, Veterans Affairs Medical Center, Houston, Texas) e mantido a uma temperatura de 37°C durante quatro semanas. Os fios do terceiro grupo (T2=20) foram submetidos ao mesmo processo que no grupo 2 só que foram autoclavados a 121°C (250° F) e com 15 a 20 psi por 20 minutos. Cinco testes foram utilizados nesta pesquisa: teste de tensão, escaneamento com microscópio eletrônico (SEM), varredura em três dimensões (3D), teste de fricção e teste de fadiga da dobra. O teste de tensão foi realizado em uma Máquina de Teste Universal (Model 4466,

Instron Corp, Canton, Mass) com uma célula de carga de 1000Kg a uma temperatura de 37°C. Cada extremidade do fio foi presa por uma garra com uma distância de 40 mm entre elas. A máquina foi operada com uma velocidade de 5 mm/mim. Três características foram apresentadas: tensão máxima (Kg/mm²), gama de alongamento (%) e módulo de elasticidade (Kg/mm²). A microscopia eletrônica foi realizada pelo microscópio (JSM-840^a, JELO Corp. Peabody, Mass), para se avaliar as mudanças na superfície dos fios, e uma máquina (Optimal Dimensional Metrology Center, Intek Engineering, Seoul, korea) foi utilizada para avaliar a rugosidade da superfície dos fios. O teste de fricção foi realizado para se identificar mudanças e potenciais na fricção dos fios após terem sido reciclados. O movimento dentro do slot do braquete foi realizado com uma máquina de teste universal com uma carga de 5Kg. Uma força foi colocada em um braço provisório, para se encaixar no braquete foi fixado na cabeça da máquina. Um braquete auto-ligado (SPEED, Strite Ind, Ontario, Canada), com um slot de 0.022 foi utilizado no teste. O braço foi movido pra cima sob uma velocidade de 5 mm/mim. Assim o coeficiente friccional máximo foi calculado. Por fim o teste de dobra foi realizado para se identificar a fadiga da dobra do fio após serem reciclados. O aparelho utilizado no teste foi aquele de acordo com o Japan Industrial Standard H 4100, uma garra foi posicionada na parte inferior do fio, com um pêndulo de 2.5Kg, e uma outra garra foi posicionada na parte superior com uma distância de 60 mm entre as duas garras. A garra superior dobra o fio em 90° continuamente e o número do movimento da dobra antes da fratura é anotado. Após realizados todos os testes, os Drs. Lee e Chang concluíram que nenhum dos fios demonstraram diferenças significantes nas propriedades de tensão: força de tensão máxima, taxa de alongamento e módulo de elasticidade. O SEM mostrou a superfície de todos os fios como recebidos, e mostrou que cada um

possui uma textura diferente da superfície. A superfície dos grupos T1 e T2 se apresentaram similares a do grupo T0, apenas a quantidade de identificações aumentaram. As imagens geradas em 3D mostraram proeminências de acordo com a rugosidade da superfície. Os fios de Niti demonstraram a mesma superfície em todos os grupos, os Optimalloy demonstraram uma pequena diferença entre o grupo T0 e os grupos T1 e T2 e os Sentalloy apresentaram diferenças apenas entre o grupo T0 e os demais, visto que entre os grupos T1 e T2 não apresentou diferença. Os fios Sentalloy, não apresentaram diferenças no seu coeficiente friccional máximo, entre os grupos, já os fios Optimalloy e Niti apresentaram diferenças significativas nos grupos T1 e T2. Nenhuma diferença foi encontrada em nenhum fio, com relação às propriedades de dobra após terem sido reciclados.

WILKINSON *et al.* (2002) realizou um estudo, investigando as características de ativação e desativação de sete fios 0.016" utilizados para alinhamento/nivelamento, sendo eles um NiTi convencional (Ormco, Glendora, Califórnia), um Twistflex (GAC Internacional, Islândia, NY) e cinco superelásticos termo-ativados, sendo dois da Ormco (Cooper NiTi 27° e 35°C - Glendora, Califórnia) um da TP Orthodontics Inc. (Reflex - La Port, Ind), um da Dentaurum (Tensic - Ispringen, Alemanha) e um da 3M Unitek (Nitinol HA - Monrovia, Califórnia).

Os fios foram submetidos a um teste de dobra de três pontos e um teste com dois tipos de braquetes diferentes em dois modelos de acrílico, perfazendo um total de cinco testes. Como ilustrado a seguir:

Modelos

Descrição dos modelos:

1. Teste de três pontos de dobra (FIG. 10);

2. Bloco de acrílico com 4 Mini-Diamond colados nele (FIG. 11);
3. Arco parcial de acrílico com 4 braquetes Twin-Lock auto ligados (FIG. 11);
4. Arco maxilar de acrílico com braquetes Mini-Diamond (FIG 12)/
5. Arco maxilar com braquetes Twin-Lock (FIG. 10, 11 e 12).

Em seus testes, a maioria dos fios, mas não todos, apresentaram um comportamento superelástico, de acordo com o platô apresentado em seus gráficos, isso depende do fio, seu modelo, da temperatura e do método em que foi realizado seu teste. Partindo destes princípios, este estudo relatou: a performance do alinhamento dentário com um fio 0.016" depende do modelo do teste, isso incluindo o tipo do bráquete utilizado e a quantidade de deflexão, os fios de NiTi produziram altos valores de desativação independente do tipo de modelo utilizado em todos os testes de deflexão, o ranking dos fios utilizados no teste foram alterados pelas condições dos testes, onde o Twistflex apresentou valores comparado ao dos fios de NiTi Termo-ativados, uma vaga no platô foi limitante na performance dos fios isoladamente, seis tipos de fios superelásticos demonstraram sensibilidade diferente nos três teste com temperaturas diferentes, sendo assim apresentando resultados diferentes, no teste de três pontos de dobra apresentou pouca variação entre os fios, etc. Em resumo, seus testes mostraram que existe pequena diferença entre os fios utilizados e isso pode depender da temperatura onde se foi realizado o teste com o tipo de fio utilizado, o modelo de braquete utilizado e qual tipo de ligadura foi utilizada. No geral os resultados foram aparentemente iguais para todos os fios, incluindo o Twistflex. ARRUDA *et al.* (2003) com o objetivo de analisar a mecanodinâmica das ligas de níquel-titânio de três diferentes marcas comerciais utilizadas no tratamento ortodôntico, sendo estes fios de NiTi 0.017" x 0.025" (copper

niti 35°C da Ormco, NeoSentallOy F200 da GAC, NiTi superelástico da 3M Unitek e NiTi da GAC). Os experimentos foram realizados com e sem força estática de 1N, para avaliar a tensão na transformação de fase. A proporção do módulo de elasticidade da fase austenítica para a fase martensítica, nos experimentos foi de 1,6 a 1,86 sem força estática e de 1,29 a 1,60 nos experimentos com força estática de 1N, devido ao aumento do módulo de elasticidade da fase martensítica. Nos fios copper niti 35°C e NeoSentalloy F200 com força estática de 1N, ocorreu um deslocamento da curva para a direita com a presença da fase martensítica numa temperatura mais alta. O Cooper NiTi apresentou o menor módulo de elasticidade na fase martensítica, seguido pelo Neo Sentalloy e NiTi SE e na austenítica o Copper NiTi também obteve o menor módulo de elasticidade médio seguido pelo NiTi e Neo Sentalloy. O NiTi SE não apresentou curva no diagrama de módulo de elasticidade em função da temperatura na fase austenítica, no intervalo de temperatura estudado (temperatura bucal).

Mallory *et al.* (2004) realizaram um estudo laboratorial com fios de NiTi superelásticos, comparando sua força-deflexão. Os tais teste foram realizados sob uma temperatura e momentos bem controlados. O fios utilizados pelos pesquisadores, foram os da Ormco (Cooper NiTi 27°, 35° e 40°C - Glendora, Califórnia) e os da GAC (Neo Sentalloy 80, 160 e 240gr - Islip, NY), na espessura de 0.016" x 0.025". Foram colocados braquetes em um suporte de acrílico, simulado uma maxila com um canino a 5 mm, e ligados a braquetes 0.022x0.028" e tubos nos primeiros molares (Ormco- Glendora, Califórnia), onde o fio estaria passivamente ligado para não haver interferência de torque dos braquetes e a partir dai foi marcado as desativações pela máquina de teste (Instron, Canton, Mass) com uma velocidade de 1.0 mm/mim com uma celula de 5Kg, sob temperatura da água de

37°C. Os resultados foram analisados por uma análise de variância (ANOVA) (StarView, SAS Institute, Cary, NC) e foram comparados pelo método de intervalo de Fischer's, calculados com um nível de significância de 0.5. Foram analisados forças de desativação dos fios com uma distância de 2.5, 2.0 e 1.5 mm, que seria comparadas com ativações de 5, 4 e 3mm. Após realizados os testes, os autores concluíram que todos os fios apresentaram um comportamento superelástico tradicional, sendo que o Cooper 40°C e o Neo sentalloy 80gr possuíam a menor força de desativação. A diferença na força de ativação foi comprovado o esperado sendo: 5mm < 4mm < 3 mm na maioria das vezes. Todos os fios demonstraram que existe uma diminuição significativa da força para subseqüentes aumentos na distância da ativação.

TONNER & WATERS (1994) realizaram um estudo semelhante ao de KUSY & STUSH (1987), onde avaliaram a dureza dos fios de acordo com a variação da temperatura. Em seu estudo, Tonner e Waters construíram um dispositivo capaz de realizar um teste de três pontos de dobra, o qual seria instalado em uma máquina de teste universal, Instron (Instron, Canton, MA, USA). As temperaturas utilizadas no teste foram de 5, 15, 20, 25, 30, 35, 40, e 50 C, gama esta presente na cavidade oral, durante a alimentação, de diferentes tipos de alimentos. Todos os fios superelásticos utilizados no teste estavam apenas disponíveis no Reino Unido na presente data dos testes, sendo por isso não se utilizou os fios de NiTi Chineses, estudados por BURSTONE *et al.* (1985). Os fios utilizados foram: na espessura de 0.016 utilizaram o Sentalloy (pesado, leve e médio - GAC, Internacional Inc., Comack, NY, USA), Orthocare Ni-Ti (Orthocare UK Ltd), Titanol (Forestadent, Milton, Keynes, UK), Rematitan Lite (Dentaurum, Hawley Russell and Baker, Potters Bar, UK), Elastinol (Masel Orthodontics, Inc, Bristol, PA, USA), Memory Wire Orthomax,

Bradford, UK), Supernitane (Hawley Russell), Titanium Memory (American Orthodontics Sheboygan, WI, USA, Ormco NiTi (Ormco Corp., Glendora, CA, USA), na espessura de 0.014 o Sentalloy (pesado, leve e médio - GAC, Internacional Inc., Comack, NY, USA), na espessura de 0.018 o Titanal XR, e um fio co-axial de aço 0.0155 Co-axial stainless steel (Ormco Corp., Glendora, CA, USA) e um fio de aço 0.010 (Unitek Corp., Monovia, CA, USA). Como resultado dos testes realizados, os autores concluíram que quanto menor for a temperatura presente, menor será a força liberada pelos fios durante a desativação, mas ao mesmo tempo que esta variação de temperatura pode ser boa ou mesmo ruim, devido ao fato que a temperatura bucal não ser constante. Foi concluído também neste estudo que, para que os fios apresentem um platô de superelasticidade eles devem ser deflexionados no mínimo 2 mm, até 13 mm. Além disso estes fios superelásticos possuem pouca capacidade de estabilidade do arco dentário.

Em um estudo realizado em 2005 por PERNIER *et al.*, os autores avaliaram a influência da esterilização em autoclave de seis fios ortodônticos. Neste experimento foram utilizados fios: um fio 0.019 x 0.025 de aço (True-Chrome® - Rocky Mountain Orthodontics, Denver, Colorado, USA), dois fios de níquel-titanium com memória de forma 0.018 x 0.025 (Neo Sentalloy® e Neo Sentalloy com longuard® - GAC, Internacional Inc., Comack, NY, USA), três fio de titânio-molibidênio na espesura de 0.019 x 0.025 (TMA® e TMA® com pouco atrito - Ormco Corp., Glendora, CA, USA) e o Resolve® (GAC, Internacional Inc., Comack, NY, USA). Os fios foram esterelizados em autoclave sob uma temperatura de 134°C por 18 minutos, como recomendado pelo ministério Francês de saúde. Previamente a colocação em autoclave os fios foram colocados em uma solução de Micro 10+®, colocado em uma banheira com ultrassom por 10 minutos, sendo passados depois

em água destilada e depois eram secados com papel absorvente. Após realizados todos os testes nos fios (três pontos de dobra, ativação e desativação, força atômica com microscópio de varredura), os autores chegaram a conclusão de que as alterações presentes nos fios após terem sido esterelizados eram clinicamente insignificantes ($+0.05\mu\text{m}$), tanto nos testes de superfície como no de dobra. Mas é preciso conhecer que alguns fios apresentaram resultados mais satisfatórios e/ou insatisfatórios, que outros em todos os testes realizados, como por exemplo, os fios TMA® e o Neo Sentalloy com longuard®, os quais apresentaram um aumento na rugosidade da superfície após terem sido esterelizados. Mesmo dentro de uma mesma marca encontrou-se pequena diferença, como no caso do TMA® e do TMA® de baixo atrito, onde o último apresentou uma maior rugosidade o que não era de se esperar (TAB. 16 e 17).

3. PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi verificar invitro o comportamento dos fios de NiTi Superelásticos de seis marcas comerciais diferentes, com três calibres de espessuras diferentes em relação a força liberada pelos fios novos e após terem sido esterelizados em autoclave cinco vezes.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Este experimento constará de uma amostra de 324 segmento de fios ortodônticos pré-contornados superiores de NiTi (extremidade reta de 20mm), os quais foram divididos em 6 diferentes marcas comerciais, Morelli, 3M Unitek, Ormco, Gac, TP Orthodontics e Rocky Mountain, e cada uma possuindo três diferentes espessuras, 0.16 x 0.22", 0.18 x 0.25" e 0.19 x 0.25",

Os fios da Morelli e da 3M Unitek, são fios de NiTi Superelásticos e os da Ormco, Gac, TP Orthodontics e Rocky Mountain são NiTi convencionais

Todas as marcas comerciais com suas espessuras específicas, foram divididas em três grupos, um controle (Gr 0 =108 fios), e dois grupos experimentais (Gr 1=108 e Gr 2=108), sendo que cada grupo de cada marca comercial e espessura possui 36 segmentos de fio.

TABELA 1 - Divisão dos grupos de fios para teste

FIOS										
Marcas	0. 16x0. 22			0. 18x0. 25			0. 19x0. 25			Total
	Gr 0	Gr1	Gr2	Gr0	Gr1	Gr2	Gr0	Gr1	Gr2	
Ormco	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
Gac	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
3M Unitek	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
Rocky Mountain	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
TP Orthodontics	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
Morelli	6	6	6	6	6	6	6	6	6	54
Total	36	36	36	36	36	36	36	36	36	324

Saliva artificial: água destilada e deionizada, ácido clorídrico (HCL), hidróxido de cálcio (CA(OH)₂), cloreto de potássio PA, ácido orto fosfórico 85% e tampão tris PA (hidroximetil aminometano); com PH 7,0.

Dispositivo 1: aparelho para prender os fios a serem tracionados, mantendo uma distância entre os gurins de 14 mm e um gurin localizado no centro, que prende o fio e o traciona 5 mm.

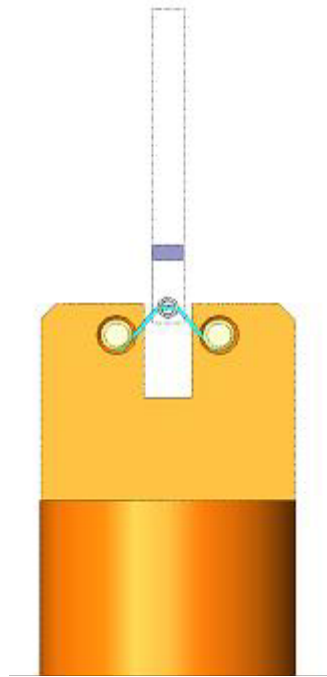


FIGURA 1 - Aparelho de suporte do fio a ser testado.

Dispositivo 2 - dispositivo onde serão inseridos os fios os quais ficaram tensionados 5 mm.

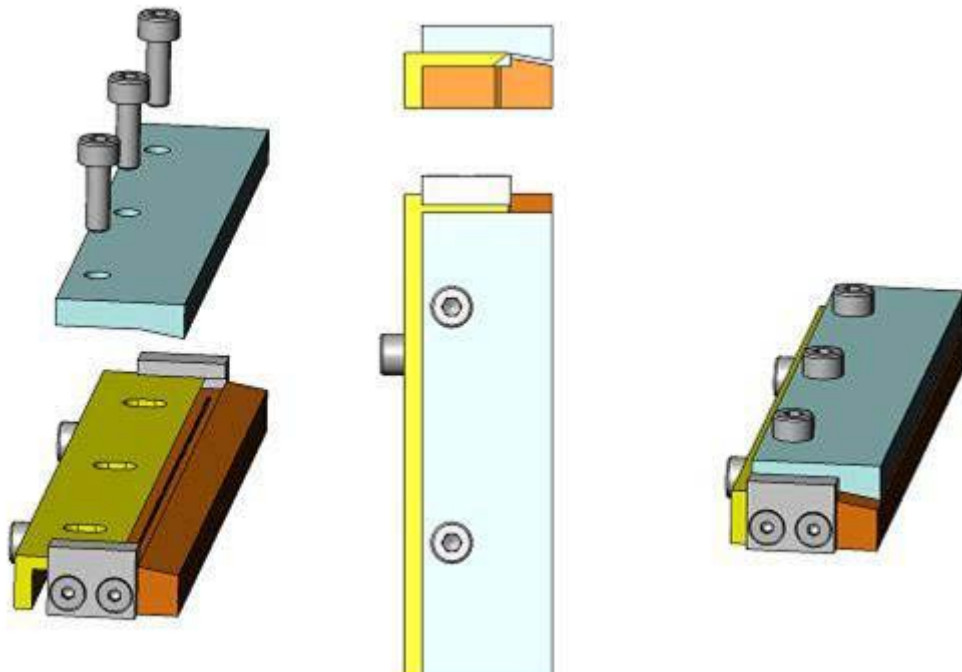


FIGURA 2 - Dispositivo para manter o fio tensionado.

Dispositivo 3: aquário de vidro com capacidade de cinco litros com aquecedor para simular a transição de temperatura corporal.

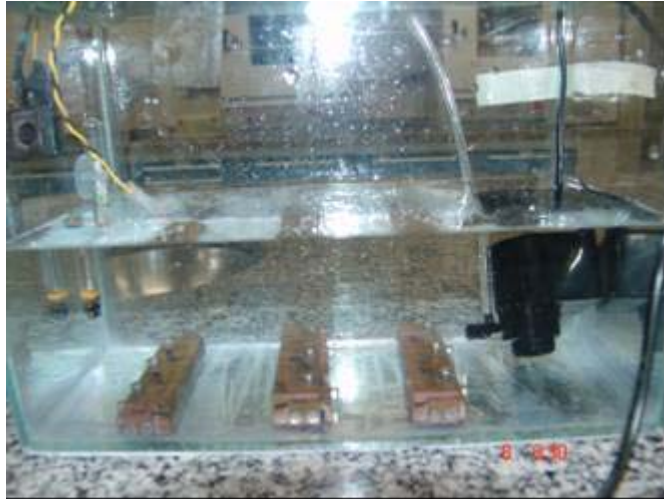


FIGURA 3 – Aquário.

Dispositivo 4: circuito eletrônico (termostato - Máster com aquecedor de 125W/110V, fabricado pela Máster Ind. de Equipamentos para piscicultura, São Paulo, para manter a temperatura da saliva artificial.



FIGURA 4 – Termostato.

Dispositivo 5: bomba de aquário (Sarlo Beher - São Caetano do Sul-SP-Brasil) para promover a oxigenação da saliva artificial.



FIGURA 5 - Bomba de aquário.

Dispositivo 6: timer de acionamento (Timer Analógico Bio/8 marca Brasfort 2000W/127V, fabricado na China e importado pela New. Satélite Mat. Elet. Ltda), para acionar a bomba que ira realizar a circulação da saliva artificial de 30 em 30 minutos.



FIGURA 6 - Timer de acionamento.

Dispositivo 7: aquecedor de ambiente (Mondial 1500W, fabricado pela M. I. do Nordeste Ltda Quadra F Lote 1/18, Poloplasti Camaçari BA), para oscilar a temperatura ambiente durante os testes de tração/desativação.



FIGURA 7 - Aquecedor de ambiente.

Dispositivo 8 - Máquina de teste de tração EMIC, modelo DL200, produzida pela EMIC Equipamentos e Sistemas de ensaio LTDA, em São Jose dos Pinhais.



FIGURA 8 - Máquina de teste- EMIC.

Dispositivo 9 - Autoclave PRISMATEC (autoclave vertical), produzida pela prismatec Ind. E Comércio LTDA, Itu-SP, com uma capacidade de 30 litros.



FIGURA 9 - Autoclave.

4.2 Métodos

O primeiro grupo denominado foi o grupo controle (Gr 0 = 108 fios foi testado em ativação e desativação para que seus valores fossem usados como parâmetro. O segundo grupo (Gr 1= 108 fios) foi inserido em saliva artificial e mantido sob uma temperatura que variou entre 37°C a 42°C (com o auxílio de um termostato ligado a um circuito eletrônico durante quatro semanas, dentro de um aquário de vidro com uma bomba submersa para o movimento e circulação da saliva. Os fios do terceiro grupo (Gr 2= 108) foram submetidos ao mesmo processo que no grupo 2 só que foram autoclavados a 121°C (250° F) e com 15 a 20 psi por 20 minutos (LEE & CHANG, 2001), durante cinco meses, ou seja, foram realizados cinco ciclos de esterilização e reutilização.

Estes fios foram testados em uma máquina EMIC (FIG. 8), sendo ativados

sob uma velocidade de 1 mm/mim, por 5 mm e desativados sob mesma velocidade, utilizando-se uma célula de carga de 20Kgf, estes testes foram realizados sob uma temperatura que variou entre 37°C e 42°C, alcançada com o auxílio de um aquecedor de ambiente (FIG. 7). Após o ensaio de tracionamento os fios foram colocados em um dispositivo (FIG. 1), que ficou presos com duas garras, uma em cada extremidade do fio, simulando um fio ligado a dois braquetes com uma distância entre elas de 7 mm. Foi utilizado um segmento reto de fio de 20 mm.

Em um outro dispositivo os fios foram colocados (FIG. 2) de forma que permaneceram ativados por um período de trinta dias (quatro semanas), e serem acondicionados em um recipiente (aquário de vidro) contendo saliva artificial (manipulada no laboratório do C. P. O. São Leopoldo Mandic pelo técnico, segundo Arvidson K, Johansson EG - 1985 e Muller AWJ, Maessen FJM, Davidson CL - 1990). A saliva foi movimentada com o auxílio de uma bomba submersa de aquário (FIG. 5), para manter a temperatura de 37° a 42°C, foi criado um termostato eletrônico o qual possuía um sensor eletrônico e um aquecedor de aquário (FIG. 4, 5 e 6).

Os fios foram autoclavados, em um autoclave (FIG. 9) PRISMATEC (Autoclave Vertical CS) produzida pela Primatec Ind. e Comércio LTDA, Itu-SP, com capacidade de 30L, por um período de 20 minutos e após este ciclo os fios foram re-utilizados para que fosse verificar a manutenção de suas propriedades iniciais de ativação e desativação. Após este ciclo de teste, no primeiro mês, foi iniciado testes nos mesmo fios por mais cinco meses consecutivos.

5. RESULTADOS

O objetivo deste trabalho foi analisar a força exercida pelos fios ortodônticos de seis marcas diferentes (3M, GAC, MORELLI, ORMCO, RMO e TP), com três espessuras diferentes (0.016x22", 0.018x25" e 0.019x25"), no movimento de ativação do fio de 1 até 5 mm, bem como no movimento de desativação.

Para cada marca de fio, cada espessura e a cada etapa (de 1 até 5 mm na fase de ativação e de 4 até 1 mm na desativação), foi avaliada a força exercida para cada grupo de corpo de provas, identificados por G0, G1, G2 (G2.1, G2.2, G2.3, G2.4 e G2.5), onde os fios do grupo G2 se mativeram os mesmos até o final dos 5 ciclos, onde cada grupo representou o tempo total que o fio permaneceu ativado, com intervalo de trinta dias entre os grupos.

A média e desvio padrão, bem como valor mínimo, máximo e a mediana foram obtidos para cada grupo, e representados através de tabelas e gráficos. Os pontos vermelhos nos gráficos representam os valores individuais de cada corpo de prova, e os pontos azuis a média em cada grupo. Para verificar se houve alteração significativa da força ao longo do tempo, foi feita a Análise de Variância (ANOVA), e em caso afirmativo, foram feitas comparações múltiplas pelo método de Tukey, para verificar quais grupos apresentaram diferença significativa entre si. Em cada caso também foi apresentado uma tabela para ilustrar a diferença percentual da força em relação a G0, onde valores negativos indicam uma perda da força em relação à G0 e valores positivos indicam um aumento da força em relação à G0 (TAB. 9 a 14 e GRÁF. 1 a 6).

Nível de significância estatística adotado foi de 5%. Todas as análises

foram realizadas com a utilização do software estatístico Minitab, versão 14.1.

Inicialmente, apresentaremos os resultados dos fios da 3M Unitek, na espessura de 0.016x0.022", seguindo uma sequência, onde teremos os resultados da ativação de 1 a 5 mm e da desativação de 4 a 1 mm. Na ativação em 1 mm, os grupos G1, G2.1 E G2.2, não apresentaram diferenças dos fios com o grupo G0, o que não ocorreu no G2.3, onde o mesmo apresentou um aumento na força liberada de 30,72% com relação ao G0, o mesmo ocorrendo com o G2.4 (aumento de 45,65%) e no G2.5 (aumento de 50,9%), TAB. 1. Com 2 mm de ativação o G2.2 apresentou diferença apenas com relação aos grupos G0, G2.4 E G2.5, de 20,75% de perda da força liberada com relação ao G0, sendo que os outros grupos mativeram praticamente a mesma força. Em 3 mm os grupos que apresentaram um diferença foram os grupos G2.2 e G2.3, onde os mesmo apresentaram uma perde de, respectivamente, 21,33% e 20,93% com relação ao G0. Com 4 mm de ativação apenas o G2.3 apresentou diferença com relação ao G0, tendo uma perda da força de 24,34%, mas vale lembrar que do G0 para os grupos seguintes houve uma perda inicial, mas não significativa, que se manteve nos outros grupos. Finalmente em 5 mm de ativação, todos os grupos apresentaram uma perda significativa de suas propriedades iniciais com relação ao G0.

Na desativação em 4 mm, nenhum dos grupos apresentou diferenças que pudessem ser consideradas, ou seja mantiveram um padrão durante todos os ciclos, o mesmo ocorrendo na desativação em 3mm. Na desativação em 2 mm já pode-se observar que o G2.2 apresentou diferenças com relação ao G0, G1, G2.4 e G2.5, onde teve uma perda de sua força de 28,8% com relação a G0 (TAB. 2). Em 1 mm, o G2.2 apresentou diferença em relação aos grupos G0, G1, G2.3, G2.4 e G2.5, sendo que ele teve uma perda de 30,30% com relação ao G0; o G2.4 apresentou

diferença com todos os grupos do trabalho, sendo que este teve um aumento de 47,18% da sua força liberada com relação a G0 e por fim o G2.5 apresentou diferença apenas com relação ao G2.2 e ao G2.4, tendo assim mantido uma força praticamente a mesma da apresentada pelo G0.

Fios 0.018x0.025” da 3M Unitek: na ativação e 1 mm, nenhum dos grupos apresentou uma diferença estatística significativa. Na ativação em 2 mm todos os grupos apresentaram uma diferença estatística com relação ao G0, isso devido a uma perda inicial média de 66,10 gr do grupo controle para o G1 e assim se sucedeu nos demais grupos, mas além disso alguns grupos apresentaram diferenças entre eles, onde tivemos o G2.2 com os grupos G1, G2.1, G2.3 e G 2.4, o grupo G2.4 apresentou diferença com o G2.2 e com o G2.5 (TAB. 3). Na ativação em 3 mm, da mesma forma como ocorreu em 2 mm todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, sendo que o G2.2 também apresentou diferença com o G1, G2.2 e G2.4. Com 4 mm de ativação todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, onde todos apresentaram uma diminuição da força liberada na ativação, além disso alguns grupos apresentaram diferenças entre si, como é o caso do G1 com os grupos G2.2 e G2.5 e o grupo G2.2 apresentou diferença com os grupos G1, G2.1, G2.3 e G2.4. Na ativação em 5 mm, novamente todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, obtendo uma diminuição da força de ativação nos mesmo, mas como nos outros casos, tivemos diferenças entre os demais grupos, sendo que o G1 apresentou diferenças com o G2.1, G2.2 e G2.5, o G2.2 além da diferença com o G1 apresentou com os grupos G2.3 e G2.4.

Entrando agora na desativação, temos em 4 mm apenas uma diferença entre os grupos, sendo que quando comparados com o G0 nenhum apresentou diferenças estatística significativa; entre os grupos G2.2 e G2.3 que temos uma

diferença significativa. Em 3 mm nenhum dos grupos apresentou diferenças significativas com relação ao G0, mas apresentaram uma diferença entre si, como é o caso do G2.1 que apresentou diferença com o G2.2, o qual também apresentou diferença com os grupos G2.3, G2.4 e G2.5, fato devido a perda da força neste grupo o que não ocorreu nos outros grupos. Na desativação em 2 mm as coisas mudaram um pouco, sendo que neste caso temos diferenças com o G0 e entre os grupos; o G1 e o G2.2 apresentaram diferença com o G0, além disso o G1 apresentou diferença com os grupos G2.3 e G2.4, o G2.1 apresentou diferença com o G2.2 apenas, o qual apresentou diferença também com o G2.3 e o G2.4. Por fim a desativação em 1 mm temos o G1 e o G2.2 apresentando diferenças com relação ao G0, isso sem falar que o G1 apresentou diferença também com os grupos G2.3 e G2.4, e o grupo G2.2 também apresentou diferença com o G2.4.

Fios 0.019x0.025” da 3M Unitek: Na ativação em 1 mm foi observado apenas uma diferença entre os grupos e nenhuma diferença significativa ao G0, sendo que apenas o G2.1 apresentou uma diferença significativa com relação ao G2.4. Em 2 mm, observamos que os grupos G1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram uma diferença significativa com relação ao G0, além disso apresentaram diferenças entre eles, sendo que o G1 apresentou diferença com relação ao G2.3 e G2.4, o G2.3 além da diferença com o G1 apresentou diferente com o G2.5, o qual também apresentou diferença com relação ao G2.4. Sob 3 mm de ativação, pode-se observar que todos os grupos, com exceção do G2.1 apresentou diferença com relação ao G0, visto que o G1 também apresentou diferença com os grupos G2.3, G2.4 e G2.5; o G2.1 apresentou diferença com os grupos G2.2, G2.3, G2.4 e G2.5, o G2.3 apresentou diferença com o G1 e G2.1, o grupo G2.4 apresentou diferença além do G1 e G2.1, apresentou também com o G2.5. Na ativação em 4 mm todos os grupos

apresentaram diferenças significantes com relação ao G0, sendo que o G1 apresentou diferenças com o G2.3 e G2.4; o G2.3 além da diferença com o G1 apresentou também com o G2.1, e o G2.4 também apresentou diferença com o G2.1. Finalmente em 5 mm pode-se novamente constatar que todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, além deste fato os grupos apresentaram diferenças entre eles, como o G1 apresentou com relação ao G2.3, G2.4 e G2.5; o G2.1 apresentou diferença com o grupo G2.4 além da já citada diferença com o G1.

Na desativação, em 4 mm, constatou-se que nenhum dos grupos apresentou diferença com relação ao G0, mas apresentaram entre si, sendo que o G1 apresentou com o G2.1, G2.3 e G2.4. Sob 3 mm de desativação, também não se observou diferença estatística dos grupos com relação ao G0 mas tanto o G2.3 como o G2.4 apresentaram diferença com relação ao G1. Já em 2 mm os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G0, isso sem falar que o G2.1 apresentou diferença com o G2.3 e G2.4. Em 1 mm de desativação, apenas o G2.3 e G2.4 apresentaram uma diferença com relação ao G0, sendo que em ambos os grupos houve uma perda da força liberada, sendo ela respectivamente de 32,48% e 28,07%.

Falaremos agora dos fios da GAC International, começando pelos fios de espessura 0.016x0.022” em ativação. Em 1 mm, apenas o G2.5 apresentou diferença com relação ao G0, mas os outros grupos apresentaram diferenças entre si como o próprio G2.5 com o G2.3 e G2.4; o G2.1 apresentou diferença com o G2.3 e G2.4. Sob 2 mm de ativação, nenhum dos grupos apresentou diferenças significativas com relação ao G0, mas o G2.1 apresentou diferença com o G2.3 e G2.4, onde o G2.3 também apresentou com o G2.5; e o G2.4 também apresentou

diferença com o G2.5. Em 3 mm, apenas o G2.4 apresentou diferença com relação ao G0, mas tivemos diferenças do G2.1 com o G2.3 e G2.4, isso além do G2.3 apresentar diferença com o G2.5 e por fim o G2.4 também apresentou diferença com o G2.5. Sob 4 mm de ativação, apenas o G2.3 e G2.4 apresentou diferença com o G0, sendo que estes dois grupos apresentaram uma diferença com o G2.1 e G2.5. Em 5 mm apenas o G2.3 e G2.4 apresentaram uma diferença com relação ao G0, mas observamos que o G2.1 apresentou diferença com o G2.3 e G2.4, o G2.2 apresentou com o G2.4, o G2.3 apresentou diferença com o G2.5, assim como o G2.4 também apresentou diferença com o mesmo.

Na força de desativação em 4 mm, apenas o G2.3 e G2.4 apresentaram uma diferença com o G0, sendo que o G2.4 apresentou diferença com os grupos G1, G2.1, G2.2 e G2.5 e o mesmo apresentou diferença com o G2.3. Em 3 mm, observamos que nenhum dos grupos apresentou diferença com relação ao G0, mas os grupos G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G2.1. Na desativação em 2 mm apenas o G2.4 apresentou diferença com relação ao G0, mas o mesmo apresentou diferenças com outros grupos como o G1, G2.1, G2.2 e G2.5; outros grupos também apresentaram diferenças entre si como o G1 com o G2.5, o G2.1 com o G2.3, o G2.3 com o G2.5. Por fim na desativação em 1 mm, nenhum dos grupos apresentou diferenças significativas com relação ao G0, mas o G2.5 apresentou diferenças com os grupos G2.3 e G2.4, visto a forças média apresentada nos dois grupos foi menor que a apresentada no G2.5.

Fios 0.018x0.025” da GAC International: Na ativação em 1 mm os grupos G2.2, G2.3 e G2.5 apresentaram diferenças com relação ao G0, além disso os grupos apresentaram diferenças entre si, como o G2.2 com os grupos G1, G2.1, G2.4 e G2.5, o G2.3 apresentou diferenças com os grupos G1, G2.1 e G2.5; o grupo

G2.5 apresentou diferenças com todos os grupos presente. Na ativação em 2 mm, os grupos que apresentaram diferenças com o G0 foram o G2.1, G2.2, G2.3 e G2.4, mas os grupos também apresentaram diferenças entre si, como o G1. apresentou com o G2.2, G2.3 e G2.4; o G2.1 apresentou apenas com o G2.5; o G2.2 apresentou diferenças com o G2.5, isso além do G1, assim foi como ocorreu com os grupos G2.3 e G2.4, já o G2.5 apresentou diferenças com os grupos G2.1, G2.2, G2.3 e G2.4. Na ativação em 3 mm os Grupos G2.1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G0, os grupos apresentaram diferenças entre si como o G1 apresentou diferenças com o G2.2, G2.3 e G2.4; o G2.1 apresentou diferença com o G2.4 e G2.5, assim também ocorreu com o G2.2, G2.3, que também apresentaram diferença com o G2.5, o G2.4 apresentou diferença com os grupos G1, G2.1 e G2.5. Na ativação em 4 mm, todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, sendo que além disso apresentaram diferenças entre si, como o G1 apresentou diferenças com o G2.3 e G2.4, assim ocorreu com o G2.1; o G2.2 apresentou diferença com o G2.5; o G2.3 apresentou diferença com o G1, G2.1 e G2.5, do mesmo modo ocorreu com o G2.4. Na ativação em 5 mm, todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, mas os grupos apresentaram diferenças entre si como os grupos G1 e G2.1 apresentaram com o G2.3 e G2.4, onde os mesmo além destas diferenças também apresentaram com o G2.5.

Na desativação em 4 mm, apenas o G2.4 apresentou diferença com o G0, além disso este grupo também apresentou diferença com os grupos G2.1 e G2.5, este último também apresentou diferença com os grupos G2.2, G2.3 e G2.4. Na desativação em 3 mm, apenas o G2.5 apresentou diferenças com relação ao G0, sendo que o mesmo se diferenciou de todos os demais grupos. Em 2 mm apenas o G2.2 e o G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G0, mas o G2.5 apresentou

diferença com o G1, G2.1, G2.2 G2.3 e G2.4. em 1 mm nenhum dos grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, apenas entre si, como o G2.5 apresentou diferença com o G1, G2.2, G2.3 e G2.4.

Fios 0.019x0.025” da GAC International: Na ativação em 1 mm nenhum dos fios apresentaram diferenças com o G0 e também não apresentaram diferenças entre si, o mesmo ocorrendo na ativação em 2 mm, 3 mm, 4mm. Já na ativação em 5 mm apenas o G2.4 apresentou diferença com o G0.

Na desativação em 4 mm nenhum dos grupos apresentou diferenças com o G0 e também não apresentou diferenças entre eles, assim ocorreu na desativação em 3 mm, 2 mm. Na desativação em 1 mm o G2.2 apresentou diferença com relação ao G0 e ao G1 apenas.

Fios 0.016x0.022” da Morelli: na ativação em 1 mm, todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, mas não apresentaram diferença entre si, assim também ocorreu na ativação em 2 mm, 3 mm, 4 mm e 5 mm, onde a força se manteve praticamente constante até o último teste.

Na desativação em 4 mm todos os grupos apresentaram diferenças com relação ao G0, sendo que houve uma perda da força, mas que se manteve praticamente constantes do G1 até o G2.5. Na desativação em 3 mm os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferença com o G0, sendo que estes apresentaram uma perda na força liberada. Em 2 mm nenhum dos grupos apresentou diferença com relação ao G0 ou mesmo entre si, o mesmo ocorrendo em 1mm.

Fios 0.018x0.025” da Morelli: Na ativação em 1 mm apenas o G2.3 apresentou diferença com relação ao G0, sendo que o mesmo também apresentou

diferença com os grupos G2.1 e G2.5. Em 2 mm de ativação os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G0, onde os mesmos tiveram um perda de sua força, além disso os grupos apresentaram diferenças entre si, como o G2.4 com o G2.1 e G2.5 (neste caso foi devido ao aumento da força neste grupo); o G2.5 apresentou diferença também com o G2.3 (neste caso foi devido ao aumento da força neste grupo). Sob 3 mm de ativação, os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferença com relação ao G0, onde se teve uma perda da força com relação ao grupo controle, mas pode-se observar uma diferença entre os grupos, onde o G2.4 apresentou diferença com o G1, G2.1 e G2.5 (neste caso foi devido ao aumento da força neste grupo), e este último grupo também apresentou diferença com o G2.2 e G2.3. Na ativação em 4 mm todos os grupos com exceção do G2.5 apresentaram diferenças com relação ao G0, onde todos tiveram uma perda das suas propriedades iniciais, mas também apresentaram diferenças entre si o G2.2 com o G2.5; o G2.4 com o G1 e G2.5. Em 5 mm, todos os grupos apresentaram uma perda em relação ao G0, mas apresentaram também uma diferença entre eles, onde entre o G2.4 e o G2.5 ocorreu um aumento na força liberada.

Na desativação em 1 mm apenas os grupos G2.2 e G2.4 apresentaram diferenças em relação ao G0, mas o G2.5 apresentou diferença com o G2.2 e G2.4. Em 3 mm nenhum dos fios apresentou diferença com relação ao G0, mas apresentaram diferenças entre si, onde o G2.5 apresentou um aumento da sua força liberada com relação ao G2.2 e G2.4. Sob 2 mm, apenas o G2.4 apresentou diferença com o G0, mas o G2.5 apresentou um aumento da sua força quando comparado com o G2.2, G2.3 e G2.4. Por fim em 1 mm de desativação, os grupos G2.2 e G2.3 apresentaram diferenças com relação ao G0, e além disso apresentaram uma diferença com o G2.5, pois o mesmo apresentou um aumento da sua força

liberada.

Fios 0.019x0.025” em ativação: Com 1 mm de ativação, apenas o G2.2 e o G2.4 apresentaram diferença com o G0, mas os grupos apresentaram diferenças entre si, o G2.2 apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G2.4; o G2.3 apresentou com o G2.2 e o G2.5; o G2.4 apresentou diferença com o G2.1 e o G2.5. Em 2 mm, os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram uma perda com relação ao G0, sendo também apresentaram uma diferença com o G2.1 e G2.5; o G2.1 também apresentou diferença com o G2.3 e G2.4. Em 3 mm, os grupos G1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram uma perda significativa com relação ao G0, além disso os grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferença com o G2.1, mas o G2.2 e G2.4 também apresentaram com o G2.5, visto que o mesmo teve sua força aumentada significativamente com relação a estes grupos. Em 4 mm, os grupos G1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com relação ao G0, mas também se observou diferenças entre os grupos, como o G2.1 com o G2.2 e G2.4, onde o G2.2 também apresentou com o G2.5; o G2.4 além da diferença com o G2.1 apresentou diferença com o G2.5. Em 5 mm todos os grupos apresentaram diferença com relação ao G0, onde houve uma perda da sua força liberada inicialmente, o que se manteve praticamente constante, visto que entre os grupos não foi observado uma diferença que fosse significativa.

Na desativação em 4 mm nenhum dos grupos apresentou uma diferença com relação ao G0 mas apresentaram uma diferença entre si, onde o G2.5 apresentou com o G2.2 e o G2.4. Em 3 mm de desativação, nenhum dos grupos apresentou diferença com relação ao G0 mas apresentaram entre si, como o G2.2 com o G2.1 e G2.5, e este último também apresentou diferença com o G2.4. Sob 2 mm de desativação, apenas o G2.2 apresentou diferença com o G0, onde também

apresentou com o G2.1 e G2.5; o G2.1 além da diferença com o G2.2 apresentou com o G2.4. Em 1 mm, os grupos G2.2 e G2.4 apresentaram diferença com o G0, sendo que também pode-se observar diferença entre os grupos, como o G2.1 com o G2.2, este que também apresentou com o G2.5.

Na ativação dos fios 0.016x0.022” da Ormco observamos: na ativação em 1 mm, apenas o G2.2 apresentou diferenças com o G0 e com os outros grupos. Em 2 mm de ativação, temos apenas uma diferença entre o G2.2 e o G2.4, sendo que nenhum dos grupos apresentou diferenças com relação ao G0. Sob 3 mm, apenas o G2.2 apresentou diferença com relação ao G0, sendo que o mesmo teve uma perda de sua força de 14,58%. Em 4 mm os grupos G1, G2.1, G2.2 e G2.5 apresentaram diferenças com relação ao G0, onde os mesmos tiveram uma perda significativa quando comparados com o G0. Com 5 mm de ativação, todos os grupos apresentaram uma perda de sua força com relação ao G0, mas o G2.5 apresentou também uma perda quando comparado com os outros grupos, o que além disso foi o que apresentou a maior perda (em porcentagem) com relação ao G0.

Na desativação em 4 mm, nenhum dos grupos apresentou diferenças com relação ao G0, mas alguns apresentaram diferenças entre si, como o G2.5 com os grupos G2.2 e G2.4. Sob 3 mm, nenhum dos grupos apresentou diferenças com relação ao G0, mas o G2.5 apresentou diferenças com relação aos grupos G2.3 e G2.4, onde teve uma perda considerável quando comparado com estes grupos acima citados; da mesma forma ocorrendo na desativação em 2mm. Já na desativação em 1 mm, apenas o G2.5 apresentou uma diferença significativa com relação ao G0, o que também ocorreu com os grupos G2.3 e G2.4, onde este último também apresentou uma diferença com o G2.2.

Fios na espessura de 0.018x0.025”: Na ativação em 1 mm, apenas os

grupos G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferenças com o G0, mas os grupos apresentaram diferenças entre si, como o G1 apresentou com todos os grupo com exceção do G0, o G2.1 com o G1 e com o G2.2, o qual apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G0. Em 2 mm, nenhum dos grupos apresentou difereças com o G0, mas apresentaram diferenças entre si, como o G2.2 com o G1 e G2.5. Em 3 mm apenas o G2.2 apresentou diferença com o G0, onde o mesmo teve uma perda de 20,59% quando comparado com o G0, além disso o G2.2 teve diferença com o G2.5. Sob 4 mm de ativação, apenas o G2.2 apresentou diferença com o G0, onde o G2.2 também apresentou com o G2.5, o qual por sua vez paresentou diferença com o G2.4. Com 5 mm, apenas os grupos G2.2 e G2.4 apresentaram diferença com relção ao G0, que da mesmo forma ocorreu com o G2.5 onde o G2. e G2.4 tiveram diferenças com relação a este grupo.

Na desativação em 4 mm apenas o G2.5 apresentou diferença com o G0, onde o mesmo também apresentou com os grupos G1, G2.2 e G2.4. Em 3 mm, nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0, apenas uma diferença entre si com o G2.2 com o G2.5, onde o primeiro apresentou um diminuição da sua força e o segundo um aumento da mesma. Em 2 mm, nenhum dos grupos apresentou diferenças com o G0 e entre si. Com 1 mm apenas o G2.2 apresentou diferença, onde o mesmo também apresentou com o G1, G2.1 e G2.5, outro grupo que apresentou diferença foi o G2.4 com o G2.1

Fios na espessura de 0.019x0.025": sob 1 mm de ativação, apenas o G2.2 apresentou diferença com o G0, onde o mesmo também apresentou com o G1 e G2.5. Em 2 mm, a mesma situação acontecida em 1 mm esteve presente, onde o G2.2 apresentou diferença com o G0, onde o mesmo também apresentou com o G1e G2.5. Em 3 mm, os grupos G2.2 e G2.3 apresentaram difenças com relação ao

G0, onde o G2.2 também apresentou com o G2.1 e com o G2.5. Em 4 mm, o G1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram uma diferença significativa com relação ao G0, mas tivemos também diferenças entre os grupos, onde o G2.2 apresentou com o G2.1 e G2.5. Sob 5 mm de ativação, todos os grupos apresentaram uma diferença significativa com o G0, onde tiveram suas forças diminuídas, mas alguns grupos também apresentaram diferenças entre si, como o G1 com o G2.2.

Na desativação em 4 mm, temos que nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0, mas apresentaram entre si, como o G2.1 com o G2.3 e G2.5. Em 3 mm, 2 mm e 1 mm as forças se mativeram constantes durante os meses, não havendo diferença significativa com o G0 e entre os grupos.

Com os fios da RMO, na espessura de 0.016x0.022” observamos que em 1 mm de ativação, apenas o G2.3 apresentou diferença com o G0, o que também ocorreu com os outros grupos testados, mas além disso os grupos também apresentaram diferença não apenas com o G2.3, sendo assim o G1 apresentou também com o G2.2 e G2.4, o G2.1 com o G2.3 e G2.4. Som as ativações de 2, 3 e 4 mm nenhum dos grupos apresentou diferenças com o G0 e nem entre si. Em 5 mm de ativação, apenas o G2.4 apresentou uma perda de sua força de 24,95% com relação ao G0, mas não apresentando diferença com os outros grupos.

Na desativação em 4 mm, os grupos G1, G2.2 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, mas também se observou diferenças entre os grupos, como o G2.2 com o G2.1, G2.3 e G2.4. Em 3 mm, todos os grupos com exceção do G2.1, apresentaram diferenças com o G0, mas também apresentaram diferenças entre si, como o G2.2 apresentou com todos os grupos com exceção do G2.5, o mesmo ocorrendo com o G2.5. Sob 2 mm, todos os grupos apresentaram uma diferença com o G0, mas também apresentaram entre si, como o G2.2 apresentou com todos

os grupos com exceção do G2.5, o qual também apresentou com todos os demais grupos presentes. Em 1 mm, todos os grupos com exceção do G2.3 apresentaram um aumento significativo da sua força liberada quando comparados com o G0, mas os grupos também apresentaram suas diferenças entre si como o G2.2 com o G1, G2.1 G2.3 e G2.4; G2.3 apresentou com todos, com exceção do G0 e o G2.5 apresentou com o G1, G2.3 e G2.4.

Fios na espessura de 0.018x0.025”: na ativação de 1 mm, apenas o G2.4 e G2.5 apresentaram um aumento na força de ativação, em 15,17 e 24,93% respectivamente em relação ao G0, mas o G2.4 também apresentou diferença com o G2.3, e o G2.5 apresentou diferença com o G1, G2.1, G2.2 e G2.3. Em 2 mm, apenas o G2.5 apresentou diferença com relação ao G0, e o mesmo também apresentou com o G2.3. Em 3 mm, apenas o G2.3 apresentou uma perda de 11,91% com relação ao G0, mas houve também diferenças entre os grupos, como G2.3 com o G1, G2.2, G2.4 e G2.5. Sob 4 mm, apenas o G2.3 apresentou uma perda de 19,97% com relação ao G0, mas houve também diferenças entre os grupos, como G2.3 com o G1, G2.2, G2.4 e G2.5. Em 5 mm de ativação, o G2.1 e o G2.3 apresentaram diferença com relação ao G0, mas houve também diferenças entre os grupos, como o G1, G2.2, G2.4 e G2.5.

Na desativação em 4 mm, apenas o G1, G2.2 e o G2.5 apresentaram diferença com o G0, mas os grupos não apresentaram diferenças entre si. Sob 3 mm, os grupos G1, G2.2 G2.4 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, mas os grupos apresentaram diferenças entre si, onde o G2.5 apresentou com o G2.3 apenas. Em 2 mm o G2.2, G2.4 e G2.5 apresentaram diferenças com o G0, eo G2.5 apresentou com o G2.3 apenas. Em 1 mm, o G2.2, G2.4 e G2.5 apresentaram diferenças com o G0, mas não se observou diferenças entre os grupos.

Fios na espessura de 0.019x0.025": em 1 mm todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferença com o G0, mas o grupos também apresentaram diferenças entre si, como o G2.2 com o G1, G2.1, G2.4 e G2.5 , o G2.5 com o G2.2 e G2.3. Na ativação de 2 mm, os grupos G1, G2.1 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, onde os grupos também tiveram diferenças entre si, como o G2.2 com o G1, G2.1, G2.4 e G2.5; o G2.3 com o G1, G2.1, G2.5; o G2.4 com o G2.2. Em 3 mm, apenas o G1, G2.1 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, mas tivemos diferenças entre si como o G1 com o G2.2 e G2.3; o G2.1 com o G2.2 e G2.3; o G2.2 com o G1 e G2.1, da mesmo forma ocorrendo com o G2.3. Em 4 mm, apenas o G1 apresentou um aumento com relação ao G0 de 14,58%; mas os grupos apresentaram diferenças entre si como o próprio G1 com o G2.2, G2.3 e G2.4; o G2.1 com o G2.3 e G2.4; e o G2.5 com o G2.3 e G2.4. Com 5 mm de ativação nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0, mas o G1 apresentou diferença com o G2.2, G2.3 e G2.4.

Na desativação em 4 mm todos os grupos com exceção do G2.1 apresentaram diferenças com o G0, mas não observou-se diferença entre os grupos. Em 3 mm, todos os grupos apresentaram diferença com o G0, e também entre si como o G2.2 com o G1 e G2.5 e o mesmo com o G2.4. Em 2 mm, todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferenças com o G0, mas tivemos diferenças entre eles, sendo o G2.2 com o G1, G2.1 e G2.5. Em 1 mm, todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferenças com o G0, onde tivemos diferenças entre os grupos, como o G1 apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G2.2, o qual apresentou com o G2.5.

No grupo de fios da TP na espessura de 0.016x0.022" na ativação encontramos que os grupos G2.3, G2.4 e G2.5 apresentaram diferenças com

relação ao G0, mas tivemos diferenças entre os grupos como o G2.4 com o G1 e G2.1, e o G2.5 com o G1. Em 2 mm, os grupos G2.2, G2.3, G2.4 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, onde também tivemos diferenças entre os grupos como o G1 com o G2.4 e G2.5 e o G2.1 com o G2.3, G2.4 e G2.5. Em 3 mm todos os grupos com exceção do G2.1 apresentaram diferença com o G0 e não apresentaram diferenças entre si. Em 4 mm todos os grupos apresentaram diferença com o G0, mas não apresentaram diferença entre si. Em 5 mm, apenas o G2.3, G2.4 e G2.5 apresentaram diferença com o G0.

Na desativação em 4 mm, nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0 mas tivemos diferenças entre eles, onde o G2.4 apresentou com o G1 e com o G2.1. Com 3 mm de desativação, nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0 mas tivemos diferenças entre eles, onde o G2.4 apresentou com o G1 e com o G2.1. Som 2 mm de desativação apenas o G1 e o G2.1 apresentaram diferenças com o G0, onde os mesmos também apresentaram diferenças com o G2.4. Com 1 mm, todos os grupos com exceção do G2.4 e G2.5 apresentaram diferenças com o G0, mas tivemos diferenças entre eles, onde o G1 apresentou com o G2.3, G2.4 e G2.5; o G2.2 com o G2.3, G2.4 e G2.5 e o G2.2 com o G2.4 e G2.5.

Os fios na espessura de 0.018x0.025": na ativação de 1 mm os grupos G2.1, G2.4 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, e tivemos diferença entre os grupos como o G1 com G2.1, G2.4 e G2.5; G1 com G2.2 e o mesmo também com o G2.4; além disso todos apresentaram com o G2.5. com 2 mm nenhum dos fios apresentaram diferenças com o G0, mas tivemos entre eles, o G2.5 com o G2.2 e G2.3. Em 3 mm nenhum dos fios apresentaram diferenças com o G0, mas observamos entre eles, como o G2.5 com o G2.2, G2.3 e G2.4. Com 4 mm, apenas o G2.3 apresentou diferença com o G0, mas o G2.5 apresentou com o G2.2 e G2.3.

Em 5 mm , o G2.1, G2.2, G2.3 e G2.4 apresentaram diferença com o G0 e o G2.3 também apresentou com o G1.

Na desativação em 4 mm apenas o G2.5 apresentou diferença com o G0, o qual também apresentou diferença com o G2.3. Em 3 mm, nenhum dos grupos apresentou diferença com o G0, mas o G2.1 apresentou diferença com o G2.5. Em 2 mm, apenas o G2.5 apresentou diferença com o G0, mas o mesmo apresentou com o G2.1, G2.2 e G2.3 também. Sob 1 mm, apenas o G2.5 apresentou diferença com o G0, mas o mesmo apresentou com o G2.1 e G2.2.

Com os fios na espessura de 0.019x0.025": na ativação de 1 mm, todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferença com o G0, mas os grupos apresentaram muitas diferenças entre eles, como o G1 com o G2.1, G2.4 e G2.5; o G2.1 com o G2.2, G2.3 e G2.4; o G2.2 com o G2.3, G2.4 e G2.5 e este último apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G2.1. Em 2 mm , todos com exceção do G2.2 e G2.3 apresentaram diferenças com o G0, mas o G1 apresentou com o G2.2, G2.3 e G2.4; o G2.1 apresentou com o G2.2, G2.3, G2.4 e G2.5 e o G2.5 apresentou com todos com exceção do G1. Em 3 mm, os grupos G1, G2.1 e G2.5 apresentaram diferença com o G0, mas tivemos diferenças entre os grupos como o G1 com o G2.2, G2.3 e G2.4, assim ocorrendo com o G2.1, onde o mesmo apresentou diferença com os grupos G2.2, G2.3 e G2.4; e o mesmo se sucedeu com o G2.5 onde apresentou diferença com o G2.2, G2.3 e G2.4. Sob 4 mm, apenas o G1 apresentou diferença com o G0, mas o G1 apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G2.5. Em 5 mm, apenas o G2.1 e o G2.2 apresentaram diferença com o G0, mas o G1 apresentou diferença com todos os grupos com exceção do G0, o G2.1 apresentou diferença com todos os grupos.

Na desativação em 4 mm, todos os grupos apresentaram diferenças com

o G0, sendo que houve um aumento na força entregue. Em 3 mm, todos os fios apresentaram diferenças com o G0, mas observamos também diferenças do G2.2 com o G1 e G2.1 e do G2.5 com o G2.2 e G2.3. Sob 2 mm, todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferença com o G0, mas temos diferenças entre os grupos como o G2.2 com o G1, G2.1, G2.3, G2.4 e G2.5; onde este último também apresentou diferença com o G2.3. Em 1 mm de desativação, observamos que todos os grupos com exceção do G2.2 apresentaram diferença com relação ao G0, mas tivemos diferenças entre os grupos como o G2.2 com o G1, G2.1, G2.3, G2.4 e G2.5 e o G2.3 com o G1 e G2.2.

As diferentes marcas comerciais quando comparadas entre si durante a ativação, apresentaram diferenças estatísticas, como mostra a TAB. 8 para a espessura de 0.016x0.022", TAB. 10 para os fios na espessura de 0.018x0.025" e a TAB. 11 para os fios de espessura de 0.019x0.025". Na desativação também pode-se observar que as diferentes marcas comerciais apresentaram diferenças estatísticas significativas entre si como mostram as TAB. 12 para fios de espessura de 0.016x0.022", TAB. 13 para os fios na espessura de 0.018x0.025" e a TAB. 14 para os fios na espessura de 0.019x0.025".

Utilizando-se o método de ANOVA para comparação entre os grupos, na fase de ativação, verifica-se que as marcas RMO na espessura de 0.016x0.022", assim como a GAC na espessura de 0.019x0.025", foram as únicas a não apresentarem diferença estatística, o que indica que estas marcas, nessas espessuras, não apresentaram variação significativa da força ao longo do tempo, na fase de ativação dos fios, como observado na tabela 15. Na fase de desativação dos fios, verificou-se que as marcas GAC e ORMCO na espessura de 0.019x0.025 não apresentaram diferença estatística o que indica que estas marcas, nesta espessura,

não apresentaram variação significativa da força ao longo do tempo, na fase de desativação dos fios, como observado na TAB. 16.

6. DISCUSSÃO

Com o passar dos anos observou-se uma maior preocupação com o conforto do paciente durante o tratamento ortodôntico, onde forças mais contantes e leves são liberadas, as quais reduzem o risco de desconforto do paciente, necrose periodontal e reabsorção (PROFFIT, 2000). Além deste fato, entramos na questão dos custos de um tratamento, onde os fios ortodônticos representam um fator importante, por apresentarem um custo elevado quando comparados com os fios de NiTi convencionais. Partindo deste fato, foi observado que muitos ortodontistas ao redor do mundo, em torno de 52%, de acordo com um estudo realizado por BUCKTHAL *et al.* (1986) estavam reciclando seus fios de NiTi e os re-utilizando, portanto a verificação da continuidade a manutenção da liberação de forças torna-se importante para que seja possível ou não a re-utilização dos fios estudados neste estudo.

Em um estudo realizado por PERNIER *et al.* (2005) afirmaram com base em seus resultados, não existir diferença clínica significativa dos fios após terem sido esterelizados, o que realmente se comprova quando observamos as tabelas apresentadas em seu experimento (TAB. 4, ANEXO 1), o que discorda, em parte, meus resultados, visto que alguns fios chegaram a apresentar uma perda de 48,99% de seus valores iniciais (TAB. 5). Mas por outro lado não podemos discutir muito sobre este fato, visto que os autores não especificaram quantas vezes esterelizou seus fios, ou mesmo se deixou os mesmos ativados durante um período submersos em saliva sob uma temperatura média de 37°C, como neste experimento, e também quantos ciclos os fios foram esterelizados, mas mesmo se considerarmos apenas um ciclo de utilização e esterilização nossos resultados demonstraram que houve

perda de suas propriedades iniciais em algumas marcas comerciais, como Morelli, Tp Orthodontics, 3M Unitek e RMO. Além disso, deve-se considerar diferenças com relação a sua espessura, pois em certas espessuras analisadas observamos que os fios se comportaram melhor, por exemplo na espessura de 0.019x0.025” das marcas comerciais GAC e ORMCO em desativação, mesmo após cinco ciclos as forças se mativeram constantes de acordo com a análise estatística realizada (ANOVA).

No entanto também pôde-se observar que algumas outras marcas apresentaram aumento da sua força liberada em comparação com G0, mas não se sabe, é o que levou a esta perda de propriedade, podemos imaginar várias hipóteses, como a ação da saliva sob uma temperatura média de 37°C, onde alguns autores, como SAKAR & SCHWANINGER (1980) afirmaram que os fios podem sofrer corrosão em meio salivar, o que pode afetar suas propriedades, ou mesmo o calor produzido durante a fase de esterilização em autoclave, onde temos a ação do vapor produzido pela água destilada. É importante salientar que apesar das forças liberadas parecerem constantes, seria difícil afirmar que podemos re-utilizar estes fios com segurança, visto que a maioria dos fios das diferentes marcas comerciais, tanto em ativação como em desativação nos forneceram informações de que não poderíamos re-utilizá-los devido a sua perda ou ganho de força durante os meses, fato este que não podemos explicar ou saber o comportamento de um mês para o outro, dentro da cavidade bucal, o que pode ser discutível, pois em seu estudo BURSTONE *et al.* (1985), afirmaram que testes realizados sob temperatura ambiente e realizados na temperatura bucal não apresentaram diferença.

Como um problema que pode ocorrer com a re-utilização dos fios de NiTi, é a sua fratura, como foi observado por MOHLIN *et al.* (1991), onde 28% dos fios fraturaram após o uso clínico, sendo que o Niti e os twistflex apresentaram as

maiores taxas, mas um fato que chama a atenção é de que os fios de NiTi apresentaram tanto na maxila como na mandíbula a mesma taxa de fratura, já no fio de Nitinol, os fios mandibulares apresentaram uma taxa maior de fratura, o mesmo ocorrendo com os fios twistflex ; Neste estudo não foi observado fraturas durante a re-utilização dos fios, mas foi observado que alguns fios apresentaram após alguns ciclos de esterilização, uma pequena deformação permanente em suas extremidades, podendo nos fornecer a partir deste fato um indício de fadiga ao uso clínico, e não pode-se afirmar que as mudanças na temperatura, de 37°C durante os testes, quando mantidos em saliva artificial, e depois esterelizados a 128°C , foi responsável pela alteração na sua força tanto na ativação como na desativação, sendo que os fios que apresentaram deformação permanente em sua extremidade, quando esterelizados e testados novamente, apresentaram valores estatísticos compatíveis com o G0.

O trabalho realizado por LEE *et al.* (2001), sobre o comportamento dos fios de Niti após terem sido esterelizados em autoclave afirmou que os fios não apresentaram diferenças significativas após sua utilização e um ciclo de esterilização, fato este relatado por MAYHEW & KUSY (1988) em seu experimento, onde o processo de esterilização não afetou as propriedades dos fios de Tinatal e Nitinol, o que já contraria os resultados de KAPILA *et al.* (1992) e KAPILA & SACHDEVA (1989), no qual foi observado em dois tipos de fios de Niti após oito semanas com testes in vivo e depois reciclados, pequena quantidade de alteração o que para os autores pode ser desprezível clinicamente. O resultado encontrado pelos autores é controverso aos resultados encontrados nesta pesquisa que após oito semanas de uso e esterelizando os fios encontramos na maioria das espessuras e das diferentes marcas comerciais, salva exceções, como os fios da GAC e

ORMCO na espessura de 0.019x0.025”, que com dois meses de testes, os fios tenderam a perder suas propriedades iniciais, apresentando diminuição da força liberada. Nosso experimento difere do estudo realizado pelos autores, pelo fato de que com oito semanas esterilizamos os fios duas vezes, todos os testes foram realizados em laboratório e não *in vivo* como no estudo supra citado, este fato pode ser descartado se considerarmos que Burstone (BURSTONE *et al.*, 1985), afirmou em seu trabalho que não houve diferença de resultados quando comparados testes *in vivo* com *in vitro*, porém temos que considerar que *in vivo* temos a alimentação, onde o Ph dos alimentos podem interferir nas propriedades dos fios e alterar os resultados e mesmo os choques de temperatura presentes entre o meio externo e a cavidade bucal, o que não acontece *in vitro*.

Considerando-se o estudo de WILKINSON *et al.* (2002), os autores revelaram que pode ocorrer uma diferença de valores das forças de ativação e desativação, até mesmo dentro de uma mesma pesquisa se por acaso houver uma pequena variação de temperatura entre um fio e outro testado, inclusive de uma mesma marca comercial, e que existe diferença entre as diferentes marcas comerciais, podendo ser pequenas ou não, nesta pesquisa conseguimos observar que, algumas marcas apresentaram um valor de ativação e desativação mais constante que outras, considerando-se a mesma espessura (TAB. 11 e 14). No caso do experimento de WILKINSON *et al.* (2002) foram utilizados fios com espessura 0.016”, independente do material utilizado, que variou do twistflex, para o NiTi convencional e fios termo-ativados. Apesar disso um fato que os autores ressaltaram é que os valores obtidos podem variar de acordo com o atrito presente durante o teste, o que tanto no nosso experimento quanto no dos autores, foi realizado sem amarração, para se descartar a possibilidade dos resultados serem afetados pelo

tipo de amarração utilizada.

No estudo realizado por KHIER *et al.* (1991), com fios de NiTi convencionais e superelásticos, foi revelado que os fios de NiTi convencionais apresentaram um comportamento superelástico, mas é evidente que existe uma diferença entre os fios convencionais e superelásticos, quando se considera as curvas de ativação e desativação, onde os NiTi convencionais apresentam uma força maior que os fios de mesma espessura, só que superelásticos. Em nosso experimento, observamos, assim como KHIER *et al.* (1991) que existiu semelhança entre os fios de Niti convencionais e superelásticos, pois observamos que os fios convencionais apresentaram um platô de superelasticidade, e entregaram forças tanto na ativação como na desativação, praticamente iguais sob mesma temperatura.

GURGEL *et al.* (2001) em seu experimento com fios de NiTi superelásticos encontrou valores de ativação e desativação com fios da Morelli, na espessura de 0.017x0.025” muito divergentes dos encontrados neste experimento, apesar de termos utilizados fios de espessuras diferentes, seus achados são muito contraditórios, visto que durante a ativação com 1 mm apresentou uma força de 1000gf, força tal que um fio na espessura de 0.019x0.025” não apresentou em neste experimento, sendo o valor máximo encontrado de 764.77gf (TAB. 6), sob praticamente as mesmas condições apresentadas. Com relação à desativação, os autores relataram valores de 190gf (Morelli) enquanto que mesmo com um fio 0.016x0.022”, obtivemos um valor médio de 298.9gf e um mínimo muito próximo, sendo este de 179,9gf (TAB. 7) . Agora, também podemos ressaltar que os fios no experimento de GURGEL *et al.* (2001) foram amarrados com ligaduras elásticas prata da 3M/ Unitek, encaixados em bráquetes Morelli, Mini Twin ,0.018x0.025” e em

tubos de primeiro molar (T2-04U - Morelli), todos estes colados em um molde de acrílico no formato de uma arcada inferior, o que pode ter influenciado no seu resultado, e que nos leva a pensar como as forças podem ser diferentes apenas por causa da amarração, ou mesmo por estarem inseridos em um braquete, mesmo que o mesmo não possua torque. Os valores encontrados por GURGEL *et al.* (2001) podem ser comparados a valores encontrados em testes com fios de NiTi termo-ativados, como foi observado em seu próprio estudo com fios Elastinol 35 da Masel.

No estudo realizado por MALLORY *et al.* (2004), apesar do autor ter utilizado apenas fios termo-ativados, seus valores em 5 mm de ativação são comparados aos achados nesta pesquisa, visto que por serem fios melhorados, os termos-ativados apresentaram valores similares aos superelásticos. O mesmo fato se sucedeu na desativação em 4 mm, 3 mm, 2 mm e 1 mm, mas vale ressaltar que os valores encontrados nesta pesquisa foram ligeiramente superiores aos do estudo comparado. Com isso nos leva a discutir qual seria a principal diferença entre os superelástico e os termo-ativados em relação a liberação de forças, sugerindo que os fios superelásticos podem apresentar bom desempenho durante o nivelamento e alinhamento, e com redução do custo que os fios de NiTi superelásticos apresentam ser inferiores aos termo-ativados.

Os fios termo-ativados proporcionam alterações à medida que ocorre variação na temperatura intra bucal (MOORE *et al.*, 1999) em um estudo realizado por SAKIMA *et al.* (2006), que realizou testes com fios termo-ativados e NiTi convencionais, e verificou que ambas apresentaram aumento na força liberada a medida que a temperatura aumentou. As considerações de SAKIMA *et al.* (2006) são de grande valia para a ortodontia visto que não se tinha conhecimento que mesmo os fios de NiTi convencionais poderiam sofrer com a variação de

temperatura, assim como os termo-ativados. O autor afirmou em sua conclusão que deve-se ter cuidado ou evitar a utilização de fios de NiTi convencionais retangulares se desejamos que seja liberada forças constantes e baixas. Em nosso estudo apenas uma temperatura (37°C) foi utilizada, portanto nenhuma afirmação pode ser feita em relação à influência da temperatura na liberação de forças, porém à medida que os fios foram sendo utilizados e re-esterelizados sob uma temperatura aproximada de 121°C por 20 min, os fios em geral, apresentaram uma liberação de força diferente (GRÁF. 1).

STAGGERS & MARGESON (1993), em seu estudo com fios de TMA, Aço e Sentalloy, onde o mesmo esterelizou os fios uma e cinco vezes, os mesmos citaram que existe uma diferença significativa entre fios novos e reciclados, mas os autores resalvam que esterelizando uma ou cinco vezes os fios, não houve diferença entre o primeiro e o quinto ciclo, o aumento na força liberada encontrada no primeiro ciclo praticamente se manteve constante até o quinto mês, nesta pesquisa podemos observar tal comportamento dos fios 0.019x0.025” da GAC e da ORMCO em desativação, pois nas outras espessuras e marcas comerciais testadas, presenciamos uma variação na força entregue, sendo que alguns apresentaram ganho de força e outros perda como se poder (GRÁF. 6).

BIERMANN *et al.* (2007), em seu estudo com fios CooperNiTi em suas diferentes temperaturas de transição, comparou os resultados de fios novos e utilizados, e observaram diferença não significativa entre eles, o que também observamos em nosso estudo, visto que no grupo G1, onde os fios só foram utilizados e testados em seguida, após trinta dias, independente da marca comercial ou mesmo de sua espessura, não se observou diferença significativa com o grupo G0, salvo algumas poucas exceções (TAB. 6 e 7). Um outro fato que chamou

atenção foi que os fios CooperNiTi 40°C apresentaram uma transição em torno de 36,6°C o que foi também relatado por IJIMA *et al.* (2002), e discordado por McCOY (1996) e FISCHER-BRANDIES (2003), sendo que este fato poderia ter ocorrido apenas no lote testado, FARIABI *et al.* (1989) e THOMPSON (2000).

Um outro fato que chamou atenção neste experimento, foi de que mesmo os grupos não tendo apresentado diferenças significativas com relação ao grupo controle (G0), os grupos apresentaram diferenças significativas entre si, onde houve perdas ou ganhos de força de um grupo para outro (TAB. 6 - observar os grupos G2.2 e G24 com relação aos outros grupos), e ao final do 5º ciclo de esterilização os fios apresentaram valores significativos em relação ao Grupo G0. Portanto, um fato a ser avaliado é o que pode ter provocado um desarranjo e recuperação da estrutura molecular dos fios avaliados.

Considerações finais

Considerando-se a totalidade dos fios testados, chamou atenção o fato de que na maioria dos fios testados, houve no grupo G2.2 uma diminuição acentuada da liberação de força pelos fios avaliados, estes valores retornaram próximos dos valores observados no grupo G0 (grupo em que os fios não foram utilizados).

A variação da liberação de força entre os grupos G2.1, G2.2 e G2.3, nos sugerem que os fios analisados podem comprometer seu desempenho, nas espessuras de 0.016x0.022” e 0.018x0.025”, sendo que apenas os fios das marcas comerciais GAC e ORMCO, na espessura de 0.019x0.025” em desativação apresentaram valores constantes.

7. CONCLUSÃO

A partir dos resultados apresentados em nosso experimento, podemos concluir que em geral as marcas comerciais testadas não podem ser re-utilizadas por um período de 5 ciclos de esterilização e re-utilização, salva exceção da GAC e ORMCO na espessura de 0.019x0.025”, onde suas forças liberadas de mantiveram praticamente constantes durante todo o processo de utilização e esterilização pelo período de 5 meses de testes, durante a fase de desativação, mas é válido ressaltar que durante a fase de ativação os fios da RMO 0.016x0.022” também apresentaram condições de serem re-utilizados assim novamente como os da GAC 0.019x0.025”.

Com base nas informações colhidas, afirmo que os fios da GAC na espessura de 0.019x0.025” são os fios indicados para serem utilizados e esterelizados em até cinco vezes.

ABSTRACT

The purpose of these study, was to investigate the NiTi superelastic wires can kepp their properties after being use and sterilized five times. We use six diferent commercial NiTi wires in 3 diferent inches. The wires were separated in Group 0 (Gr0= 108 wires) that have 108 samples of all commercial wires, Group 1 (Gr1 = 108), wires that were used for 30 days and tested, Group 2 (Gr2= 108), wires that were divides in 5 sub-groups, that the first the wires weres used for 30 days, sterialized and them tested, this procedure repeated more 4 times until complete 5 testes. The wires were kepped in 37°C artificial saliva in a bottle of glass. After the 5 tests we could see that some wires kepted the same forces delivered in the contro group, like RMO 0.0160.022 inches and GAC 0.019x0.025 inches in activation and GAC and ORMCO 0.019x0.025 inches in deactivation, and same not, but in the same commercial type of wires we could see differences, because same wires could be re-used and some can't.

Keywords: Orthodontics. Orthodontic wires. Keeping natural research sterelization. NiTi.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS¹

1. Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod** 2007 May; 77(3): 499-503.
2. Buckthal JE, Kusy RP. Effects of cold disinfectants on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1988 Aug; 94(2): 117-22.
3. Buckthal JE, Mayhew MJ, Kusy RP, Crawford JJ. Survey of Sterelization and disinfection procedures. **J Clin Orthod** 1986; 20: 759-65.
4. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. **Am J Orthod** 1985 June; 87(6): 445-52.
5. Fariabi S, Thoma PE, Abujudom DN. **The effect of cold work and heat treatment on the phase transformation os near equiatomic NiTi shape memory alloy**. Proceedings of the International Conference on Martensitic Transformation. Switzerland: Materials Science Forum; 1989, v. 56-58, p. 565-570.
6. Fischer-Bradies H, Es-Souni M, Kock N et al. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016x0.022" NiTi archwires. **J Orofac Orthop** 2003 Mar; 64(2): 88-99.
7. Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. **Angle Orthod** 2004 Oct; 74(5): 691-696.
8. Ghersel H. **Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio** [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2005.

¹ De acordo com o Manual de Normalização para Dissertações e Teses da Faculdade de Odontologia e Centro de Pós-Graduação São Leopoldo Mandic baseado no modelo Vancouver de 1997, e abreviatura dos títulos de periódicos em conformidade com o Index Medicus.

9. Graber V. **Ortodontia: princípios e técnicas atuais**. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.
10. Gurgel JA, Kerr S, Powers JM et al. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 Oct; 120(4): 378-82.
11. Gurgel JA, Kerr SD, Powers JM et al. Torsional properties of commercial nickel-titanium wires during activation and deactivation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 July; 120(1): 76-9.
12. Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. **Rev Dent Press Ortodon Ortoped Facial** 2001; 6(4): 103-114.
13. Iijima M, Ohno H, Kawashima I et al. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. **Dent Mater** 2002 Jan; 18(1): 88-93.
14. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1992 Aug; 102(2): 120-6.
15. Kapila S, Haugen JW, Watanabe LG. Load-deflection characteristics of nickel-titanium alloy wires after clinical recycling and dry heat sterilization. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1992 Aug; 102(2): 120-6.
16. Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS et al. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1991 Nov; 100(5): 428-35.
17. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1989 Aug; 96(2): 100-9.
18. Lee SH, Chang YI. Effects of recycling on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium alloy wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 Dec; 120(6): 654-63.
19. Mallory DC, English JD, Powers JM et al. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2004 July; 126(1): 110-2.

20. Mallory DC, English JD, Powers JM et al. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2004 July; 126(1): 110-2.
21. Mayhew MJ, Kusy RP. Effects of sterilization on the mechanical properties and the surface topography of nickel-titanium arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1988 Mar; 93(3): 232-6.
22. Meling TR, Odegaard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 Mar; 119(3): 263-73.
23. Miura F. Discovery and uses of super-elasticity in clinical orthodontics. **Dent Jpn (Tokyo)** 1990; 27(1): 187-96.
24. Mohlin B, Muller H, Odman J et al. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. **Eur J Orthod** 1991 Oct; 13(5): 386-91.
25. Pernier C, Grosogeat B, Ponsonnet L et al. Influence of autoclave sterilization on the surface parameters and mechanical properties of six orthodontic wires. **Eur J Orthod** 2005 Feb; 27(1): 72-81.
26. Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? **Eur J Orthod** 2006 June; 28(3): 282-91.
27. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part I: Temperature transitional ranges. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 June; 119(6): 587-93.
28. Santoro M, Nicolay OF, Cangialosi TJ. Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. Part II: Deactivation forces. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2001 June; 119(6): 594-603.
29. Smith GA, von Fraunhofer JA, Casey GR. The effect of clinical use and sterilization on selected orthodontic arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1992 Aug; 102(2): 153-9.

30. Staggers JA, Margeson D. The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. **Angle Orthod** 1993 Summer; 63(2): 141-4.
31. Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. **Int Endod J** 2000; 33:297-310
32. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part I: The effect of temperature. **Eur J Orthod** 1994 Oct; 16(5): 409-19.
33. Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. **Eur J Orthod** 1994 Oct; 16(5): 421-5.
34. Waters NE, Houston WJ, Stephens CD. The Characterization of Arch Wires for the initial alignment of irregular teeth. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 1981; 79: 373-89
35. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA et al. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop** 2002 May; 121(5): 483-95.

Anexos

ANEXO 1 - TABELAS

Tabela2 - Medidas resumo da diferença percentual em relação ao G0, em 2 mm (3M, 16x22), fase de desativação do fio3M (16x22)

	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
G0	-	-	-	-	-	-
G1	6	-3,46	4,37	-8,76	-4,07	3,00
G2.1	6	-9,25	6,91	-17,07	-9,93	2,50
G2.2	6	-28,80	7,47	-39,41	-28,30	-19,98
G2.3	6	-13,46	5,18	-20,31	-12,93	-6,96
G2.4	6	6,88	9,69	-8,96	6,86	16,90
G2.5	6	-4,6	25,3	-37,8	-6,0	36,5

Tabela 3 - Medidas resumo da força em 2 mm (3M, 18x25), fase de ativação do fio3M (18x25)

	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
G0	6	673,75	15,50	649,31	674,43	690,59
G1	6	607,65	18,41	582,81	613,78	626,44
G2.1	6	613,05	15,75	592,92	615,36	630,73
G2.2	6	560,5	29,4	506,6	567,8	591,5
G2.3	6	604,6	38,3	541,0	614,4	647,6
G2.4	6	621,76	18,34	601,02	621,25	641,21
G2.5	6	575,44	20,10	541,30	580,52	600,10

ANOVA: $F=14,14$ ($p<0,001$)

Tabela 4 - Comparativa Fios novos e esterelizados

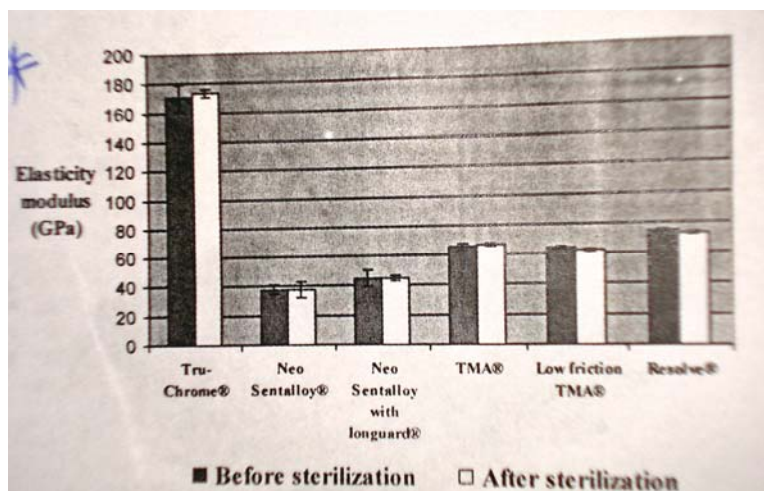


Tabela 5 - Medidas resumo da diferença percentual em relação ao G0, em 5 mm (MORELLI, 16x22), fase de ativação do fio MORELLI (16x22)

	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
G0		-	-	-	-	-
G1	6	-40,14	14,25	-51,13	-44,51	-12,89
G2.1	6	-40,22	10,99	-50,15	-43,08	-20,07
G2.2	6	-36,66	16,53	-50,04	-41,47	-5,91
G2.3	6	-45,76	12,59	-60,41	-47,61	-24,00
G2.4	6	-48,99	8,82	-58,86	-50,36	-33,01
G2.5	6	-44,30	11,55	-55,40	-47,20	-30,30

Tabela 6 - Medidas resumo da força em 1 mm (MORELLI, 19x25), fase de ativação do fio MORELLI (19x25)

	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
G0	6	760,36	3,48	755,41	760,05	764,77
G1	6	747,35	15,03	720,07	750,44	764,10
G2.1	6	771,8	46,1	720,2	769,9	845,6
G2.2	6	651,8	52,7	593,3	640,5	744,2
G2.3	6	728,8	32,8	688,7	723,4	775,8
G2.4	6	686,8	35,9	640,5	695,9	728,3
G2.5	6	792,0	26,3	764,1	784,5	833,9

Tabela 7 - Medidas resumo da força em 1 mm (MORELLI, 16x22), fase de desativação do fio MORELLI (16x22)

	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
G0	6	298,9	72,8	179,9	309,2	399,7
G1	6	311,84	23,11	274,69	314,40	346,59
G2.1	6	305,53	11,69	288,40	304,80	324,46
G2.2	6	302,8	47,2	212,4	317,5	336,2
G2.3	6	274,9	32,9	233,9	286,4	303,4
G2.4	6	257,8	31,6	219,1	250,1	301,3
G2.5	6	297,9	53,2	243,6	286,6	370,6

Tabela 8 – Comparações múltiplas entre as marcas, na fase de ativação dos fios (16x22)

ativação (16x22)	3M	GAC	MORELLI	ORMCO	RMO	TP
3M			*			
GAC				*		
MORELLI	*			*	*	*
ORMCO		*	*			*
RMO			*			
TP			*	*		

- comparações estatísticas significantes, pelo método de Tukey ($\alpha_{\text{global}} = 5\%$)

Tabela 9 - Medidas resumo da força na fase de ativação do fio (16x22)

16x22	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	404,24	54,08	335,97	392,84	660,20
GAC	42	424,44	51,64	344,01	422,11	664,31
MORELLI	42	458,8	92,3	369,2	444,4	761,4
ORMCO	42	379,28	36,12	273,96	378,07	449,18
RMO	42	393,69	39,82	349,42	389,54	597,10
TP	42	418,9	72,9	339,0	400,6	709,8

Tabela 10 - Medidas resumo da força na fase de ativação do fio (18x25)

18x25	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	569,56	49,84	471,48	564,49	690,64
GAC	42	560,31	53,16	431,56	551,11	656,21
MORELLI	42	609,09	60,30	482,49	603,83	707,88
ORMCO	42	532,4	67,6	355,0	543,5	667,3
RMO	42	522,52	40,88	419,53	530,54	606,13
TP	42	600,38	44,42	479,82	605,97	681,01

ANOVA: F=17,91 (p<0,001)

Tabela 11 - Medidas resumo da força na fase de ativação do fio (19x25)

19x25	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	738,4	83,2	597,7	727,1	902,7
GAC	42	727,2	123,9	412,6	745,0	1153,9
MORELLI	42	727,47	57,81	587,43	733,06	822,63
ORMCO	42	649,2	67,6	509,0	642,0	769,7
RMO	42	628,8	66,7	516,5	635,7	727,0
TP	42	721,9	69,7	576,3	710,6	858,1

ANOVA: F=14,15 (p<0,001)

Tabela 12 - Medidas resumo da força na fase de desativação do fio (16x22)

16x22	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	226,39	30,32	172,08	223,74	304,77
GAC	42	284,39	39,27	198,60	283,71	390,73
MORELLI	42	287,53	43,95	220,09	289,53	438,72
ORMCO	42	192,52	36,18	73,51	189,41	278,25
RMO	42	225,81	39,88	151,81	224,65	307,72
TP	42	254,50	50,21	95,82	261,38	346,45

ANOVA: F=35,53 (p<0,001)

Tabela 13 - Medidas resumo da força na fase de desativação do fio (18x25)

18x25	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	320,79	31,18	239,98	323,37	392,25
GAC	42	330,99	41,91	231,52	325,54	446,53
MORELLI	42	381,12	53,88	286,78	384,95	479,24
ORMCO	42	294,07	62,14	163,82	285,70	426,43
RMO	42	276,19	49,91	177,58	279,96	375,65
TP	42	365,65	48,28	246,57	370,27	458,54

ANOVA: F=28,64 (p<0,001)

Tabela 14 - Medidas resumo da força na fase de desativação do fio (19x25)

19x25	N	média	d.p.	mínimo	mediana	máximo
3M	42	387,61	56,01	205,14	403,67	480,21
GAC	42	404,6	99,1	0,2	429,6	504,8
MORELLI	42	419,30	44,92	300,52	426,46	532,28
ORMCO	42	328,5	103,7	193,6	328,9	858,3
RMO	42	295,7	74,5	114,3	317,1	417,5
TP	42	406,6	81,2	207,3	420,5	543,4

ANOVA: F=16,57 (p<0,001)

Tabela 15 - Resultado da ANOVA para a comparação entre os grupos, fase de ativação dos fios

marca	espessura		
	16x22	18x25	19x25
3M	p=0,025	p<0,001	p<0,001
GAC	p<0,001	p<0,001	p=0,414
MORELLI	p<0,001	p<0,001	p<0,001
ORMCO	p=0,001	p<0,001	p<0,001
RMO	p=0,092	p=0,001	p<0,001
TP	p<0,001	p<0,001	p<0,001

Tabela 16 - Resultado da ANOVA para a comparação entre os grupos, fase de desativação dos fios

marca	espessura		
	16x22	18x25	19x25
3M	p<0,001	p=0,001	p=0,009
GAC	p<0,001	p<0,001	p=0,280
MORELLI	p=0,009	p=0,001	p=0,002
ORMCO	p<0,001	p=0,011	p=0,075
RMO	p<0,001	p<0,001	p<0,001
TP	p<0,001	p=0,002	p<0,001

Tabela 17 - Rugosidade média Ra (μm), obtidas pela profilometria, antes e depois do processo de esterilização.

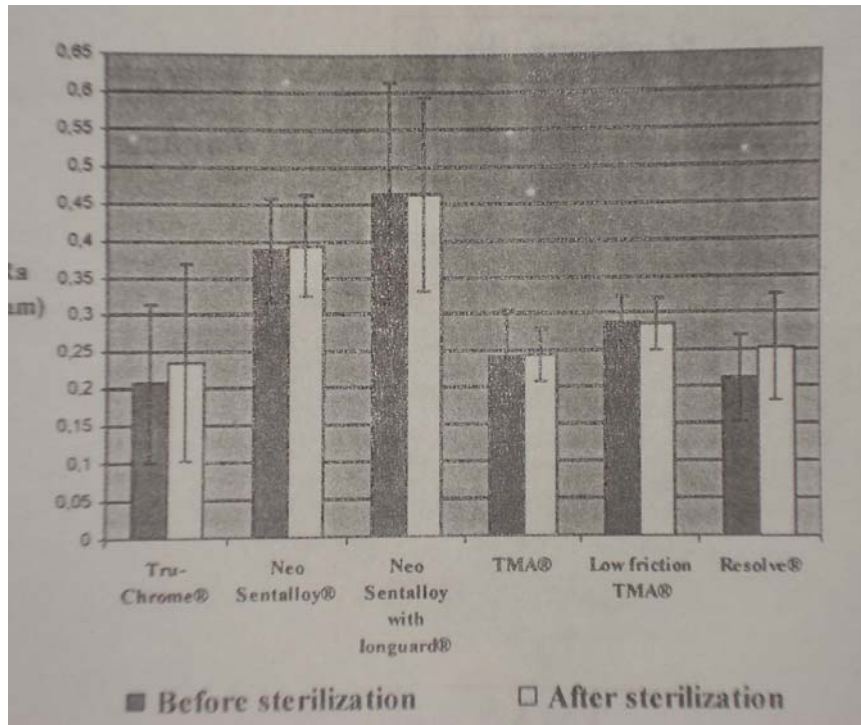
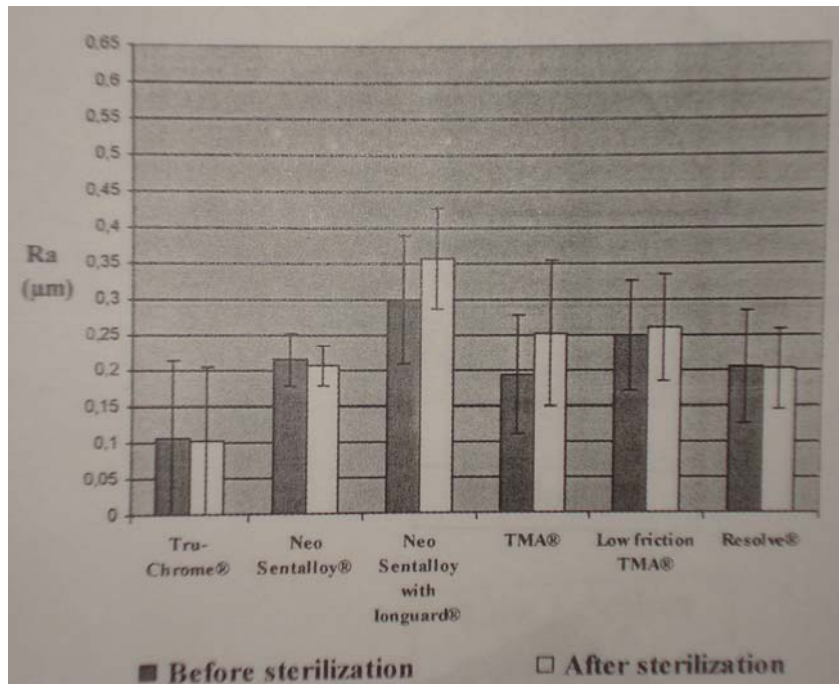


Tabela 18 - Rugosidade média Ra (μm), obtidas pelo microscópio de força atômica, antes e depois do processo de esterilização.



ANEXO 2 – FIGURAS

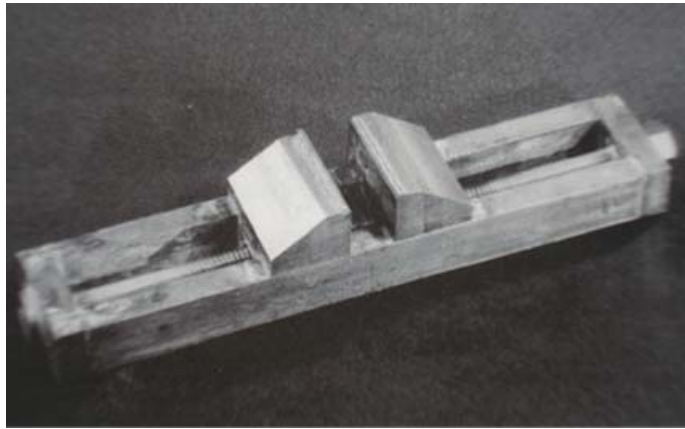


Figura 10 - Modelo de três pontos de dobra

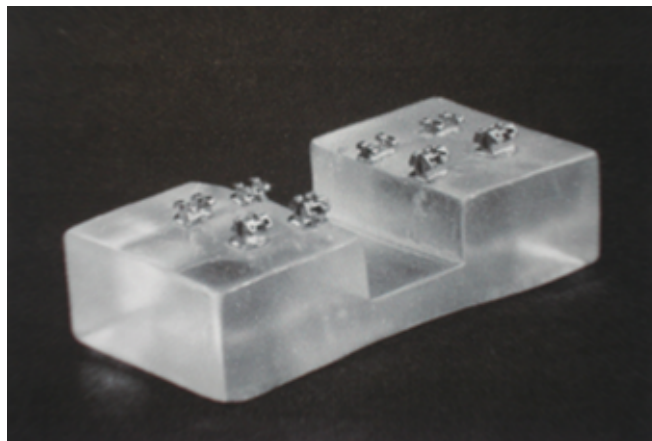


Figura 11 - Bloco Parcial de acrílico (modelo 2 e 3)

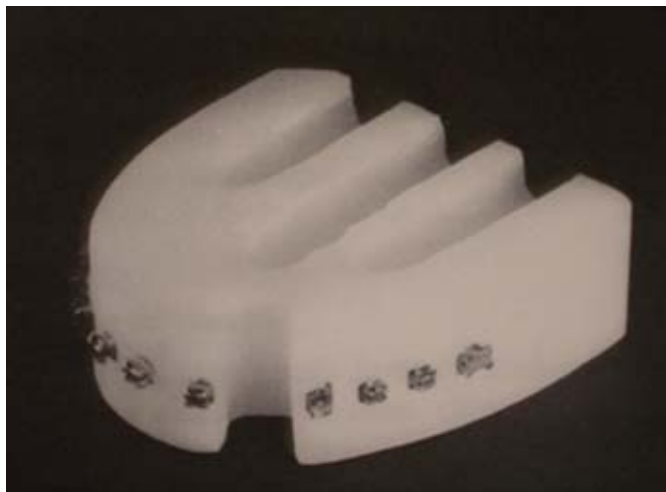


Figura 12 - Arco maxilar de acrílico (modelos 4 e 5)

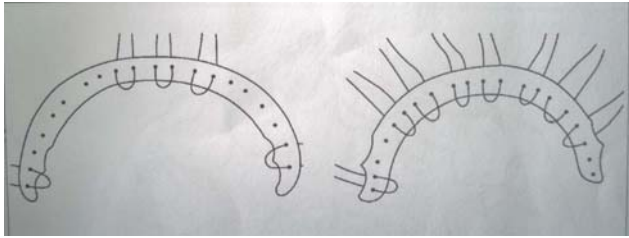


Figura 13 - Bandelette - Fauchard

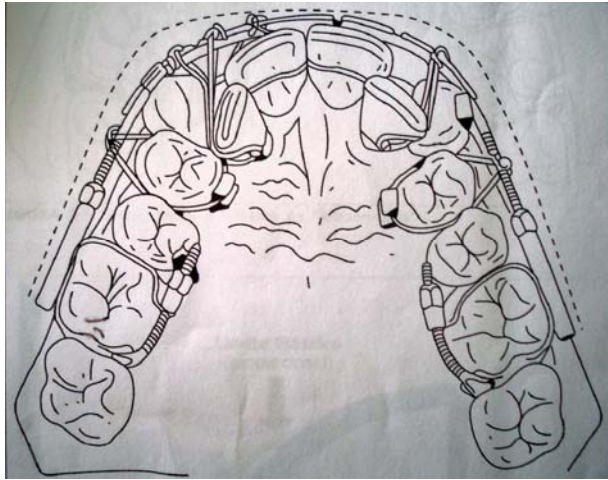


Figura 14 - Arco E de Angle

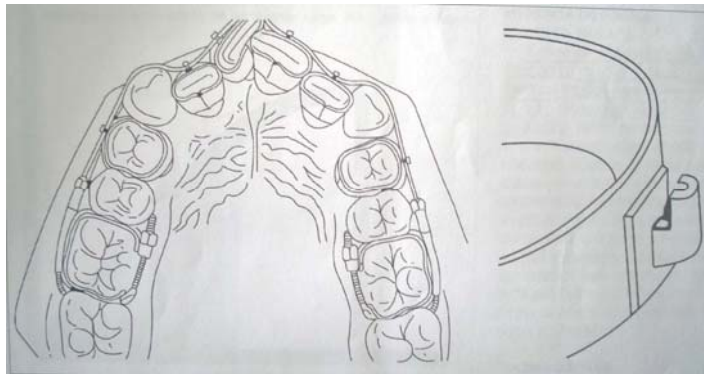


Figura 15 - Ribbon- arch

ANEXO 3 - GRÁFICOS

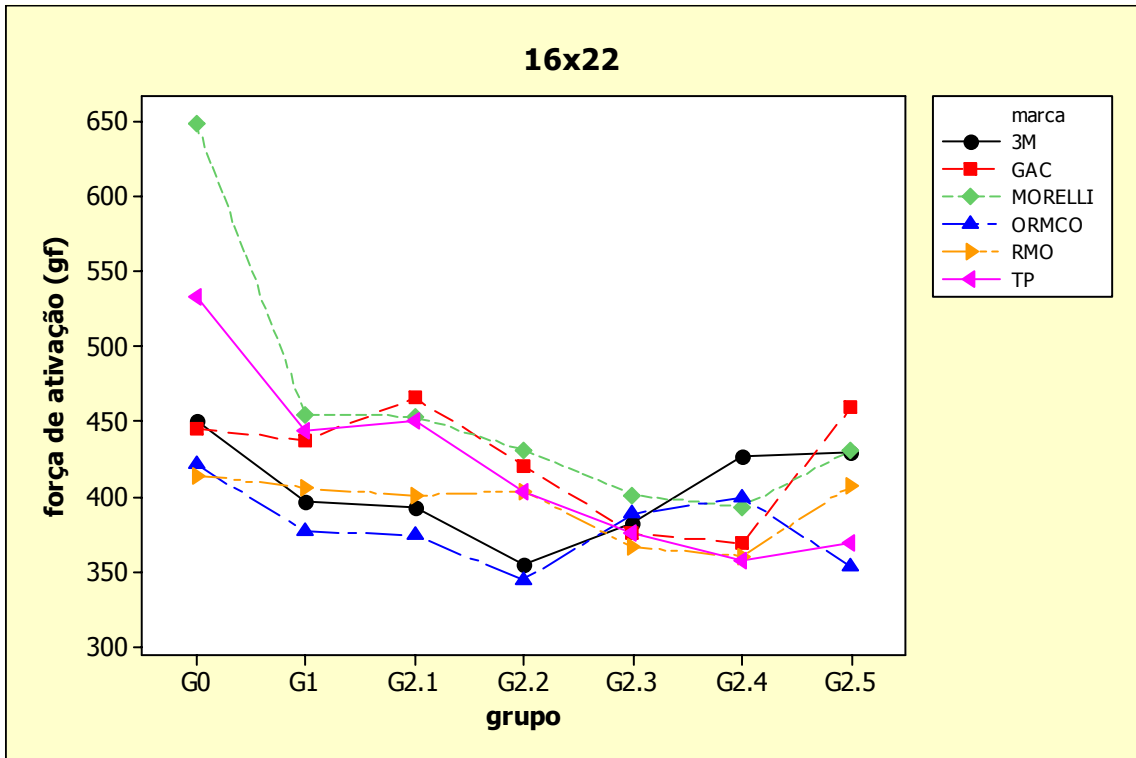


Gráfico 1 - Força na fase de ativação do fio (16x22)

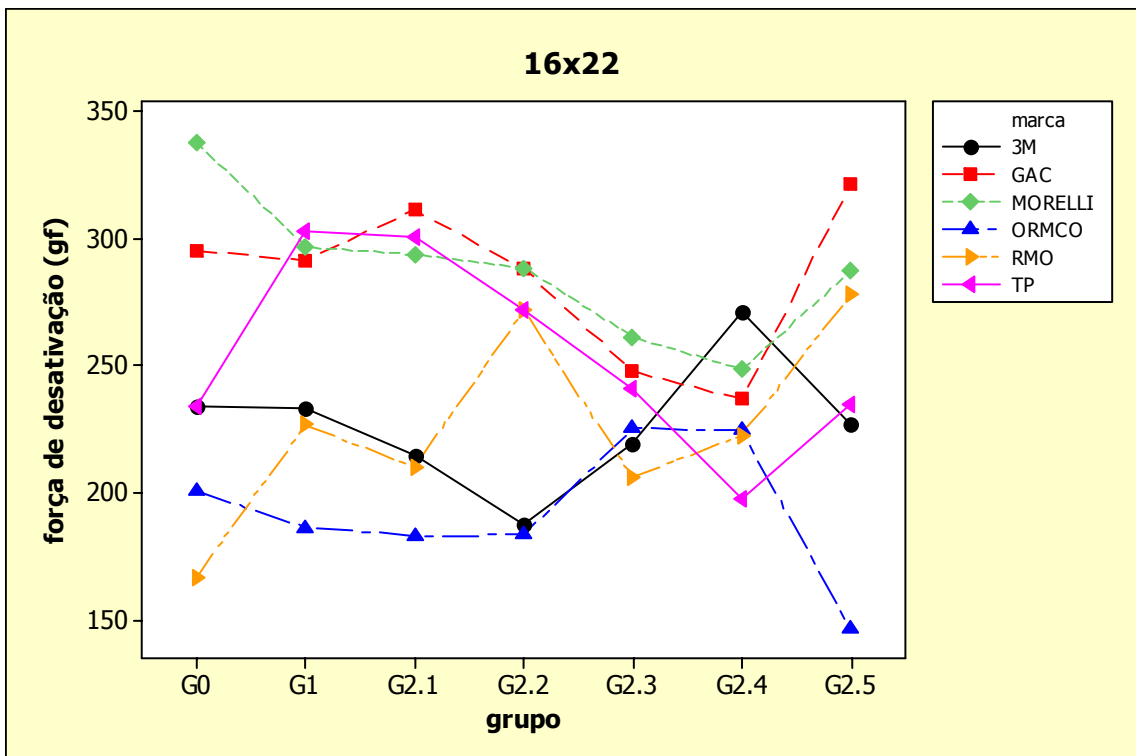


Gráfico 2 - Força na fase de desativação do fio (16x22)

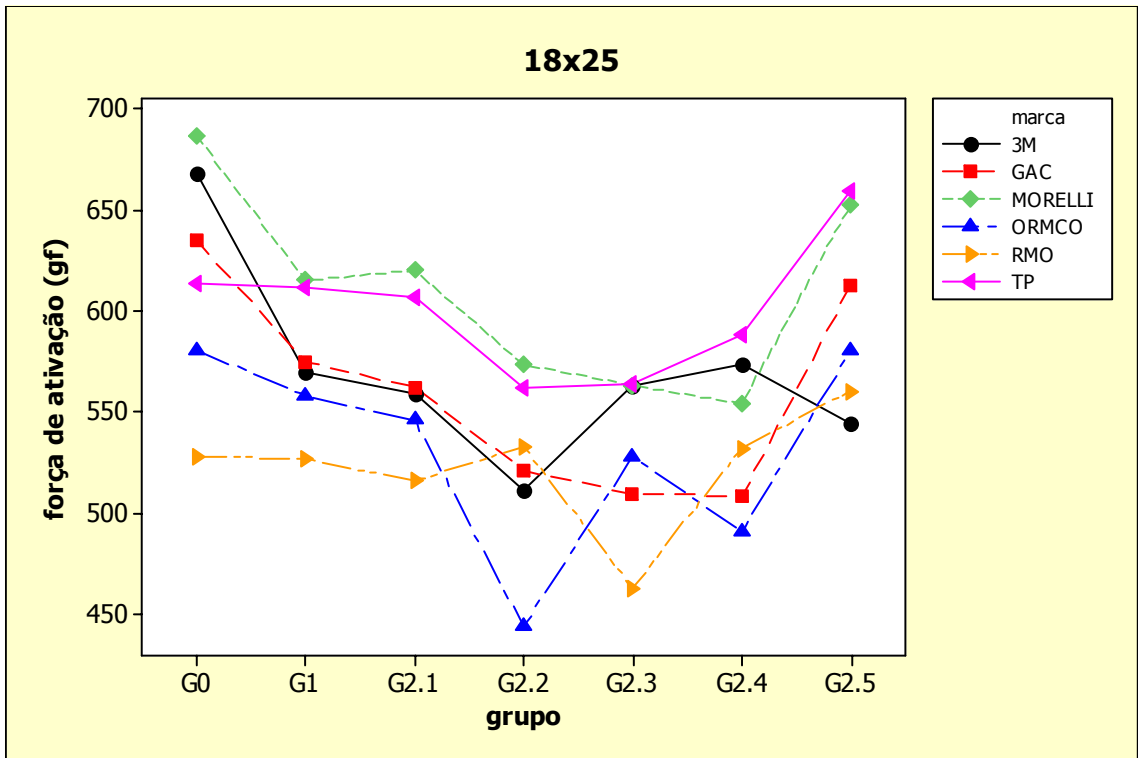


Gráfico 3 - Força na fase de ativação do fio (18x25)

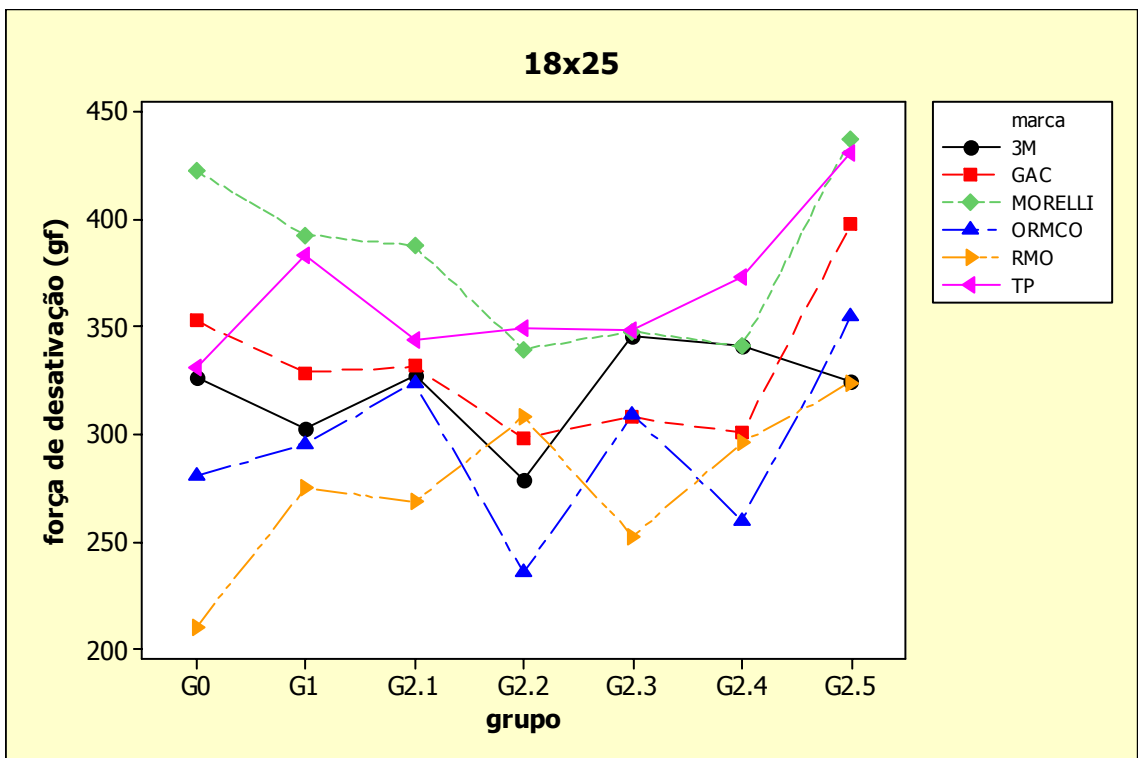


Gráfico 4 - Força na fase de desativação do fio (18x25)

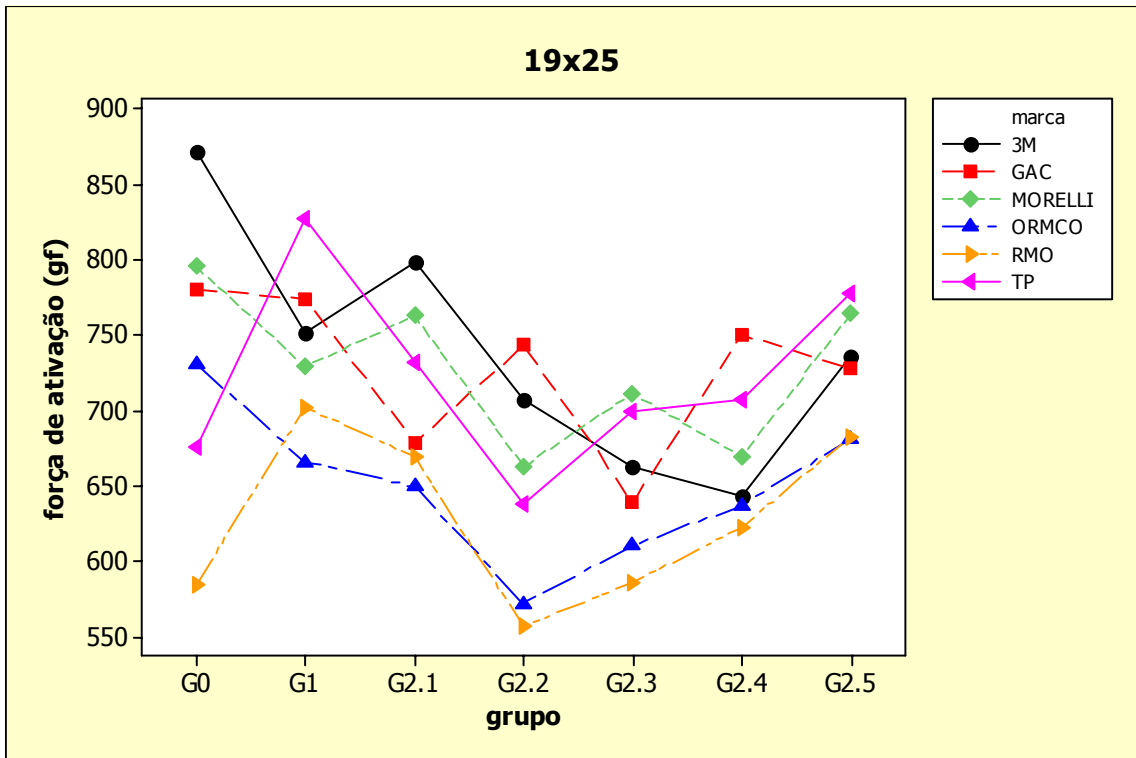


Gráfico 5 - Força na fase de ativação do fio (19x25)

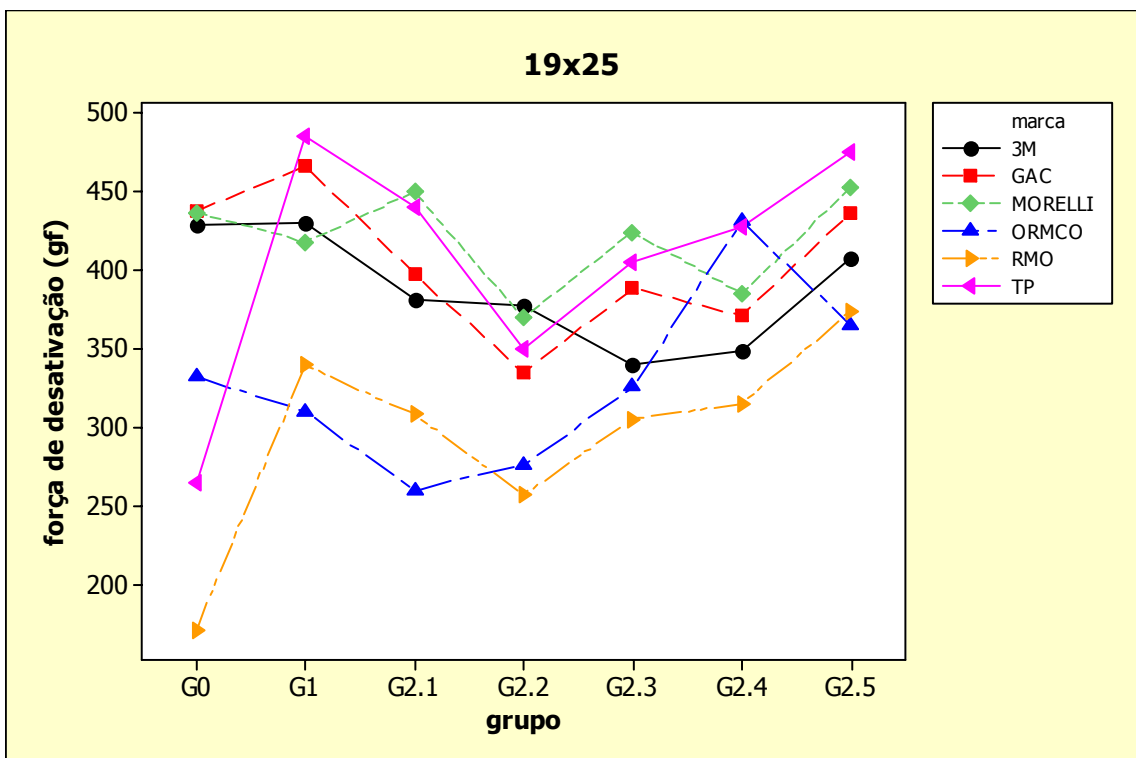


Gráfico 6 - Força na fase de desativação do fio (19x25)



SÃO LEOPOLDO MANDIC
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
CENTRO DE PÓS-GRADUAÇÃO

Dispensa de Submissão ao CEP

Campinas, 12 de Junho de 2006.

Ao
C. D. Marcelo de Paula Cunha
Curso: Ortodontia

Prezado Mestrando

O projeto de sua autoria "*Avaliação da carga e descarga dos fios de niti superelásticos novos e reciclados*".

Orientado pelo(a) Prof(a) Dr(a) Paulo Roberto Aranha Nouer

Entregue na Secretaria de Pós-graduação do CPO - São Leopoldo Mandic, no dia 24/05/2006, com número de protocolo nº 06/112, NÃO SERÁ SUBMETIDO AO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA, instituído nesta Universidade de acordo com a resolução 196 /1.996 do CNS - Ministério da Saúde, em reunião realizada no dia 12/06/06.

Cordialmente

Coordenador de Pós-Graduação
Prof. Dr. Thomaz Wassall