



UNIVERSIDADE CEUMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA DEFLEXÃO DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO
TERMOATIVADOS APÓS O TRATAMENTO TÉRMICO EM SUA
PORÇÃO DISTAL**

FRANCISCO MACHADO DA FONSECA JÚNIOR

SÃO LUÍS

2012

UNIVERSIDADE CEUMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

**AVALIAÇÃO DA DEFLEXÃO DE FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO
TERMOATIVADOS APÓS O TRATAMENTO TÉRMICO EM SUA
PORÇÃO DISTAL**

FRANCISCO MACHADO DA FONSECA JÚNIOR

**Dissertação apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Odontologia da Universidade Ceuma
para a obtenção do Grau de Mestre em Ortodontia.**

ORIENTADOR: Prof. Dr. Fausto Silva Bramante

SÃO LUÍS

2012

INFORMAÇÕES DO AUTOR

1998 – 2002: Graduação em Odontologia pela Universidade Federal do Piauí.

2007 – 2009: Especialização em Ortodontia pela Associação Brasileira de Cirurgião/Dentista.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço ao criador pelo caminho.

A Ana Gabriela pelo amor, carinho e compreensão.

Aos meus filhos Pedro Vitor e Giovana pela alegria e pureza de viver.

Aos meus pais, Marlene e Fransquim pela dedicação e amor.

Agradeço ao meu irmão Carlos Cesar e a todos os meus parentes e amigos.

Agradeço a dona Teresinha e seu Chiquim.

Agradeço a Lilinha e Valentina.

Em especial agradeço muito aos meus tios e, sobretudo, amigos e companheiros Evaldo e Rosane pelo apoio irrestrito.

Obrigado Fausto, Thalita, Pedro, Hidaelson e Dona Rosa.

Ao meu orientador “desengripante” , Doutor Fausto Silva Bramante

Muito obrigado pela dedicação e por dividir seus ensinamentos. Muito Obrigado pelo apoio!

Obrigado professora Célia, Professor Júlio.

Agradeço a todos os professores.

Agradeço a todos os colegas do mestrado que dividiram esse período tão repleto de dificuldades e descobertas.

Valeu Rafael, Francilena, Melissa, Hiana, Betânia, Márcia e Pedro.

Que o espírito de Deus nos ilumine...

Fonseca Júnior, F. M. Avaliação da Deflexão dos Fios de Níquel-Titânio Termoativados após o Tratamento Térmico em Sua Porção Distal. [dissertação]. São Luís: Universidade Ceuma: 2012.

RESUMO

Este estudo avaliou as modificações mecânicas de fios de níquel-titânio termoativados .018”(0,45mm) e .016”x.022”(0,40x0,55mm) submetidos ao tratamento térmico na sua porção distal. Foram testados fios das marcas comerciais Ormco, Morelli, Orthometric e Unitek. Cada fio testado possuía um lado experimental, submetido ao tratamento térmico, e um lado controle isento de tratamento térmico. Foram testados 10 fios de mesmo lote de fabricação por marca nos diâmetros .018” e .016”x.022”. Os testes de carga/deflexão foram realizados na máquina de ensaios universal Emic modelo DI2000, com controle de temperatura, na fase de transformação austenítica, por meio de sua câmara térmica. Foram realizadas análises para observar a normalidade da distribuição das variáveis do estudo pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Observada a normalidade da distribuição. Foi aplicado o teste t de student, visando-se observar a diferença entre os grupos experimental e controle. A significância estatística foi fixada com p valor <0,05. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significante entre os grupos. O tratamento térmico realizado na região correspondente à distal do primeiro molar nos fios de níquel-titânio termoativados não influenciou nos valores de carga/deflexão na região de segundo pré-molar. Conclui-se que o procedimento do tratamento térmico na região distal dos molares não irá influenciar nas características mecânicas do fio na região de segundo pré-molar.

Palavras chave: fios ortodônticos, tratamento térmico, níquel-titânio.

Fonseca Junior, F. M. Evaluation of and "thermo-activated nickel-titanium wires deflection after thermal treatment on their distal portion. [dissertation]. São Luís: Universidade Ceuma: 2012.

ABSTRACT

This study evaluated the mechanical changes of .018"(0.45 mm) and .016" x.022 "(0,40 x0, 55mm) thermo-activated nickel-titanium wires subjected to thermal treatment on their distal portion. Wire trademarks Ormco, Morelli, Orthometric and Unitek were tested. Each tested wire had an experimental side, subjected to thermal treatment, and a thermal treatment free control side. 10 wires with the same production lot by brand in diameters .018" and .016" x.022" were tested. Tests for load/deflection were performed in the Emic universal testing machine model DI2000, with temperature control in the austenitic transformation phase through its thermal chamber. Analyses to watch the distribution normality of the variables of the study through Kolmogorov-Smirnov test were carried out. The t Student test was applied in order to observe the difference between the experimental and control groups. Statistical significance was set at $p < 0.05$. There were no statistically significant differences between the groups. Thermal treatment carried out in the region corresponding to the first molar distal region on thermo-activated nickel-titanium wires did not influence the load/deflection values in the second premolar region. Thermal treatment in the distal region of the molars did not change the mechanical characteristics of the wire in the second premolar region.

Keywords: orthodontic wires, thermal treatment, nickel-titanium.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Cúbica de Corpo Centrada.....	24
Figura 2 - Hexagonal compacta.....	25
Figura 3 - Dispositivo de simulação clínica (Face com parafusos).....	38
Figura 4 - Dispositivo de simulação clínica (Face com cilindros metálicos).....	39
Figura 5 - Região onde foi realizado o tratamento térmico.	39
Figura 6 - Tratamento térmico, realizado no fio de níquel-titânio.	40
Figura 7 - Dispositivo de simulação clínica em sua base de adaptação na máquina Emic DL2000.	41
Figura 8 - Ensaio mecânico em máquina DL2000.	42
Figura 9 - Gráfico baseado na leitura do Software Morelli 15841-Niti. ...	42

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Fio Morelli .018”	48
Gráfico 2 - Orthometric .018”	48
Gráfico 3 - Fio Unitek(3M) .018	49
Gráfico 4 - FioOrmco .018”	49
Gráfico 5 - Fio Morelli .016”x.022”	50
Gráfico 6 - Fio Orthometric .016”x.022”	50
Gráfico 7 - Fio Unitek (3M) .016”x.022”	51
Gráfico 8 - FioOrmco .016”x.022”	51

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1. Propriedade de Superelasticidade e Memória de Forma	14
2.2. Tratamento Térmico em Fios Ortodônticos.....	20
2.3. Teste de Curvatura de Três Pontos em Fios de Níquel-Titânio .	28
3. OBJETIVO	34
4. Material e Métodos.....	36
4.1. Material	36
4.2. Métodos	37
4.3. Análise Estatística	43
5. Resultados	45
6. Discussão	53
6.1. Resultados obtidos com a desativação máxima à 3mm com os fios 0.18” termoativados.....	54
6.2. Resultados obtidos com a desativação máxima a 2mm e 1mm para os fios 0.18” termoativados	56
6.3. Resultados obtidos com a desativação máxima a 3mm com os fios 0.16” x 0.22” termoativados.....	57
6.4. Resultados obtidos com a desativação máxima a 2mm e 1mm para os fios 0.16” x 0.22” termoativados	59
7. Conclusão	61
8. Referências Bibliográficas.....	63
Anexo	69

Introdução

1. INTRODUÇÃO

Nas fases iniciais do tratamento ortodôntico nas quais são imprescindíveis o uso de forças leves e constantes os fios de níquel-titânio são os materiais de escolha, proporcionando um adequado alinhamento e nivelamento dos dentes da maneira mais biocompatível. Algumas vantagens destas ligas podem ser destacadas quando comparadas aos fios de aço inoxidável austenítico. Por terem maior resiliência, podem ser utilizadas com uma secção transversal maior permitindo melhor preenchimento dos *slots* dos *brackets* em fases iniciais do tratamento e, com isso, promover maior ativação no movimento dentário quando comparados a um arco de aço inoxidável. Os fios de Ni-Ti possuem comportamento superelástico, permitindo que os dentes se movimentem por um tempo maior sob uma força constante, de forma que maiores ativações sejam realizadas e com forças leves atuando com permanência mais longa na cavidade bucal. Além disso, às ligas conhecidas comercialmente como termoativas, permitem em situações de resfriamento, maiores deflexões quando comparadas com as ligas superelásticas^{1,2}.

A liga Nitinol® foi descoberta em 1965, sendo, desde então, vastamente utilizada em virtude de suas principais e notáveis propriedades de superelasticidade, efeito memória de forma e biocompatibilidade. A indústria automotiva, aeronáutica, odontológica e a médica entre outras descobriram soluções para problemas antes não imagináveis^{3,4,5}.

De acordo com Wilkinson et al (2002), diversos autores afirmam que existem várias marcas comercialmente disponíveis dificultando a escolha pelo profissional. A compreensão das propriedades do material escolhido se faz necessária pelo ortodontista. Após definição e

comparação das propriedades mecânicas, através da literatura, concluiu-se que para a fase inicial de alinhamento e nivelamento, os fios de Ni-Ti superelásticos e os fios de Ni-Ti termoativados devem ser os de escolha^{6,7,8}.

A Ortodontia faz uso de metais e ligas formadas por estruturas cristalinas ou de grãos unidos uns aos outros. Cada tipo de metal ou liga possui um arranjo espacial próprio. Além disso, os metais são policristalinos, sendo que cada grão pode ter tamanho e forma variados o que influencia em suas propriedades mecânicas^{9,10}.

Conforme Quintão et al (2009), os fios de níquel-titânio possuem baixa conformabilidade e não aceitam dobras, sob pena de fraturarem. Dessa forma, recursos adicionais devem ser utilizados para que stops possam ser realizados na região posterior, evitando-se a projeção dentária. As dobras distais nos tubos molares podem ser obtidas após destemperar-se a extremidade do fio. As características físicas do fio são alteradas deixando-o maleável para a confecção de dobras. Deve-se ter cuidado de não superaquecer o fio, pois isto torna-o frágil. Uma coloração azul escura indica a temperatura desejável de recozimento¹¹.

Em virtude dos fios de Ni-Ti apresentarem características de memória de forma e superelasticidade, na prática ortodôntica diária, dobra-se a extremidade distal do fio a fim de que este não deslize ou traumatize a mucosa do paciente, além de evitar-se a tendência à vestibularização dos incisivos. No entanto, ao realizar-se o tratamento térmico dessa região, alteraram-se as características físicas do Ni-Ti perdendo-se suas propriedades. O trabalho proposto teve como finalidade avaliar a influência do tratamento térmico na região distal do fio na área correspondente ao segundo pré-molar, por meio de teste de carga/ deflexão.

Revisão da Literatura

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1. Propriedade de Superelasticidade e Memória de Forma

Burstone et al (1985), utilizaram-se de um teste de curvatura para determinar rigidez de fios de níquel-titânio Chinês, recuperação elástica e momento máximo de curvatura. O fio de níquel-titânio Chinês apresentou uma curva de desativação incomum, pois as forças permaneciam relativamente constantes por um longo intervalo de deflexão. O fio Chinês apresentava recuperação elástica 4,6 vezes maior que o fio de aço inoxidável, e 1,4 vezes maior que o fio Nitinol. Desta forma, aplicando uma nova força em uma simples ativação, produziriam um momento de força quase duas vezes maior do que se o fio fosse mantido na mesma posição. Embora o fio de aço libere mais força, a recuperação para a forma original foi somente de 20%, e 65% para o Nitinol enquanto que, o fio de níquel-titânio Chinês recuperou 91% de sua forma demonstrando que este apresentava um amplo intervalo de trabalho elástico. Portanto, quando há necessidade de baixa rigidez e grandes deflexões para alinhar os dentes o fio de NiTi chinês é apropriado¹².

O potencial efetivo de superelasticidade nos fios de níquel-titânio, iniciou-se a partir do denominado níquel-titânio Chinês. Este fio possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o de níquel-titânio convencional de mesma secção transversal, além de menor deformação permanente após flexão. Logo após, foi desenvolvido no laboratório de Furukawa Electric Co.Ltd. do Japão, o fio níquel-titânio Japonês. Testes de tração uniaxial e testes de dobramento em três pontos foram especialmente desenvolvidos para determinar a rigidez e avaliar o efeito de mola, efeito memória e superelasticidade do níquel-titânio Japonês.

Este fio fornece força constante em uma extensa faixa da curva de desativação. Entre todos os fios comparados, o fio Japonês de níquel-titânio foi provavelmente o que menos deformação permanente apresentou durante a ativação. A nova liga exibiu uma curva tensão-deformação específica, diferente de outros materiais testados. A tensão permaneceu praticamente constante, a despeito da alteração da deformação em uma faixa específica. Esse atributo único é a manifestação da superelasticidade^{13,14,15}.

A Unitek Corporation produziu em 1972 o fio Nitinol[®] para uso clínico, composto por 55% de níquel e 45% de titânio. Entretanto, naquela época, a liga não possuía efeito memória de forma ou superelasticidade. Mesmo assim, foi considerada como um avanço para a obtenção de forças leves sob grandes ativações. Em 1976, várias marcas de fios de níquel-titânio foram colocadas no mercado ortodôntico e os mesmos foram caracterizados como materiais de alta recuperação elástica e baixa rigidez, ganhando vasta aceitação clínica por essas propriedades. Não apresentavam, entretanto, efeitos de termoativação nem superelasticidade¹⁶.

A característica de memória de forma torna-se potencialmente útil para os fios de níquel titânio, pois permitem que o profissional realize dobras e deformações bastante pronunciadas sem que o fio ultrapasse seu limite elástico, sem que ocorram fraturas no fio. Se a energia térmica suficiente é transferida para o material depois de as deformações terem sido aplicadas, o fio retorna à sua pré-deformação, auxiliando de forma efetiva para o alinhamento e nivelamento, através da liberação de forças leves e constantes. Aparentemente, o estudo desta forma de memória ainda não foi suficientemente ampla para permitir o controle total desse fenômeno^{17,18,19}.

Entre as condições necessárias para a aceitabilidade clínica estão a biocompatibilidade, a resiliência, a estética, a elasticidade, a soldabilidade, a resistência, o baixo atrito e a memória de forma. Assim, cada tipo de fio possui propriedades ideais para cada fase específica do tratamento ortodôntico. As ligas de Ni-Ti termoativadas encontradas para uso odontológico são classificadas como ligas martensíticas ativas que em última análise, apresentam um efeito de memória induzida termicamente, sua temperatura de transição de martensita para austenita ocorre próxima da temperatura da cavidade bucal²⁰.

A memória de forma caracteriza-se pela capacidade de certos materiais de voltarem à forma original com o aquecimento do material acima da temperatura de martensita para austenita. Segundo os autores, a diferença de fios austeníticos, que possuem memória de forma, e fios martensíticos, ativados termicamente depende da temperatura de transformação de fase. A Ormco desenvolveu fios de níquel-titânio com temperaturas de transformação martensíticas variáveis, conforme a necessidade clínica do paciente. Assim, o Copper-NiTi está disponível em quatro temperaturas diferentes; A) 15°C (Tipo I, indicada para pacientes com alto limiar de dor, com periodonto normal e quando são necessários momentos de alta magnitude), B) 27°C (Tipo II, indicada para pacientes com alto ou médio limiar de dor, com periodonto normal e quando são necessários movimentos rápidos com força constante, C) 35°C (Tipo III, indicado para pacientes com baixo ou normal limiar de dor, pacientes com periodonto normal ou levemente alterado) e, C) 40°C (Tipo IV, pacientes com baixo ou normal limiar de dor, periodonto alterado, quando são necessários movimento lentos, pobres cooperação e quando se deseja consultas espaçadas)²¹.

Conforme Ibe e Segner (1998), o efeito conhecido como "memória de forma" que caracteriza as ligas de níquel-titânio e relaciona-se com sua estrutura metalúrgica (fase martensítica-austenítica). Essas ligas podem existir em mais de uma forma e estrutura cristalina. A forma martensítica ocorre a temperaturas mais baixas; a forma austenítica, a temperaturas mais elevadas. A transformação martensítica ocorre pelo mecanismo de cisalhamento sem mudança na composição, e os movimentos atômicos que ocorrem durante esta transformação são inferiores a uma distância interatômica. A memória de forma refere-se à habilidade do material de "lembrar" sua forma original, após permanecer elasticamente deformada na sua forma martensítica. Numa aplicação prática, uma certa forma é determinada enquanto a liga é mantida numa temperatura elevada, acima da temperatura de transição martensítica-austenítica. Quando a liga é esfriada abaixo da temperatura de transição, ela pode ser elasticamente deformada, mas, quando é aquecida novamente, sua forma original é restabelecida²².

De acordo Husmann et al (2002), os revestimentos estéticos dos fios eram feitos de Teflon ou de polietileno ou por implantação iônica. O trabalho tinha como objetivo mensurar as perdas de força devido ao atrito, entre o braquete e o fio. As forças de atrito foram medidas utilizando-se a medição de Ortodontia e Sistema de Simulação (OMSS). Os resultados indicaram que todos os fios com revestimento podem reduzir as perdas por atrito em comparação com um fio de referência não revestido do mesmo fabricante. Observou-se que os revestimentos de Teflon reduziram as perdas de atrito em torno de 10% em comparação a um fio sem revestimento de mesma secção e fabricante²³.

O fio de níquel-titânio pode retornar a sua forma e estrutura original através de sua propriedade de memória de forma. O retorno ou

descarregamento do fio à sua forma inicial acarreta a liberação de energia ou carga acumulada. A superelasticidade e memória de forma evidenciam-se com os fios de níquel-titânio termoativados, pois com a diminuição da temperatura e surgimento da fase martensítica o fio atinge mudanças drásticas de forma e estrutura, resultando em maiores amplitudes de deformação e subsequente retorno à forma e estrutura original²⁴.

A grande desvantagem dos arcos de níquel-titânio comercialmente usados em ortodontia, está no fato de não permitirem dobras acentuadas e nem a mudança de forma permanente através dos alicates ortodônticos. Com isso, os arcos de níquel-titânio não podem ser individualizados, impossibilitando, manter-se a forma original da arcada do paciente, diminuindo-se a estabilidade dos resultados ao final do tratamento. Estas propriedades, superelasticidade e termo-ativação, são consequência da transformação da fase de equilíbrio em temperaturas mais elevadas, chamada de austenita cúbica de corpo centrado, para a estrutura monoclinica, chamada martensítica. Caracterizada por possuir um elevado grau de auto-acomodação, a forma martensítica, é reversível com o aumento da temperatura. Nessa transformação alguns trabalhos indicam a ocorrência de uma fase intermediária, dependente de temperatura de solubilização e da velocidade de resfriamento, fase R de forma romboédrica que explicaria a manutenção das características de efeito memória para ligas mais ricas em níquel⁵.

O fio superelástico apresenta duas fases estruturais que determinam um regime elástico, um regime plástico, um outro regime elástico e então atinge outro regime plástico. A estrutura austenítica surge na fase elástica do fio, quando a liga de níquel-titânio, comporta-se de maneira convencional. Quando o seu limite “pseudoelástico” é

ultrapassado, a liga sofre deformação maior, entretanto com um acúmulo de carga quase constante, formando um “platô” no gráfico carga/deformação. Nesta fase a estrutura torna-se martensítica, ditando este comportamento atípico. A memória de forma está presente em todas as ligas superelásticas, portanto, na desativação o fio é capaz de retornar tanto à forma como à estrutura original. As primeiras ligas do tipo Ni-Ti a serem comercializadas receberam a denominação de Nitinol como referência ao laboratório de onde surgiram (NOL-Naval Ordinance Laboratory). Pertenciam ao grupo de Ni-Ti estável também referido como Ni-Ti trabalhado à frio. A boa elasticidade é uma das principais características do Ni-Ti, apresentando apenas 30% da rigidez do aço inoxidável, considerando-se fios de mesma secção. Por esse motivo, apresentam-se como os fios propícios às fases iniciais do tratamento ortodôntico. Quando busca-se alinhar e nivelar, dissolvendo-se apinhamentos dentários, muitas vezes, acentuados²⁵.

As fases de alinhamento e nivelamento dentário, os fios compostos com as ligas de níquel-titânio (NiTi) apresentam propriedades bastante favoráveis. O alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e a alta resiliência, são propriedades inerentes às ligas de níquel-titânio. Uma deflexão muito ampla pode ser sustentada com esses fios, sendo que o retorno à sua forma original ocorre com a liberação de forças moderadas e uniformes. Tanto os fios NiTi superelásticos quanto os termoativáveis e os com adição de cobre apresentam maior resiliência e menor rigidez que as demais ligas. Isso significa que, para a transmissão de forças leves e contínuas, mesmo diante de grandes flexões, são os mais indicados²⁶.

Segundo Elayyan et al (2010), com a memória de forma o fio de níquel-titânio apresenta a forma austenítica que possui a flexibilidade necessária para propiciar movimentação dentária através de forças

biológicas. Quando os fios são resfriados em temperaturas abaixo do final da transformação martensítica, eles podem ser deformados. Superelasticidade ou também denominada de pseudoelasticidade é a capacidade da liga sofrer grandes deformações sem sair do regime elástico encontrado acima da temperatura final de transformação austenítica²⁷.

Com a finalidade de comparar as forças de deflexão “*in vitro*” entre fios estéticos e fio NiTi, Santoro (2011)²⁸ realizou dez ensaios em sete marcas comerciais de arcos pré-contornados, sendo seis fios estéticos (Invu, Optis, Flexy Super Elastic Esthetic, Niticosmetic, Orthocosmetic Elastinol e Pro Form Coated Nitanium) e um fio NiTi superelástico (Nitinol Super Elastic), aplicando-se o teste de curvatura de três pontos, associado a máquina universal EMIC. Desenvolveu-se um dispositivo com braquetes cerâmicos, cujos fios foram presos por elásticos modulares, sendo obtidos os valores da força de deflexão em 3,0mm 2,0mm e 1,0mm. O diâmetro dos fios com e sem revestimento foram mensurados com o espécímetro digital Micromaster. O estudo concluiu que existem diferenças entre as forças produzidas pelos fios estéticos e que a força é diretamente proporcional ao seu diâmetro, ou seja, quanto maior o diâmetro, maior a força produzida.

2.2. Tratamento Térmico em Fios Ortodônticos

Os fios de aço ao serem trabalhados, os átomos presentes no arranjo estrutural interno desse material desorganizam-se, e por conta dessa desorganização, formam-se irregularidades que dificultam seu deslizamento por seus planos principais. Isso faz com que o aço saia de seu estado de equilíbrio interno, gerando o que chamamos de “estresse interno do material”. Nessa circunstância, a tendência é a de que os

átomos rearranjam-se, migrando para um espaço de entrelaçamento, onde não estejam presentes estresses internos. Dessa forma, o fio tende a recuperar o formato original, o qual possuía antes de ser trabalhado. O autor ressaltou o fato de que os estresses latentes produzidos pelo trabalho com esse material, em particular quando dobras são introduzidas, podem ser aliviados pelo aquecimento do mesmo. Discorreu também sobre o fato de que, como ocorre em outros metais, o aço inoxidável também exibe a propriedade de difusão atômica. À temperatura ambiente, a migração de átomos proporcionada por essa propriedade é desprezível, mas ao aumentar-se a temperatura, a taxa de difusão aumenta devido ao aumento de energia interna. Desta forma, o procedimento conhecido como tratamento térmico é frequentemente realizado com o propósito de alívio do estresse, sendo sugerido como uma forma de aumentar as propriedades elásticas do fio de aço inoxidável. Muitas propriedades mecânicas parecem melhorar devido ao alívio do estresse, como o aumento no módulo de resiliência, aumento da ductilidade entre outros²⁹.

Um método para configuração de forma e controle dos níveis de força superelástica dos fios de níquel-titânio japoneses, consistindo de um aparelho de DERHT (tratamento térmico por resistência elétrica direta), que faz passar uma corrente elétrica pelo fio gerando calor suficiente para o tratamento térmico adequado. Esse método permite que se executem dobras no fio e controle da força. Para testá-lo, utilizaram fios de níquel-titânio de cinco diâmetros diferentes .014", .016", .018", .020" e .022" e para comparação, fios de aço inox, CoCr e níquel-titânio trabalhado à frio. Os fios de níquel-titânio Japonês foram dobrados com o sistema DERHT e os outros normalmente, e os resultados demarcados em papel gráfico. O resultado da dobra depende do tempo e da amperagem da corrente elétrica. Para um fio de .016",

1,0 segundo de tratamento requer uma corrente de 5,5 A, ao passo que um tratamento de 5,0 segundos pode ser feito com uma corrente de 3,5 A. Quanto menor o diâmetro do fio, também será menor o tempo e a corrente necessários. O método se mostrou eficaz no dobramento e no controle da força superelástica dos fios, desde que aplicados a corrente e o tempo corretos para cada dimensão de fio³⁰.

As fraturas do nitinol acontecem quando são dobrados sobre cantos vivos. Dobras em alças e “stops” no nitinol não são recomendados. Como os ganchos e “stops” não podem ser dobrados ou soldados ao nitinol, os de pressão são os recomendados. As dobras distais nos tubos molares podem ser obtidas após destemperar a extremidade do fio. Isto deixa o fio maleável e pode então ser dobrado em qualquer configuração, mas são alteradas suas características físicas. Deve-se ter cuidado de não super-aquecer o fio, pois isto torna-o frágil. Uma coloração azul escura indica a temperatura desejável de recozimento³¹.

Yoneyama et al(1993)³², verificou o efeito do tratamento térmico nas propriedades de dobramento e nas temperaturas de transformação em fios de níquel-titânio que possuíam 1,0mm de diâmetro, para uso em aparelhos ortodônticos que necessitem memória de forma. O tratamento térmico foi efetuado à 713K(440⁰C) por 1,8ks(30min) e entre 673K(400⁰C) e 813K(540⁰C) por 1,8ks(30min). Foram efetuados testes de dobramento em três pontos e calorimetria diferencial. As temperaturas de transformação dos fios foram diminuídas com o aumento da temperatura do tratamento térmico. A temperatura final de transformação reversa ficou abaixo da temperatura corporal com o tratamento acima de 753K(480⁰C). A deflexão residual do arco de níquel-titânio após dobramento foi pequena com o tratamento térmico secundário acima de 733K(460⁰C). Os valores de descarregamento

foram menos afetados e aumentaram com a temperatura de tratamento entre 733K(460^oC) e 813K(540^oC). O tratamento térmico secundário nessas faixas de temperatura é, assim, útil para o uso de arcos de expansão de fios superelásticos.

As ligas de Níquel-titânio apresentam excelente retorno elástico e flexibilidade, o que permite amplas ativações, com liberação de forças leves por longo tempo, quando comparadas às ligas convencionais de aço e cromo-cobalto. As ligas em questão não aceitam a confecção de alças sendo que dobras agudas levam à fadiga e ruptura. Caso se deseje fixar as extremidades dessas ligas na porção distal do arco, pode-se provocar o super revenido, através de um super aquecimento até que essas extremidades fiquem azuladas, o que permitiria uma dobra; o fio estaria “morto” (*dead soft*)³¹.

De acordo com Gurgel(2001)³³, as ligas de níquel–titânio (NiTi) apresentam disposições cristalográficas típicas que lhes confere particularidades mecânicas importantes para o uso ortodôntico. A sua fase austenítica é representada através da grade espacial de forma cúbica de corpo centrado (CCC), compreendendo a forma mais rígida da liga de Ni-Ti(Figura 1). A fase conhecida como martensítica caracteriza-se por uma estrutura cristalina hexagonal compacta, sendo a forma menos rígida da liga de níquel- titânio(Figura 2). Dependendo do processo de fabricação dos fios NiTi, haverá um ou outro tipo de estrutura. Se o fio for trabalhado à frio formará uma liga de NiTi martensítica estável. Este fio não apresentará capacidade de mudança de configuração cristalina (transformação martensítica), e apresentará um comportamento gráfico semelhante aos fios trançados de baixo calibre de aço inoxidável. Os fios que recebem uma denominação de termoativados passam por um processo de fabricação sob altas temperaturas, sendo-lhes adicionadas uma propriedade peculiar. O fio

NiTi passará a apresentar-se numa fase austenítica inicial, entretanto com a capacidade de transformação martensítica. A *transformação martensítica* é, portanto, uma particularidade da liga de NiTi e implica na capacidade de mudança de fase austenítica para martensítica sob mudanças da temperatura e da tensão. Sob temperatura reduzida estabelece-se a fase martensítica e com o aumento da temperatura ocorre novamente uma transformação progressiva para a fase austenítica. Esta transformação decorre de uma modificação da configuração cristalográfica, de estrutura hexagonal compacta (HC) para cúbica de corpo centrado (CCC) em decorrência da alteração de temperatura³³.

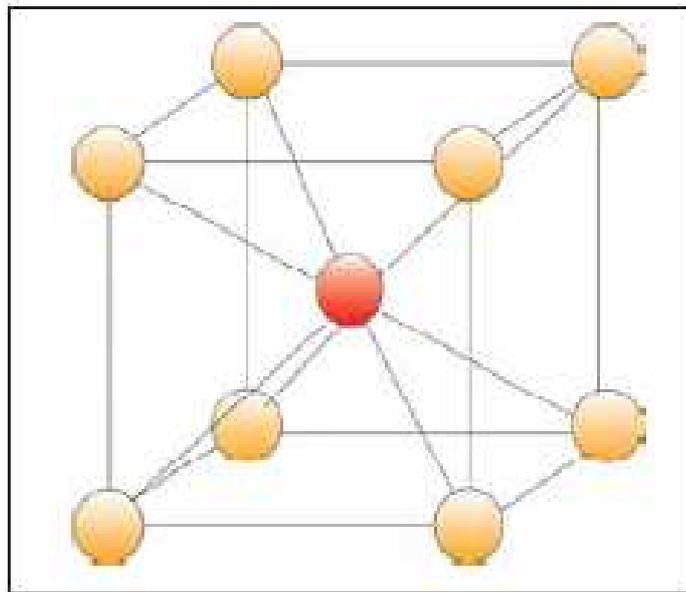


Figura 1 - Cúbica de Corpo Centrada
Fonte - GURGEL, 2001.

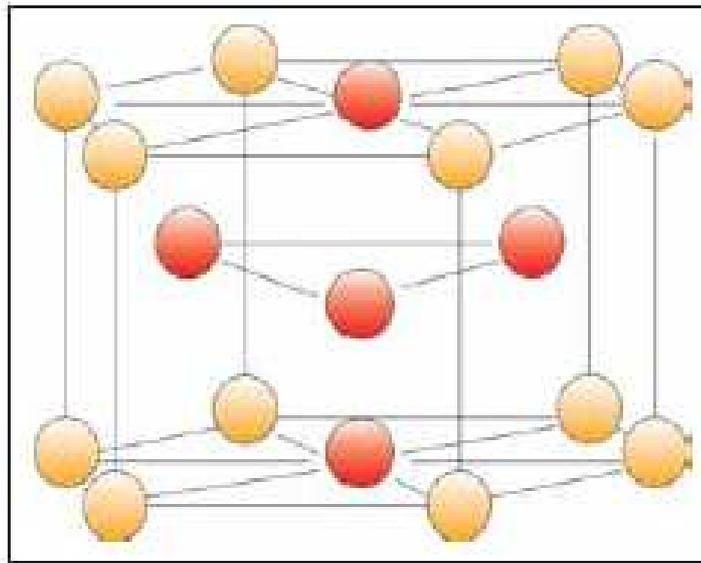


Figura 2 - Hexagonal compacta.
Fonte: GURGEL, 2001.

O comportamento termomecânico destes compostos é, de fato, estritamente dependente da correlação entre as faixas de temperaturas de transição e do intervalo de temperatura oral. A segunda parte do artigo explana sobre as características mecânicas das ligas, tais como a magnitude das forças aplicadas e suas correlações com as faixas de temperatura de transição e a temperatura da cavidade oral³⁴.

A solda a ponto, ou seja, por resistência, ou ainda, por fusão de parte de dois materiais, em um ponto de pequenas dimensões, em um tempo reduzidíssimo e através de uma corrente elétrica de alta intensidade. Através da técnica de se reduzir drasticamente o tempo de solda (1 milésimo de segundo) e concomitantemente aumentar a corrente que flui pelos materiais em avultuada intensidade, conseguiu-se uma perfeita fusão dos materiais (aço inox com aço inox e Niti com Niti). Não há a presença de óxidos que possibilitam ou enfraqueçam a união. O ponto de solda fica livre do anel escuro próprio

da oxidação por excesso de calor. Além da ausência de óxidos indesejáveis, consegue-se ainda o chamado ponto de baixa temperatura aparente, isto é, ausência de migração de calor em torno dos contatos dos eletrodos. A vantagem do ponto de baixa temperatura é que o fio ou outro material soldado não perde as características mecânicas, isto é, sua flexibilidade e tenacidade (não destempera), favorecendo com isso, uma união ideal das peças soldadas³⁵.

Conforme Sakima, Dalstra e Melsen (2006)³⁶, os fios termoativados tornaram-se nos últimos anos bastante populares. Os autores realizaram um estudo cujo objetivo foi avaliar a influência de possíveis diferenças de temperatura intra-orais sobre as forças exercidas por sete marcas comerciais de fios de níquel-titânio 0,019 x 0,025. A relação entre a variação da temperatura na cavidade bucal e do nível de força dissipada estão longe de serem elucidados. Como a temperatura da boca varia de 33°C à 37°C, a maior parte do tempo, os fios foram testados em cinco temperaturas diferentes entre 30°C à 40°C em um dispositivo de teste de fios ortodônticos, denominado de sistema de forças de identificação (FSI), aparelho dotado de uma câmara de temperatura. Cinco amostras de cada marca foram testadas em braquetes do sistema auto-ligado Damon em uma ativação de até 4mm. Os autores avaliaram através das curvas de ativação/ desativação as seguintes variáveis: o nível de força máxima, a energia total para deslocamento máximo, perda de energia após a força de desativação e deslocamento no início e no final dos testes. Os autores constataram que esses fios podem não funcionar corretamente em respiradores bucais como não foram as forças exercidas abaixo de 35°C. Sendo as características de superelasticidade e níveis baixos de força as razões para a utilização de fios retangulares de níquel-titânio, os fios de níquel-titânio austeníticos devem ser evitados.

Kasergen(2007)³⁷, avaliou o efeito do tratamento térmico (ou revenido) nos fios ortodônticos de aço inoxidável de Cromo-Níquel (CrNi). Utilizou 40 arcos das espessuras .014”(0,35mm), .016”(0,40mm), .018”(0,45mm) e .020”(0,50mm). Os arcos foram divididos nos grupos com e sem tratamento térmico e, posteriormente, mensurados nas regiões anterior e posterior por meio do “software” AutoCad 2000 antes e após os ensaios mecânicos de compressão e tração por meio da máquina de ensaio universal EMIC. Os resultados foram submetidos a análise estatística com teste de multivariância ANOVA em nível de 5% ($p < 0,05$). Diante da metodologia utilizada neste estudo, pode-se concluir que os arcos ortodônticos tratados termicamente apresentam suaves modificações transversais na região anterior e maiores aumentos transversais na região posterior, porém, provavelmente, sem relevância clínica. Os arcos com e sem tratamento térmico submetidos à força de compressão não apresentaram alterações transversais significantes nas regiões anterior e posterior. Nos arcos sem tratamento térmico submetidos à força de tração ocorreram aberturas mais acentuadas na região anterior nos arcos .020”. Na região posterior, a abertura proporcionada pela tração ocorreu com maior intensidade nos arcos sem tratamento térmico. Os arcos com tratamento térmico submetidos à força de tração não alteraram a distância transversal na região anterior. Nos arcos tratados termicamente constatou-se uma maior estabilidade, principalmente quando submetidos à tração ou à abertura³⁷.

A abordagem biomecânica para utilização de fios ortodônticos de níquel titânio termoativados deve ser diferente da utilizada para outros materiais que consideram que a escolha do fio mais adequado recai inicialmente para os fios redondos de menor calibre. Esta avaliação é verdadeira para ligas convencionais de aço, mas de forma alguma pode ser adotada para as ligas de níquel-titânio termoativadas. Neste caso, a

dependência rigidez-flexão não está diretamente relacionada à secção transversal do fio, devido ao processo de transformação martensítica. Deste forma, a rigidez do fio diminui com o aumento da deflexão e esse fenômeno acentua-se no processo de descarga. Os autores compararam dobras em 10 arcos feitos a partir de fios retangulares de níquel-titânio termoativado. Os resultados foram baseados em investigações microestruturais e mecânicas. Com ligas convencionais de aço, a rigidez à flexão foi constante para cada fio e aumentou em grande parte com a dimensão da secção transversal. Com as ligas de níquel titânio, a rigidez à flexão não apresentou-se constante, diminuindo-se a influência da secção do fio em relação ao fio de aço. Este resultado pode ser explicado pelo módulo não constante elástico durante o processo de transformação martensítica. Os autores salientam que, em alguns casos, o tratamento ortodôntico pode começar com os fios retangulares de níquel-titânio que quase preenchem todo o *slot* do braquete, pois neste fios ocorre liberação de forças consideradas, fisiologicamente, desejáveis para o movimento ortodôntico e compatíveis com o conforto do paciente³⁸.

2.3. Teste de Curvatura de Três Pontos em Fios de Níquel-Titânio

Testes de três pontos que possibilitavam uma experiência mais próxima da clínica ortodôntica foram utilizados quando apresentaram um novo fio de níquel-titânio Japonês, desenvolvido pela Companhia Elétrica de Furukawa do Japão. Esse fio foi submetido ao teste de curvatura em três pontos especialmente desenvolvidos para determinar a rigidez e avaliar a recuperação elástica, efeito memória e superelasticidade do fio. Este teste foi utilizado pelo fato de simular a pressão dos fios aos dentes na cavidade bucal, pois enfatizaram e advertiram que o método standart aprovado pela ADA não comprovava

a propriedade de superelasticidade. Nos resultados, observaram que os fios Nitinol produziam forças mais leves em menor quantidade de deformação permanente em comparação com dos fios de aço inoxidável. Entretanto a carga e a deflexão eram proporcionais no fio Nitinol o que demonstra a ausência da propriedade de superelasticidade no mesmo. Por outro lado, o fio NiTi japonês apresentava quase a mesma carga até mesmo quando a deflexão diminuía, o que é chamado de superelasticidade, propriedade a qual proporciona um movimento dentário fisiológico compatível, pois o fio produzia forças contínuas aos dentes por um longo período da curva de descarregamento do fio³⁰.

As propriedades mecânicas dos fios ortodônticos podem ser obtidas por meio de testes laboratoriais. Os testes de flexão podem ser também chamados de curvatura ou dobramento, sendo empregados diferentes tipos de teste de flexão, dentre eles, o teste de curvatura em três pontos e o teste com arcos simulados. O teste de curvatura em três pontos representa a condição que melhor simula a aplicação de força do fio ortodôntico aos dentes, na cavidade bucal, fornecendo gráficos da força versus deflexão, que podem ser utilizados para avaliar as características força-deflexão dos fios ortodônticos e assim, indicar o comportamento da força produzida durante a movimentação dentária³⁹.

Para avaliar os valores de força liberados em fios de Nitinol, aço-inox com o fio de níquel-titânio Chinês, Mohlin et al (1991)⁴⁰, utilizaram o ensaio de carga/deflexão através do carregamento e descarregamento por meio do teste de três pontos. As características superficiais dos fios foram observadas no microscópio eletrônico de varredura. Os fios chineses de níquel-titânio mostraram comportamento carga-deflexão não linear. O aumento de força até 1mm na deflexão foi razoável, mas, daí em diante foi muito pequeno e a força liberada durante o descarregamento a partir de grandes deflexões foi praticamente

constante. Esse comportamento foi um tanto diferente para pequenas deflexões nos fios de níquel-titânio. A deformação plástica foi insignificante. O estudo clínico confirmou os resultados obtidos em laboratório, caracterizando o fio Chinês como muito superior ao aço inox e mesmo ao Nitinol para fins de alinhamento. No uso clínico, entretanto, a taxa de fraturas do níquel-titânio Chinês mostrou-se bastante elevada.

Ensaio de tração em vários tipos de fios ortodônticos, visando determinar suas características como módulo de elasticidade, regime elástico e resiliência. Foram submetidos aos testes fios de aço-inoxidável, Elgiloy, beta-titânio e níquel-titânio. Os autores salientam que com o desenvolvimento de novas ligas, torna-se, cada vez mais, necessário compreender-se as características mecânicas do material utilizado na clínica ortodôntica, melhorando-se os resultados nos tratamentos⁴¹.

A ISO 15841 foi desenvolvida como resultado da dificuldade muitas vezes encontrada pelos cirurgiões-dentistas em fazer comparações significativas entre os fios com as informações atualmente disponíveis de fabricantes e fornecedores. As amostras devem ser formadas por pelo menos seis exemplares de um mesmo lote. A máquina para ensaio de flexão deve ser calibrada para uma taxa de deformação e força na faixa de 0,5mm/min a 2,0mm/min. A taxa de deformação deverá ser de $(7,5 \pm 2,5)$ mm/min. As amostras devem ser cortadas a um comprimento mínimo de 30mm. Os fios devem ser submetidos a um teste de flexão de três pontos simétricos. A flexão deve ser realizada com um penetrador centralmente fixado⁴².

A relação carga x deflexão tem sido avaliada para relacionar quanto de força é liberada para cada milímetro de ativação, bem como o limite de elasticidade conhecendo-se o gráfico de cada fio²⁵.

Através do estudo da força (carga/deflexão) entre fios de NiTi e multifios de aço inoxidável, Cassebe et al (2010)⁴³ buscou verificar qual tipo de fio produz a força mais leve e mais constante durante a movimentação dentária nos estágios iniciais de alinhamento e nivelamento. Realizaram-se seis ensaios de oito tipos de fios ortodônticos com 20mm de comprimento por amostra, aplicando-se o teste de curvatura de três pontos, associado ao dinamômetro EMIC, modelo DL-500. Desenvolveu-se um dispositivo com braquetes, cujos fios foram presos por elásticos modulares, sendo obtidos valores da deflexão das forças em 3,0;2,0;1,0 e 0,5mm. O teste Kruskal-Wallis mostrou diferença significativa entre os fios, e o teste assintótico de Dunn determinou que a força de deflexão produzida em 3mm para o fio TwistFlex-4 (1,627N) foi menor que as forças dos fios superelásticos Morelli (2,637N) e Thermo-Plus Morelli (2,360N). Os fios NiTi mantiveram-se com força mais constante quando comparados aos multifios de aço. Concluindo-se que o fio TwistFlex-4 (Morelli) apresentou menor força, quando comparado aos fios NiTi .014" (Morelli) e o Thermo-Plus .014" (Morelli) que obtiveram as maiores forças. Porém, quando comparado aos demais fios, não se observou significância estatística, sugerindo-se que sua equivalência de força variou de 1,62N a 2,18N. Os fios de NiTi, quando comparados aos multifios de aço, revelaram-se com a força mais constante⁴³.

Kaphoor e Sundares Waran (2011)⁴⁴, utilizaram o ensaio de três pontos com a finalidade de observarem as diferenças de liberação de forças entre fios .016"x.022" estéticos e níquel titânio superelástico de mesma marca comercial. Fizeram parte do estudo as marcas comerciais (G&H Wire Company, TP Orthodontics, GAC International, and Ortho Organizers). Utilizando-se o nível de significância ($P < 0.001$) foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre as forças

produzidas entre os fios estéticos e os fios de níquel titânio superelásticos, exceção feita aos fios da TP Orthodontics onde não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os fios estéticos e níquel titânio.

Objetivo

3. OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência do tratamento térmico na porção correspondente à distal do tubo molar, através de teste de carga/deflexão em fios níquel-titânio termoativados .018”(0,45mm) e .016”x22”(0,40x0,55mm) na região correspondente ao segundo pré-molar.

Material e Métodos

4. Material e Métodos

4.1. Material

10 arcos de ligas de níquel-titânio termoativados, com diâmetros de .018”(0,45mm) e .016”x.022”(0,40x0,55mm), conforme Tabelas 1 e 2.

Tabela 1. Especificações dos fios .018” utilizados

Nome Comercial	Marca	Diâmetro	Tipo	Quantidade
Morelli Thermo Plus 27 °C lote 1501895	Morelli	.018”	Termoativado	10
Orthometric Flexy Thermal 35°C lote 20410080181	Orthometric	.018”	Termoativado	10
3M Ortho Form II 35°C lote N1283	Unitek 3M	.018”	Termoativado	10
Orthos cooper Ni-Ti 35°C lote 011082933	Ormco	.018”	Termoativado	10

Tabela 2. Especificações dos fios .016''x.022'' utilizados

Nome comercial	Marca	Diâmetro	Tipo	Quantidade
Morelli Thermo Plus 27 °C lote 1526935	Morelli	.016''x.022''	Termoativado	10
Orthometric Flexy Thermal 35°C lote 20410086221	Orthometric	.016''x.022''	Termoativado	10
3M Ortho Form II 35°C lote BW8HE	Unitek 3M	.016''x.022''	Termoativado	10
Orthos cooper Ni-Ti 35°C lote 010979600	Ormco	.016''x.022''	Termoativado	10

4.2. Métodos

Um dispositivo de simulação clínica composto por uma placa em resina acrílica com 12 perfurações conforme Ghersel(2005)⁴⁶, correspondentes ao mesmo número de cilindros metálicos, que representavam os dentes, com bráquetes edgewise colados com cianoacrilato em gel, o espaço entre os bráquetes era de 8mm. No outro

lado da placa, os cilindros metálicos foram fixados por meio de parafusos,(Figura 3 e Figura 4).

Cada fio testado teve uma de suas porções distais delimitadas em 5mm após o tubo molar, com caneta marcadora, ficando definida como região a receber o tratamento térmico,(Figura 5). Utilizou-se uma lamparina a álcool e deixou-se o fio aquecer ao rubro, (Figura 6).

Os fios foram presos aos braquetes através de amarrilhos elásticos de mesmo lote e fabricante. Apenas o cilindro metálico correspondente ao segundo pré-molar direito foi desparafusado do dispositivo de simulação clínica, podendo, assim, ser submetido ao teste de carga/deflexão.



Figura 3 - Dispositivo de simulação clínica (Face com parafusos).

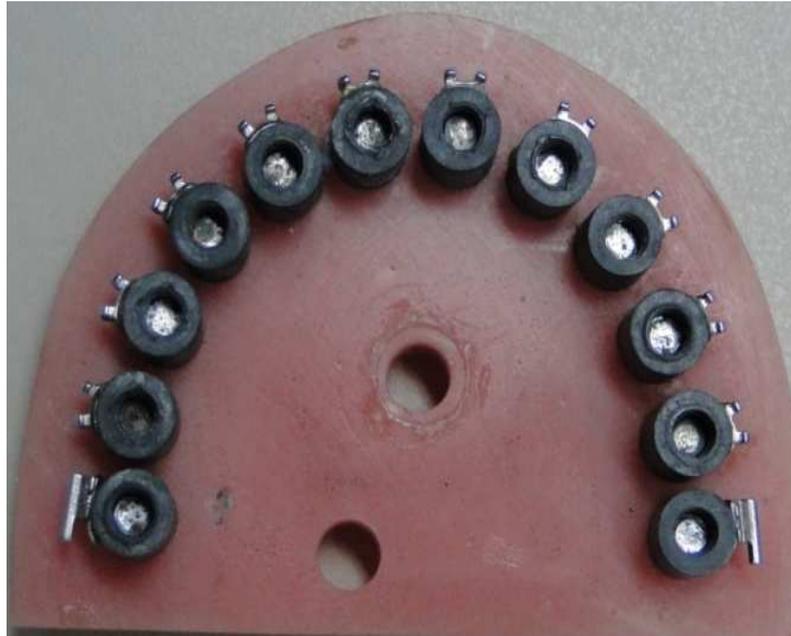


Figura 4 - Dispositivo de simulação clínica (Face com cilindros metálicos).

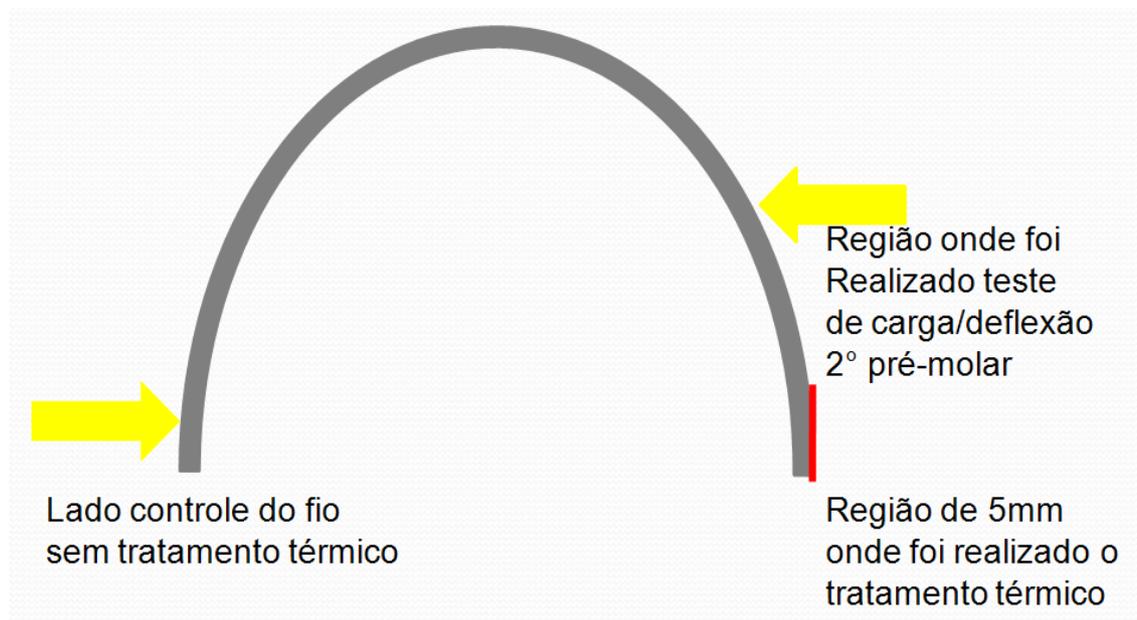


Figura 5 - Região onde foi realizado o tratamento térmico.



Figura 6 - Tratamento térmico, realizado no fio de níquel-titânio.

Ao final dos procedimentos, obtinha-se um fio com uma porção submetida ao tratamento térmico denominado de lado experimental. A outra extremidade distal do fio não recebeu tratamento térmico denominando-se de lado controle. Para adaptação do dispositivo de simulação clínica à máquina de ensaios universais Emic DL2000 utilizou-se um adaptador confeccionado em PVC e resina acrílica auto-polimerizável ,(Figura 7). O dispositivo de simulação clínica foi fixado em posição perpendicular à ponta ativadora que adaptou-se ao slot do braquete edgewise, e ao mesmo tempo adaptou-se à máquina Emic DL2000 por meio de uma célula de carga de 5N.

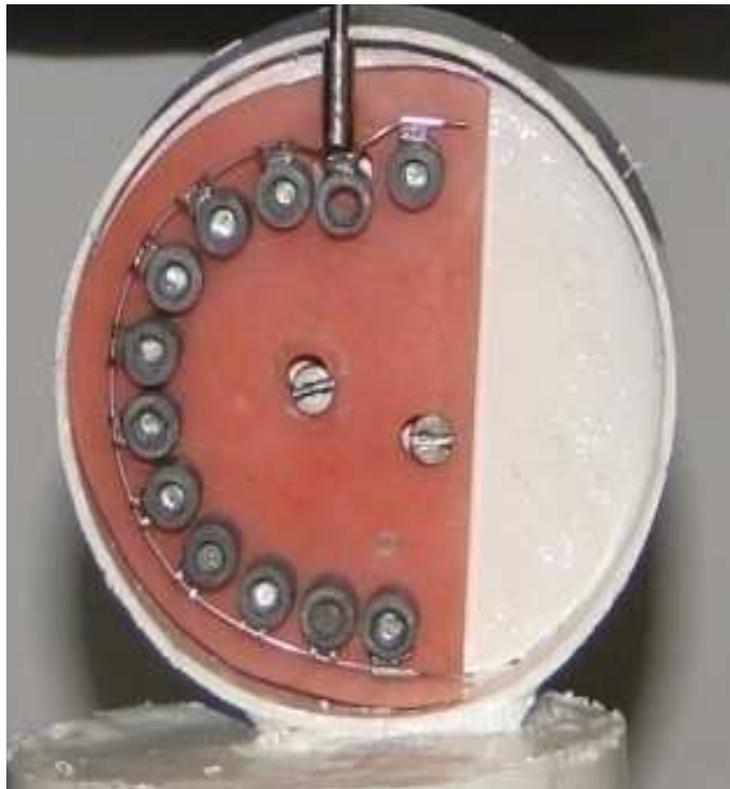


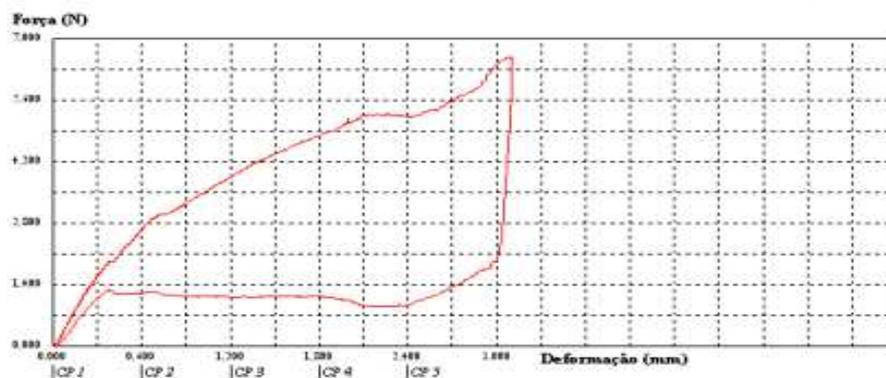
Figura 7 - Dispositivo de simulação clínica em sua base de adaptação na máquina Emic DL2000.

Os ensaios mecânicos foram realizados na máquina DL2000, obedecendo-se à temperatura de transformação austenítica fornecida pelo fabricante de cada fio, através da câmara térmica da máquina DL2000. A extremidade contrária da ponta ativadora foi fixada na máquina de ensaios Emic DL2000 e o modelo de ensaio clínico posicionado com nivelamento adequado, para que a linha de ação da força atuasse perpendicularmente ao plano do braquete-fio,(Figura 8). As ativações e desativações foram feitas da força zero até os afastamentos máximos de 0,5, 1, 2 e 3 mm e o valores registrados através do software Iso-15841-Niti Morelli, a velocidade do ensaio foi de 1mm/minuto, (Figura 9).



Figura 8 - Ensaio mecânico em máquina DL2000.

Corpo de Prova	Anestesia (mm)	Força PT0.5mm Alívio (N)	Força PT1.0mm Alívio (N)	Força PT2.0mm Alívio (N)	Força PT3.0mm Alívio (N)
CP 1	0,029	1,21	1,14	1,05	1,96
Número CPs	1	1	1	1	1
Média	0,02887	1,205	1,141	1,046	1,956
Mediana	0,02887	1,205	1,141	1,046	1,956
Desv.Padrão	*	*	*	*	*
Coef.Var.(%)	*	*	*	*	*
Mínimo	0,02887	1,205	1,141	1,046	1,956
Máximo	0,02887	1,205	1,141	1,046	1,956



Observação: Velocidade de ensaio: 1mm/min. || Procedimentos: 3.420.005 || Baseado na Norma: DIN EN ISO 15841:2007 || Responsável pelo Ensaio: Wilson

Figura 9 - Gráfico baseado na leitura do Software Morelli 15841-Niti.

4.3. Análise Estatística

Os dados foram digitados no programa Excel 2007 e analisados com a utilização do aplicativo *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)*, versão 18.0.

De posse dos dados, foram realizadas análises para observar a normalidade da distribuição das variáveis do estudo pelo teste de Kolmogorov-Smirnov. Observada a normalidade da distribuição. Foi aplicado o teste t de student, visando-se observar a diferença entre os grupos experimental e controle. A significância estatística foi fixada com p valor $<0,05$.

Resultados

5. Resultados

De acordo com a tabela 01, onde foram tabulados os resultados dos testes de carga x deflexão em Newtons dos fios 0.18". Observou-se que os fios da marcaOrmco (Gráfico 4) registraram os menores valores de descarregamento, 1,36N(138,68g) para o grupo experimental e 1,55N(158,05g) para o grupo controle. As médias de descarregamento à 3mm, foram bem mais pronunciadas nos fios da Orthometric (Gráfico 2) 3,27N(333,44g) para o grupo experimental e 3,24N(330,38g) para o grupo controle. Os resultados demonstraram que para o nível de significância fixado em $p<0,05$ não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos experimental e controle de cada fio.

Tabela 01: Análise da diferença entre os valores de carga/deflexão em N(newton) entre os grupos experimental e controle das marcas Morelli, Orthometric, Unitek e Ormco com fio .018". (teste t de student)

Marcas	Experimental		Controle	
	Média	Dp	Média	Dp
Morelli				
1mm	0,77	0,31	0,55	0,32
2mm	1,19	0,28	0,95	0,32
3mm	2,74	0,30	2,51	0,34
Orthometric				
1mm	0,54	0,20	0,68	0,24
2mm	1,41	0,21	1,38	0,31
3mm	3,27	0,20	3,24	0,30
Unitek				
1mm	0,44	0,38	0,60	0,26
2mm	0,65	0,42	0,83	0,30
3mm	2,41	0,37	2,59	0,41
Ormco				
1mm	0,17	0,24	0,27	0,21
2mm	0,50	0,31	0,57	0,28
3mm	1,36	0,25	1,55	0,33

Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Nível de significância fixado em $p < 0,05$

De acordo com a tabela 02, onde foram tabulados os resultados de dos testes de carga x deflexão em Newtons dos fios 0.16"x22". Observou-se que os fios da marca Morelli (gráfico 5) e da marca Ormco (Gráfico 8) registraram os menores valores de descarregamento. Para os fios da Morelli as médias no descarregamento para 3mm, foram de 4,13N (421,14g) para grupo experimental e de 4,6N(469,06g) para o grupo controle. Os fios da Ormco para o descarregamento a 3mm, registraram no grupo experimental 4,61N(470,08g) e no grupo controle 4,39N(447,65g).

Tabela 02: Análise da diferença entre os valores de carga/deflexão em N(newton) entre os grupos experimental e controle das marcas Morelli, Orthometric, Unitek e Ormco fio .016"x.022". (teste t de student)

Marcas	Experimental		Controle	
	Média	Dp	Média	Dp
Morelli				
1mm	0,89	0,62	1,11	0,50
2mm	1,47	0,65	1,67	0,45
3mm	4,13	0,83	4,6	0,97
Orthometric				
1mm	1,09	0,49	1,10	0,46
2mm	1,77	0,37	1,64	0,38
3mm	6,59	1,11	6,53	0,78
Unitek				
1mm	1,12	0,46	1,08	0,29
2mm	1,52	0,52	1,38	0,48
3mm	6,14	0,53	6,26	0,42
Ormco				
1mm	1,08	0,28	0,98	0,35
2mm	1,72	0,37	1,47	0,51
3mm	4,61	0,85	4,39	0,85

Não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Nível de significância fixado em $p < 0,05$

Gráfico 1 - Fio Morelli .018".

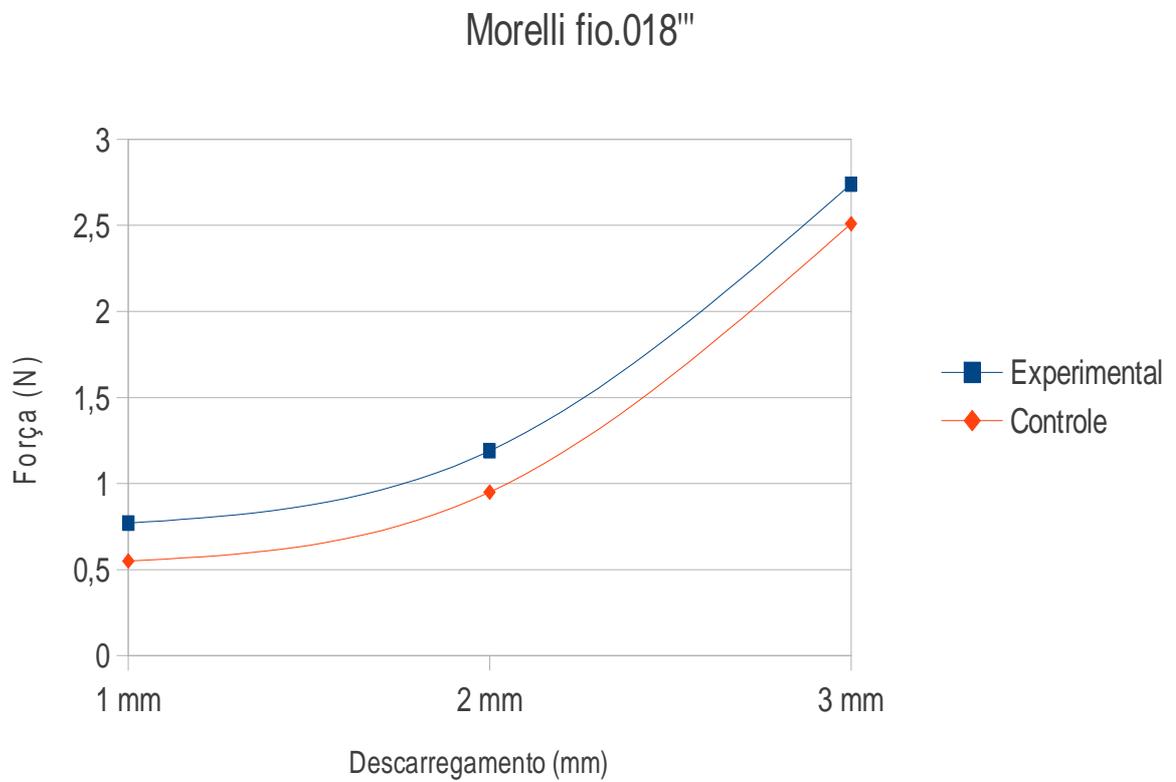


Gráfico 2 - Orthometric .018".

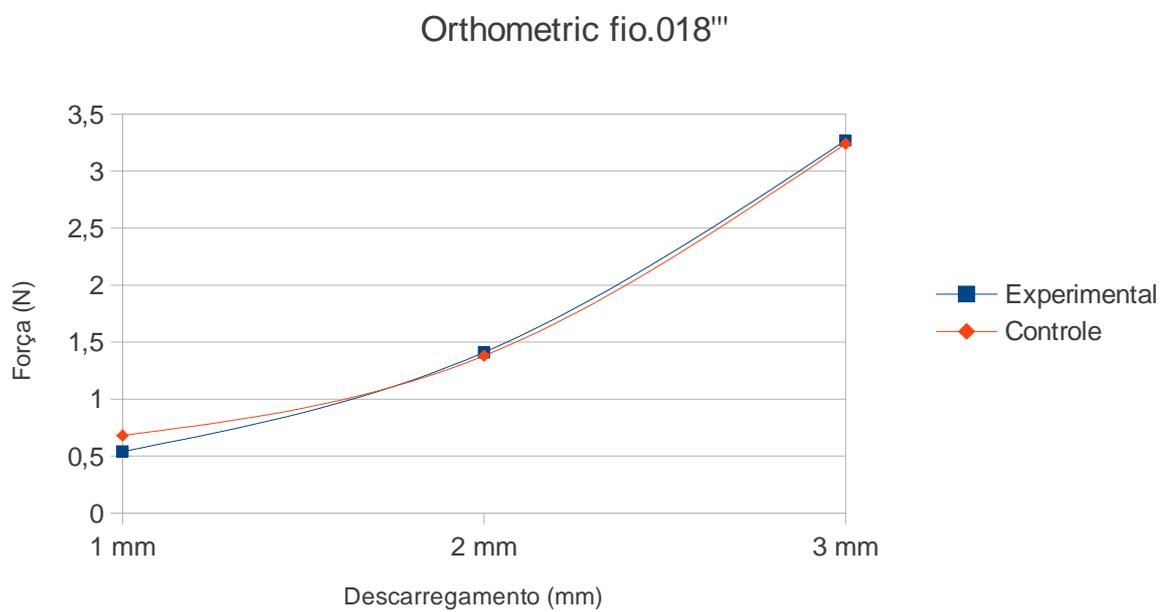


Gráfico 3 - Fio Unitek(3M) .018.

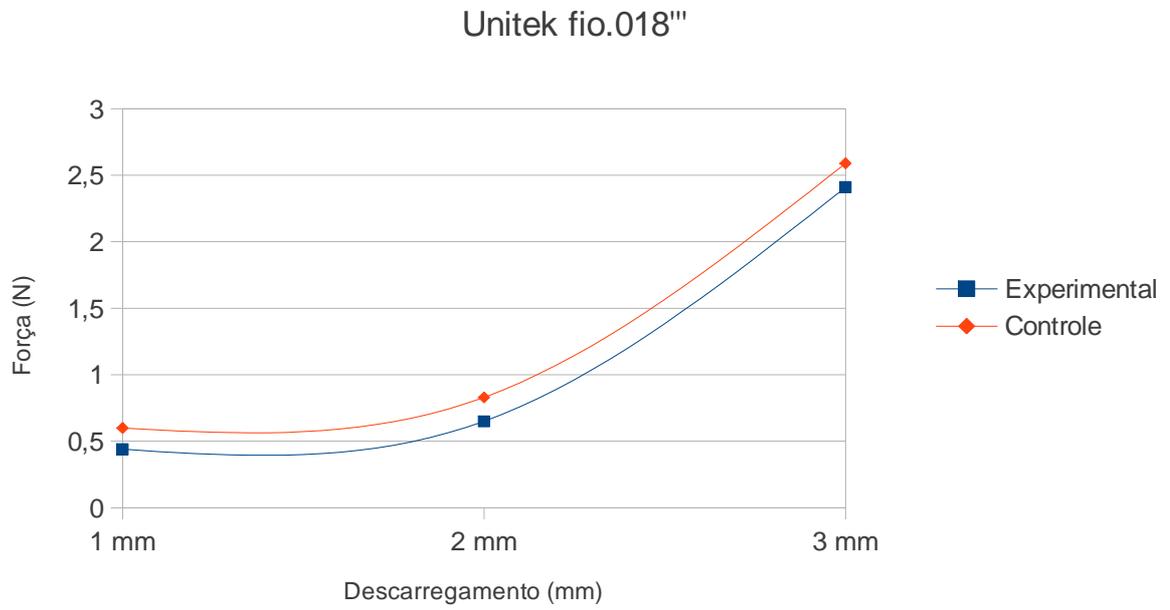


Gráfico 4 - Fio Ormco .018''.

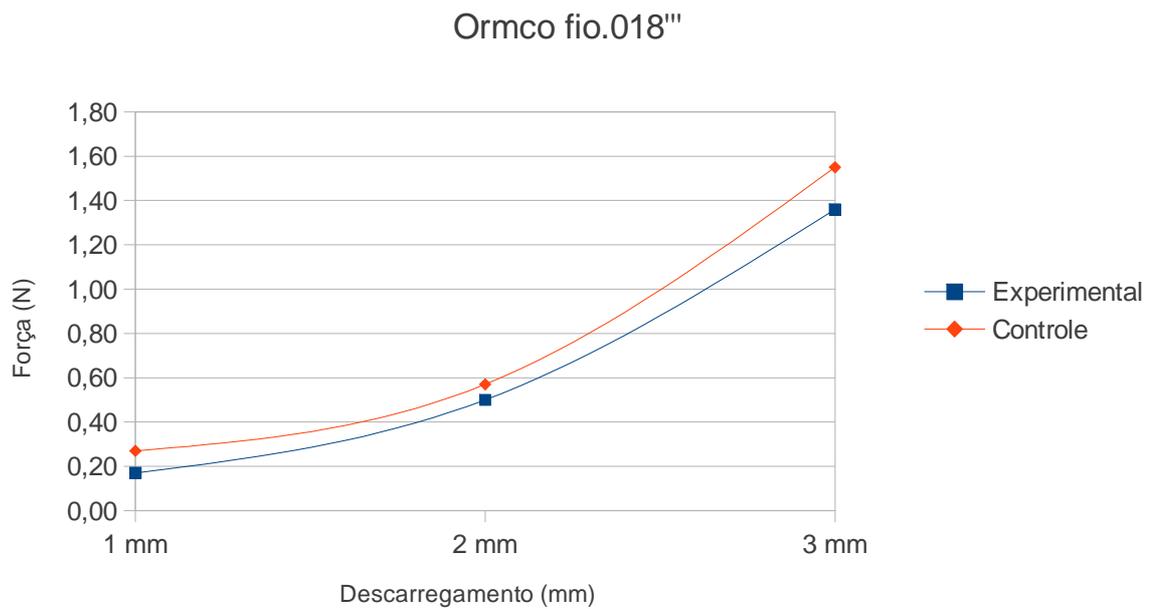


Gráfico 5 - Fio Morelli .016"x.022".

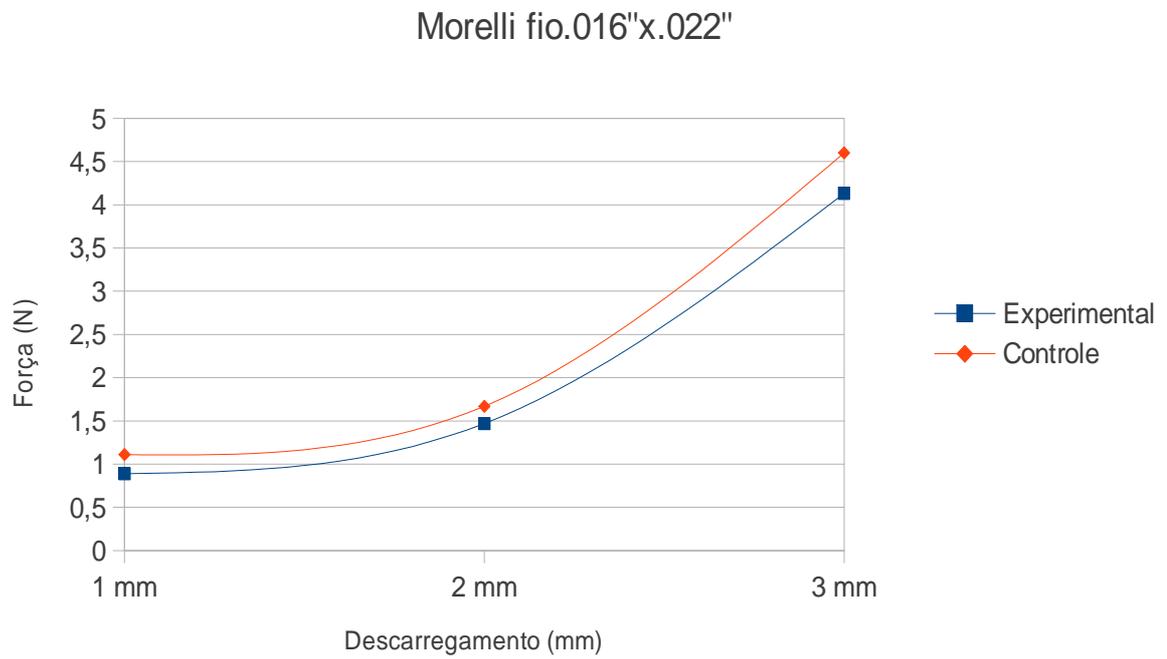


Gráfico 6 - Fio Orthometric .016"x.022".

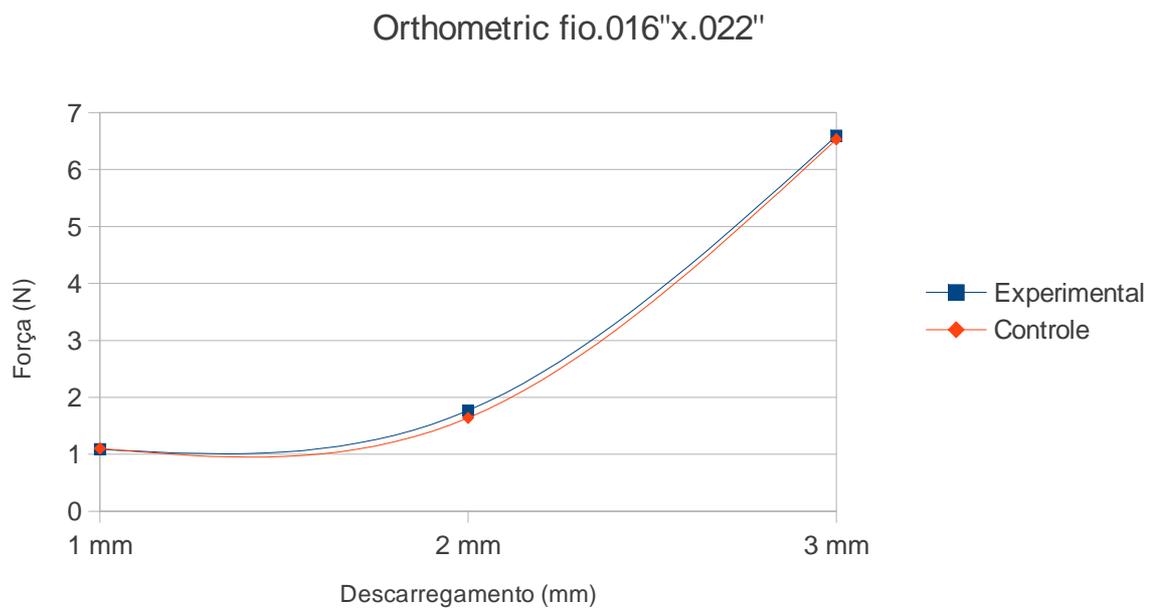


Gráfico 7 - Fio Unitek (3M) .016"x.022".

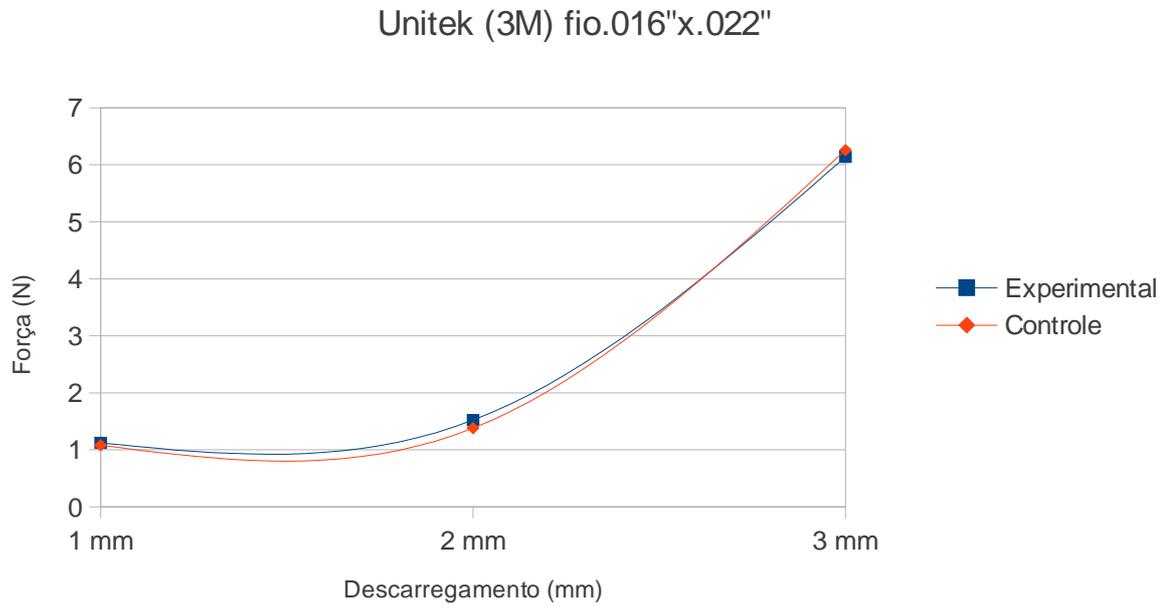
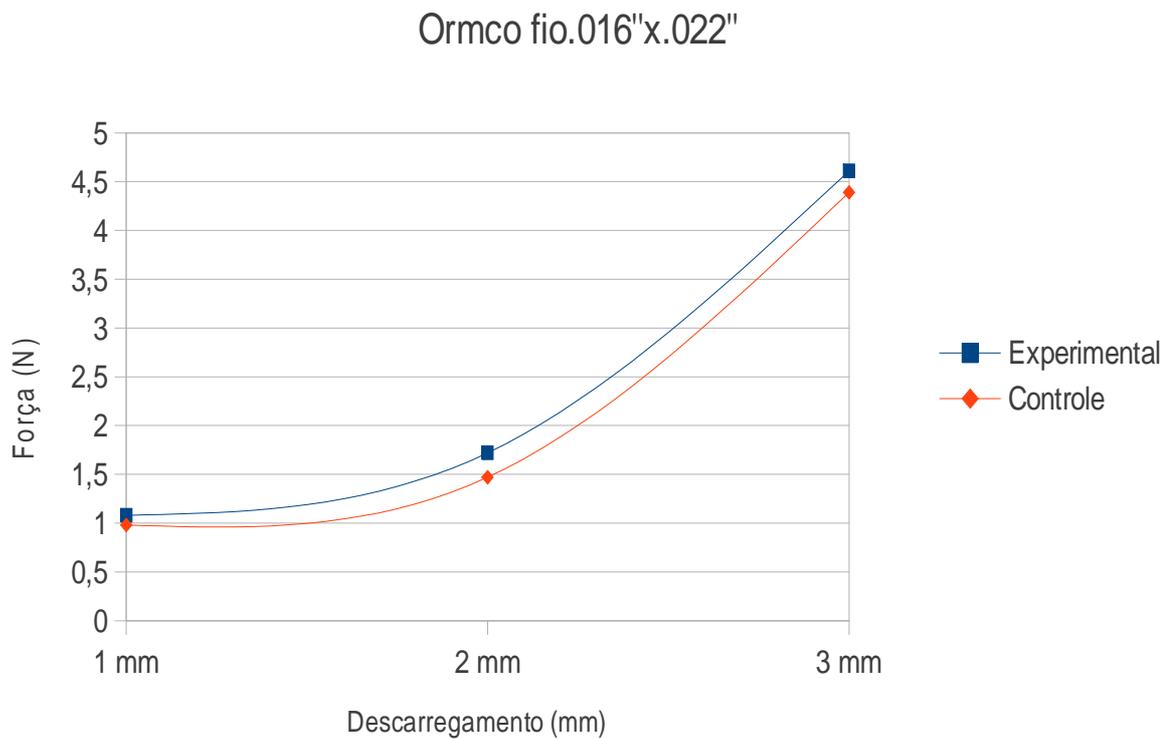


Gráfico 8 - Fio Ormco .016"x.022".



Discussão

6. Discussão

A distância interbraquetes altera-se durante o tratamento ortodôntico como resultado da própria movimentação dentária e varia em todo o arco, pela própria variação do tamanho dentário¹⁷. Estudos com relação à distância interbraquetes revelaram que dentes maiores e/ou braquetes menores permitem uma maior extensão de fio livre, gerando forças menores⁴⁵. Entretanto, no presente estudo a distância interbraquetes, situada em 8mm, não interferiu no experimento, pois o objetivo foi comparar se o lado controle não submetido ao tratamento térmico produzia valores de carga/deflexão semelhantes ou não aos valores de carga/deflexão ao lado experimental submetido ao tratamento térmico. Assim, a distância interbraquetes permaneceu inalterada entre os grupos.

Os fios retangulares termodinâmicos permitem aos ortodontistas utilizá-los nas fases iniciais do tratamento em virtude dos níveis de força mais leves, biológicos, permitirem simultâneo alinhamento, nivelamento e torque, o que resultaria em um menor número de fios utilizados, reduzindo custos e tempo de tratamento. Na ortodontia lingual, costuma-se dobrar os fios superelásticos, manualmente ou com tratamento térmico/elétrico, para adequar o fio à forma do arco. Avaliou-se as propriedades mecânicas de fios de NiTi de quatro marcas comerciais diferentes (0,017" x 0,025") após dobras e tratamento elétrico. Os fios foram dobrados com alicates elétricos (sistema DERHT) e com alicate 139 e depois foram comparados com fios retos sem nenhum tratamento (grupo controle) e fios retos com tratamento elétrico sem dobras (grupo controle tratamento elétrico). Simulando-se uma situação clínica, todos os fios foram testados a 36⁰C na máquina de testes FSI (Sistema Identificador de Forças). Os resultados mostraram

que: (1) o tratamento elétrico afetou as propriedades mecânicas de todos os fios de maneira geral, existindo uma tendência de diminuição nos níveis de força; (2) quando os fios receberam dobras, todos perderam os platôs de superelasticidade⁴⁷.

A curva de descarregamento informa como a força atua durante o deslocamento dentário, sendo desta maneira de grande significado clínico. O ideal, é que a força no descarregamento permaneça relativamente constante sobre uma considerável faixa de intervalo de desativação do fio, pois esta força constante seria responsável por manter um relativo campo de tensão uniforme dentro do ligamento periodontal e conseqüentemente promoveria uma resposta biológica ótima. O ensaio de tração é realizado da seguinte forma: o corpo-de-prova é fixado em uma máquina de ensaios mecânicos que aplica forças crescentes na direção do seu longo eixo, sendo medidas as deformações ocorridas gradualmente^{48,51}.

6.1. Resultados obtidos com a desativação máxima à 3mm com os fios 0.18'' termoativados

Santoro, Nicolay e Cangialosi (2001)⁴⁹, realizaram teste com seis marcas comerciais de fios níquel-titânio com revestimento estético .014'' das marcas Unitek 3M (Nitinol Super Elastic), TP Orthodontics (InVu), Orthom (Flex Super Elastic Esthetic), Tecnident (Niticosmetic), Masel (Orthocosmetic Elastinol) e Ortho Organizers (Pro Form Coated Nitanium). Para 3mm de deflexão, o fio Optis (0,91N) apresentou o menor resultado estatístico de força de deflexão que os fios Orthocosmetic Elastinol (1,40N) e Pro Form Coated Esthetic (1,36N), e esses, por sua vez, apresentaram forças estatisticamente menores que os fios Flex Super Elastic Esthetic (2,45N) e Nitinol Super Elastic

(2,03N). Já os fios que apresentaram a maior força de deflexão com significância estatística foram os fios, Invu (2,73N) e Niticosmetic (2,72N).

No presente estudo, a escolha de quatro marcas comerciais estabeleceu-se em virtude de diversos autores relatarem que vários fatores podem influenciar nas características dos fios e entre estes a empresa fabricante dos fios ortodônticos^{25,50}. A relevância de utilização destes fios pelos ortodontistas foi considerada.

A temperatura envolvida durante o teste de carga/deflexão torna-se um aspecto importante no experimento, uma vez que reflete as transformações que a liga de níquel-titânio sofreu ao atingir a sua temperatura de transformação austenítica. Os testes realizados no presente estudo obedeceram à temperatura de transformação austenítica especificada pelo fabricante do fio. Deste forma, para que o potencial efetivo de superelasticidade seja alcançado, a temperatura de transformação austenítica deve estar ligeiramente abaixo da temperatura da cavidade bucal do paciente³².

Miura et al (1998)¹⁴ realizaram um ensaio *in vitro*, visando selecionar fios com características adequadas para utilização nas fases iniciais do tratamento ortodôntico. O estudo comparou três tipos de fios: os fios de aço inoxidável, os fios de aço multifilamentados e os fios de níquel-titânio superelásticos e termoativados. Utilizaram o teste de três pontos, em um dispositivo com dois braquetes metálicos edgewise standard slot 0.018, com ligaduras metálicas e com uma distância interbraquete de 14mm a uma velocidade de 0.3mm/mim. Utilizaram células de carga de 50N, até se atingir a deflexão de 2mm, na temperatura de 37°C, controla por câmara térmica. Constatou-se que os fio de aço inoxidável multifilamentado obtiveram a menor força média de desativação (1,94N), enquanto que o grupo de fios de aço

convencionais obtiveram valores mais elevados (4,70N). Concluiu-se que para as fases iniciais do tratamento ortodôntico, caracterizadas pela necessidade de libertação de forças leves os fios de níquel-titânio e fios de aço multifilamentados são os mais propícios¹¹.

De acordo com a tabela 01, onde foram tabulados os resultados dos testes de carga x deflexão em Newtons dos fios 0.18". Observou-se que os fios da marca Ormco (Gráfico 4) registraram os menores valores de descarregamento, 1,36N(138,68g) para o grupo experimental e 1,55N(158,05g) para o grupo controle, registrando valores que estão adequados aos princípios biológicos de liberação de forças mais suaves proporcionando movimentação dentária no osso alveolar, Melsen (2001)⁵². Os fios da Morelli (Gráfico 1) e da Unitek (Gráfico 3) apresentaram valores aproximados de 2,74N(279,4g) para o fio Morelli no grupo experimental e 2,51N(255,94g) para o grupo controle. Os fios da Unitek registraram 2,41N(245,75g) para o grupo experimental e 2,59N(264,1g) para o grupo controle. As médias de descarregamento a 3mm, foram bem mais pronunciadas nos fios da Orthometric (Gráfico 2) 3,27N(333,44g) para o grupo experimental e 3,24N(330,38g) para o grupo controle.

6.2. Resultados obtidos com a desativação máxima a 2mm e 1mm para os fios 0.18" termoativados

Para o descarregamento a 2mm os fios da Ormco apresentaram os menores valores de força em Newtons, registrando 0,5N(50,98g) para o grupo experimental e 0,57N(58,12g) para o grupo controle. Valores mais pronunciados de desativação foram encontrados nos fios da Orthometric 1,41N(143,77g) para grupo experimental e 1,38N(140,72g) para o grupo controle. Na ativação de 1mm os valores

de descarregamento encontrados foram bastante discretos, sendo o mais alto no fio experimental Morelli 0,77N(78,51g).

Para o nível de significância fixado em ($p < 0,05$) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

6.3. Resultados obtidos com a desativação máxima a 3mm com os fios 0.16" x 0.22" termoativados

De acordo com a tabela 02, onde foram tabulados os resultados de dos testes de carga x deflexão em Newtons dos fios 0.16"x22". Observou-se que os fios da marca Morelli (gráfico 5) e da marca Ormco (Gráfico 8) registraram os menores valores de descarregamento. Para os fios da Morelli as médias no descarregamento para 3mm, foram de 4,13N(421,14g) para grupo experimental e de 4,6N(469,06g) para o grupo controle. Ghermel (2005)⁴⁶, utilizou fios .016" de níquel-titânio com as propriedades de superelasticidade, as forças necessárias para a ativação foram relativamente pequenas. Na desativação a 4mm registrou 680g, com o fio da marca GAC na temperatura de 37°C, alcançando médias nessa desativação em torno de 500g. Comparando-se com fios tradicionais como de aço inoxidável ou de ligas a base de níquel, cromo e cobalto, com módulo de elasticidade mais elevado. Além disso, o autor relata que uma ativação de 4mm, seria pouco comum encontrar um desnivelamento dessa magnitude.

Ghermel (2005)⁴⁶, avaliou as propriedades de superelasticidades dos fios de níquel-titânio através de um ensaio mecânico utilizando a máquina Instron 4444 (Instron, Canton, Mass). Para a amostra foram analisados 48 ligas de níquel-titânio (NiTi) a partir de cinco fabricantes. Estas amostras incluíam fios .016", .016"x .022", .017"x .025" e fios .018" x .025". As propriedades superelásticos dos fios de NiTi foram

avaliados através da realização do teste de curvatura em três pontos. Os fios retangulares foram mensurados sob carga vertical e a uma temperatura constante de 37°C (+/-0,5°C). O processo de carregamento dos fios ocorreu a uma deflexão de até 3 mm. Como critério para classificação da superelasticidade dos fios, foram adotados parâmetros matemáticos, através do comprimento do platô clínico de desativação exibido pelo software da máquina de ensaio. Os fios ortodônticos testados foram classificados da seguinte forma: (1) fios superelástico verdadeiros, que apresentavam um comprimento de platô clínico de 0,5 mm (2) superelásticos com um comprimento de platô clínica < 0,5mm e > 0,05mm e (3) não superelástico, com um comprimento de platô clínico < 0,05mm. Os resultados demonstraram que os fios .017"x .025" e .018"x .025", com maiores platôs, obtiveram as maiores forças, em comparação com a menor dos fios superelásticos verdadeiros, variando de 2,86N-2,99N. Os fios com o comportamento demonstrado não-superelásticos apresentaram médias de forças no centro do platô variando 0,15N-5,89N. Ao término da ativação de 3 mm, alguns fios apresentaram uma deformação permanente⁴⁷.

Os fios da Ormco .16x22 registraram valores bem próximos aos encontrados pelos fios da Morelli. Para o descarregamento a 3mm, o grupo experimental registrou 4,61N(470,08g) e o grupo controle registrou 4,39N(447,65g).

Valores de descarregamento mais elevados foram encontrados nas marcas Orthometric (Gráfico 2) e Unitek (Gráfico 3). Para os fios da Orthometric .016"x.022" a 3mm foram encontrados os valores de 6,59N(671,99g) para o grupo experimental e 6,53N(665,87g) para o grupo controle, sendo os valores médios de força mais elevados encontrados nos testes. Já os fios da Unitek registraram valores médios

para grupo experimental em 6,14N(626,10g) e 6,26N(638,34g) para o grupo controle.

Observa-se em todos os fios testados que os valores médios de força obtidos entre os grupos experimental e controle são bastante aproximados e para o nível de significância fixado em ($p < 0,05$) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos.

6.4. Resultados obtidos com a desativação máxima a 2mm e 1mm para os fios 0.16'' x 0.22'' termoativados

Conforme a tabela 02, onde foram tabulados os resultados dos testes de carga x deflexão em Newtons dos fios 0.16''x22''. Observaram-se diferenças muito discretas entre os grupos experimentais e controle. O fio Morelli apresentou os menores valores de desativação a 2mm com 1,47N(149,89g) e a 1mm 0,89N(90,75g), no grupo experimental. Novamente, deve-se resaltar que para o nível de significância $p < 0,05$ não se encontrou significância estatística entre o grupo experimental e controle.

Conclusão

7. Conclusão

De acordo com os resultados obtidos e a metodologia empregada, concluiu-se que o tratamento térmico realizado na região correspondente à distal do primeiro molar nos fios de níquel-titânio termoativados não influenciou nos valores de descarregamento na região de segundo pré-molar, levando-nos a concluir que o procedimento do tratamento térmico na região distal dos molares não influenciou nas características mecânicas do fio na região de segundo pré-molar.

Referências Bibliográficas

8. Referências Bibliográficas

1. Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. *Angle Orthod* 1961;31(1),p.1-14.
2. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*,v.96,1989, p.100-09.
3. Burstone C J, Goldberg A J. Beta titanium4: a new orthodonticalloy. *Am J Orthod, St. Louis*, v.77, n°. 2, Feb. 1980, p.121-132.
4. Kusy RP, Dilley GJ. Elastic modulus of a triple-stranded stainless steel arch wire via three- and four-point bending. *J Dent Res*, v.63, n.10, Oct 1984, p. 1232-40.
5. Campista CS. Comportamento Mecânico de Ligas com Efeito Memória–Relação do Processamento Termomecânico com a Eficiência em Tratamento Ortodôntico. [Rio de Janeiro] (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Metalúrgica e de Materiais, 2005) Tese – Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE-UFRJ. 2005.
6. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 121, n. 5, May 2002, p. 483-95.
7. Gravina MA, Motta ATS, Almeida MAO, Quintão CCA. Fios Ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial, Maringá*. V. 9.n°.1, jan./fev.2004, p.113-128.
8. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.131, n. 2, Feb 2007, p. 253-62.
9. Almeida FC, Mariuzzo JrO, Ferreira I. Conceitos da área de engenharia e ciência dos materiais em ortodontia. *J Bras Ortodontia Ortop Maxilar, Curitiba*, v.1, n°.3, , Maio/Jun.1996, p 29-41.
10. Anusavice KJ. Ligas trabalhadas e trefiladas. In: Brantley, WA. *Materiais dentários*. 11. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005, p.602-603.

11. Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. R Dental Press Ortodon Ortop Facial Maringá, v.14, n.6, nov./dez. 2009, p.144-157.
12. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire $\frac{3}{4}$ a new orthodonticalloy. Am J Orthod, St. Louis, v. 87, n.º.6, June 1985, p. 445-452.
14. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III-Studies on the Japanese Niti alloy coil springs. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 94, n. 2, August 1988, p. 89-96.
13. Da Costa e Silva LA, Mei PR. Eletro Metal S.A, 2ª edição, Sumaré-SP, 1988, 528p.
15. Waters NE. Superelastic nickel-titanium wires. Br J Orthod, v.19, n. 4, Nov, 1992 p.319-22.
16. Lim KF, Lew KK, Toh SL. Bending stiffness of two aesthetic orthodontic archwires: an in vitro comparative study. Clin Mater, v. 16, n. 2, 1994, p.63-71.
17. Hino CT. Estudo Comparativo das Características Força X Deflexão, entre Fios Ortodônticos da liga Níquel-Titânio e Fios Trançados e Torcidos de Aço inoxidável: Análise da Superfície dos Fios e Avaliação da Ocorrência de Corrosão em Fios da Liga Níquel-Titânio, através do Microscópio Eletrônico de Varredura. Tese de Dissertação de Mestrado - Umesp-SP, 1995.
18. Nikolai RJ. Orthodontic Wire: a continuing evolution. Seminars in Orthodontics , Vol. 3, N.º 3, September 1997, p.157-165.
19. Oltjen JM, Duncanson MGJR, Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. Angle Orthod, v.67, n.3, 1997, p. 209-18.
20. Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod, v.67, n.3, 1997, p. 197-207.
21. Martins, J. Utilização de fios de memória nas fases de nivelamento e fechamento de espaço na ortodontia contemporânea. R Dental Press Ortodon Ortop Maxilar, v.1, n.1, set./out. 1996, p.76-83.
22. Ibe DM, Segner D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. J Orofac Orthop, v.59, n.1, 1998, p. 29-38.

23. Husmann P, Bourauel C, Wessinger M, Jager A. The frictional behavior of coated guiding archwires. *J Orofac Orthop*, v.63, n.3, May 2002, p. 199-211.
24. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*, v.73, n.1, Feb 2003, p. 86-92.
25. Bastos RA, Cotrim-Ferreira FA, Carvalho PEG, Kimura AS, Panassolo G, Gurgel JA. Análise da relação carga/deflexão de fios ortodônticos de titânio-nióbio e aço inoxidável. *Ortodontia SPO*, V 40, N°3, Jul-Set, 2007, p.191-196.
26. Menezes LM, Quintão CA, Bolognese AM. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, St. Louis, v. 131, n°. 5, 2007, p. 635-638.
27. Elayyan F, Silikas N, Bearn D. Mechanical properties of coated superelastic archwires in conventional and self-ligating orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 137, n. 2, Feb 2011, p. 213-7.
28. Santoro MZ. Comparação das forças de deflexão liberadas entre os fios ortodônticos estéticos e sua relação com o revestimento. Dissertação (mestrado em Ortodontia) --Faculdade de Saúde da Universidade Metodista de São Paulo, São Bernardo do Campo, 2011.
29. Marcotte MR. Optimum time and temperature for stress relief heat treatment of stainless steel wire. *J. Dent. Res.*, v.52, n.6, Nov./Dec. 1973, p. 1171-75.
30. Miura F, Mogi M, Ohura Y. Japanese NiTi alloy wire: use of the direct electric resistance heat treatment method. *Eur J Orthod* 10(3):1986, p.187-91.
31. Imai T, Watari F, Yamagata S, Kobayashi M, Nagayama K, Toyozumi Y, Nakamura S. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. *Biomaterials*, v. 19, n. 23, Dec 1998, p.195-200.
32. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res* 1993;27(3):p.349-402.

33. Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios ortodônticos. Rev Dental Press Ortod Ortop Fac 2001;6(4):p.103-14.
34. 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, v. 119, n. 6, Jun 2001, p. 587-93.
35. Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. Eur J Orthod, v. 25, n. 4, Aug 2003, p. 417-21.
36. Sakima M, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? Eur J Orthod; v.28, n.3, Jan 2006 p. 282-291.
37. Kasbergen, G F. Efeito do tratamento térmico nos fios ortodônticos de aço inoxidável. 2007. 123 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2007.
38. Garrec P, Tavernier B, Jordan L. Evolution of flexural rigidity according to the cross-sectional dimension of a superelastic nickel titanium orthodontic wire. Eur J Orthod: July 26, 2011.
39. Kapila S, Angolkar PV, Duncanson MG Jr, Nanda R S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. Am J Orthod Dentofacial Orthod, St. Louis, v. 98, n°. 2, Aug. 1990, p. 117-126.
40. Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. Eur J Orthod, v. 13, n. 5, Oct 1991 p. 386-91.
41. Klump JP, Duncanson Jr MG, Nanda RS, Currier GF. Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wire. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Vol-106, n°6, Decer 1994.
42. Nakano H, Satoh K, Norris RJT, Kamegal T, Ishikawa F, Katsura H. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. Am J Orthod Dentofacial Orthop, v. 115, n. 4, Apr 1999, p. 390-5.
43. Cassebe, K B; Hino C T ;Oliveira, M A ;Reis Jr M J; Marques R M. Forças de deflexão produzidas pelos fios de alinhamento e nivelamento.

Curso de Especialização em Ortodontia do Hospital Geral de São Paulo (HGESP) Exército Brasileiro - Ministério da Defesa. São Paulo, 2010.

44.Kaphoor AA, Sundares Waran S. Aesthetic nickel titanium wires—how much do they deliver? *Eur J Orthod* . July 26, 2011doi: 10.1093/ejo/cjr089.

45.Proffit WR, Fields JR HW, Ackerman JL, Sinclair PM, Thomas PM, Tulloch JFC.Principais Mecanismos no Controle da Força Ortodôntica. *Ortodontia Contemporânea*. 2ª Ed.Rio de Janeiro: Guanabara Koogan 1995.p.265-88.

46.Ghersel, H. Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

47.Sakima, C G P.Avaliação das propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio após incorporação de dobras e/ou tratamento elétrico [Tese Mestrado] Araraquara: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, 2006.

48.Bartzela, T N, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*, , Nov 2007 ;v. 77, n. 6,p.991-8.

49.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*, 2001Jun v. 119, n. 6,p.594-603.

50.Taylor NG, Ison K. Frictional resistance etween orthodontic brackets and archwires in the buccal segments. *Angle Orthod* 1996; 66(3):p.215-22

51.Chaves AVOA. Análise comparativa da relação carga/deflexão dos fios ortodônticos retangulares, 0.019” x 0.025”, de níquel-titânio convencional e termoativado, disponíveis no mercado brasileiro[Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo- Unicid;2003.

52.Melsen B. Tissue reaction to orthodontic tooth movement- a new paradigm. *Eur.J.Orthod*, Oxford, v.23, n.6, , 2001Dec. p.671-681.

Anexo

Anexo

Material

Arcos de ligas de níquel titânio termoativados, com diâmetros de .018”(0,45mm) e .016”x.022”(0,40x0,55mm).

- 10 arcos Morelli Thermo Plus de cada diâmetro (Dental Morelli Ltda, Sorocaba-SP-Brasil) 27^oC

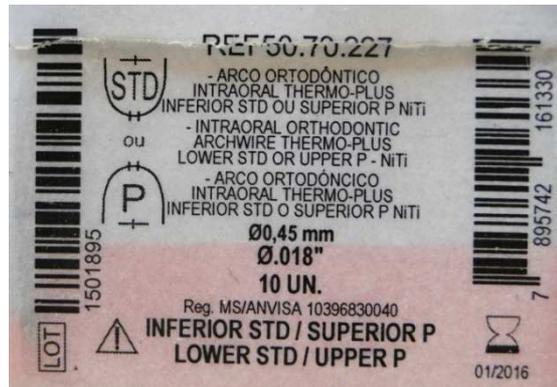


Figura 11 - Fio .018”(0,45mm)-lote 1501895.



Figura 12 - Fio .016”x.022”(0,40x0,55mm)- lote 1526935.

- 10 arcos Orthometric Flexy Thermal de cada diâmetro (Orthometric importadora e exportadora Ltda, Marília-SP-Brasil)35⁰C

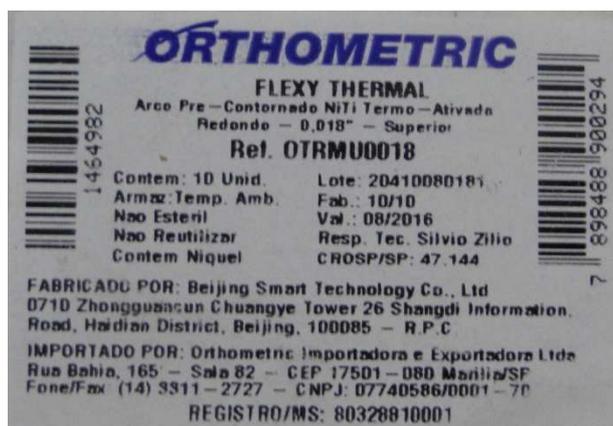


Figura 13 - Fio .018"(0,45mm)-lote 20410080181.

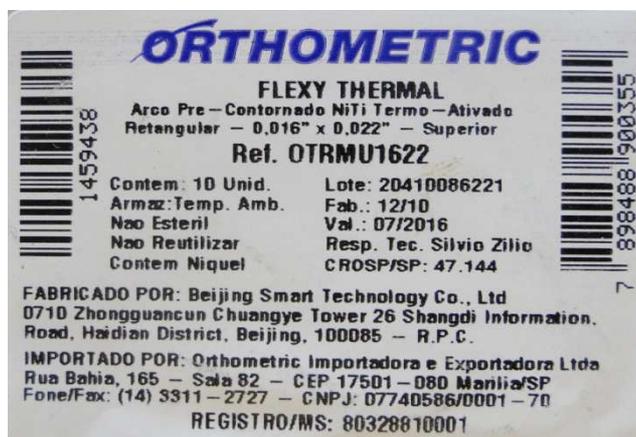


Figura 14 - Fio .016"x.022"(0,40x0,55mm)- lote 20410086221.

- 10 arcos 3M Ortho Form II (3M Unitek Orthodontics Produits, Monrovia-U.S.A)35⁰C de cada diâmetro



Figura 15 - Fio .018”(0,46mm)-lote N1283.



Figura 16 - Fio .016”x.022”(0,41x0,56mm)- lote BW8HE.

- 10 arcos Orthos cooper Ni-Ti (SDS Ormco Glendora-Califórnia-U.S.A) 35⁰C de cada diâmetro



Figura 17 - Fio .018”(0,45mm)-lote 011082933.



Figura 18 - Fio .016”x.022”(0,40x0,55mm)- lote 010979600.