UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

Renata Sathler-Zanda

**Avaliação da Deflexão Elástica de Fios
Ortodônticos de Níquel-Titânio, Calibre 0,014"**

Bauru
2012

Renata Sathler-Zanda

**Avaliação da Deflexão Elástica de Fios
Ortodônticos de Níquel-Titânio, Calibre 0,014"**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Bauru, da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas Aplicadas na área de concentração Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas

**Bauru
2012**

Sathler-Zanda, Renata

Sa82a Avaliação da Deflexão Elástica de Fios Ortodônticos de Níquel-Titânio, Calibre 0,014" / Renata Sathler-Zanda. - Bauru, 2012.

154p. ; il. ; 31cm.

Tese. (Doutorado) – Faculdade Odontologia de Bauru.
Universidade de São Paulo.

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura do autor:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Que diremos, pois, à vista destas coisas? Se Deus é por nós, quem será contra nós? Aquele que não poupou o seu próprio Filho, antes, por todos nós o entregou, porventura, não nos dará graciosamente com ele todas as coisas? Quem intentará acusação contra os eleitos de Deus? É Deus quem os justifica. Quem os condenará? É Cristo Jesus quem morreu ou, antes, quem ressuscitou, o qual está à direita de Deus e também intercede por nós. Quem nos separará do amor de Cristo? Será tribulação, ou angústia, ou perseguição, ou fome, ou nudez, ou perigo, ou espada? Em todas estas coisas, porém, somos mais que vencedores, por meio daquele que nos amou. Porque estou bem certo de que nem a morte, nem a vida, nem os anjos, nem os principados, nem as coisas do presente, nem do porvir, nem os poderes, nem a altura, nem a profundidade, nem qualquer outra criatura poderá separar-nos do amor de Deus, que está em Cristo Jesus, nosso Senhor.

Bíblia Sagrada, Livro de Romanos, capítulo 8, versículos 31 a 39

Edição Revista e Atualizada

Dedicatória

Aos meus amados, *Marcelo Zanda e Paula*

e aos meus pais, *Herôncio e Gláucia,*

dedico este trabalho.

Agradecimentos

Deus

Àquele que está sentado no trono e ao Cordeiro, seja o louvor, e a honra, e a glória, e o domínio pelos séculos dos séculos. Àquele que lançou os fundamentos da terra, mas se manifesta como um Deus pessoal – Emanuel, Deus conosco – e que se importa com todos os detalhes de minha existência, consagro o que sou.

Deus zeloso, amoroso e fiel. Deus que me amou, quando ainda estava distante dele. O único e suficiente amigo capaz de preencher o vazio que havia em minha alma. Quem há semelhante a ti e a quem podes ser comparado? Quem primeiro deu ao Senhor para que lhe venha ser restituído? Por que dele, e por meio dele, e para ele são todas as coisas.

Que darei, portanto, ao Senhor por todos os seus benefícios para comigo? Darei aquilo que dele mesmo recebi: a minha vida. Ao Senhor a minha devoção, minha gratidão e meu amor acima de qualquer outro, pois somente ele ocupa o trono do meu ser.

Agradecimentos

Marcelo

Meu amado esposo! Presença carinhosa, que me traz segurança. Admiro seu caráter, sua responsabilidade e seu amor pelas pessoas que chegam até você. Sua vontade de ser útil e de dar honra a quem se deve honrar também são características que me deixam mais apaixonada.

Querido, muitos homens procedem virtuosamente, mas você a todos sobrepuja! Bom é estar com você e ser sua auxiliadora. Mais uma vez: Apesar de não ter escrito sequer uma linha deste trabalho, nenhuma delas poderia ter sido composta se não fosse por você! Eu o amo!

Paula

Jóia preciosa que o Senhor me deu. Dedicada a Deus desde o ventre para ser feita de acordo com sua vontade soberana. Querida, você me aproximou de Deus, hoje sou muito mais feliz, mais grata e mais corajosa. A sua chegada trouxe uma revelação nova e acalentadora da bondade e da fidelidade do Senhor. Filha, que seus pés levem as boas novas de Salvação, que suas mãos sejam generosas, que seus lábios abençoem e que seus olhos demonstrem compaixão.

O Senhor te abençoe e te guarde; o Senhor faça resplandecer o rosto sobre ti e tenha misericórdia de ti; o Senhor sobre ti levante o rosto e te dê a paz.

Agradecimentos

Meus Pais – Herôncio e Gláucia

Agradeço aos meus amados pais por tantos exemplos semeados por toda a minha vida. Não só com palavras, mas, especialmente, com seus atos. Eu amo ouvir as suas vozes, seus conselhos e estar com vocês.

Meu pai, homem de Deus, que sabe valorizar a família que tem, honrando e amando sua esposa, filhos e netos. Minha mãe, em tudo obediente a Deus, semeia não só em casa, mas na vida de muitos adolescentes que aprendem com ela como viver e agradar a Deus. Agradeço por serem o modelo que quero seguir, em testemunho, em amor e em comunhão. Amo vocês!

Agradecimentos

Meus Irmãos – Eurídice, Cláudia, Júnior e
Gustavo – e minha Avó

Agradeço aos meus queridos irmãos e irmãs, os quais amo muito! Cada um, à sua própria maneira, cativa de forma irrevogável a irmãzinha caçula. Agradeço a minha irmã Eurídice (Dinha), minha mãe, que nunca esteve tão presente. Sabe escutar como ninguém e o conselho sensato está sempre em seus lábios. Agradeço também ao seu esposo Carlão, que sempre fez parte da família e aos seus filhos Isaque e Sofia, crianças que me deixam com ainda mais saudade de casa. Amo vocês!

À minha irmã Cláudia (Kk) e seu esposo Clênio por serem tão amorosos conosco. Por estarem perto, mesmo de longe, sempre buscando estreitar nossa amizade. Estou muito feliz por vê-los agora unidos. Deus é bom e eu amo vocês!

Ao meu grande irmão, Herôncio Júnior (Dudu) e sua esposa Lila, que sempre se esforçam para unir esta grande família “lá na 22”. Aos seus filhos Laura, minha paixão, Hector, Carolina e a pequena Mariana, sempre carinhosos e alegres. Amo vocês!

Agradecimentos

Ao meu irmão Gustavo, meu xodó, e sua esposa Rebeca, minha cunhada-irmã. Vocês são meu exemplo de casal, de filhos, de cidadãos e de servos de Deus. Estar longe de vocês é algo que realmente faz doer meu coração. Amo demais essa família e aguardo ansiosa por meus sobrinhos!

À minha vovó Margarida, por deixar o mais legítimo dos conselhos: Buscai ao Senhor enquanto se pode achar. Sinto muito sua falta, mas sei que está abrigada aos pés de Jesus, conhecendo aquilo que nem olhos viram e nem ouvidos ouviram. Sentindo a imensa paz e a enorme bondade do nosso Senhor. Isso sim é que é descanso!

Agradecimentos

D. Neide, Sr. Neninho, Luciana e
Gabriel

Agradeço a essa família tão especial, que se tornou também minha família. D. Neide, admiro muito sua força, sua alegria e disposição. Sr. Neninho, o seu amor e carinho para comigo me ajudam a suportar a distância de casa. Luciana e Gabriel, vocês são como filhos, que merecem todo meu cuidado e atenção. A todos vocês, meu sincero carinho, respeito e amor. Obrigada por me receberem sempre de braços abertos e com muita alegria. Amo vocês!

À minha querida Tia Néia, que se tornou parte de minha família por sua doçura, carinho e amabilidade. É muito bom tê-la por perto!

Aos mais tios, primos e demais familiares também agradeço muito!

Agradecimentos

Agradeço aos meus queridos colegas de Doutorado e aos amigos de minha turma de Mestrado por momentos tão especiais e que pareceram tão curtos:

Eduardo, Eliziane, Juliana, Luiz
Eduardo, Marinês, Michelle, Nuria e
Thais

Bruno, Camila, Fabiano, Francyle,
Mariana, Oscar, Ruben, Vanessa e
William

Agradecimentos

Agradeço também aos amigos das novas turmas de Mestrado e Doutorado:

Caroline, Cíntia, Daniela, Fernanda,
Fernando, Larissa, Lucas Silva, Lucas
Mendes, Marília, Roberta, Thais e Valéria

Carolina, Daniel, Francyle, Juliana,
Manoela, Marcos, Patrícia, Roberto Grec,
Roberto Bombonatti e Suellen

E aos amigos de turmas antigas, em especial, ao Marcelo Poleti, à Kelly, ao Sérgio, à Maria Fernanda, ao Fernando (Ozzy) e à Mayara. Vocês são amigos muito especiais pra mim! Agradeço ainda aos alunos das turmas de especialização da FOB e FUNBEO por tantos momentos especiais de aprendizado e ensino. E, especialmente, às queridas amigas Thais e Nuria, por estarem sempre por perto.

Agradecimentos

Às Igrejas Presbiteriana e Fonte da Vida

Agradeço à Igreja Presbiteriana do Brasil, em especial, à 8ª Igreja Presbiteriana da Ilha dos Araújos, em Governador Valadares, onde fui formada. Aos queridos irmãos que intercederam por mim durante todos os anos em que estive longe de minha família. Amo esta casa!

Agradeço também à Igreja Presbiteriana Aliança, em Bauru, que me recebeu como se fosse parte da família há muito tempo. Ao querido pastor Joselito e sua família, ao presbítero Antônio Gérson e tia Nedi, à família Mello e aos amigos Josias e Luciana, meus sinceros agradecimentos.

À Igreja Fonte da Vida em Bauru, agradeço pela alegria de estar com vocês. Aos amigos José Roberto e Simone, Júnior e Márcia e, mais recentemente, aos amados pastores Flávio e Giuliana e seus queridos filhos Giulia e Flavinho. À amada Igreja Fonte da Vida em Uru, por me receberem com carinho sem par. Agradeço individualmente a cada membro, cada família. Amo vocês! Estaremos juntos, sempre.

Agradecimentos

Aos meus Professores

Agradeço profundamente aos meus queridos professores do Departamento de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Bauru. É com imenso orgulho que posso dizer que sou fruto desta casa. Eu os admiro muito e, mui respeitosamente, gostaria de deixar publicado meu carinho e consideração.

Agradeço ao Dr. Arnaldo, meu orientador de Mestrado, por seu capricho em tudo o que faz; ao Dr. Décio, ministrador de minha primeira aula sobre Ortodontia; ao Dr. Fernando, maior incentivador de minhas pesquisas e orientações; ao Dr. Guilherme, por cuidar de nós tão de perto, aprimorando nossa visão; ao Dr. Renato, por ser tão amoroso e por sua dedicação ao Departamento e à Dra. Daniela, nossa valiosa e mais recente aquisição. A todos esses grandes profissionais, meu sincero obrigada!

Aos Funcionários do Departamento de Ortodontia

Agradeço à Cris, à Cléo, à Neide, à Verinha pela eficiência no trabalho e pelo jeito carinhoso com que sempre me trataram. Ao Wagner e ao Sérgio pela amizade verdadeira e por fazerem do Departamento um lugar mais alegre.

Agradecimentos

Ao meu Orientador,

Prof. Dr. Marcos Roberto de Freitas

Agradeço a Deus por ter sido orientada pelo professor Dr. Marcos Roberto de Freitas. Agradeço ao senhor por me aceitar e confiar em mim. Agradeço por permitir que eu estudasse aquilo que me interessava e por me apoiar nas decisões que tivemos que tomar.

Agradeço por ser exemplo de pai e esposo, característica que permeia todo o nosso Departamento, mas devo dizer que o senhor nos emociona. Ao falar de seus filhos e de sua esposa, com os olhos marejados de lágrimas, o senhor nos ensina algo sublime. A valorização daquilo de mais precioso que recebemos de Deus: a família.

Sou grata pelas aulas divertidas, pelos conselhos clínicos práticos e pelos seminários com temas tão interessantes – até porque foi um deles que trouxe para nós o tema desta pesquisa.

Dr. Marcos, sinto-me honrada por tê-lo comigo neste momento tão especial. Muito obrigada!

Agradecimentos

Agradeço Ainda

À querida amiga Cláudia Cunha, que me adotou e me fez dar os primeiros passos na área da Ortodontia, com muita paciência e desprendimento. É uma daquelas poucas amigas que realmente se alegra com minhas alegrias e se entristece com minhas tristezas. Na verdade, é muito mais que amiga, é minha irmã. Esta conquista também é sua! Muito obrigada!

Agradeço às amigas Patrícia Leite e Cristina Pedro, pela amizade que a distância não pôde encerrar. Sou grata a Deus pela vida da Adriana, que cuida com tanto carinho de minha família. Agradeço também à minha amada amiga Conceição, pela dedicação de tantos anos à nossa família e pelo amor que compartilhamos em Cristo. Eu amo estar com você, querida!

Às amigas Dra. Sandra e Dra. Maria Lúcia pela recepção, pelo carinho e pelo agradável ambiente de trabalho. Sou grata também por tudo que tenho aprendido com vocês! Às amigas Ana e Luciana por todo serviço prestado. Muito obrigada por sua amizade!

A todos os funcionários do Berçário Leite e Amor, reconhecido por todos os pais e filhos pelo zelo de suas responsáveis, Ana Lúcia e Rosângela. Por seu ambiente leve e alegre e pela paz estampada no sorriso das "tias" e "tio", em especial da tia Fátima e da tia Lao.

Agradecimentos

Agradeço Ainda

Ao técnico em informática **Bonné**, por seu trabalho sempre perfeito e por ser tão divertido. Parabéns pela linda família.

A todos os funcionários da **Biblioteca**, por fazerem dela um ambiente de estudo muito agradável. Além disso, o zelo dessas pessoas permite que encontremos artigos muito antigos, em perfeito estado. Por me receberem sempre com tanto carinho, sou sinceramente grata. Deixo aqui minha expressa gratidão e admiração por aqueles que estiveram mais próximos de mim: **Cybelle, Rita, Ademir, César, Salvador, Alan, José Roberto, Valéria, Maristela, Mônica, Maria Helena e Milene**.

Aos funcionários e professores dos **Departamentos de Dentística e de Materiais Dentários**, por me receberem com presteza e consideração. Obrigada por todo o carinho.

Minha gratidão a todos os **Funcionários do Campus**, desde os que trabalham no Restaurante até aqueles que zelam por nossa segurança. Meu sincero reconhecimento e admiração!

Agradecimentos

Agradeço Ainda

Ao nosso excelente Prof. Dr. José Roberto Lauris, pela supervisão das análises estatísticas deste trabalho. É nosso motivo de orgulho tê-lo nesta Universidade.

Ao Prof. Dr. José Carlos Pereira, Diretor da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP. Agradeço-lhe e também ao Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro pela especial consideração ao Grupo Semente.

À Profa. Dra. Maria Aparecida de Andrade Moreira Machado, Vice-Diretora da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP.

Ao Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti, Presidente da Comissão de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Bauru – USP e ao Prof. Dr. Guilherme Janson, Vice-Presidente.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudo durante o curso de Doutorado.

À Universidade de São Paulo e, especialmente, à Faculdade de Odontologia de Bauru, em seu Jubileu de Ouro, por me acolherem e permitirem que vivesse aqui os melhores anos de minha vida.

Agradecimentos

Agradeço Especialmente

Aqueles sem os quais esta pesquisa não poderia obter êxito

Agradeço imensamente ao funcionário Renato do CIP-I (Centro Integrado de Pesquisas - I), que assumiu para si os meus sonhos e tornou realidade tudo aquilo que eu apenas imaginava. Foi ele quem desenvolveu o dispositivo de simulação clínica, fazendo muitas modificações, até que ficasse perfeito. Foi necessária muita paciência para muitos e repetidos ensaios. Renato, muito obrigada pela atenção e esmero com a parte experimental desta pesquisa. Você faz parte desta conquista.

Ao Prof. Ricardo Marins, minha sincera gratidão. Sem ainda me conhecer, dedicou a mim muitas horas, respondendo às minhas dúvidas, direcionando a metodologia desta pesquisa. É um professor autêntico, que gosta de ensinar e sabe muito. Parabéns por sua recente conquista! Ao senhor, minha eterna consideração e respeito.

À querida Profa. Linda Wang, que me recebeu de braços (bem) abertos no laboratório do Departamento de Materiais Dentários, permitindo que eu acompanhasse a instalação da máquina Instron e que a estreasse, usando-a em minha pesquisa. Agradeço por confiar em mim e permitir que eu usasse o laboratório como se fosse uma de suas orientadas. Muito obrigada por tanto carinho!

Agradecimentos

Agradeço Especialmente

Aqueles sem os quais esta pesquisa não poderia obter êxito

Ao Prof. Carlos Soufen, chefe do Conselho do Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP - Bauru. Ainda sem me conhecer, iniciou sua orientação neste trabalho por telefone, quando procurava uma célula de carga adequada a esta pesquisa. Mais tarde, nos encontramos pessoalmente e ele, calma e atenciosamente, conduziu-me pelos caminhos misteriosos da Engenharia dos Materiais. Professor, que alegria é termos mestres como o senhor. Sua dedicação ao meu trabalho foi emocionante. Que o Senhor Deus o abençoe e o faça cada dia mais realizado em sua profissão!

Finalmente, ao meu amado esposo, Marcelo Zanda, que cuidou dos mínimos detalhes laboratoriais desta pesquisa. Desde o dispositivo, juntamente com o Renato, mas especialmente com a montagem de todo o equipamento necessário para a realização dos testes. A você, meu querido, minha gratidão.

RESUMO

PROPOSIÇÃO: O objetivo desta pesquisa foi apresentar a magnitude e a constância das forças liberadas por fios ortodônticos de níquel-titânio, usados para a correção dos apinhamentos dentários. Outro objetivo foi comparar os dois meios mais utilizados de avaliação da deflexão elástica destes fios: o teste de 3 pontos e o dispositivo de simulação clínica. **MATERIAL E MÉTODOS:** Foram avaliados 11 grupos de fios de liga predominantemente de níquel-titânio, calibre 0,014", de 6 marcas diferentes (Abzil convencional e termoativado; GAC convencional e termoativado; Morelli convencional e termoativado;Ormco CuNiTi; Orthometric convencional e termoativado e Orthosource convencional e termoativado), em teste de deflexão elástica, nas deflexões de 0,5; 1; 2 e 3mm. Uma máquina de ensaio universal INSTRON 3342, com célula de carga de 10N foi utilizada e, como protocolo, foi seguida a norma ISO 15.841. Para a análise estatística dos resultados foram utilizados os testes: Kolmogorov-Smirnov, para conferir se havia normalidade; teste t independente, para comparação dos resultados do teste de 3 pontos e dos resultados do dispositivo; e o teste ANOVA seguido do teste de Tukey, para comparações entre grupos. **RESULTADOS:** Houve diferença estatística entre os resultados gerados pelo teste de 3 pontos e os gerados pelo dispositivo. Por ser o teste indicado pela norma ISO citada, somente os resultados do teste de 3 pontos foram considerados. Todos os fios estudados apresentaram pseudoelasticidade em uma faixa de variação de força de até 40cN. Os grupos Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termoativado, Ormco CuNiTi e Orthometric convencional apresentaram força dentro de uma faixa considerada ótima para a indução da movimentação dentária (50cN-100cN). Os fios termoativados liberaram forças mais leves que seus pares convencionais. **CONCLUSÕES:** Dentre os grupos estudados, aqueles que apresentaram pseudoelasticidade, forças dentro de uma faixa considerada ótima e homogeneidade de amostra, foram os grupos Morelli termoativado e Ormco CuNiTi.

Palavras-Chave: Ortodontia; Fios Ortodônticos; Níquel; Titânio; Cobre; Fenômenos Mecânicos; Elasticidade; Estudo Comparativo.

ABSTRACT

Load-deflection study of caliber 0.014” nickel-titanium orthodontic wires

OBJECTIVE: The purpose of this study was to present the magnitude and the constancy of the forces released by nickel-titanium orthodontic wires, used to treat dental crowding. Another purpose was to compare the most usual types of bending tests used to evaluate these wires: 3-point test and clinical simulation device.

MATERIAL AND METHODS: Eleven groups of orthodontic nickel-titanium wires, caliber 0.014”, of 6 different brands (Abzil conventional and heat-activated; GAC conventional and heat-activated; Morelli conventional and heat-activated; Ormco CuNiTi; Orthometric conventional and heat-activated and Orthosource conventional and heat-activated) were tested by bending test, at deflections of 0.5; 1; 2 and 3mm. A universal testing machine INSTRON 3342 with a 10N load cell was used and, in order to standardize the tests, the ISO 15.841 regulation was followed. Statistical analysis was performed using the subsequent tests: Kolmogorov-Smirnov to verify normality; independent t test to compare the results of the 3-point test and the results derived from the device, and ANOVA followed by the Tukey test for intergroup comparisons. **RESULTS:** There were significant differences between the results of the 3-point test and the device. As indicated by the ISO regulation, only the results from the 3-point bending test were considered. All groups were classified as pseudoelastic, within a load range of 40cN, at maximum. The groups Abzil conventional, GAC conventional, Morelli heat-activated, Ormco CuNiTi and Orthometric conventional released load within optimum range (50cN-100cN). Heat-activated wires released lower load compared to conventional wire of the same brand. **CONCLUSIONS:** Among the groups evaluated those that presented pseudoelasticity, load within a range considered optimal, in a homogeneous manner, were Morelli heat-activated and Ormco CuNiTi.

Keywords: Orthodontics; Orthodontic Wires; titanium nickelide [Supplementary Concept]; Copper NiTi [Supplementary Concept]; Mechanical Phenomena; Elasticity; Stress, Mechanical; Comparative Study.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1	O metalúrgico William J. Buehler e o ortodontista George F. Andreasen.....	35
Figura 4.1	Máquina de ensaio universal Instron 3342 e célula de carga utilizada (10N).	72
Figura 4.2	Figura representativa do teste de 3 pontos, norma ISO 15.841.	73
Figura 4.3	Recipiente de acrílico adaptado à máquina Instron.....	74
Figura 4.4	Calibração da célula de carga antes do procedimento dos testes.....	74
Figura 4.5	Retificação para teste de 3 pontos (A) e teste de descarga em 3mm (B) e em 0mm (C).	75
Figura 4.6	Dispositivo de simulação clínica.....	76

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Base de dados PubMed, Lilacs e BBO, estratégia de busca e número de artigos recuperados e selecionados	33
Tabela 4.1. Amostra utilizada e condições dos testes	71
Tabela 5.1. Análise descritiva dos resultados de descarga do teste de 3 pontos e do dispositivo de simulação clínica em 0,5; 1; 2 e 3mm e resultado do teste t independente. Resultados em cN.	81
Tabela 5.2. Porcentagem de espécimes que apresentaram valor de força dentro da média do grupo $\pm$ 20cN. Valores obtidos pelo teste de 3 pontos.....	82
Tabela 5.3. Comparação dos resultados de descarga do teste de 3 pontos entre as diferentes deflexões para cada grupo (ANOVA seguida do teste de Tukey).	83
Tabela 5.4. Faixa de variação de força dos fios nas diferentes deflexões estudadas em teste de 3 pontos. Resultados em cN.	84
Tabela 5.5. Média dos grupos e comparação dos resultados de descarga do teste de 3 pontos entre os diferentes grupos em 0,5; 1; 2 e 3mm (ANOVA seguida do teste de Tukey).	85

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	25
2 REVISÃO DA LITERATURA	31
2.1 Histórico	34
2.2 Artigos Comparativos	41
2.2.1 Comparação entre Diferentes Ligas	41
2.2.1.1 Estudos Laboratoriais.....	41
2.2.1.2 Estudos Clínicos.....	48
2.2.2 Comparação entre Diferentes Marcas de Liga de Níquel-titânio	50
2.2.2.1 Estudos Laboratoriais.....	50
2.2.2.2 Estudos Clínicos.....	59
2.3 Dissertações e Teses	62
3 PROPOSIÇÃO	65
4 MATERIAL E MÉTODOS	69
4.1 Material.....	71
4.2 Métodos.....	72
4.2.1 Dispositivo de Simulação Clínica.....	75
4.3 Análise Estatística	77
5 RESULTADOS.....	79
6 DISCUSSÃO	87
6.1 Material e Métodos.....	89
6.1.1 Seleção do Calibre 0,014" e da Liga de Níquel-titânio	89
6.1.2 Seleção das Marcas dos Fios Ortodônticos	90
6.1.3 Máquina de Ensaio Universal e Célula de Carga	92
6.1.4 Teste de Deflexão Elástica.....	93
6.1.5 Teste de 3 Pontos	94
6.1.6 Avaliação dos Resultados em Descarga	95
6.1.7 Temperatura.....	96

6.2 Resultados	96
6.2.1 Comparação do Teste de 3 Pontos e Dispositivo de Simulação Clínica.....	96
6.2.2 Desvio-Padrão.....	98
6.2.3 Avaliação da Pseudoelasticidade.....	99
6.2.4 Avaliação do Valor da Força Liberada.....	102
6.2.5 Convencional X Termoativado	104
6.2.6 Valor de Mercado	107
6.3 Aplicação Clínica.....	109
7 CONCLUSÕES	113
GLOSSÁRIO.....	117
REFERÊNCIAS	127
APÊNDICES	147

1 INTRODUÇÃO

A escolha do material ortodôntico a ser adquirido pode ser uma tarefa cansativa e cheia de dúvidas. São tantas opções de modelos, marcas e preços que nem sempre a compra é concluída com a certeza de que um bom negócio foi realizado (D'ANTÒ *et al.*, 2012; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; NAKANO *et al.*, 1999; BADRAN *et al.*, 2003). Com relação aos fios ortodônticos, esta questão parece ser bastante corriqueira, por causa do grande número de ligas metálicas, calibres dos fios e propriedades intrínsecas do material como a superelasticidade e a termoativação, além de outros termos da área de Engenharia Mecânica, que soam estranhos aos nossos ouvidos.

Já foi dito que a seleção dos fios para uso ortodôntico é usualmente feita com base em impressões clínicas. Porém, isso é insatisfatório (HAZEL; ROHAN; WEST, 1984). Existe a necessidade de ranquear os melhores materiais disponíveis no mercado e isso deve ser feito de maneira séria e comprometida, usando parâmetros científicos imparciais.

A introdução dos fios ortodônticos de níquel-titânio aconteceu no início dos anos 70, por meio do ortodontista americano Andreasen (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; ANDREASEN; BRADY, 1972; ANDREASEN; BARRETT, 1973). A partir dessa data, novas pesquisas surgiram e a liga original foi aperfeiçoada e novos fenômenos, descobertos. A propriedade de superelasticidade foi primeiramente observada nos anos 80, com a publicação de uma liga japonesa (MIURA *et al.*, 1986). Nos anos 90, surgiram os fios superelásticos termoativados (GURGEL *et al.*, 2001).

Estes fios vieram substituir, pelos menos parcialmente, os fios de aço na fase de alinhamento e nivelamento (MINERVINO, 2000; GRAVINA *et al.*, 2004; FUCK; DRESCHER, 2006). Várias pesquisas surgiram mostrando suas novas e empolgantes características (KOTIAN, 2001). Porém, de uma maneira bastante agressiva, surgiram as massivas propagandas tornando a disputa pela atenção do ortodontista cada vez mais acirrada (PARVIZI; ROCK, 2003).

Entretanto, nem todos os fabricantes dispõem as reais características de seus produtos(D'ANTÒ *et al.*, 2012; NAKANO *et al.*, 1999). Muitas vezes, o material de publicidade cita pesquisas de baixo nível científico, publicadas em revistas que não são referenciadas(D'ANTÒ *et al.*, 2012). Algumas delas são até mesmo produzidas pelos próprios fabricantes(O'BRIEN; SANDLER, 2010). Portanto, um conhecimento amplo das características mecânicas dos fios ortodônticos é essencial e sua seleção deve ser feita de acordo com seu comportamento(KRISHNAN; KUMAR, 2004; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; JACOB *et al.*, 2010; GATTO *et al.*, 2011).

Para isso, atualmente, uma das maneiras mais confiáveis e clinicamente aplicáveis de avaliação de fios ortodônticos é dada pelo uso do teste de deflexão elástica. Este teste imita de forma bem satisfatória o que ocorre na prática clínica, ao inserirmos um fio na canaleta de um braquete(BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; KRISHNAN; KUMAR, 2004).

Entretanto, dois modos de realizar a deflexão elástica têm sido propostos. Um deles é o uso de dispositivos de simulação clínica fabricados com a intenção de aproximar os resultados laboratoriais aos da clínica(SCHAUS; NIKOLAI, 1986; GHERSEL, 2005). O outro modo, que é o mais utilizado nas áreas da Engenharia, é o teste de 3 pontos. Este teste é mais simples e seria, portanto, menos influenciado por fatores alheios aos investigados na pesquisa(OLTJEN *et al.*, 1997; KRISHNAN; KUMAR, 2004; BERGER; WARAM, 2007). Por causa dessa ambiguidade, ainda há a necessidade de esclarecer se existe diferença nos resultados obtidos por esses dois modos de checagem da deflexão elástica dos fios ortodônticos.

Com relação à conduta desses testes, foi lançada em 2006 uma norma ISO específica para testes laboratoriais de fios ortodônticos, visando a tornar os resultados mais confiáveis e comparáveis(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006). Até o presente momento, não há, na literatura estudada, pesquisa que tenha usado de maneira integral essa norma, para o teste de deflexão elástica de fios ortodônticos.

Assim, para que a melhor escolha seja feita dentre os diversos fios ortodônticos de níquel-titânio hoje disponíveis(D'ANTÒ *et al.*, 2012; HUDGINS;

BAGBY; ERICKSON, 1990; NAKANO *et al.*, 1999; BADRAN *et al.*, 2003), é indispensável o conhecimento da magnitude da força liberada por esses fios(MURAVIEV; OSPANNOVA; SHLYAKHOVA, 2001; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005), além da observação do comportamento dessa força com relação ao aumento gradual da deflexão aplicada ao fio, se constante ou progressivo, pois nem todas as marcas comercializadas como “superelásticas” realmente apresentam esta característica(SEGNER; IBE, 1995; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007).

Portanto, o objetivo desta pesquisa foi comparar os resultados obtidos pelo teste de 3 pontos com os obtidos por dispositivo de simulação clínica e avaliar o comportamento dos fios ortodônticos de níquel-titânio seguindo um protocolo sistematizado para estes testes, indicado pela norma ISO 15.841.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Com a intenção de produzir uma pesquisa com o mínimo de tendenciosidades, foi realizada uma busca sistemática de artigos para a revisão da literatura, buscando todos os artigos que avaliaram a deflexão elástica dos fios ortodônticos de níquel-titânio, publicados nas bases de dados PubMed, Lilacs (Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde) e BBO (Bibliografia Brasileira de Odontologia). Além desta busca eletrônica, foi realizada uma busca manual, chamada “hand search”, que recuperou 18 artigos.

Tabela 2.1 – Base de dados PubMed, Lilacs e BBO, estratégia de busca e número de artigos recuperados e selecionados

	Estratégia de Busca*	Artigos Recuperados	Artigos Selecionados
PubMed	((("nickel"[MeSH Terms] OR "nickel"[All Fields]) AND ("titanium"[MeSH Terms] OR "titanium"[All Fields])) AND ("orthodontic wires"[MeSH Terms] OR ("orthodontic"[All Fields] AND "wires"[All Fields]) OR "orthodontic wires"[All Fields] OR ("orthodontic"[All Fields] AND "wire"[All Fields]) OR "orthodontic wire"[All Fields] OR archwire[All Fields] OR archwires[All Fields]))	666	103
Lilacs e BBO	((níquel OR nickel) AND (titanium OR titânio)) AND ((Orthodontic AND (wire OR wires)) OR ((alambre OR alambres) AND (ortodoncia)) OR ((fio OR fios) AND (ortodôntico OR ortodônticos))) [Palavras]	57	13
Hand Search			18
Total			134

* Última busca em maio de 2012

Como critério de inclusão, foi estabelecido que o artigo devesse lidar com o estudo da deflexão elástica dos fios de níquel-titânio no campo da Ortodontia em revisão ou em pesquisa, seja laboratorial ou clínica. Os principais motivos de

exclusão foram: diferentes avaliações físicas da liga tais como rugosidade, torque e atrito; avaliação de outros fios que não os da liga de níquel-titânio; avaliação do efeito de substâncias químicas sobre o comportamento da liga; avaliação dos efeitos da esterilização; estudos sobre corrosão e liberação de níquel pelos fios de níquel-titânio; e artigos publicados em outra língua que não fosse o Inglês. Esta língua foi escolhida para que fossem selecionados os artigos mais relevantes sobre este tema. Para as buscas nas bases de dados Lilacs e BBO, os mesmos critérios de inclusão e exclusão foram aplicados, com exceção da língua que, neste caso, foi o Português.

Para todos os estudos aqui descritos foram respeitadas as nomenclaturas e o sistema de medidas usados pelos autores do trabalho. Para que haja um melhor proveito desta revisão, é recomendada a leitura do glossário antes de iniciar este capítulo.

2.1 Histórico

Um grande avanço ocorreu na Ortodontia quando a liga de aço foi desenvolvida(ANDREASEN; MORROW, 1978). Até então, os fios ortodônticos eram feitos de ouro. O aço inoxidável, com sua excelente formabilidade, maior força, boa resistência à corrosão e custo moderado foi introduzido como fio ortodôntico em 1929 e rapidamente ganhou popularidade sobre o ouro(KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Anos mais tarde, surge o Nitinol, no início dos anos 60. Esta liga de níquel-titânio foi criada por William F. Buehler, um pesquisador em metalurgia do Naval Ordnance Laboratory em Silver Springs, Maryland, USA. O nome comercial da liga – Nitinol – é um acrônimo derivado dos elementos que a compõem: ni para níquel, ti para titânio e nol para Naval Ordnance Laboratory(ANDREASEN; MORROW, 1978; MIURA *et al.*, 1986; HURST *et al.*, 1990; BISHARA *et al.*, 1995).

A liga de níquel-titânio foi inicialmente desenvolvida para o programa espacial da NASA(LIPSHATZ; BROCKHURST; WEST, 1992), mas por sua biocompatibilidade, o Nitinol foi também usado em vários campos da Medicina, tais como para a fixação interna de fraturas, stents vasculares, cirurgia da coluna

vertebral, endopróteses, cirurgias ginecológicas e craniofaciais(DAI; CHU, 1996; TORRISI, 1999) entre outras aplicações(YONEYAMA *et al.*, 1993; KUSY, 2002; CHAN *et al.*, 2006; TERAMOTO, 2010).

E foi também com base nesta criação que surgiu o primeiro fio de liga de níquel-titânio introduzido na Ortodontia. Em 1968, o Dr. George F. Andreasen leu sobre a descoberta desta estranha liga pelo Naval Ordnance Laboratory. Ele entrou em contato com William Buehler e recebeu algumas amostras de diferentes composições do Nitinol, em diferentes estágios de processamento(TERAMOTO, 2010). Então, de 1968 a 1976, o Dr. Andreasen investigou o material(ANDREASEN, 1980) e seu uso clínico começou em maio de 1972(ANDREASEN; MORROW, 1978).

Figura 2.1 O metalúrgico William J. Buehler e o ortodontista George F. Andreasen

O Nitinol combinava elasticidade extrema e memória de forma(ANDREASEN; BARRETT, 1973; MIURA *et al.*, 1986; BARWART, 1996). Assim, os fios de níquel-titânio podiam substituir, pelo menos parcialmente, os arcos de aço com dobras, que apesar de muito eficazes, consumiam muito tempo do ortodontista e causavam lesões na mucosa do paciente(MINERVINO, 2000; GRAVINA *et al.*, 2004; FUCK; DRESCHER, 2006).

Este fio foi comercializado pela Unitek Corporation (Monrovia, CA, USA) (MIURA *et al.*, 1986) também sob o nome comercial de Nitinol e apresentava baixo módulo de elasticidade, ou seja, liberava forças mais leves quando comparado com os fios de cromo-cobalto ou aço inoxidável(GURGEL *et al.*, 2001). Andreasen apresenta o fio de Nitinol indicando sua utilização em Classe I, II ou III, em tratamentos com ou sem exodontias. Quanto maior o apinhamento, maior seria o benefício do uso do Nitinol em lugar do aço. Desde aquela época, os autores sugeriam que, certos casos, poderiam até ser iniciados com fios de calibre 0,017" x 0,025" ou 0,019" x 0,025", de preferência em braquetes pré-ajustados, pois a correção de maus posicionamentos iniciaria mais cedo. Quando comparado com o aço, o Nitinol é mais difícil de ser deformado permanentemente e era essa característica de excepcional elasticidade que tornava este novo fio uma adição valiosa ao arsenal do ortodontista(ANDREASEN; MORROW, 1978).

Mais tarde, o fio de Nitinol deixou de ter uma faixa de temperatura de transformação (TTR, em inglês, temperature transformation range) de cerca de -50 a +100° Celsius (C)(THOMPSON, 2000) para uma TTR mais perceptível clinicamente. Surgia o primeiro fio termoativado, cuja TTR variava de 31°C a 45°C. Contudo, esta primeira liga de 50% níquel 50% titânio era uma liga passiva martensítica estabilizada, que necessitava ser conformada, estabilizada e então aquecida em um formato específico(GURGEL *et al.*, 2001). Naqueles tempos, o clínico não recebia o fio de Nitinol em uma forma própria para o uso clínico imediato. O formato do arco ideal era conformado naquele fio, enquanto em temperatura ambiente, cerca de 21°C. Depois de conseguir a forma satisfatória, o ortodontista vazava gesso sobre o fio e o aquecia num forno a 450°C por 10 minutos(ANDREASEN; WASS; CHAN, 1985; HURST *et al.*, 1990). Ao sair do forno, o fio assumia definitivamente aquela forma sempre que estivesse em sua TTR, que estava em torno da temperatura bucal(ANDREASEN, G., 1980; KUSY, 1997).

Os fios de Nitinol eram especialmente indicados para situações clínicas que requeriam flexibilidade e memória elástica excepcional. Estas ligas tinham baixa rigidez, produziam forças leves, mas tinham formabilidade limitada, geravam mais atrito e não podiam ser soldadas(GURGEL *et al.*, 2001). Entretanto, desde esta época, tanto clínicos quanto pesquisadores, concordaram que seu uso permitia menos trocas de arcos, menos tempo de cadeira, diminuía o tempo de tratamento e

produzia menos desconforto ao paciente(ANDREASEN; MORROW, 1978). Era possível, com o uso desta nova liga, a liberação de forças mais leves e mais constantes em comparação com as forças liberadas pelo fio de aço de espessura equivalente(ANDREASEN; MORROW, 1978; FERNANDES *et al.*, 2011), apesar de seu maior custo(RUBIN, 1999).

Quando deformado, o fio de Nitinol voltava à sua forma original por meio de duas maneiras diferentes. Primeiro, por causa de seu módulo de elasticidade, o fio quase voltava à forma original, sem necessidade de aumento de temperatura. Em segundo lugar, ele voltava completamente à forma original quando exposto à sua TTR, que estava entre 31°C e 45°C. Como a temperatura do corpo está dentro desta faixa, o fio assumiria sua forma original quando colocado na cavidade bucal. Em um artigo clínico, Andreasen avaliou a eficiência deste fio, de calibre 0,019". O resultado mostrou que o fio analisado foi capaz de alinhar incisivos inferiores apinhados em 163 dias. A força liberada por este fio foi comparável à de um fio de aço, calibre 0,012"(ANDREASEN, 1980).

Em 1980, Andreasen apresenta um caso de má oclusão de Classe I, resolvido com 4 extrações. O caso foi tratado com somente 1 fio de Nitinol, calibre 0,020", durante 10 meses, seguido por somente 1 fio de aço 0,018", por 3 meses. O autor conclui que este fio realmente simplifica a mecânica do tratamento consideravelmente e diminui o tempo de cadeira(ANDREASEN, 1980). Há também o relato de que este fio facilita e simplifica a mecânica de Begg, além de causar menor desconforto(GOLDBERG; LAPTOOK, 1984).

Por causa da criação desta nova liga, Burstone sugere uma nova sequência de fios para o tratamento ortodôntico. No passado, o método usual para regular a magnitude de força obtida era a variação da espessura dos fios usados: fios menos espessos para forças leves e fios calibrosos para forças pesadas. Agora, o princípio sugerido é a variação não só da espessura do fio, mas da composição de sua liga. Isso reduziria o número de arcos necessários para o alinhamento, sendo necessários somente um ou dois fios. Dessa forma, o uso de fios redondos não estaria condicionado ao início do tratamento, assim como os retangulares, ao final(BURSTONE, 1981).

Com o passar do tempo, novas variações da liga de níquel-titânio foram sendo criadas. A primeira delas, para uso ortodôntico, foi o fio de níquel-titânio chinês, publicado em 1985. O níquel-titânio chinês, segundo Burstone(BURSTONE; QIN; MORTON, 1985) produzia forças constantes em grandes deflexões. Diferentemente do primeiro fio ortodôntico de níquel-titânio introduzido na profissão por Andreasen – o Nitinol – a liga chinesa foi desenvolvida pelo Dr. Tien Hua Cheng e associados no General Research Institute for Non-Ferrous Metals em Pequim, China. Seu nome comercial era Ni-Ti e foi comercializado pelaOrmco (Glendora, CA, USA)(BRADLEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996).

Um ano mais tarde, em 1986, mais uma variação da liga níquel-titânio foi publicada. Em 1978, a Furukawa Electric Co. Ltd. of Japan produziu um novo tipo de liga de níquel-titânio japonesa com três das características mais desejadas em uma liga – excelente springback, com pouca deformação depois de dobrado; memória de forma e superelasticidade, com produção de força contínua por longo tempo. Foi a primeira vez que o fenômeno da superelasticidade foi relatado. Os autores afirmam que forças leves e contínuas são mais efetivas que forças pesadas e intermitentes. Portanto, fios com excelente springback e baixa rigidez devem ser adotados para aplicação clínica, pois sua força relativamente constante por longo período durante a descarga pode gerar movimentação dentária fisiológica(MIURA *et al.*, 1986). O nome comercial deste fio era Sentalloy, distribuído pela GAC (Bohemia, NY, USA)(VIAZIS, 1991).

A superelasticidade é especialmente desejável, pois a liberação de força constante por um longo período de tempo clínico(MUENCH, 1999) é considerada fisiologicamente desejável para a movimentação dentária(MIURA *et al.*, 1986; RABOUD, 1998). Em outras palavras, quando o mau posicionamento de um dente está sendo corrigido, a deflexão do fio vai diminuindo e, apesar disso, estes fios de níquel-titânio continuam a trabalhar mesmo nesta condição, por um longo período durante o alinhamento. Outro tipo de fio deixaria de trabalhar por causa de uma deflexão permanente(MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001).

Baseando-se nestas características, os fios não superelásticos, superelásticos e com memória de forma passaram a ser classificados tomando por base sua estrutura. Desta forma, são 3 as classificações: martensítico estabilizado,

martensítico ativo e austenítico ativo(KUSY, 1991; GURGEL *et al.*, 2001; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009). Ligas estabilizadas têm memória de forma suprimida. Ligas ativas referem-se aos fios com memória de forma como consequência de tratamento mecânico ou térmico(KUSY, 1991). Resumindo, teremos o seguinte: Martensítico estabilizado – estrutura martensítica estável, sem memória de forma e sem superelasticidade. Martensítico ativo – é o fio termoativado, que com o aumento da temperatura promove a transformação da fase martensítica para a austenítica. Austenítico Ativo – é o fio de comportamento superelástico, cuja transformação para a fase martensítica é induzida pelo stress mecânico(EVANS; DURNING, 1996; PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009).

Apoiado em suas propriedades superelásticas, Viazis sugeriu o uso de fios retangulares de níquel-titânio para iniciar o tratamento, pois haveria a possibilidade de conseguir maior estabilidade(VIAZIS, 1991). Anos mais tarde, este mesmo autor retoma esta colocação e afirma que o uso de fios retangulares desde o início do tratamento permite correção tridimensional desde cedo(MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; SACHDEVA *et al.*, 1990; VIAZIS, 1995). Assim, o tempo dedicado somente à finalização aumentaria em até 50%. Com o tempo de tratamento reduzido e o uso de forças mais leves, haveria a diminuição do risco de reabsorção radicular. Neste mesmo artigo, Viazis apresenta dois fios. Um deles é o Bioforce (GAC), que foi criado para liberar forças diferenciais, ao longo do fio. Na região de incisivo central, estes fios liberam 80g de força e 320g na região de molares. O segundo fio apresentado, Bioforce longuard, tem uma cobertura de nitrogênio, produzida pelo bombardeamento desses íons na superfície do fio. Este processo parece reduzir o atrito, a quebra e a liberação de níquel do fio(TERAMOTO, 2010). O autor também sugere, para melhor aproveitamento do fio termoativado, que o ortodontista deva pedir aos pacientes que alternem bebidas geladas com alimentos quentes, uma vez por dia. Teoricamente, a bebida gelada tornaria o fio mais maleável e assim ele se ajustaria nas canaletas mais adequadamente. A comida quente traria a temperatura de volta à ideal rapidamente e assim o fio se tornaria ativo de novo(VIAZIS, 1995).

Realmente, os fios termoativados foram muito bem aceitos e há relatos sobre a fascinação causada por estes materiais(WATERS, 1992b), por causa de seu efeito de memória de forma e pela superelasticidade, que outros metais ordinários não

tinham(KOTIAN, 2001) pois apesar de sofrerem uma deformação aparente, esta deformação não era realmente plástica(QUINTÃO *et al.*, 2001).

É nesse contexto que, em 1994, surgem os fios de cobre-níquel-titânio (CopperNiTi ou CuNiTi), em 3 diferentes TTR: 27°C; 35°C e 40°C(KUSY, 2002; BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009). Isso foi possível por meio da variação da quantidade de cobre e cromo nestas ligas(PARVIZI; ROCK, 2003; BRANTLEY *et al.*, 2008). Além disso, a adição de cobre foi realizada com o intuito de estabilizar a TTR dos fios e, apesar de haver o relato de que em cultura de células humanas este fio apresentou alguma toxicidade(GIL *et al.*, 2004), foi demonstrado que a adição de cobre foi eficaz em diminuir a histerese e estabilizar as características superelásticas, gerando um gráfico com platô mais horizontal que os demais fios de níquel-titânio(GIL; PLANELL, 1999).

De acordo com a empresa fabricante (Ormco: Orange, CA, USA), estes fios possuem um perfil único de descarga que permite a liberação de forças contínuas, mesmo em deflexões bem pequenas. Em especial, o fio cobre-níquel-titânio 35°C, com TTR próxima à temperatura bucal, é maleável em temperatura ambiente para facilitar a adaptação do fio na canaleta. Em calibres maiores, esse fio liberaria uma faixa de forças bem eficientes(ORMCO, 2011). O fio cobre-níquel-titânio 27°C, é o que libera maiores forças nas deflexões. Mais indicado para ser usado em fios de secção redonda(ORMCO, 2011). Já o fio cobre-níquel-titânio 40°C, está mais indicado para casos muito severos ou com comprometimento periodontal(DALSTRA; MELSEN, 2004; ORMCO, 2011). Para início de alinhamento, é melhor indicado nas secções retangulares(ORMCO, 2011).

Depois de tantas novidades(FERREIRA; MUNDSTOCK; MÜLLER, 1998), surgiram os artigos comparativos, pois com o desenvolvimento de novas ligas era importante entender como a força para a movimentação dentária variava de acordo com a composição das ligas de fios de igual diâmetro(KLUMP *et al.*, 1994). Nesta pesquisa, os estudos serão divididos em artigos comparativos que confrontaram fios de níquel-titânio com fios de outras ligas e artigos comparativos avaliando somente os fios de liga de níquel-titânio, considerando diferentes marcas. Ambos os tópicos são subdivididos em estudos laboratoriais e estudos clínicos.

2.2 Artigos Comparativos

2.2.1 Comparação entre Diferentes Ligas

2.2.1.1 Estudos Laboratoriais

Em uma comparação entre fios de ligas de níquel-titânio, beta-titânio, aço inoxidável e cromo-cobalto, em vários calibres, foi observado que os fios de liga de níquel-titânio seriam a escolha para o início do tratamento, os de liga de beta-titânio seriam fios intermediários e os fios de aço, os fios de escolha para finalização(KUSY, 1981). Anos mais tarde, o mesmo autor publica os resultados destas ligas, de duas maneiras diferentes(KUSY, 1983), sendo uma delas um interessante quadro de equivalência(KUSY; GREENBERG, 1982), reforçando a teoria da variação de calibre e variação da liga dos fios, como previamente sugerido (BURSTONE, 1981). Esta mesma opinião foi também apoiada por pesquisa, que avaliou o módulo de elasticidade de alguns fios multifilamentados e sólidos de aço, níquel-titânio, cromo-cobalto-níquel e beta-titânio, calibre 0,016", em teste de cantilever (n=7). A ordem decrescente do módulo de elasticidade ficou assim: cromo-cobalto-níquel, aço, beta-titânio e níquel-titânio. Os fios multifilamentados apresentaram valores ainda menores. Os autores sugerem que a rigidez do fio seja controlada pela seleção das propriedades do material ao invés de seu calibre(GOLDBERG; MORTON; BURSTONE, 1983).

Comparando 3 calibres (0,016"; 0,017" x 0,025" e 0,019" x 0,025") de fios de aço, níquel-titânio e titânio-molibidênio (n=3), foi observado que o fio de aço liberou 2 vezes mais força que o titânio-molibidênio e 4 vezes mais que o níquel-titânio - este último liberando as forças mais leves e constantes(DRAKE *et al.*, 1982).

Em avaliação usando o teste de cantilever para diversos calibres das ligas de níquel-titânio e beta-titânio, foi constatado que estas duas ligas têm springback significativamente maior que os fios de aço(BURSTONE; GOLDBERG, 1983).

Diversos fios de aço, cobalto-cromo-níquel e níquel-titânio foram avaliados em teste de relaxamento, em duas temperaturas, 21°C e 37°C. Os fios ficaram defletidos por até 28 dias. Houve relaxamento de todos os fios estudados na

temperatura de 21°C. Entretanto, na temperatura de 37°C, não houve relaxamento para o fio Nitinol(HAZEL; ROHAN; WEST, 1984).

A liga chinesa, desenvolvida pelo Dr. Tien Hua Cheng, foi comparada ao fio de aço e ao Nitinol, todos de calibre 0,016" (n=11), em teste de cantilever. O resultado mostrou que o fio chinês produzia forças constantes em grandes deflexões. Ele pôde ser defletido 1,6 vezes mais que o Nitinol e 4,4 vezes mais que o aço, sem deformação permanente. Em teste de cantilever com dobras de até 80°, o aço apresentou springback de 16°, o Nitinol apresentou springback de 52° e o chinês apresentou springback de 73°, sendo o melhor de todos. O fio chinês teve a maior capacidade de reativar sua força quando reatado ao braquete(BURSTONE; QIN; MORTON, 1985).

Com o surgimento da liga japonesa, um estudo comparativo foi conduzido para testar os fios de calibre 0,016" de aço, cobalto-cromo-níquel e Nitinol e compará-los a esta nova liga. O fio chinês ainda não estava disponível para ser incluído nesta pesquisa. Os autores constataram a superelasticidade considerando a faixa de variação de forças liberadas em um determinado período de deflexão. Sua conclusão é que quando a deflexão baixou de 1,6mm para 0,6mm, a força variou pouco no grupo da liga japonesa, entre 250g e 350g, caracterizando a superelasticidade. Interessante notar que o teste de 3 pontos foi utilizado, mesmo indo de encontro ao preconizado pela ADA (American Dental Association) daquela época, que sugeria cantilever. De acordo com os autores, este teste não revelaria bem as reais diferenças entre as ligas, colocando-as em parâmetro de igualdade, quando não seria assim. Isso foi confirmado mais tarde(ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991; LIPSHATZ, 1992; YONEYAMA *et al.*, 1992). Ao final, o Nitinol é apresentado como tendo excelente springback, mas não como fio superelástico. Nesse mesmo artigo, foi sugerida a criação de fios com força diferencial, usando para este fim tratamento térmico apropriado(MIURA *et al.*, 1986).

Seguindo a especificação da ADA nº 32, fios de aço, cobalto-cromo-níquel (Elgiloy), Nitinol e beta-titânio de vários calibres foram testados em deflexão elástica e tração. Os resultados mostraram que os valores do módulo de elasticidade e yield strenght no teste de deflexão foram invariavelmente mais altos que os obtidos no

teste de tracionamento(ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986). Entretanto, a aplicação deste teste foi considerada limitada, pois os fios ortodônticos são raramente sujeitos a estas condições durante a mecanoterapia(KAPILA *et al.*, 1990). Mais uma vez, viu-se a necessidade da correta aplicação dos testes laboratoriais para cada variável estudada(GOLDBERG; BURSTONE; KOENIG, 1983).

Para uma simulação clínica mais adequada, um dispositivo de simulação clínica até o segundo molar foi construído para o teste de fios de aço sólido (Permachrome), de 3 (Twist) e 6 filamentos (Respond), níquel-titânio (Nitinol) e titânio-molibdênio (TMA), nos calibres 0,016" (fios sólidos) ou 0,0175" (fios multifilamentados). O teste foi realizado em 5 locais dos arcos avaliados e em 3 direções (lingual, oclusal e vestibular). Braquetes autoligáveis foram utilizados para diminuir o potencial de variabilidade das ligaduras, permitir fechamento mais seguro da canaleta e para a redução do atrito. Foi observado que em cada local estudado do arco, as direções lingual e oclusal apresentaram resultados semelhantes entre os grupos. Mas a direção vestibular apresentou diferenças significantes(SCHAUS; NIKOLAI, 1986).

Comparando fios de níquel-titânio (Nitinol) e beta-titânio (TMA), de vários calibres, em teste de 3 e 4 pontos (célula de carga de 500kg) foram encontrados maiores valores de módulo de elasticidade para os fios de beta-titânio em comparação aos fios de níquel-titânio(KUSY; STUSH, 1987). Resultados semelhantes foram encontrados em comparação dos fios de beta-titânio e níquel-titânio(KUSY; WILSON, 1990) e em comparação dos fios de cromo-cobalto e níquel-titânio em teste de deflexão(NIKOLAI, 1989).

Fios de níquel-titânio e níquel-titânio-cobalto, ambos de calibre 0,018" foram avaliados em teste de 3 pontos e em teste de cantilever após tratamento térmico de 500°C por 1 hora. Os resultados mostraram que o fio de níquel-titânio-cobalto apresenta maior módulo de elasticidade que o fio de níquel-titânio. Além disso, foi observado pelo teste de cantilever que não há deformação permanente em ambos os fios em dobras menores que 30°(LEE *et al.*, 1988).

Diversos fios de níquel-titânio, beta-titânio e aço, calibre 0,016", foram avaliados em deflexão em dispositivo de simulação clínica que simula o arco dentário. Os fios foram defletidos em 5mm e assim mantidos por 1; 14 e 28 dias. Os

fios de níquel-titânio tiveram maior springback e menor deformação permanente que o fio de aço e o de beta-titânio, sendo que os fios mais recentes de níquel-titânio se apresentaram com menor deformação permanente que o tradicional Nitinol(HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990).

Usando o teste de 3 pontos, o fio chinês foi comparado com Nitinol e aço, todos de calibre 0,016". O chinês liberou forças constantes e a deformação permanente foi insignificante. Esse mesmo estudo ainda demonstrou os resultados clínicos destes fios. O resultado colocou o fio chinês acima do aço e do Nitinol para alinhamento, entretanto, apresentou alto número de quebras(MOHLIN *et al.*, 1991).

Os fios Neo-Sentalloy (0,018" x 0,025") e Sentalloy (0,018"); o Nitinol SE (SuperElastic) (0,018" x 0,025"); o fio braided Turbo Wire (0,017" x 0,025") e o fio de aço (Tru-chrome) (0,018" x 0,025") foram avaliados pelo teste de 3 pontos nas deflexões de 1; 3 e 5mm nas temperaturas de 24°C e 37°C. Todos os fios com memória de forma apresentaram superelasticidade na descarga(LIPSHATZ; BROCKHURST; WEST, 1992).

Usando o teste de relaxamento, um estudo comparou fios de aço (Tru-Chrome), níquel-titânio (Nitinol, Neo Sentalloy F80, Sentalloy Medium) e beta-titânio (TMA), de calibre 0,016" x 0,022", em diferentes temperaturas (n=4). Os fios foram defletidos por 3 - 5mm em temperatura de (37±1)°C, em períodos de 1 minuto e 1; 7; 14 e 28 dias. O fio de beta-titânio mostrou maior deformação, seguido pelos fios de níquel-titânio não superelástico, aço e níquel-titânio superelástico. Para estes últimos, somente mínima deformação permanente foi detectada(WONG; BORLAND; WEST, 1994).

Vários fios de níquel-titânio e aço, sólidos e multifilamentados, foram testados (n=20). Na comparação entre o teste de 3 pontos convencional e o teste de 3 pontos usando braquetes, o resultado mostrou que há diferença entre os métodos. A rigidez do fio foi 1,5 a 4 vezes maior no teste com braquetes do que no teste de 3 pontos convencional em 1 e 2mm. Em 3mm, a rigidez do método braquete foi maior de 7,5 até 40 vezes. Os autores sugerem que a causa desta diferença seja o atrito. Somente alguns dos fios apresentaram superelasticidade – quando mudanças na deflexão não são acompanhadas por grandes mudanças na força. A rigidez do aço em relação ao níquel-titânio encontrada foi de 3,5 a 7 vezes maior. O número de

filamentos também mostrou interferência nos resultados sendo que quanto mais filamentos, menor a força liberada. A conclusão é que a seleção de fios deve ser feita levando em conta a liga, o calibre e o número de filamentos(OLTJEN *et al.*, 1997).

Em pesquisa sobre as propriedades mecânicas de 42 marcas de fios de níquel-titânio, de 9 fabricantes diferentes, Nakano usou teste de 3 pontos em temperatura de 37°C (n=3). Além destes, fios de cobalto-cromo e titânio-molibdênio foram também testados. Como resultado foi observado que 17 fios de calibre 0,016" e 15 fios de calibre 0,016" x 0,022" exibiram diferença menor que 100gr entre as deflexões 1,5mm e 0,5mm. Dentro deste resultado, estava a maioria das marcas de fios superelásticos. Entretanto, a força liberada pelos fios variou enormemente, sendo o fio de cobre-níquel-titânio 35°C liberou as menores forças. Para as deflexões de 0,5mm e 1mm, no calibre 0,016", este fio não liberou força detectável pelo teste. Portanto, os autores sugerem que ao usar fios de níquel-titânio, sua escolha deve ser cuidadosa e deve ser levada em consideração a severidade da má oclusão e o estágio do tratamento(NAKANO *et al.*, 1999).

O fio CopperNiTi 40°C foi comparado aos fios Sentalloy Medium e aço Tru-Chrome, todos de calibre 0,016" x 0,022" (célula de carga de 5kg). Os resultados mostraram forças leves dentro da TTR. Forças mais pesadas foram liberadas quando o aquecimento era de 40°C; 50°C e 60°C. Já o resfriamento fez a força diminuir. Os resultados mostraram que a memória de forma faz com que forças leves sejam aplicadas ao dente pela maior parte do tempo e que a movimentação dentária será intermitentemente acelerada por forças maiores somente quando o paciente ingerir bebidas ou comidas quentes(FUKUIZUMI; KAKIGAWA; KOZONO, 1999).

Diversos fios de aço e níquel-titânio superelástico foram comparados com outros tipos de fios alternativos como os multifilamentados e os cobertos por nylon. O teste de 3 pontos revelou que poucos fios superelásticos são suficientemente ativados clinicamente para que exibam o comportamento superelástico. Apesar disso, os fios superelásticos de níquel-titânio liberaram uma força quase constante durante o teste(RUCKER; KUSY, 2002a).

Usando o teste de 3 pontos, diversos calibres de fios de aço sólidos e multifilamentados com 3 e 6 filamentos foram comparados aos fios de níquel-titânio

(célula de carga de 500kg). Observou-se que geraram mesma rigidez, mas o aço apresentou yield strenght menor. Assim, o níquel-titânio foi eleito a melhor escolha(RUCKER; KUSY, 2002b).

Fios de aço multifilamentados, níquel-titânio e níquel-titânio termoativado, calibre 0,016", foram avaliados em descarga em 3 temperaturas: 22°C; 35,5°C e 44°C, nas deflexões 1; 2; 3 e 4mm (célula de carga 100kg) em teste de 3 pontos e em 4 dispositivos de simulação clínica diferentes (dispositivo parcial com braquetes convencionais ou autoligáveis e dispositivo total com braquetes convencionais ou autoligáveis). O níquel-titânio teve os maiores valores de descarga e os demais se apresentaram semelhantes. Os resultados variaram de acordo com o dispositivo, sendo que o dispositivo total com braquetes convencionais obteve os menores valores de força(WILKINSON *et al.*, 2002).

Por meio de modelo fotoelástico, 6 fios foram comparados sendo 2 multifilamentados de aço (Wildcat, 0,015" e 0,0175", 3 filamentos), 2 de níquel-titânio superelástico (Nitinol Super-elastic, 0,014" e 0,016") e 2 de níquel-titânio não superelásticos (Nitinol Classic, 0,014" e 0,016") (n=3). Neste modelo, duas situações foram criadas: apinhamento ântero-inferior e palatinização de canino. De acordo com o stress transferido às raízes do modelo, o fio de níquel-titânio não superelástico gerou a maior taxa de stress e os fios multifilamentados de aço e níquel-titânio superelásticos não apresentaram diferença significativa(BADRAN *et al.*, 2003).

Usando a análise dinâmica de elementos finitos, a comparação de força liberada pela carga aplicada oclusalmente nos fios de níquel-titânio (Improved Super-elastic Ti-Ni alloy wire) e de aço, ambos de calibre 0,016" x 0,022", mostrou que na transmissão de forças oclusais, o fio níquel-titânio estudado dissipou melhor estas forças que o aço(IRAMANEERAT; HISANO; SOMA, 2004).

Características de superfície e diversas propriedades mecânicas foram avaliadas em fios de aço, beta-titânio (TMA) e uma nova liga de titânio (TiMolium), todos de calibre 0,017" x 0,025". Cada uma das amostras (n=7), foi avaliada por meio de teste de 3 pontos, com célula de carga de 10N. Os valores foram anotados em 0,5 e 1mm durante a carga e em 0,5mm na descarga. Os resultados mostraram que durante a descarga, os valores de força em ordem crescente ficaram assim: aço

e TiMolium sem diferença estatística entre eles, seguidos do fio de TMA. Os resultados de atrito mostraram o fio TMA com maiores valores e o aço com os menores valores(KRISHNAN; KUMAR, 2004).

Em modelos com posicionamento de braquetes copiados de 42 pacientes, a força liberada por fios de níquel-titânio superelásticos de calibre 0,014", aço multifilamentado (6 filamentos) de calibre 0,016" e níquel-titânio superelástico multifilamentado (7 filamentos) de calibre 0,016" foi determinada em temperatura de 37°C. O fio níquel-titânio superelástico liberou as maiores forças, seguido pelo aço multifilamentado e pelo níquel-titânio superelástico multifilamentado. Portanto, fica recomendado o uso de fios multifilamentados por causa da menor força, que geraria menor dor e menos risco de reabsorção radicular(FUCK; DRESCHER, 2006).

Sete marcas de fios de calibre 0,016" x 0,022" de aço (Standard Rectangular), beta-titânio (TMA) e níquel-titânio (Nitinol Classic; Orthonol e CuNiTi 27°C; 35°C e 40°C) foram comparadas usando DSC (Differential Scanning Calorimetry) e DMA (Dynamic Mechanical Analysis). O teste DSC foi escolhido pois a difração de raios X - muito utilizada para identificação das fases nas ligas de níquel-titânio - não consegue uma leitura tão profunda do exemplar estudado quanto o DSC, que apresenta resultados mais reais(BRANTLEY; IJIMA; GRENTZER, 2003). Os fios de CuNiTi 27°C; 35°C e 40°C apresentaram TTR de 29,3°C ; 31,4°C e de 37,3°C respectivamente. Por causa da semelhança entre os fios 27°C e 35°C, os autores questionam a justificação para a produção de fios similares. Além disso, os fios foram testados no quesito rigidez em 3 diferentes temperaturas. O aquecimento a 60°C aumentou a força liberada pelos fios CuNiTi 27 °C e 40°C e o resfriamento a 0°C reduziu a força destes fios. O comportamento do fio Orthonol foi semelhante ao dos fios CuNiTi 27°C e 40°C. Os fios de aço, TMA e Nitinol foram pouco influenciados pelas trocas de temperatura(KUSY; WHITLEY, 2007).

Testando a força liberada por fios superelásticos (NiTi e Nitinol Superelastic), calibre 0,014", após serem submetidos a teste de fadiga dinâmica, foi usado um modelo de 3 braquetes autoligáveis (célula de carga de 20N) em temperatura de 37°C (n=6). Para comparação, fios de níquel-titânio convencionais (Nitinol Classic) e de aço (Stainless Steel) foram estudados. Os testes de deflexão dinâmica simulavam a deflexão do fio para a correção de apinhamento de 3mm somada ao

contato oclusal (deflexões repetitivas de 0,5mm). As repetições foram avaliadas em até 10.000 ciclos, que representam 7 e ½ semanas de uso clínico. O teste não foi capaz de causar fadiga extra nos fios. Portanto, forças oclusais transferidas para um fio consideravelmente defletido, como em casos de muito apinhamento, não teriam efeito de fadiga na força de descarga dos fios de níquel-titânio(VAN AKEN *et al.*, 2008).

Fios de aço multifilamentado (PentaCat, calibre 0,0155”), aço convencional (Nubryte Gold, calibre 0,014”), níquel-titânio superelástico (Sentalloy L, calibre 0,016”) e níquel-titânio termoativado (Thermal Ni-Ti, calibre 0,016”) foram avaliados sob teste de 3 pontos com braquetes (célula de carga de 50N), em deflexão de 2mm, a uma temperatura de 37°C (n=15). Os fios de aço multifilamentado, liberaram as menores forças, seguido dos fios de níquel-titânio superelástico e níquel-titânio termoativado que apresentaram valores semelhantes e finalmente o aço, com os maiores valores. Portanto, tanto o aço multifilamentado quanto os fios de níquel-titânio são potencialmente adequados para uso na fase de alinhamento e nivelamento(QUINTÃO *et al.*, 2009).

Fios de calibre 0,016” x 0,022” de aço (Unitek), cromo-cobalto-níquel (Elgilloy Blue), beta-titânio (Resolve) e 2 tipos de níquel-titânio (Nitinol e CopperNiTi 35°C) foram comparados por 3 testes diferentes, entre eles o teste de 3 pontos (célula de carga de 1kN), em temperatura de 25°C. Apesar dos testes gerarem valores diferentes, a sequência decrescente dos fios com relação ao grau de rigidez e ao módulo de elasticidade foi o mesmo: aço, cromo-cobalto-níquel, beta-titânio e níquel-titânio convencional e termoativado(IIJIMA *et al.*, 2011a).

2.2.1.2 Estudos Clínicos

Uma comparação clínica de fio de níquel-titânio superelástico calibre 0,014” e de aço multifilamentado calibre 0,015”, em 43 pacientes, mostrou que após 5 semanas não houve diferença significativa entre os grupos(JONES; STANIFORD; CHAN, 1990).

Com uma escala analógica visual, questionários e relato de consumo de medicamentos é que foi quantificada a dor gerada pelos fios níquel-titânio e do aço

multifilamentado, em 43 pacientes, em um estudo clínico controlado e randomizado. Em comparação com a dor do procedimento de exodontia, os pacientes relataram que a dor da inserção do fio era ainda maior. O pico de dor foi na manhã seguinte à inserção do fio. Quando comparadas, a dor gerada pelos fios estudados foi considerada semelhante. O grau de dor não teve relação com o grau de apinhamento(JONES; CHAN, 1992).

Em comparação clínica randomizada dos fios de aço multifilamentados, calibre 0,0155" e superelástico níquel-titânio, calibre 0,014", na fase de alinhamento inicial, foi relatado que estes fios são muito parecidos. Ao todo, 74 arcos foram avaliados em modelos de gesso. Após 6 semanas, só houve diferença na parte anterior do arco inferior provavelmente por causa da menor distância interbraquetes, nesse caso o níquel-titânio proporcionou alinhamento melhor(WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995).

Em pesquisa clínica prospectiva randomizada, foram avaliados 3 fios, sendo 2 de níquel-titânio termoativado (Titanium Heat Memory Wire e Bioforce Sentalloy, ambos 0,016" x 0,022") e 1 de aço multifilamentado (Dentaflex, calibre 0,0155"). A amostra foi constituída por 51 pacientes e destes, foram obtidos 98 modelos de gesso. As avaliações foram feitas nos tempos 0; 4 e 8 semanas. Apesar de uma tendência de melhores resultados de alinhamento para os grupos de fios de níquel-titânio, esta tendência não foi confirmada estatisticamente. Os autores supõem que a larga variabilidade de resposta individual seja a causa deste resultado. Outra possibilidade seria a insuficiência de deformação dos fios superelásticos, para que alcancem seu total potencial de superelasticidade(EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998).

Em estudo clínico randomizado com 123 pacientes, a taxa de alinhamento foi avaliada para comparar os fios de níquel-titânio superelásticos (Sentalloy) de calibre 0,016", o aço multifilamentado (Wildcat) de calibre 0,0175" e o fio de níquel-titânio com cobertura de nitrogênio (Sentalloy Implanted) de calibre 0,016". Usando o índice de irregularidade de Little, não foi verificada diferença entre os fios usados, mas o grupo com canaleta 0,022" obteve correção mais rápida que o grupo com canaleta 0,018"(COBB *et al.*, 1998).

Uma revisão sistemática foi realizada no intuito de conhecer quais os fios ortodônticos mais eficazes já estudados e publicados. Estudos clínicos controlados e randomizados foram selecionados e somente 4(O'BRIEN *et al.*, 1990; WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995; COBB *et al.*, 1998; EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998) apresentavam qualidade suficiente para se tomar conclusões. Somente 1(WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995) dentre os 4 estudos mostrou que o NiTi foi mais rápido para alinhamento ântero-inferior que o aço multifilamentado apesar de esta diferença parecer ser clinicamente pequena. O resultado mostrou que não há dados suficientes nestes estudos para fazer claras recomendações sobre qual seria o fio mais efetivo para alinhamento(RILEY; BEARN, 2009).

Para estudar os efeitos do nivelamento realizado com fios de níquel-titânio termoativado e de aço inoxidável sobre a posição dos incisivos inferiores, 36 pacientes tratados com exodontias de pré-molares inferiores foram alocados para uma das seguintes sequências de fios: Grupo 1 - 0,016" e 0,019" x 0,025" de níquel-titânio termoativado e 0,019" x 0,025" de aço e Grupo 2 - 0,014"; 0,016"; 0,018"; 0,020" e 0,019" x 0,025", todos fios de aço. A sequência do Grupo 2 proporcionou um melhor controle dos incisivos inferiores, não alterando suas posições iniciais, enquanto a sequência do Grupo 1 permitiu inclinação lingual desses dentes. O tempo de tratamento foi menor utilizando-se a sequência do Grupo 1 (11 meses) que a do Grupo 2 (21 meses)(MORESCA *et al.*, 2011).

2.2.2 Comparação entre Diferentes Marcas de Liga de Níquel-titânio

2.2.2.1 Estudos Laboratoriais

Em avaliação da memória de forma de fios de níquel-titânio de calibre 0,018" (NiTi; Nitinol; Orthonol; Titanal e Sentinol Light, Medium e Heavy), foi utilizado o teste de tração (n=30) e a média percentual de recuperação elástica foi de 89% até 94%. A única exceção foi o fio Sentinol Heavy, cuja recuperação foi de apenas 41,34%. Mesmo assim, todos os fios apresentaram memória de forma(HURST *et al.*, 1990).

Em teste de cantilever, 3 fios superelásticos (Nitinol SE; Sentinol Medium e Ni-Ti) e 3 não superelásticos (Nitinol; Titanal e Orthonol), de diversos calibres, foram comparados. Estes fios foram submetidos a tratamento térmico de 500°C e 600°C

por 10 minutos e por 2 horas. De uma forma geral, os superelásticos apresentaram resultados similares entre si, assim como os não superelásticos. Os não superelásticos foram minimamente alterados por tratamento térmico, já os superelásticos comportaram-se da seguinte forma: 500°C por 10 minutos, efeitos mínimos; 500°C por 2 horas, diminuição na superelasticidade e 600°C por 10 minutos ou por 2 horas, perda de superelasticidade(KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991). Outros estudos também concluíram que com determinado tratamento térmico, o fio de níquel-titânio liberou menores forças no teste de deflexão(YONEYAMA *et al.*, 2000) e promoveu superelasticidade(YONEYAMA *et al.*, 1993).

O fio chinês foi comparado com outros seis fios de níquel-titânio, todos de calibre 0,016" em teste de cantilever (n=6). O fio chinês teve baixa rigidez, alto springback, produziu forças leves e constantes. O estudo foi feito com avaliação do efeito de dobras de 90°. A deformação permanente foi observada e o chinês teve 0° (100% de recuperação). Os outros fios tiveram desde 5° (94,4% de recuperação) até 1,5° (98,3%) – ótimos resultados. De acordo com os autores, o fio chinês apresenta superelasticidade e memória de forma e não precisa ser trocado na próxima sessão, só reatado. Além disso, foi relatado que este fio causa pouco desconforto ao paciente(CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992).

Fios de níquel-titânio de calibre 0,018" foram comparados em teste de 3 pontos (n=4). Alguns fios apresentaram superelasticidade, outros só apresentavam springback, com força liberada proporcional à deflexão. Com relação à TTR, alguns fios não apresentaram temperatura de transformação para exibir superelasticidade na temperatura bucal(YONEYAMA *et al.*, 1992).

Em estudo sobre diversos fios de liga de níquel-titânio foi observado que os valores em carga e descarga variam muito com a temperatura. O teste de 3 pontos foi realizado em temperaturas que variavam entre 5°C e 50°C (n=6). Os autores observaram que, na maioria dos casos, o fio deveria ser defletido pelo menos em 2mm para que houvesse platô registrado no gráfico(TONNER; WATERS, 1994a). Além disso, foram encontradas diferenças nos lotes, nos valores de força dentro do platô de descarga na faixa de 10%(TONNER; WATERS, 1994b). Confirmando esses achados, foi encontrada diferença na TTR de 3 fios de níquel-titânio (Active Arch

Nitinol e Heat Activated Nitinol, ambos de calibre 0,017" x 0,025" e Neo Sentalloy, de calibre 0,018" x 0,025"). Diferentemente da TTR propagada, a faixa desta temperatura ficou entre 6,7°C; 6,2°C e 6,7°C graus. O desvio-padrão foi considerado alto e os autores sugerem que o motivo seja o processo de manufatura e/ou seu tratamento térmico (BISHARA *et al.*, 1995).

Teste de tração em 8 fios de níquel-titânio (n=5), calibre 0,018" x 0,025", mostrou que há muitos fios no mercado com comportamento superelástico (THAYER *et al.*, 1995). Ao contrário, teste em diversos fios de níquel-titânio, em temperatura de 35°C, mostrou que muitos deles não apresentaram propriedades superelásticas, sem nenhuma vantagem sobre o convencional Nitinol. Alguns valores de platô ficaram por volta de 500g (SEGNER; IBE, 1995).

As diferentes proporções relativas das fases cristalinas de 2 fios de níquel-titânio superelásticos (Nitinol SE e Ni-Ti), 1 não superelástico (Nitinol) e 2 termoativados (Neo Sentalloy e Titanal LT), de diversos calibres, em temperatura ambiente e em temperatura de 37°C são a causa de suas diferenças nas propriedades de deflexão. As temperaturas de Af (Austenite finish) ficaram assim, respectivamente: 63°C; 40°C; 55°C; 36°C e 34°C (BRALEY; BRANTLEY; CULBERTSON, 1996). Concordando com este achado, já havia sido publicada a necessidade de mais estudos sobre as modificações no fio, geradas pelas mudanças de temperatura na boca. Este mesmo estudo constata que há mudanças relevantes na força liberada pelos fios submetidos à troca de temperatura, mas isso é temporário (AIROLDI; RIVA, 1996).

Fios que liberam forças diferenciais surgiram para que a movimentação fosse mais adequada e segura para os dentes envolvidos. Em teste de deflexão, em temperatura bucal, seis marcas destes fios, de calibre 0,016" x 0,022", foram comparadas (Neo Sentalloy F80; BIO Force Sentalloy; Multi-Force archwire Titanol; Tri-Force arch, Triple Force archwire Titanol e Multi Force arch). Destes, somente BIO Force Sentalloy e Triple Force archwire Titanol apresentaram forças dentro do limite adequado para movimentação dentária (IBE; SEGNER, 1998).

Seis fios de níquel-titânio superelásticos (Rematitan Super Elastic; NeoSentalloy F200; CuNiTi 27°C, 35°C e 40°C e Nitinol SE) e 1 convencional de níquel-titânio (Nitinol), todos de calibre 0,017" x 0,025", foram avaliados em carga

por meio de teste de 3 braquetes em temperatura de 37°C. Deflexão constante de 0,5mm e mudança de temperatura de 10°C e 80°C foram aplicadas. O fio convencional foi pouco alterado, mas alguns dos superelásticos foram muito afetados. O aumento da temperatura aumentou as forças liberadas, mas foi transitório. Em contrapartida, o resfriamento nem sempre foi transitório, pois alguns fios continuaram liberando forças subótimas mesmo após 30 minutos da diminuição da temperatura. Porém, um breve aquecimento do fio foi capaz de restaurar sua força normal. Isso mostra que não houve nenhum dano permanente no fio durante o teste com diferentes temperaturas(MELING; ODEGAARD, 1998).

Três fios de níquel-titânio com Af diferentes: 1°C; 13°C e 34°C foram avaliados em teste de deflexão elástica (célula de carga de 5kg). A partir de temperatura de 37°C, trocas térmicas entre 2°C e 60 °C foram feitas. Ambas as trocas geraram os mesmos resultados: na descarga, a força aumentava com o aumento térmico. Os autores advertem que fios de Af menor que 1°C podem sofrer deformação permanente quando a temperatura da boca estiver acima de 40°C(KAWASHIMA; OHNO; SACHDEVA, 1999).

Fios de níquel-titânio Sentalloy (0,016" x 0,022"); CopperNiTi 27°C, 35°C e 40°C (0,017" x 0,025") e Nitinol termoativado (0,018") foram avaliados (n=2) em temperatura variável de 4°C até 60°C em dispositivo de simulação clínica que imitava apinhamento mínimo (3mm) e severo (10mm). De acordo com os autores, um fio com TTR correspondente às flutuações da temperatura bucal deve expressar melhor suas propriedades superelásticas. Os resultados mostraram que dos fios testados, aqueles que podem ser considerados para a fase de alinhamento são: CopperNiTi 27°C e Nitinol termoativado, por causa do fato de os fios de níquel-titânio serem mais utilizados em casos de apinhamento severo. A justificativa é a seguinte: nesses casos de grande apinhamento, a deflexão aplicada ao fio pode ser tão grande a ponto de modificar sua TTR. Assim, por causa desta mudança, a TTR pode ficar distante da temperatura oral. Estes dois fios foram eleitos os mais indicados justamente por apresentarem uma faixa de temperatura de transição mais abrangente(SANTORO; BESHES, 2000).

Para testar os efeitos de resfriamento e aquecimento de curto prazo no teste de deflexão elástica, foram selecionados 2 fios de calibre 0,017" x 0,025"

superelásticos de níquel-titânio (NeoSentalloy F200 e CopperNiTi 35°C) e 1 convencional (Nitinol), testados em 37°C (n=6). Durante o teste realizado em dispositivo de simulação clínica, os fios foram resfriados a 10°C e aquecidos 80°C por meio de água. Isso simularia a ingestão de bebida ou comida frias ou quentes. O fio convencional foi pouco afetado por esta mudança na temperatura. Por outro lado, os superelásticos foram fortemente afetados. Na descarga, o efeito de resfriamento foi transitório, mas o efeito do aquecimento foi prolongado. O efeito oposto foi observado em carga(MELING; ODEGAARD, 2001).

Para estudar a deflexão de alguns fios de níquel-titânio (n=5), um dispositivo de simulação clínica foi feito em acrílico para simular a movimentação de um incisivo lateral inferior. Os fios testados eram de calibre 0,017" x 0,025" (CopperNiTi 35°C e 27°C; Elastinol 35°C e 27°C; Nickel-titanium Morell i; Nitinol HA (Heat-activated); Neosentalloy F200 e Rematitan Lite) em câmara com temperatura controlada de 35°C. A deflexão estudada foi até 2mm, com célula de carga de 5kg. O platô de descarga variou de 190 a 350g para CopperNiTi 35°C; Elastinol 35°C; Nickel-titanium Morelli; Nitinol HA e Neosentalloy F200. Ficou entre 450 e 550g para CopperNiTi 27°C e Elastinol 27°C. Apenas a marca Re matitan Lite alcançou valores maiores que 600g. Como aplicação, os autores sugerem que os fios que liberam menos força deveriam ser indicados para os casos de apinhamento mais suave(GURGEL *et al.*, 2001; GURGEL; RAMOS; KERR, 2001).

Três fios (NiTi; Sentalloy e CopperNiTi) foram avaliados em deflexões de 135°, 146° e 157° em temperatura de 25°C; 37°C e 60 °C no teste de micro-XRD. A razão da fase martensítica para austenítica aumentou nos 3 fios com o aumento da deformação permanente(IIJIMA *et al.*, 2002a).

Os fios NeoSentalloy F80 e o fio NiTi SE foram comparados em teste de DSC, SEM (Scanning Electron Microscope) e em teste de 3 pontos em temperatura de 37°C (célula de carga de 10N). O resultado mostrou que o fio NiTi SE apresentou superfície rugosa enquanto o NeoSentalloy superfície mais homogênea, que permite melhor resistência à corrosão. Além disso, o NeoSentalloy apresentou forças mais leves e Af de 33°C, enquanto que o NiTi apresentou Af de 18,5°C(ES-SOUNI; ES-SOUNI; FISCHER-BRANDIES, 2002).

Três fios de níquel-titânio superelásticos 0,016" x 0,022" (NiTi, Sentalloy e CopperNiTi 40°C) foram testados usando DSC, teste de 3 pontos e micro X-ray diffraction (micro-XRD) (n=5). Neste estudo, o teste de 3 pontos mostraria as propriedades mecânicas e os testes DSC e micro-XRD, daria informações complementares da estrutura cristalina e das transformações de fase da liga. O teste de 3 pontos foi feito nas temperaturas: 23°C; 37°C e 60°C e em trocas de temperatura, durante descarga. Os resultados mostraram que as TTR dos fios foram, respectivamente, 16°C; 23°C e 37°C. A fase R, encontrada nos fios NiTi e Sentalloy, foi apontada como uma característica que promove excelente histerese e resistência à fadiga. Baseando nas curvas apresentadas pelos gráficos do teste de 3 pontos, todos os fios apresentaram superelasticidade, com exceção do fio CopperNiTi, à temperatura de 23°C. Com o aumento da temperatura, os fios liberaram forças maiores e menores com o resfriamento(IIJIMA *et al.*, 2002b).

Fios de níquel-titânio 0,016" x 0,022" foram investigados (Neo Sentalloy F80; CopperNiTi 35°C, Rematitan Lite, Titanol SE e Titanal) por meio de micro-XRD, DSC e teste de 3 pontos (célula de carga de 10N). Foi observado que os fios termoativados (Neo Sentalloy F80 e CopperNiTi 35°C) liberaram forças mais leves que os demais (Rematitan Lite, Titanol SE e Titanal). Com o aumento da temperatura, houve aumento da força. Foi também constatado que o platô superelástico é conseguido somente parcialmente, quando conseguido, nos casos em que um alinhamento mínimo é requerido(FISCHER-BRANDIES *et al.*, 2003).

Em temperatura de 40°C, fios de níquel-titânio superelástico (Sentalloy); termoativado 35°C (CopperNiTi 35°C) e termoativado 40°C (CopperNiTi 40°C), todos 0,016" x 0,022", demonstraram superelasticidade constatadas pelas curvas dos gráficos obtidos por teste de 3 pontos. Foi utilizado um dispositivo para os testes e foi relatado que as forças encontradas foram maiores que as relatadas na literatura usando teste de 3 pontos simples. Como resultado, o fio CopperNiTi 40°C exerceu forças inferiores ao padrão de força ótima; mas liberou forças pesadas intermitentes quando o paciente ingeria bebidas ou alimentos quentes. Apesar disso, justificado pelo conceito de que forças leves são melhores, os autores o sugerem como o melhor dos 3 avaliados e o indicam para pacientes hipersensíveis ou com problemas periodontais(YANARU *et al.*, 2003).

Três fios de níquel-titânio termobatizados (Regency Thermal; Orthoform; Eurotherm) e 1 convencional (Memory), usado como controle, em dois diferentes calibres (0,016" e 0,016" x 0,022") (n=5), foram submetidos à deflexão de 2 e 4mm em teste de 3 pontos e em phantom de cabeça, nas temperaturas de 20°C; 30°C e 40°C. No teste com o phantom, as forças foram bem maiores que as do teste de 3 pontos. Os testes revelaram que os fios termobatizados liberaram forças menores que o fio controle. Dentre os termobatizados houve diferença entre marcas e cada 10°C de aumento na temperatura produziu efeito significativo na força produzida por cada termobatizado(PARVIZI; ROCK, 2003).

Comparação de 6 fios de níquel-titânio superelásticos 0,016" x 0,022" (Neosentalloy 80g; 160g; 240g e CopperNiTi 27°C; 35 °C e 40°C) em teste de deflexão a 37°C nas ativações de 5; 4 e 3mm (célula de carga de 5kg) mostrou que houve diferença entre os fios, mas todos apresentaram comportamento superelástico. Os fios Neosentalloy 80g e o CopperNiTi 40°C liberaram as menores forças. Os testes foram feitos usando braquetes autoligáveis para simular a condição intraoral(MALLORY *et al.*, 2004).

Usando célula de carga de 20N, fios quadrados de níquel-titânio de diferentes espessuras (0,016", 0,018" e 0,020") foram defletidos em 3mm em carga e descarga sob temperatura constante de 37°C. Em baixa deformação, a liga demonstrou elasticidade linear. Nestes casos, quando as forças são removidas, os átomos retornam à posição original pois ao serem deformados, estes se movem suavemente de sua posição original, mas não assumem novas posições. As ligações atômicas são somente estiradas. O módulo de elasticidade está relacionado com a ligação destes átomos na liga, independente do calibre do fio. Portanto, fios quadrados de grosso calibre não produzem, necessariamente, forças pesadas(GARREC; JORDAN, 2004).

Avaliação com teste de 3 pontos (célula de carga 20N) em fio de níquel-titânio (Neo Sentalloy F200) de 2 calibres (0,018" x 0,018" e 0,020" x 0,020") em temperatura de 37°C mostrou que não houve tanta diferença de força quando se variavam os calibres. Portanto, em alguns casos, o tratamento pode se iniciar com fios retangulares, com força fisiológica e compatível com o conforto do paciente(GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005).

Sete fios de níquel-titânio, calibre 0,019" x 0,025" foram testados quanto às forças liberadas em diferentes temperaturas (n=5). Os testes foram feitos entre 30°C e 40°C, em 5 temperaturas diferentes. Um sistema de braquetes autoligáveis simulava a deflexão de até 4mm. O fio CopperNiTi 40°C liberou as forças mais constantes e menores, seguido do NeoSentalloy 200g. Por outro lado, estes fios talvez não funcionem em respiradores bucais, pois não liberaram força em temperatura abaixo de 35°C(SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006).

Estudo com 48 fios de níquel-titânio de diversos calibres (n=6), em teste de 3 pontos (célula de carga 100N), demonstrou que uma parte significativa dos fios avaliados não apresentou comportamento superelástico e que alguns deles apresentaram deformação permanente após o teste. Para chegar a estas conclusões os autores classificaram como superelásticos os fios que apresentaram um comprimento de platô maior ou igual a 0,5mm; superelástico limítrofe, aqueles que apresentaram platô menor que 0,5mm e maior que 0,05mm e não superelásticos aqueles fios cujo comprimento do platô ficou menor ou igual a 0,05mm(BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007).

Um novo fio níquel-titânio superelástico (L & H Titan) foi examinado com o teste 3 pontos, em temperatura de 35°C, e comparado com outro níquel-titânio superelástico (Sentalloy), ambos 0,016" x 0,022" (n=6). Os fios L & H Titan apresentaram maior força no platô de descarga, menor força no platô de carga, portanto, menor histerese. Além disso, estes fios geraram menos atrito(LIAW *et al.*, 2007).

Diversos fios de cobre-níquel-titânio, níquel-titânio termoativado, níquel-titânio tradicional e níquel-titânio multifilamentado foram comparados em teste de 3 pontos (célula de carga de 100N), na descarga de 3mm, em temperatura de 37°C. Foi observado que os fios multifilamentados liberaram as menores forças seguidos dos fios de níquel-titânio termoativado, cobre-níquel-titânio e níquel-titânio tradicional(BERGER; WARAM, 2007).

Nesta mesma época foi publicada uma opinião sobre a evolução dos fios ortodônticos: o desenvolvimento de fios plásticos com memória de forma, uma alternativa estética viável no futuro(ELIADES, 2007).

Usando DSC, nove marcas de fios de níquel-titânio foram estudadas, nos calibres 0,016" e 0,016" x 0,022". As temperaturas de Af dos fios de calibre 0,016" Smart, Ormco, 3M NiTi e Youyan I NiTi foram menores que a ambiente, portanto não demonstraram memória de forma. Para o calibre 0,016" x 0,022", os fios Smart, L&H, YouYan II Ni-Ti mostraram boa memória de forma, pois sua Af era próxima à temperatura bucal. Já o fio Damon CuNiTi teve Af bem acima da bucal, sendo somente transformado se a temperatura bucal estiver acima do normal (REN *et al.*, 2008).

Para investigar a resistência à fratura de fios de níquel-titânio, estes foram submetidos à deflexão cíclica até sua fratura (n=5). Os fios usados clinicamente fraturaram mais que os fios recém-adquiridos sendo que os mais calibrosos fraturaram mais que os menos calibrosos (BOURAUDEL *et al.*, 2008). Outra pesquisa em fios de níquel-titânio (Ni-Ti SE e CopperNiTi) mostrou que esta quebra é mais frequente na região entre pré-molar e molar, sugerindo como causa as forças mastigatórias e o maior espaço interbraquetes (ZINELIS *et al.*, 2007).

Os fios de níquel-titânio superelásticos CopperNiTi e Highland Metal foram comparados em DSC e em teste de 3 pontos (célula de carga 2,5kN) nas condições de recém-adquirido e submetido a temperaturas de 400°C e 500°C por 10 e 60 minutos (n=3). Nas temperaturas de 400°C e 500°C por 60 minutos, pode ser observado que ambos apresentaram comportamento superelástico, mas o CopperNiTi liberou forças mais constantes e menores durante os platôs (SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2010).

Termociclagem (5°C - 55°C) em fios CopperNiTi 27°C e 35°C, Sentalloy e Nitinol termoativado (n=20) mostrou que somente estes dois últimos não demonstraram alteração mecânica após a termociclagem (BERZINS; ROBERTS, 2010).

Comparando sete fios de níquel-titânio superelásticos com fios níquel-titânio termoativados, de calibre 0,014" e 0,016", foi usado teste de 3 pontos (célula de carga 10N) em temperatura de 37°C, em deflexões de 2 e 4mm (n=5). O resultado estatístico mostrou que os fios de níquel-titânio termoativados liberaram forças menores que os superelásticos em todas as deflexões, nos dois diferentes calibres testados (GATTO *et al.*, 2011).

Um estudo sobre a quantidade de força liberada por fios de níquel-titânio calibre 0,016" foi realizado com as seguintes marcas: GAC, Ormco, Morelli, Aditek, US Company e 3M (n=1). O teste de deflexão foi realizado em um dispositivo de simulação clínica e com o uso de braquetes autoligáveis In Ovation R (célula de carga de 50N). Os resultados mostraram que todos os fios apresentaram superelasticidade. O fio da marca Ormco apresentou maiores valores de força na descarga seguidos da marca 3M, GAC, Morelli, US Company e Aditek(ZUCCH *et al.*, 2011).

Diversos fios de níquel-titânio tradicionais e níquel-titânio termoativados, de calibres entre 0,010" a 0,016", foram comparados em teste de 3 pontos usando braquetes, com célula de carga de 100N, temperatura 37°C (n=6). Os resultados mostraram diferença sendo que o termoativado gerou platôs mais longos (13% maiores) e forças mais leves (cerca de 24%). Além disso, a cada 0,002" de acréscimo no calibre do fio, houve aumento na força dentro do platô em cerca de 50% e quando o acréscimo era de 0,004", a força aumentava cerca de 150%(LOMBARDO *et al.*, 2011).

Comparação de dois tipos de fios de níquel-titânio superelásticos: Nitinol SE e CopperNiTi 35°C, calibre 0,016" x 0,022", usando DSC e TMA (Thermomechanical Analysis), este último sob forças de 100 e 500gf (n=6). Resultados mostraram que no teste de DSC, o fio Nitinol SE apresentou Af de 61,3°C a 62,4°C e o fio CopperNiTi 35°C apresentou Af de 31,8°C a 32,1°C. Todas as temperaturas de transformação (As, Af, Ms, Mf) sob uma carga de 500gf foram maiores que as sob uma carga de 100gf, isso para o fio CopperNiTi 35°C. Para o fio Nitinol SE, somente pequenas diferenças em As e Af foram detectadas. Portanto, para ambos os fios, a aplicação de carga foi capaz de afetar o comportamento de transformação dos fios, assim como faz a temperatura(IIJIMA *et al.*, 2011b).

2.2.2.2 Estudos Clínicos

Após a comparação das propriedades mecânicas da liga Nitinol e de uma nova liga superelástica, o Titanol, ambos de 0,016", estes dois fios foram submetidos a um teste clínico para conhecer sua capacidade de alinhamento. O teste laboratorial foi realizado com cantilever em deflexão de 80°. Somente o fio Titanol

apresentou superelasticidade. O estudo clínico foi assim realizado: dois grupos de 20 pacientes cada foram alocados para o Nitinol ou Titanol, de maneira randomizada. Por meio de modelos digitalizados, após 35 dias da instalação, foi observado que a taxa média de movimentação com o fio Titanol foi de 1,7mm e de 1,42mm para o Nitinol. Apesar de não ser estatisticamente significativa, os autores sugerem a superioridade do Titanol, por ter sido mais facilmente adaptado em dentes muito mal posicionados(O'BRIEN *et al.*, 1990).

Dois fios de níquel-titânio foram comparados quanto ao grau de desconforto e dor em estudo clínico randomizado. Um total de 128 pacientes foram alocados para grupos de fios 0,014" níquel-titânio superelástico (Sentalloy Light) ou 0,014" níquel-titânio não superelástico (Nitinol). O desconforto aumentou continuamente a cada hora, com pico na primeira noite. Permaneceu alto no segundo dia e diminuiu até atingir níveis normais, após 7 dias. Nas primeiras 10 horas, era aparente que a dor/desconforto nos casos do Sentalloy era menor que o Nitinol, mas apenas na quarta hora houve diferença estatisticamente significativa, sendo o Sentalloy causador de menor sensibilidade que o Nitinol. O arco inferior apresentou maior relato de desconforto, provavelmente por causa da menor distância interbraquetes(FERNANDES; OGAARD; SKOGLUND, 1998).

Quinze pacientes selecionados ao acaso com o mesmo índice de irregularidade foram selecionados para usarem um fio especialmente feito para um estudo tipo split-mouth. Estes fios de cobre-níquel-titânio apresentavam de um lado, TTR de 27°C e de outro TTR de 40°C. Após 1 mês, fotografias foram comparadas e foi observado que o lado com fio de TTR 40°C mostrou maior movimentação, mas somente nos casos de pré-molares rotacionados. Por isso, os autores afirmam que as diferenças nas TTR são tão pequenas que é questionável se podem ser percebidas clinicamente(DALSTRA; MELSEN, 2004).

Três sequências de arcos em estudo clínico randomizado com 154 pacientes foram comparadas: (A) 0,016" níquel-titânio; 0,018" x 0,025" níquel-titânio e 0,019" x 0,025" aço; (B) 0,016" níquel-titânio; 0,016" aço; 0,020" aço e 0,019" x 0,025" aço e (C) 0,016" x 0,022" CuNiTi; 0,019" x 0,025" CuNiTi e 0,019" x 0,025" aço. Não houve diferença significativa entre as sequências de arcos estudadas para desconforto do paciente ou reabsorção radicular. Na verdade, nenhuma das sequências causou

desconforto ou reabsorção radicular inaceitáveis. O número de visitas foi maior na sequência B que na A(MANDALL *et al.*, 2006).

Em estudo clínico randomizado duplo-cego, 60 pacientes foram alocados em 2 grupos, todos com colagem de braquete In Ovation R (GAC), canaleta 0,022" e apinhamento inferior calculado por índice de irregularidade. Um grupo foi alocado para o fio 0,016" CuNiTi 35°C e o outro grupo para o fio 0,016" NiTi. Pacientes foram acompanhados mensalmente por até 6 meses. O tipo de fio (cobre-níquel-titânio x níquel-titânio) não teve efeito no tempo gasto para a correção do apinhamento. A conclusão é que as diferenças no padrão de carga dos fios observadas no laboratório e o padrão observado nas condições clínicas podem efetivamente eliminar a vantagem *in vitro* dos fios de cobre-níquel-titânio(PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009).

A eficiência clínica do alinhamento de fios de 0,016" níquel-titânio superelásticos multifilamentado coaxial e sólido (Regular 7 Stranded Supercable Wire e Rematitan Lite Wire) na região anterior inferior de 24 pacientes, foi avaliada por 12 semanas em estudo randomizado e duplo-cego. Avaliados em modelos de gesso, os resultados de 4; 8 e 12 semanas mostraram que houve alinhamento estatisticamente melhor com o fio multifilamentado coaxial(SEBASTIAN, 2011).

Em estudo clínico prospectivo e randomizado, 132 pacientes foram alocados para uma destas sequências de arcos: (A) 3M Unitek: 0,014" Nitinol e 0,017" x 0,017" NiTi termoativado; (B) GAC: 0,014" Sentalloy e 0,016" x 0,022" Bioforce e (C) Ormco: 0,014" Damon CopperNiTi e 0,014" x 0,025" Damon CopperNiTi. Todos os pacientes usaram o mesmo tipo de braquetes, com canaleta de 0,018" x 0,025" e ao final todos receberam fio 0,016" x 0,022" de aço. O tempo requerido para o alinhamento mandibular anterior observado por modelos de gesso e o nível de desconforto foram avaliados. Não houve diferença na redução da irregularidade, nem no tempo requerido para alinhamento. No desconforto geral, também não houve diferença entre os arcos, porém 24 horas após a inserção dos arcos houve diferença no desconforto, sendo que a sequência 3M Unitek apresentou menor desconforto que as demais(ONG; HO; MILES, 2011).

Um estudo randomizado e controlado sobre a percepção de dor comparou os fios de níquel-titânio de calibre 0,016" termoativado e superelástico (Unitek). A dor

foi avaliada pelo paciente por 7 dias nos seguintes horários: 8h; 12h; 16h; 20h e 24h. Os pacientes estavam semelhantes com relação à discrepância de modelo e idade. Não houve diferença de dor em maxila e mandíbula e entre os gêneros. Em ambos os grupos a dor foi maior no segundo dia e menor no sétimo. Pacientes que usaram o fio termoativado tiveram menor dor nos dias 2; 3 e 4. Por isso, os autores sugerem o uso de fios termoativados por causarem menor dor durante a fase de alinhamento inicial(CIOFFI *et al.*, 2012).

2.3 Dissertações e Teses

Fios de níquel-titânio das marcas Forestadent, GAC e Morelli, calibre 0,016", foram avaliados em teste de deflexão, nas temperaturas 32°C; 37°C e 42°C, nas seguintes deflexões: 1; 2; 3 e 4mm. Para isso, foi utilizado um dispositivo de simulação clínica, justificado pela afirmação que o ensaio simples de 3 pontos se afasta muito da realidade bucal. Foi observado que a força liberada aumentava tanto com a deflexão quanto com a temperatura. A marca Morelli liberou a menor força e a marca GAC, a maior. Todos os fios estudados apresentaram deformação permanente após o teste(GHERSEL, 2005).

Com o objetivo de verificar se a aplicação de tratamento térmico e a incorporação de dobras alteram as propriedades mecânicas dos fios de níquel-titânio, 5 espécimes de 4 marcas de fios foram avaliadas (Neo Sentalloy 100; NiTi; CuNiTi 27 e 40), todas de calibre 0,017" x 0,025". Os resultados mostraram que o tratamento elétrico não alterou as propriedades superelásticas dos fios, mas o valor de força liberado diminui após o tratamento. A incorporação de dobras promoveu a perda dos platôs, tornando o fio não superelástico. A ordem de recomendação dos fios é a seguinte: CuNiTi 40; Neo Sentalloy 100 e CuNiTi 27(SAKIMA, 2006).

Em estudo de fios de níquel-titânio termoativados de calibres 0,014" e 0,016", foram usados braquetes para o teste de deflexão. Cinco espécimes de 9 marcas foram estudados (Abzil, GAC, G&H, Morelli, Orthometric, Ormco, Tecnident, TP Orthodontics e 3M Unitek), em temperatura de 36°C. Houve diferença significativa entre os calibres estudados. Mais uma vez, para a comparação entre marcas, o resultado foi estabelecido de acordo com a força liberada, sendo que quanto menor,

melhor a colocação recebida pelo fio. A maior força liberada no teste ficou assim: para o calibre 0,014", a marca GAC liberou a maior força e a marca Morelli, a menor. Para o calibre 0,016", a marca 3M liberou a maior força e a marca Orthometric, a menor. Com relação à inclinação do platô, a superelasticidade, para o calibre 0,014", o fio que obteve menor inclinação foi o da marca Ormco; a maior, o fio da marca 3M Unitek. Para o calibre 0,016", a menor inclinação foi da marca Morelli; a maior, o fio da marca Abzil (FERREIRA, 2009).

Seguindo a norma ISO 15.841, 6 marcas de fios termoativados (Aditek, GAC, Morelli, Ormco, Orthometric e Orthosource), de calibre 0,019" x 0,025", foram avaliados em teste de 3 pontos nas temperaturas de 24°C e 37°C (célula de carga de 10kN). Em 37°C, o fio Neosentalloy F200 e o fio Nitinol termoativado liberaram as menores forças. De acordo com os achados deste estudo, as marcas indicadas para apinhamentos de até 3mm, são GAC e Aditek, pois foram as que obtiveram menores valores de forças liberadas nas desativações testadas na temperatura de 37°C. A marca OrthoSource é a segunda mais apropriada, se o apinhamento for de até 2mm. Em seguida, estão as marcas Ormco e Morelli e, por último, a marca Orthometric que obteve os maiores valores de forças para todas as desativações testadas (FIGUEIRÊDO, 2011).

3 PROPOSIÇÃO

Esta pesquisa laboratorial se propõe a:

- Avaliar se há diferença nos resultados de deflexão elástica com uso do teste de 3 pontos comparado com o uso de dispositivo de simulação clínica;
 - Estudar o comportamento de cada grupo de fios testado, em relação à força liberada com o aumento gradual da deflexão, ou seja, avaliar quais destes grupos apresentam o fenômeno de pseudoelasticidade;
 - Checar qual a faixa de variação de força liberada pelas diversas marcas comerciais estudadas nas deflexões de 0,5; 1; 2 e 3mm e
 - Verificar se há diferença desses valores de força, quando comparamos os fios de níquel-titânio convencionais e termoativados.
-

Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

A amostra utilizada nesta pesquisa foi constituída por 165 fios ortodônticos de secção redonda, calibre 0,014" (0,36mm), compostos principalmente pelos elementos níquel e titânio, de 6 diferentes marcas: Abzil (São José do Rio Preto, SP, Brasil), GAC (Bohemia, NY, USA), Morelli (Sorocaba, SP, Brasil), Ormco (Glendora, CA, USA), Orthometric (Marília, SP, Brasil) e Orthosource (Porto Alegre, RS, Brasil) (Tabela 4.1).

Todos os fios avaliados eram de formato padrão (Standart ou Medium) e quanto aos fios termoativados, foram requeridos aqueles cuja temperatura de transição fosse mais próxima à temperatura bucal.

Tabela 4.1 Amostra utilizada e condições dos testes*

Marca	Nome Comercial	Material (N)	Calibre	Lote
Abzil	ARCO NITINOL Superelástico	Níquel-titânio Convencional (15)	0,014"	209505
	ARCO NITINOL Termoativado	Níquel-titânio Termoativado** (15)	0,014"	1029200153
GAC	LOWLAND NITI	Níquel-titânio Convencional (15)	0,014"	069277
	SENTALLOY	Níquel-titânio Termoativado*** (15)	0,014"	H570
Morelli	NiTi SUPERELÁSTICO	Níquel-titânio Convencional (15)	0,014"	1472246
	NiTi TERMOATIVADO Thermo Plus	Níquel-titânio Termoativado** (15)	0,014"	1501558
Ormco	DAMON CUNITI	Cobre-níquel-titânio Termoativado** (15)	0,014"	060965155
Orthometric	Flexy Super Elastic	Níquel-titânio Convencional (15)	0,014"	0310
	Flexy – Thermal	Níquel-titânio Termoativado 35°C (15)	0,014"	0310
Orthosource	SuperNitane Nickel Titanium Arches	Níquel-titânio Convencional (15)	0,014"	9003
	SUPERTHERMAL NICKEL TITANIUM ARCHES	Níquel-titânio Termoativado** (15)	0,014"	9003

* Todos os grupos foram testados em temperatura controlada de (36±1)°Celsius (C)

** Valor de Austenite finish (Af) não informada na embalagem do produto

*** "TTR (TTR, em inglês, temperature transformation range) próxima à temperatura do corpo", informado na embalagem

4.2 Métodos

Para a avaliação da deflexão elástica dos fios selecionados, foi utilizada uma máquina de ensaio universal Instron 3342 (Norwood, MA, USA) com célula de carga de 10N (1kgf) (Figura 4.1). Nesta série de máquinas, a partir do início dos testes, a acurácia de sua velocidade é de $\pm 0,2\%$ e a acurácia da posição (extensão) é igual ou menor que $\pm 0,02\text{mm}$ ou $\pm 0,05\%$ da leitura, o que for de maior valor (INSTRON, 2004).

Com relação às células de carga, esta série tem acurácia de $\pm 0,5\%$ do valor de leitura, quando em temperatura de 25°C . No caso desta pesquisa, a célula de carga foi mantida nesta temperatura e, por isso, os resultados têm acurácia significativa (INSTRON, 2004).

Figura 4.1 Máquina de ensaio universal Instron 3342 e célula de carga utilizada (10N).

Com a intenção de padronizar os testes de forma internacional e tão adequada quanto possível, os métodos utilizados nesta pesquisa seguiram a norma ISO 15.841: Dentistry – Wires for use in orthodontics (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006). Esta norma padroniza os testes laboratoriais para os fios ortodônticos. Para os testes de deflexão elástica, a norma ISO 15.841 aponta o teste de 3 pontos como o mais apropriado. O protocolo para esse teste apresenta diretrizes, as quais foram seguidas por esta pesquisa.

De acordo com essa norma, a distância entre os suportes para o teste de 3 pontos deve ser de 10mm (Figura 4.2) e os fios testados devem ser cortados em um comprimento mínimo de 30mm tomado da parte terminal do arco, que é a porção mais reta do fio. Para isso, foi utilizado um paquímetro digital (Mitutoyo Sul Americana Ltda, Suzano, SP, Brasil).

Figura 4.2 Figura representativa do teste de 3 pontos, norma ISO 15.841.

Ainda de acordo com essa norma, os testes foram feitos sempre à mesma temperatura para todos os grupos testados, sendo $(36 \pm 1)^\circ\text{C}$ a temperatura de teste, independentemente do fato de serem fios termoativados ou não. Para isso, foi adaptado à máquina de testes um recipiente de acrílico com água (HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; BISHARA *et al.*, 1995; MELING; ODEGAARD, 1998; KAWASHIMA; OHNO; SACHDEVA, 1999; MELING; ODEGAARD, 2001; WILKINSON *et al.*, 2002; PARVIZI; ROCK, 2003; YANARU *et al.*, 2003; GARREC; JORDAN, 2004; MALLORY *et al.*, 2004; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005; VAN AKEN *et al.*, 2008; QUINTÃO *et al.*, 2009; SEYYED AGHAMIRI; AHMADABADI; RAYGAN, 2010; LOMBARDO *et al.*, 2011) à temperatura de $(36 \pm 1)^\circ\text{C}$, mantida com auxílio de aquecedor submersível com termostato integrado (ATMAN Eletronic Heater, China) e conferida por termômetro decimal de alta precisão, com limite de erro de $\pm 0,2^\circ\text{C}$ (INCOTERM, referência 5097, São Paulo,

SP, Brasil). Entretanto, a célula de carga se manteve em temperatura ambiente, condicionada em 25°C (Figura 4.3).

Figura 4.3 Recipiente de acrílico adaptado à máquina Instron.

Antes de cada teste, utilizando o software Instron Bluehill Lite (v.2.25, 2005), a célula de carga era adaptada e calibrada (Figura 4.4). A velocidade dos testes foi de 2,0mm/min e os fios foram avaliados nas seguintes deflexões, recomendadas pela norma ISO: 0,5; 1; 2 e 3mm.

Figura 4.4 Calibração da célula de carga antes do procedimento dos testes.

Foram feitas as avaliações da deflexão elástica dos fios somente em descarga (desativação). Para esses testes, ainda de acordo com a norma ISO, o método do software Instron Bluehill Lite foi programado para que o teste iniciasse em 3,1mm de deflexão e a partir deste ponto, os valores gerados em descarga puderam ser medidos em 3; 2; 1 e em 0,5mm (Figura 4.5).

Figura 4.5 Retificação para teste de 3 pontos (A) e teste de descarga em 3mm (B) e em 0mm (C).

4.2.1 Dispositivo de Simulação Clínica

Por causa de uma divergência existente na literatura sobre o uso de dispositivos de simulação clínica, em detrimento do teste de 3 pontos(SCHAUS; NIKOLAI, 1986; MALLORY *et al.*, 2004; GHERSEL, 2005; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006), esta pesquisa também testou os fios por meio de dispositivo para possibilitar uma comparação entre os dois tipos de teste.

Utilizando-se uma placa de acrílico que serviu para a simulação clínica, os testes foram realizados de maneira idêntica à descrita anteriormente, seguindo as mesmas prescrições da norma ISO 15.841. Na placa de acrílico, foram afixadas estruturas também em acrílico que representavam os dentes superiores(HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; YANARU *et al.*, 2003), desde o dente 17 (2º molar superior direito) até o dente 27 (2º molar superior esquerdo). Para diminuir as chances de interferência de fatores como ligaduras elásticas ou metálicas, o acessório escolhido foi o braquete autoligável Damon 3MX™(SCHAUS; NIKOLAI, 1986; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; WONG; BORLAND; WEST, 1994;

MALLORY *et al.*, 2004; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006; VAN AKEN *et al.*, 2008; LOMBARDO *et al.*, 2011). A distância entre os braquetes foi mantida constante em 6mm(VAN AKEN *et al.*, 2008), que é a distância média entre aletas considerado o tamanho do acessório e o tamanho médio das coroas dentárias no sentido méso-distal(OKAWA, 2005; YAMAGUTO; VASCONCELOS, 2005; GOUVÊA *et al.*, 2006). Para a execução do teste, a estrutura em acrílico representativa do dente 11 (incisivo central superior direito) serviu de apoio para a deflexão que se deu com a avaliação da descarga no sentido palatino-vestibular (Figura 4.6).

Figura 4.6 Dispositivo de simulação clínica.

4.3 Análise Estatística

Para escolher qual o tamanho da amostra a ser utilizada nesta pesquisa, foi seguida a norma ISO 15.841, que recomenda 6 espécimes de cada amostra. Entretanto, para minimizar a chance de algum erro técnico e aumentar a confiabilidade dos resultados, um número de 15 espécimes foi escolhido, para cada grupo. Por isso, não houve a necessidade de cálculo amostral.

Para a análise quanto à distribuição normal dos resultados, foi utilizado o teste de Kolmogorov-Smirnov. Por haver distribuição normal para a maioria dos grupos, foram aplicados os seguintes testes:

- Teste t independente para:
 - Comparação entre os dois tipos de testes da deflexão elástica realizados, a saber, o teste de 3 pontos e o dispositivo de simulação clínica.
 - ANOVA seguida do teste de Tukey para:
 - Avaliação do desempenho de cada grupo com relação à pseudoelasticidade e
 - Comparação entre grupos, nas diferentes deflexões.
-

5 RESULTADOS*

Tabela 5.1. Análise descritiva dos resultados de descarga do teste de 3 pontos e do dispositivo de simulação clínica em 0,5; 1; 2 e 3mm e resultado do teste t independente. Resultados em cN.

0,5mm					
	3 Pontos		Dispositivo		
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	p
Abzil C	64,20	33,30	34,51	20,63	0,0066
Abzil T	19,51	12,39	15,39	13,29	0,3878
GAC C	60,00	39,43	17,93	44,46	0,0105
GAC T	36,53	23,41	42,58	08,93	0,3577
Morelli C	91,74	05,72	09,57	40,89	0,0000
Morelli T	56,46	03,54	29,52	23,42	0,0001
Ormco	68,63	20,68	40,99	17,41	0,0005
Metric C	52,28	27,26	43,12	29,55	0,3850
Metric T	10,03	24,58	31,80	11,64	0,0044
Source C	93,26	11,02	44,05	10,09	0,0000
Source T	38,70	05,15	32,00	17,23	0,1600
1mm					
	3 Pontos		Dispositivo		
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	p
Abzil C	71,78	34,15	92,78	18,70	0,0459
Abzil T	22,84	12,56	36,67	13,36	0,0068
GAC C	79,14	38,78	74,66	42,27	0,7644
GAC T	39,37	24,05	73,57	09,04	0,0000
Morelli C	121,74	06,32	69,95	42,80	0,0001
Morelli T	61,83	04,03	60,13	23,74	0,7860
Ormco	74,83	20,57	78,23	17,69	0,6309
Metric C	52,99	25,54	87,52	31,38	0,0026
Metric T	14,32	23,96	57,20	12,81	0,0000
Source C	106,80	10,94	102,83	12,60	0,3644
Source T	41,00	04,94	57,51	15,79	0,0006
2mm					
	3 Pontos		Dispositivo		
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	p
Abzil C	62,40	36,23	143,46	15,59	0,0000
Abzil T	28,51	12,27	50,31	17,56	0,0005
GAC C	75,64	39,05	129,73	38,74	0,0007
GAC T	40,06	24,58	91,18	14,04	0,0000
Morelli C	123,47	07,38	134,54	42,57	0,3294
Morelli T	66,61	04,13	94,63	23,55	0,0001
Ormco	76,65	20,64	113,70	19,42	0,0000
Metric C	51,00	25,00	149,93	33,78	0,0000
Metric T	19,27	23,98	94,41	15,59	0,0000
Source C	110,30	12,21	163,59	14,23	0,0000
Source T	45,59	04,61	79,78	17,93	0,0000
3mm					
	3 Pontos		Dispositivo		
	Média	Desvio-padrão	Média	Desvio-padrão	p
Abzil C	66,34	37,46	179,28	19,49	0,0000
Abzil T	58,05	12,95	98,60	20,50	0,0000
GAC C	67,72	43,30	166,06	42,07	0,0000
GAC T	66,21	24,70	135,80	22,72	0,0000
Morelli C	127,07	08,97	180,39	44,37	0,0001
Morelli T	90,49	05,65	130,26	28,66	0,0000
Ormco	84,56	21,52	130,10	22,53	0,0000
Metric C	62,37	25,88	185,14	43,85	0,0000
Metric T	42,44	23,85	140,83	24,22	0,0000
Source C	125,78	12,49	212,81	20,97	0,0000
Source T	78,94	07,54	134,69	23,07	0,0000

Abreviaturas: C = convencional, T = termooativado, Metric = Orthometric e Source = Orthosource
Diferenças estatisticamente significantes quando $p < 0,05$ (destacados em vermelho).

Tabela 5.2. Porcentagem de espécimes que apresentaram valor de força dentro da média do grupo $\pm 20\text{cN}$. Valores obtidos pelo teste de 3 pontos.

	0,5mm	1mm	2mm	3mm	Média
Abzil C	26,7%	20%	20%	33,3%	25%
Abzil T	93,3%	93,3%	93,3%	93,3%	93,3%
GAC C	46,7%	46,7%	46,7%	40%	45%
GAC T	40%	40%	46,7%	33,3%	40%
Morelli C	100%	100%	100%	100%	100%
Morelli T	100%	100%	100%	100%	100%
Ormco	80%	80%	86,7%	86,7%	83,3%
Metric C	66,7%	60%	60%	40%	56,7%
Metric T	40%	46,7%	33,3%	40%	40%
Source C	86,7%	93,3%	93,3%	93,3%	91,6%
Source T	100%	100%	100%	93,3%	98,3%

Abreviaturas: C = convencional, T = termoativado, Metric = Orthometric e Source = Orthosource

Tabela 5.3. Comparação dos resultados de descarga do teste de 3 pontos entre as diferentes deflexões para cada grupo (ANOVA seguida do teste de Tukey).

	0,5mm	1mm	2mm	3mm	p
Abzil C	A	A	A	A	0,8969
Abzil T	A	A	A	B	0,0000
GAC C	A	A	A	A	0,5689
GAC T	A	A	A	B	0,0042
Morelli C	A	B	B	B	0,0000
Morelli T	A	B	C	D	0,0000
Ormco	A	A	A	A	0,2284
Metric C	A	A	A	A	0,6151
Metric T	A	A	AB	B	0,0025
Source C	A	B	B	C	0,0000
Source T	A	AB	B	C	0,0000

Abreviaturas: C = convencional, T = termoativado, Metric = Orthometric e Source = Orthosource
Diferenças estatisticamente significantes quando $p < 0,05$ (destacados em vermelho).
Letras iguais representam semelhança estatística entre os grupos.

Tabela 5.4. Faixa de variação de força dos fios nas diferentes deflexões estudadas em teste de 3 pontos. Resultados em cN.

	Variação 1*	Variação 2*	Variação 3*	Variação Total*
	1 - 0,5mm	2 - 1mm	3 - 2mm	3 - 0,5mm
Abzil C	7,58	-9,38**	3,94	2,14
Abzil T	3,33	5,67	29,54	38,54**
GAC C	19,14**	-3,50	-7,92	7,72
GAC T	2,84	0,69	26,15	29,68**
Morelli C	30,00	1,73	3,60	35,33**
Morelli T	5,37	4,78	23,88	34,03**
Ormco	6,20	1,82	7,91	15,93**
Metric C	0,71	-1,99	11,37**	10,09
Metric T	4,29	4,95	23,17	32,41**
Source C	13,54	3,50	15,48	32,52**
Source T	2,30	4,59	33,35	40,24**

* Variação 1: valores obtidos pela diferença da força liberada na deflexão de 1mm pela força liberada na deflexão de 0,5mm. Variação 2: valores obtidos pela diferença da força liberada na deflexão de 2mm pela força liberada na deflexão de 1mm. Variação 3: valores obtidos pela diferença da força liberada na deflexão de 3mm pela força liberada na deflexão de 2mm. Variação Total: valores obtidos pela diferença da força liberada na deflexão de 3mm pela força liberada na deflexão de 0,5mm.

** Variação máxima de força

Tabela 5.5. Média dos grupos e comparação dos resultados de descarga do teste de 3 pontos entre os diferentes grupos em 0,5; 1; 2 e 3mm (ANOVA seguida do teste de Tukey).

0,5mm											
Abzil C	Abzil T	GAC C	GAC T	Morelli C	Morelli T	Ormco	Metric C	Metric T	Source C	Source T	p
64,20	19,51	60,00	36,53	91,74	56,46	68,63	52,28	10,03	93,26	38,70	0,0000
BC	DF	ABC	AD	E	ABC	CE	ABC	F	E	ABD	
1mm											
Abzil C	Abzil T	GAC C	GAC T	Morelli C	Morelli T	Ormco	Metric C	Metric T	Source C	Source T	p
71,78	22,84	79,14	39,37	121,74	61,83	74,83	52,99	14,32	106,80	41,00	0,0000
BC	DE	C	ADE	F	ABC	BC	AB	D	F	AE	
2mm											
Abzil C	Abzil T	GAC C	GAC T	Morelli C	Morelli T	Ormco	Metric C	Metric T	Source C	Source T	p
62,40	28,51	75,64	40,06	123,47	66,61	76,65	51,00	19,27	110,30	45,59	0,0000
ACD	BE	A	BCE	F	AD	A	ABCD	E	F	BCD	
3mm											
Abzil C	Abzil T	GAC C	GAC T	Morelli C	Morelli T	Ormco	Metric C	Metric T	Source C	Source T	p
66,34	58,05	67,72	66,21	127,07	90,49	84,56	62,37	42,44	125,78	78,94	0,0000
ABC	AB	ABC	ABC	D	C	AC	AB	B	D	AC	

Abreviaturas: C = convencional, T = termoativado, Metric = Orthometric e Source = Orthosource
Diferenças estatisticamente significantes quando $p < 0,05$ (destacados em vermelho).
Letras iguais representam semelhança estatística entre os grupos.

*Como determinado pelo Sistema Internacional de Unidades, a força será apresentada em Newton. 1 Newton (1N) equivale a aproximadamente 100 gramas-força, portanto, para facilitar a leitura, foi utilizado centi Newton (cN), que é semelhante à medida de 1 grama-força (grf).

6 DISCUSSÃO

Para facilitar o entendimento do texto, este capítulo será dividido em subtópicos. Serão discutidos os materiais e métodos, os resultados e, ao final, a aplicação clínica destes achados.

6.1 Material e Métodos

A escolha de conduzir uma pesquisa laboratorial vem do fato de que nesse ambiente são menores as chances de que fatores externos influenciem os resultados do estudo pois, no caso das pesquisas clínicas, pode haver interferência de uma larga variabilidade de resposta individual (EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998). Assim, por apresentarem menos variáveis que os testes clínicos, a comparação laboratorial entre marcas seria mais justa (KAPILA; SACHDEVA, 1989; TONNER; WATERS, 1994b). E apesar desses resultados serem diferentes daqueles advindos de um estudo clínico, os padrões obtidos tanto no laboratório quanto no ambiente clínico se mostram semelhantes, permitindo uma base para comparações (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KAPILA *et al.*, 1990; GURGEL *et al.*, 2001).

6.1.1 Seleção do Calibre 0,014” e da Liga de Níquel-titânio

O calibre de escolha para ser avaliado nesta pesquisa foi o de 0,014” (0,36mm). Esta escolha baseou-se no conhecimento geral de que os fios de níquel-titânio são mais indicados para o início do tratamento, fase de alinhamento e nivelamento (ANDREASEN; MORROW, 1978; KUSY; GREENBERG, 1981; RUBIN, 1999), especialmente os fios redondos de baixo calibre. Isso é devido à intenção de minimizar a sensação dolorosa do paciente, pois sabe-se que a dor é um dos fatores mais importantes de desencorajamento com relação ao tratamento ortodôntico (OLIVER; KNAPMAN, 1985) e que ela pode ser descrita como bastante intensa (JONES; CHAN, 1992; FUCK; DRESCHER, 2006), afetando a colaboração

do paciente e podendo piorar a higiene oral(CIOFFI *et al.*, 2012). Além destes fatos, como o teste de deflexão elástica, usado nesta pesquisa, simula uma condição de apinhamento dentário, seria mais sensato avaliar o fio que enfrenta justamente esta situação, a saber, os fios redondos de baixo calibre(GIL; PLANELL, 1999). Por isso, a escolha de um calibre delicado, como o 0,014", usado como um dos fios de início de tratamento na maioria dos casos(GATTO *et al.*, 2011; LOMBARDO *et al.*, 2011; DAMON, 2012).

Confirmando estes achados e para ratificar o uso da liga de níquel-titânio nesta pesquisa, foi avaliado um estudo de 2008 sobre as tendências de uso de materiais entre os ortodontistas clínicos(KEIM *et al.*, 2008). Os resultados mostraram que 87% destes ortodontistas usam o fio de níquel-titânio para iniciar o tratamento e 13,9% o usam como fio de finalização. Na pesquisa anterior, publicada 6 anos antes, o uso do níquel-titânio ao início do tratamento era de 80,2% e ao final, de 11%. Estes dados indicam um aumento no uso desta liga com o passar do tempo. O fio de aço foi escolhido como fio de início de tratamento por 42,1% e como fio de finalização por 73,1% dos ortodontistas. Na pesquisa de 2002, estes percentuais eram de 49% e 79,2%, respectivamente. Apesar de ser considerado como o fio ideal para a finalização(KUSY; GREENBERG, 1981; KAPILA; SACHDEVA, 1989; RUBIN, 1999), houve uma diminuição do uso do fio de aço tanto para o início quanto para o final do tratamento. Outra queda de uso foi observada nos fios termoativados que eram usados por 15,8% dos entrevistados ao início do tratamento e por 2,3% ao final. Na pesquisa anterior, estes números eram 26,8% e 2,4%, respectivamente.

Ainda com base neste estudo(KEIM *et al.*, 2008), as demais ligas (cromo-cobalto-níquel, titânio-molibdênio, titânio-nióbio e outras) representaram porcentagens bem baixas em comparação ao uso massivo da liga de níquel-titânio. Por isso, foi esta a liga de escolha para ser estudada nesta pesquisa.

6.1.2 Seleção das Marcas dos Fios Ortodônticos

Atualmente, existem várias marcas e tipos de fios ortodônticos no mercado(D'ANTÒ *et al.*, 2012; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; NAKANO *et al.*, 1999; BADRAN *et al.*, 2003). Mesmo quando se restringe à liga – no caso desta pesquisa, níquel-titânio – ainda assim muitas marcas estão hoje disponíveis. Por

isso, foram selecionadas algumas dentre as mais usadas no Brasil, para serem testadas. Como será esclarecido no tópico 6.1.5, a mesma metodologia desta pesquisa pode ser usada para a avaliação de outras marcas, permitindo resultados comparáveis. As marcas selecionadas foram as mais encontradas em estandes de congressos e em lojas de artigos ortodônticos e, provavelmente, as mais adquiridas pelo ortodontista brasileiro. Para tornar as comparações mais abrangentes, as marcas Abzil (3M), GAC eOrmco foram também avaliadas, o que permitiu resultados menos restritos ao mercado brasileiro.

Foram selecionados fios convencionais e termoativados, pois ambos têm sido muito usados, mesmo que em proporções diferentes(KEIM *et al.*, 2008). Nesta pesquisa, aos fios não termoativados chamou-se convencionais, ao invés de “superelásticos”, pois nem todos deixavam claro na embalagem que o fio apresentava esta característica, especialmente os fios das marcas GAC e Orthosource. Ao contrário, os fios termoativados eram assim declarados em todas as marcas estudadas, sendo identificados seja pelo nome comercial ou pelas informações da embalagem (Tabela 4.1). Apesar disso, nem todas as marcas dispunham a temperatura de Af (Austenite finish) de seu produto, contrariando o sugerido pela norma ISO 15.841(INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2006), que direciona que cada pacote deva ser etiquetado com pelo menos estas informações: nome e endereço do fabricante e/ou distribuidor; nome comercial do fio; dimensões do fio; lote; quantidade de fios; uso devido e um símbolo de aviso quando há níquel na liga, seguido do texto: “Este produto contém níquel”. Além destes dados, a norma ainda diz que o fabricante deveria providenciar informação de fácil acesso sobre a composição química da liga com suas concentrações e a temperatura de Af. Dos grupos estudados, somente a marca Orthometric apresentou com clareza esta informação (Tabela 4.1). Realmente, o fato de determinados produtos serem oferecidos sem suas características mecânicas dispostas já tem sido relatado há algum tempo(NAKANO *et al.*, 1999).

Outro aspecto muito interessante que auxiliou na escolha das marcas a serem testadas foi seu preço de mercado. Por isso, foi também objetivo desta pesquisa entender o porquê de diferenças de custo tão grandes, estabelecidas pelos fabricantes. Comparando os preços* dos envelopes com 10 unidades de fios cada,

os preços variaram de R\$9,50 e R\$11,00 (Orthosource convencional e termotivado, respectivamente); R\$10,95 (Orthometric, convencional ou termotivado); R\$12,98 (Morelli, convencional ou termotivado); R\$15,60 e R\$18,90 (Abzil convencional e termotivado, respectivamente); R\$20,88 e R\$48,46 (GAC convencional e termotivado, respectivamente) até R\$220,00 (cobre-níquel-titânio da Ormco, também conhecido como CopperNiTi ou CuNiTi). Assim, o resultado do teste de deflexão elástica, que mais se aproxima da realidade clínica, permitiria justificar – ou não – esta diferença na valoração destes produtos.

*Valores referentes ao ano de 2012.

6.1.3 Máquina de Ensaio Universal e Célula de Carga

Parte fundamental do desenho desta pesquisa foi a escolha da máquina de testes e do valor da célula de carga a ser utilizada. A máquina utilizada foi um exemplar da marca Instron, modelo 3342 (Norwood, MA, USA) com célula de carga de 10N (1kgf). A marca Instron trabalha com várias células de carga, que são os dispositivos sensíveis à força liberada nos testes. Estas células devem ser cuidadosamente escolhidas, de acordo com a expectativa de força liberada pelo espécime a ser estudado, para que haja credibilidade de resultados.

É possível perceber na literatura de nossa área, que nem todos os autores atentam para esta questão, o que exige do leitor cautela quando interpretar resultados e avaliar conclusões. Apesar de ser conhecido que as forças ortodônticas são forças leves, há relatos de trabalhos que utilizaram célula de carga de 1000N (100kgf)(JUVVADI *et al.*, 2010), 1000 libras (453,6kgf)(KLUMP *et al.*, 1994), 5000N (500kgf)(RUCKER; KUSY, 2002b) e até de 10.000 libras (4.536kgf)(STAGGERS; MARGESON, 1993). É de se supor que células de carga de valores tão altos não proporcionem resultados confiáveis para ligas que liberam forças proporcionalmente tão diminutas.

Como é esperado que os fios ortodônticos, especialmente os de baixo calibre, liberem forças menores ou em torno de 1N (100grf), foi selecionada para esta pesquisa uma célula de carga de 10N (1kgf). Estas células de carga da marca Instron, modelo 3342 têm acurácia de $\pm 0,5\%$ do valor de leitura. Assim, um valor de

leitura de força de 60cN, por exemplo, tem erro máximo de $\pm 0,3\text{cN}$. Portanto, o resultado do valor das forças liberadas pelo teste têm acurácia significativa.

6.1.4 Teste de Deflexão Elástica

Existem diversos testes que podem ser aplicados para conhecer as características físicas de uma liga metálica. A avaliação pode ser feita estudando o módulo de elasticidade, o springback, a histerese, o relaxamento da liga, entre outros. Cada uma destas avaliações é importante e deve ser aplicada dependendo daquilo que se quer conhecer. Mas estes testes não são considerados suficientes por alguns autores(BURSTONE; GOLDBERG, 1983; MIURA *et al.*, 1986). O teste de deflexão elástica, usado nesta pesquisa, apresenta a força liberada pela liga quando esta é submetida a uma determinada carga que promove sua deflexão.

As propriedades mecânicas dos fios são geralmente demonstradas por testes de tração, deflexão ou de torque. Apesar de algumas características dos fios, determinadas por estes testes, não refletirem necessariamente o seu comportamento clínico, elas permitem uma base para comparações(KAPILA; SACHDEVA, 1989; GURGEL *et al.*, 2001; TERAMOTO, 2010).

Dentre todos estes testes, o teste de deflexão elástica é o que mais se aproxima clinicamente dos interesses do ortodontista, pois é precisamente isso que ele irá fazer ao adaptar um fio de níquel-titânio aos dentes de seu paciente, com a intenção de alinhá-los(BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; KRISHNAN; KUMAR, 2004). Burstone também apoia essa questão quando afirma que apesar de os engenheiros trabalharem com parâmetros como módulo de elasticidade e limite de escoamento, o clínico está mais preocupado em conhecer qual a força produzida pelo fio em relação à quantidade de deflexão(BURSTONE; GOLDBERG, 1983) e mesmo os profissionais mais ligados à pesquisa têm grande interesse no caráter clínico deste tipo de informação(KOKICH, 2012).

Considerando o fato de que esse teste apresenta os valores de força causados por uma deflexão momentânea, pode surgir alguma dúvida sobre o comportamento desses fios submetidos a tal deflexão por um período de tempo

maior, como acontece clinicamente. Quanto a isso, temos o resultado de pesquisa sobre a fadiga dos fios de níquel-titânio superelásticos. Quando submetidos a deflexões consideráveis (teste de fadiga estático) e repetitivas, que imitam as forças oclusais (teste de fadiga dinâmico), esses fios não apresentaram variação significativa em sua força de descarga(VAN AKEN *et al.*, 2008). Outros estudos também mostraram que não houve relaxamento para fios de níquel-titânio(HAZEL; ROHAN; WEST, 1984; WONG; BORLAND; WEST, 1994).

6.1.5 Teste de 3 Pontos

O teste de 3 pontos foi escolhido por sua indicação pela norma ISO 15.841 e por causa de sua semelhança clínica e reprodutibilidade(KRISHNAN; KUMAR, 2004; BERGER; WARAM, 2007).

Há na literatura aqueles autores que defendem o uso de dispositivos que simulem o arco dentário com a intenção de obter resultados mais fiéis(SCHAUS; NIKOLAI, 1986; GHERSEL, 2005; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006). Entretanto, quando estes dispositivos de simulação clínica são usados, não é possível fazer comparações entre eles, pois qualquer diferença no material usado e na disposição de suas estruturas pode interferir nos resultados(OLTJEN *et al.*, 1997).

Não é por acaso que a norma ISO 15.841 dita que os testes de deflexão elástica sejam feitos por meio de teste de 3 pontos. Este teste é o mais indicado para o estudo da deflexão elástica, pois elimina grande parte das variáveis encontradas nos dispositivos de simulação clínica tais como o atrito entre os componentes, distância interbraquetes e a influência de materiais fora do interesse do estudo como ligaduras elásticas ou amarrios metálicos(YONEYAMA *et al.*, 1992; WONG; BORLAND; WEST, 1994; GURGEL *et al.*, 2001). Como já mencionado, esse teste, muito mais simples de ser executado, pode ser refeito por outros pesquisadores, permitindo assim o confronto dos resultados encontrados(KRISHNAN; KUMAR, 2004; BERGER; WARAM, 2007).

Por causa dessa divergência, a confecção de um dispositivo de simulação clínica para esta pesquisa teve como objetivo simular o arco dentário e a deflexão do fio ortodôntico, analisada na estrutura que representava o incisivo central. A escolha

deste dente foi feita com base na literatura consultada (SEGNER; IBE, 1995) e na evidência de que a maior porcentagem dos apinhamentos dentários ocorre na região de incisivos (CASTRO; VALLADARES-NETO; ESTRELA, 2010). Para a colagem, foi escolhido um conjunto de braquetes autoligáveis para diminuir a possibilidade de interferência das ligaduras elásticas ou metálicas (SCHAUS; NIKOLAI, 1986). Os mesmos materiais, a mesma temperatura e o mesmo método de estudo inserido no programa da máquina Instron foi utilizado para os testes com dispositivo e o teste de 3 pontos. Os resultados mostram que há diferença significativa entre estes testes (Tabela 5.1), que serão discutidos no tópico 6.2.1.

6.1.6 Avaliação dos Resultados em Descarga

De um ponto de vista prático, a carga é representada pela curva superior do gráfico, que mostra a força aplicada ao dente quando o clínico deflexiona o fio e o amarra ao braquete. A curva inferior representa a descarga e mostra o potencial movimento dentário enquanto o fio retorna ao seu formato original (Ver Glossário, figura 2) (ANDREASEN; HEILMAN; KRELL, 1985). Portanto, é de maior interesse clínico conhecer as forças liberadas pelo teste de descarga do que as forças liberadas pelo teste de carga (CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; WATERS, 1992b; YONEYAMA *et al.*, 1992; MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001; FISCHER-BRANDIES *et al.*, 2003), porque a descarga representa as forças que promovem a movimentação dentária durante o tratamento ortodôntico (ANDREASEN; HEILMAN; KRELL, 1985; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; KAPILA *et al.*, 1991; SEGNER; IBE, 1995; NAKANO *et al.*, 1999; MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; BERGER; WARAM, 2007; LIAW *et al.*, 2007; VAN AKEN *et al.*, 2008; GATTO *et al.*, 2011; LOMBARDO *et al.*, 2011). Adicionalmente, a norma ISO 15.841, referência nesta pesquisa, também indica a avaliação dos resultados em descarga.

6.1.7 Temperatura

A temperatura selecionada para os testes desta pesquisa também foi baseada na norma ISO 15.841, que indica temperatura de $(36\pm 1)^{\circ}\text{Celsius (C)}$. Esta é a temperatura média bucal(AIROLDI *et al.*, 1997; BOLENDER *et al.*) e mais especificamente com relação aos incisivos, cuja temperatura média é de 35°C por cerca de 80% do tempo(MOORE *et al.*, 1999; LIM *et al.*, 2008).

6.2 Resultados

6.2.1 Comparação do Teste de 3 pontos e Dispositivo de Simulação Clínica (Tabela 5.1)

Na tabela 5.1 estão apresentados a média e o desvio-padrão de cada um dos grupos, em cada uma das deflexões estudadas. É possível observar que houve diferença significativa entre os resultados gerados pelo teste de 3 pontos e pelo dispositivo de simulação clínica em 35 das 44 avaliações. De um modo geral, na deflexão de 0,5mm, o dispositivo liberou forças mais leves que o teste de 3 pontos. Entretanto, nas deflexões de 1; 2 e 3mm, o dispositivo liberou forças mais pesadas.

Em uma comparação semelhante, foi encontrada diferença entre os valores gerados pelo teste de 3 pontos convencional quando comparado ao teste de 3 pontos usando braquetes. Durante a descarga, foi observada de 1,5 a 4 vezes maior rigidez do fio quando aplicado o teste de 3 braquetes do que quando aplicado o teste de 3 pontos em 1 e 2mm. Uma exceção foi encontrada para o fio de níquel-titânio que, na deflexão de 2mm, apresentou valores menores no teste com 3 braquetes. Em 3mm, a rigidez do método utilizando braquete foi maior de 7,5 até 40 vezes, provavelmente por conta do atrito gerado pelos acessórios(OLTJEN *et al.*, 1997).

Na comparação dos valores obtidos por dispositivo de simulação clínica com os resultados de outras pesquisas foi encontrado que, durante a carga, a força liberada pelo teste com o dispositivo era até 3,5 vezes maior que a liberada pelo teste de 3 pontos. Durante a descarga, essa diferença era 1,6 vezes maior para o dispositivo(YANARU *et al.*, 2003).

Em um estudo comparando os valores de força obtidos na descarga, gerados por teste de 3 pontos e por diferentes dispositivos de simulação clínica (dispositivo parcial com braquetes convencionais, dispositivo parcial com braquetes autoligáveis, dispositivo total com braquetes convencionais e dispositivo total com braquetes autoligáveis) observou-se que os resultados de força liberados pelo teste de 3 pontos foram os menores. Dentre os dispositivos, a menor média de força foi gerada pelo dispositivo total com braquetes convencionais. Como justificativa, o atrito foi apontado como capaz de reduzir o valor da força liberada. Essa explicação também justifica, mesmo que parcialmente, o fato de a maior média ter sido gerada pelo dispositivo total com braquetes autoligáveis(WILKINSON *et al.*, 2002).

Clinicamente, essa justificativa faz sentido pois o atrito aumenta a força liberada pelo fio durante a carga, mas diminui a força durante a descarga(NAKANO *et al.*, 1999; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; LIAW *et al.*, 2007). Por isso, o dispositivo com maior atrito gerou a menor força, pois durante a descarga, o atrito dificulta o retorno do fio à sua posição inicial. O dispositivo total com braquetes autoligáveis apresentou os maiores valores de força, por causa do menor atrito gerado por esses tipos de braquetes. Entretanto, por causa do menor número de braquetes no dispositivo parcial com braquetes autoligáveis, este dispositivo é que deveria apresentar os maiores valores de força ao invés do dispositivo total com braquetes autoligáveis já que quanto menor o atrito, maior a leitura da força liberada pelo fio. Contudo, há um detalhe que pode ajudar a entender esta questão. O detalhe é que os dispositivos parciais desse estudo foram realizados com a região mais reta do fio, ao contrário dos dispositivos totais, cuja região avaliada foi a porção anterior do arco, que é curva. Nesta região a força liberada é maior que na região mais retilínea do fio(SCHAUS; NIKOLAI, 1986). Esta diferença pode ser a causa mais acertada para forças geralmente maiores apresentadas pelos dispositivos de simulação clínica, em comparação às forças liberadas pelo teste de 3 pontos, encontradas nesta pesquisa e nos estudos citados acima.

Apesar disso, esta menor força detectada laboratorialmente pelo teste de 3 pontos pode ser compensada pelo maior atrito observado clinicamente. A presença dos braquetes, a distância entre eles, as ligaduras e o próprio apinhamento são fatores que aumentam o atrito no ambiente clínico. Dessa forma, esse grande atrito seria capaz de diminuir a força liberada pelo fio, o que não ocorre no teste de 3

pontos. Assim, os resultados clínico e laboratorial com o teste de 3 pontos ficariam mais equivalentes.

É certo que o teste de 3 pontos pode não apresentar os valores de força mais semelhantes aos obtidos clinicamente, mas fornece base confiável para comparações. É possível observar que os estudos que compararam o dispositivo com o teste de 3 pontos mostraram que os dispositivos apresentam resultados inconstantes nas diferentes deflexões(OLTJEN *et al.*, 1997), grande variação na diferença de valores de força apresentada, em comparação com o teste de 3 pontos(OLTJEN *et al.*, 1997; YANARU *et al.*, 2003) e diferença significativa entre os diversos tipos de dispositivo(WILKINSON *et al.*, 2002).

Portanto, essas diferenças mostram como os dispositivos de simulação clínica podem apresentar resultados variados. Esse fato reforça a necessidade do uso de uma metodologia menos susceptível a essas variações. Portanto, por causa dos aspectos acima destacados, por sua reprodutibilidade, significância clínica(MIURA *et al.*, 1986) e pela indicação da norma ISO 15.841, serão discutidos os resultados gerados apenas pelo teste de 3 pontos.

6.2.2 Desvio-Padrão (Tabelas 5.1 e 5.2)

Ainda na tabela 5.1, é possível observar que alguns fios mostraram valores de desvio-padrão abaixo de 10cN, são eles: Morelli convencional, Morelli termoativado e Orthosource termoativado. Valores entre 10 e 20cN foram apresentados pelos fios dos grupos: Abzil termoativado e Orthosource convencional. Valores entre 20 e 30cN foram apresentados pelos fios dos grupos: GAC termoativado, Ormco, Orthometric convencional e Orthometric termoativado. Valores acima de 30cN foram apresentados pelos grupos Abzil convencional e GAC convencional.

Os resultados dos grupos Morelli convencional, Morelli termoativado e Orthosource termoativado mostraram desvio-padrão baixo, considerado excelente em comparação aos demais grupos, com valores entre 3,54cN e 8,97cN, em todas as deflexões estudadas. Este resultado é confirmado por outro estudo que encontrou baixo desvio-padrão para a marca Morelli, o menor dentre as outras 8 marcas estudadas(GURGEL *et al.*, 2001).

Clinicamente, esses resultados revelam a consistência da marca a respeito da qualidade e homogeneidade dos fios fabricados. Um desvio-padrão de, por exemplo, 5cN mostra que a variação da qualidade dentro de um mesmo lote é bastante aceitável. Por outro lado, um desvio-padrão de 30cN, significa que dentro de um mesmo lote há fios com diferenças significantes no que diz respeito ao valor das forças liberadas.

A tabela 5.2 mostra a importância clínica dos valores de desvio-padrão encontrados. Nesta tabela é possível conhecer a porcentagem de fios que liberou valores dentro da média do grupo, numa faixa de ± 20 cN. Esta porcentagem mostra a real chance de se usar um fio com as características encontradas para seu grupo como um todo. Os grupos que ficaram com porcentagem média acima de 80% foram os seguintes: Abzil termoativado, Morelli convencional e termoativado, Ormco e Orthosource convencional e termoativado. Os grupos que ficaram com porcentagem média entre 40% e 60% foram: GAC convencional e termoativado e Orthometric convencional e termoativado. O grupo Abzil convencional apresentou porcentagem média de 25%. De acordo com este dado é possível estabelecer outro critério de avaliação da qualidade da marca.

Outros estudos também relataram grande desvio-padrão (KRISHNAN; KUMAR, 2004; ZUCCH *et al.*, 2011), cuja causa pode estar relacionada com o processo de manufatura e/ou seu tratamento térmico (BISHARA *et al.*, 1995; MUENCH, 1999; BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007). Além disso, foram encontradas diferenças significantes entre lotes de uma mesma marca (WATERS, 1992b; TONNER; WATERS, 1994b) e comportamento mecânico diferente do propagado pelo fabricante (BISHARA *et al.*, 1995; IBE; SEGNER, 1998).

6.2.3 Avaliação da Pseudoelasticidade (Tabelas 5.3 e 5.4)

Esta comparação teve o objetivo de demonstrar qual ou quais fios mantêm o mesmo valor de força independentemente da deflexão, o fenômeno conhecido comercialmente como “superelasticidade”. Isso porque tal característica é um fator importante na liberação de forças contínuas durante a fase de alinhamento e nivelamento. Na tabela 4.1, é possível perceber que pelo menos 3 marcas (Abzil,

Morelli e Orthometric) deixam implícita essa característica no nome comercial do produto. Entretanto, já foi publicado que esse fenômeno não está somente presente nos fios comercializados como “superelásticos”(THAYER *et al.*, 1995).

O comportamento mecânico “superelástico” da liga de níquel-titânio, mais corretamente chamado pseudoelástico, é resultado da força que causa a transformação cristalográfica da liga de austenítica para martensítica(BARWART, 1996; GURGEL *et al.*, 2001). É representado pela região horizontal do gráfico, que indica um valor de força constante em um particular período de deflexão(Ver Glossário, figura 3)(VIAZIS, 1991; KUSY, 1997; LOMBARDO *et al.*, 2011).

Alguns autores usam como parâmetro para a avaliação da pseudoelasticidade a observação visual do gráfico da descarga, em teste de deflexão(KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991; YONEYAMA *et al.*, 1992; SEGNER; IBE, 1995; AIROLDI; RIVA, 1996; IJIMA *et al.*, 2002b; RUCKER; KUSY, 2002a; WILKINSON *et al.*, 2002; FISCHER-BRANDIES *et al.*, 2003; YANARU *et al.*, 2003; GARREC; JORDAN, 2004; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006; LIAW *et al.*, 2007; LOMBARDO *et al.*, 2011). Entretanto, esta não é uma avaliação objetiva, pois o avaliador considera pseudoelasticidade a presença de uma região de platô no gráfico, que pode ser mais ou menos horizontalizada. Assim, conclusões baseadas unicamente na leitura do gráfico podem ser subjetivas e, por isso, seria arriscada a comparação de diversas marcas usando somente este método como parâmetro.

Há também outra forma de avaliação deste fenômeno, usando a diferença de valores de força liberada pelos extremos de deflexão(MIURA *et al.*, 1986; NAKANO *et al.*, 1999). Por exemplo, a força liberada pela deflexão de 3mm, subtraída da força liberada pela deflexão de 0,5mm dá uma faixa de variação de força que pode ser considerada alta ou não.

No caso desta pesquisa, foi aplicado o teste estatístico ANOVA, seguido do teste de Tukey para avaliar as diferenças de força liberada pelas diversas deflexões, em cada grupo de fios estudado. Com base nestes resultados, somente 4 grupos demonstraram constância de força em todas as deflexões, são eles: Abzil convencional, GAC convencional, Ormco e Orthometric convencional (Tabela 5.3). Esta característica, apresentada por estes grupos, mostra que o fio libera a mesma

intensidade de força, mesmo em diferentes graus de apinhamento(LOMBARDO *et al.*, 2011).

Entretanto, por causa de uma grande variação nos valores de desvio-padrão entre os grupos, houve a necessidade de aplicar outro modo de estudo da pseudoelasticidade. Isso porque o teste estatístico beneficia os grupos de grande desvio-padrão. Nesses casos, o teste é menos capaz de detectar diferenças entre as deflexões, sugerindo um comportamento pseudoelástico do material. No caso de baixos valores de desvio-padrão, o teste consegue detectar mais seguramente as diferenças entre as deflexões, classificando o fio como inconstante, com relação à pseudoelasticidade.

Assim, os grupos foram também estudados em relação à faixa de variação de forças liberadas durante todo o teste (Tabela 5.4). Para a obtenção destes valores foi calculada a diferença do valor de força das ativações de 0,5mm até 1mm; 1mm até 2mm; 2mm até 3mm e de 0,5mm até 3mm. A maior diferença de força calculada foi utilizada para separar os grupos desta forma: os grupos que liberaram faixa de variação da força abaixo de 20cN foram os seguintes: Abzil convencional, GAC convencional, Ormco e Orthometric convencional. Os demais fios ficaram entre 20cN e 40cN. Essa avaliação mostrou que os mesmos grupos que se apresentaram como pseudoelásticos no teste estatístico foram os que tiveram menor faixa de variação de força durante o teste.

Entretanto, os resultados dessa segunda avaliação permitem observar que os demais grupos também apresentaram pseudoelasticidade, mesmo que de uma forma mais ampla pois, de acordo com a literatura pesquisada, os estudos que avaliaram a pseudoelasticidade dessa mesma forma estabeleceram como critério uma faixa de variação de força máxima de 100cN. Para esses autores, os fios que liberam força dentro deste limite são considerados pseudoelásticos(MIURA *et al.*, 1986; NAKANO *et al.*, 1999). Portanto, é possível classificar todos os fios estudados como pseudoelásticos, pois sua faixa de variação de força durante todo o teste foi de, no máximo, 40cN. Outros autores também encontraram pseudoelasticidade em todos os fios estudados(LIPSHATZ; BROCKHURST; WEST, 1992; IJIMA *et al.*, 2002b; GURGEL *et al.*, 2001; MALLORY *et al.*, 2004; ZUCCH *et al.*, 2011).

6.2.4 Avaliação do Valor da Força Liberada (Tabela 5.5)

Outro objetivo desta pesquisa foi estabelecer a comparação dos resultados de força liberada pela deflexão elástica entre os grupos avaliados. Para tornar esta comparação mais imparcial e também mais aplicável, seria ideal haver uma faixa de força ótima para, a partir dela, classificar os fios com os melhores resultados.

Existe a teoria de que a força necessária para movimentar um dente seja bastante baixa, cerca de $0,025\text{g/cm}^2$, que é a pressão dos capilares sanguíneos. Forças muito maiores causam hialinização dos tecidos vizinhos e necrose, que leva de 7 a 14 dias para reorganização. Além disso, há maior sensação dolorosa para o paciente(VIAZIS, 1993). Outro fato que pode acontecer após estes eventos é a reabsorção radicular, que é um dano irreversível aos tecidos dentários(GIL; PLANELL, 1999). Durante esse tempo, o movimento dentário diminui ou mesmo pára(PARVIZI; ROCK, 2003), atrasando o tratamento(VIAZIS, 1993; WONG; BORLAND; WEST, 1994).

Existem muitos relatos de que forças contínuas de magnitude baixa são mais efetivas para a movimentação dentária(BEGG, 1956; REITAN, 1957; MIURA *et al.*, 1986; WATERS, 1992a; WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995; NAKANO *et al.*, 1999; IWASAKI *et al.*, 2000; GARREC; JORDAN, 2004; BERGER; WARAM, 2007; LUPPANAPORNLARP *et al.*, 2010). Entretanto, é necessário estabelecer essa faixa média de orientação para que possamos nos desprender do termo “força leve”, que é tão subjetivo(QUINTÃO *et al.*, 2001; LOMBARDO *et al.*, 2011). Isso porque um fio que libera forças muito leves pode não ser a melhor escolha, pois além de promover uma movimentação dentária muito lenta(IIJIMA *et al.*, 2002b), esta movimentação pode nem mesmo ocorrer(GATTO *et al.*, 2011). Por isso é que pode ser arriscado simplesmente classificar como melhor o fio que libera a menor força(QUINTÃO *et al.*, 2001).

Nessa tentativa de encontrar uma faixa de força ótima, um modelo matemático foi realizado unindo as pesquisas já realizadas sobre este tema(REN *et al.*, 2004), mas, infelizmente, após meio século de pesquisa em movimentação dentária, é desapontador concluir que a resposta a essa questão ainda esteja longe de ser encontrada(REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Apesar dessa dificuldade em se definir a força ótima, alguns autores se arriscaram a quantificá-la. Um desses autores afirmou que, tipicamente, forças maiores que 100cN resultam em fase de latência de aproximadamente 21 dias antes que o movimento dentário aconteça. E, apesar de observar movimentação dentária com forças de apenas 18cN, esse estudo mostrou que com forças baixas (60cN), a movimentação dentária iniciou sem aquela fase de latência e ocorreu em velocidade clinicamente significativa. A força contínua de 60cN no ligamento do canino produziu movimentação de 1,27mm/mês por um período de observação de 84 dias, velocidade maior que aquela produzida com 18cN, que foi de 0,87mm/mês(IWASAKI *et al.*, 2000).

Outra pesquisa comparou dois valores de força para retração de caninos: 200cN e 20cN. Ambas as forças puderam movimentar efetivamente os dentes, entretanto, houve maior relato de dor no grupo de 200cN(OGURA *et al.*, 2009). Em comparação semelhante, usando valores de força de 300cN e 50cN, observou-se que 50cN era mais indicado por gerar menor perda de ancoragem(YEE *et al.*, 2009). Em mais uma pesquisa sobre comparação de resultados de diferentes valores de força, foi observado que 50cN pode efetivamente induzir movimentação dentária, similarmente à aplicação de 150cN de força. Porém, a aplicação de 50cN de força gerou menos dor e menos inflamação. Em 2 meses de estudo, 50cN promoveu retração de caninos de 1,13mm e 150cN promoveu retração de caninos de 1,28mm(LUPPANAPORNARP *et al.*, 2010).

Houve também aqueles autores que sugeriram uma força ótima com base em sua experiência. De acordo com Thurow, forças leves são aquelas cujo valor é menor que 100cN(THUROW, 1982). Segundo Proffit e colaboradores, a força ótima indicada para inclinação, extrusão e correção de rotação dentária está na faixa de 35cN e 60cN(PROFFIT; FIELDS JR.; SARVER, 2007). Baseada na literatura atual e histórica, a força de descarga variando de 50cN a 150cN foi aceita em estudo como clinicamente útil para obter movimentação dentária(ROSE *et al.*, 2009). Mais especificamente para os dentes anteriores, a força de 50cN(WATERS, 1992a) e faixa de 50cN a 75cN(BURSTONE; GROVES, 1960) foram aceitas como ótimas.

Portanto, com base nestes estudos, parece sensato estabelecer uma faixa de força de 50-100cN como adequada para a movimentação ortodôntica ótima pois,

apesar de não haver um consenso, este resultado está bem próximo ao que a grande parte dos autores classifica como adequada (BURSTONE; GROVES, 1960; THUROW, 1982; WATERS, 1992a; IWASAKI *et al.*, 2000; ROSE *et al.*, 2009; YEE *et al.*, 2009; LUPPANAPORNARP *et al.*, 2010). Além disso, já foi afirmado que a maneira mais aceita para se determinar a força ótima é definir uma faixa de valores a partir da qual a força é grande o suficiente para produzir o movimento dentário e pequena o suficiente para evitar prejuízo tecidual (QUINTÃO *et al.*, 2001). Com base nisso, os grupos que apresentaram força dentro desta faixa, durante todo o teste foram: Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termotivado, Ormco e Orthometric convencional.

Assim, considerando uma força de 50cN como um limite mínimo seguro para haja movimentação dentária (BURSTONE; GROVES, 1960; WATERS, 1992a; IWASAKI *et al.*, 2000; ROSE *et al.*, 2009; YEE *et al.*, 2009; LUPPANAPORNARP *et al.*, 2010), é possível observar que os grupos Abzil termotivado, GAC termotivado, Orthometric termotivado e Orthosource termotivado apresentaram valores abaixo deste limite nas deflexões de 0,5; 1 e 2mm. Somente na deflexão de 3mm é que a força liberada por estes grupos foi maior que 50cN, com exceção do grupo Orthometric termotivado que, mesmo nesta deflexão, liberou forças abaixo deste valor.

Tomando por limite superior o valor de 100cN (THUROW, 1982; IWASAKI *et al.*, 2000), dois grupos aparecem neste cenário: Morelli convencional e Orthosource convencional. Estes dois grupos liberaram as maiores forças nas deflexões estudadas, podendo gerar mais sensibilidade dolorosa que os demais, que se mantiveram numa faixa de força menor (IWASAKI *et al.*, 2000).

6.2.5 Convencional X Termotivado (Tabela 5.5)

Com relação à força liberada pelos fios, já foi esclarecido que não há, ainda, estabelecida na literatura ortodôntica uma força considerada como ótima, que proporcione movimentação máxima, com baixa sintomatologia dolorosa e mínima reabsorção radicular. Entretanto, de acordo com os estudos citados, se estabelecida como mínima uma força de 50cN para que haja garantia de movimentação, observa-

se que os fios termoativados ficaram abaixo deste valor durante quase todo o teste, com a exceção dos grupos Morelli termoativado e Ormco.

Nas deflexões de 0,5; 1 e 2mm, os grupos Abzil termoativado, GAC termoativado, Orthometric termoativado e Orthosource termoativado liberam valores abaixo de 50cN, o que pode trazer alguma dúvida sobre a rapidez da movimentação dentária induzida por estes fios. Somente com uma deflexão de 3mm é que os grupos de fios termoativados citados acima liberaram forças maiores que 50cN, com exceção do grupo Orthometric termoativado, que ainda liberou valores bem baixos de força. Existe a sugestão de que os fios termoativados deveriam ser melhor aplicados em mecânicas de baixo atrito, pois nos casos de mecânicas convencionais, estes fios podem ser incapazes de sobrepor o atrito gerado pelas ligaduras e seriam, desta forma, incapazes de produzir movimentação dentária(GATTO *et al.*, 2011).

Existem também outros estudos sugestivos de que, clinicamente, esses fios apresentem forças ainda menores que as detectadas em laboratório. Isto porque o atrito com os braquetes aumenta a força durante a carga, mas diminui a força liberada pelo fio durante a descarga. De acordo com estes achados, os resultados desta pesquisa, obtidos durante a descarga, poderiam ser ainda menores clinicamente(NAKANO *et al.*, 1999; BARTZELA; SENN; WICHELHAUS, 2007; LIAW *et al.*, 2007). É importante conhecer essa possibilidade, pois mesmo que não haja evidência de força ótima, o que se sabe é que forças subótimas podem retardar o movimento dentário(IIJIMA *et al.*, 2011b).

Tudo isso gera um questionamento sobre a correta indicação dos fios termoativados. Existe a justificativa de que teriam como vantagem a facilitação de sua inserção nas canaletas dos braquetes(MALLORY *et al.*, 2004; BERGER; WARAM, 2007), mas seria isso aplicável aos fios de baixo calibre que são, naturalmente, fáceis de ser inseridos? E mais: ao custo de liberação de forças que fiquem, possivelmente, abaixo da esperada para haja movimentação dentária ótima? De acordo com os resultados desta pesquisa, tais fios devem ser usados com prudência.

A aplicação prática dos fios pode ser otimizada pela seleção cuidadosa de sua liga e de sua espessura para uma situação específica(KAPILA; SACHDEVA,

1989). Portanto, a melhor aplicação dos fios termoativados seria no tratamento que se decide iniciar com fios quadrados ou retangulares. O propósito deste tipo de tratamento é acelerar a correção dos torques, aumentando a estabilidade clínica(VIAZIS, 1991,1995). Nesse caso, faz sentido usar um fio que libere forças menores que o convencional, de mesmo calibre(BERGER; WARAM, 2007) e que pode ser adaptado com maior facilidade na canaleta dos braquetes, após a redução de sua temperatura, tendo em vista que o fio quadrado ou retangular é de difícil inserção em dentes mal alinhados.

A memória de forma dos fios termoativados permite uma adaptação mais fácil em baixas temperaturas, enquanto o fio está na fase martensítica. Isso pode ser alcançado pela aplicação local de spray refrigerante, ou por outro método de resfriamento do fio. Depois de adaptado, o fio readquire a forma original quando retorna à fase austenítica, na temperatura da boca(VIAZIS, 1995). A limitação seria um caso com muita rotação dentária, pela dificuldade de inserção do fio na canaleta. Nestes casos, é melhor escolher um fio redondo de início(VIAZIS, 1995).

Quando comparamos os fios convencionais e termoativados de uma mesma marca, observa-se que os fios convencionais liberam forças maiores que seus análogos termoativados(WILKINSON *et al.*, 2002; FISCHER-BRANDIES *et al.*, 2003; PARVIZI; ROCK, 2003; BERGER; WARAM, 2007; GATTO *et al.*, 2011; IJIMA *et al.*, 2011a; LOMBARDO *et al.*, 2011), com exceção das marcas Abzil, em 3mm; GAC em 0,5mm e em 3mm e Orthometric em 3mm. Além disso, pode ser observado na tabela 5.4 que os fios termoativados apresentaram os maiores valores de faixa de variação de força durante o teste, em comparação aos fios convencionais. Esta maior inconstância das forças liberadas pelos fios termoativados já havia sido observada anteriormente(LOMBARDO *et al.*, 2011).

Apesar disso, os fios termoativados avaliados mostraram resultados de força que sugerem uma transformação adequada na temperatura do ensaio, que simulava a temperatura do meio bucal. Isso é de grande valia, pois a TTR dos fios termoativados pode variar em casos de grandes deflexões. Nessa hipótese, a TTR destes fios pode subir e ficar acima da temperatura bucal e, assim, a força liberada pode ficar abaixo da esperada. Esta mudança na TTR influencia fortemente na escolha do melhor fio para alinhamento quando grandes apinhamentos estão em

questão(KAWASHIMA; OHNO; SACHDEVA, 1999; SANTORO; BESHES, 2000; MELING; ODEGAARD, 2001). Por exemplo, um fio com TTR de 40°C pode, em grandes apinhamentos, liberar forças muito leves ou mesmo nenhuma força mensurável, pois ainda apresenta grande porcentagem de fase martensítica. Esses fios que exercem pouca força em temperatura bucal só se tornarão mais ativos se houver ingestão de bebida ou comida quentes, porém isto é transitório. E se essas forças são suficientes para produzir movimentação dentária, ainda não se sabe(MELING; ODEGAARD, 1998). Outro problema é que uma grande proporção de fase martensítica em temperatura bucal pode levar ao aumento da liberação de níquel por causa do stress localizado, além de formação de defeitos microestruturais que degradam as propriedades mecânicas da liga durante o uso clínico(BRANTLEY *et al.*, 2008).

Portanto, é possível inferir que todos os fios termoativados estudados possuem Af em torno da temperatura bucal ou inferior a ela, pois nenhum deles apresentou diminuição da força com o aumento gradual da deflexão.

6.2.6 Valor de Mercado

Na Tabela 5.5, visualizam-se as semelhanças entre os grupos observadas nas diferentes deflexões. Se escolhermos o fio mais caro dentre a amostra e observarmos seus resultados, veremos que o fio cobre-níquel-titânio da Ormco teve resultados estatisticamente semelhantes aos fios dos grupos Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termoativado e Orthometric convencional, em todas as deflexões estudadas. Considerando o valor de mercado destes fios temos a seguinte relação, respectivamente (envelope com 10 fios): R\$ 220,00; R\$15,60; R\$ 20,88; R\$ 12,98 e R\$10,95.

Os fios de cobre-níquel-titânio (Ormco) surgiram pelo acréscimo de cobre na liga de níquel-titânio com a intenção de aumentar a força(KUSY, 1997), diminuir a histerese e liberar forças mais estáveis(LIAW *et al.*, 2007). Como efeito adverso, a transformação da fase martensítica para a austenítica requeria temperatura maior que a bucal. Assim, o cromo foi colocado, para reduzir esta temperatura, estabelecendo-a próximo à temperatura bucal(KUSY, 1997). Entretanto, ainda é

questionável se os efeitos causados pela adição do cobre são clinicamente relevantes(DALSTRA; MELSEN, 2004; BERGER; WARAM, 2007).

Segundo Damon, a adição do cobre gera uma faixa mais restrita de TTR, variando em $\pm 2^{\circ}\text{C}$, enquanto que outras ligas têm esta faixa mais ampla, em torno de $\pm 5^{\circ}\text{C}$ (DAMON, 2012). Isso proporcionaria um controle mais definido da memória de forma do fio(DALSTRA; MELSEN, 2004). Além disso, o autor afirma que o fio cobre-níquel-titânio libera forças mais consistentes, predizíveis e constantes sob longa fase de deflexão. Com relação à liberação de forças ótimas, apesar de não quantificá-la, Damon atesta que o cobre-níquel-titânio seria um grande avanço sobre os outros fios de níquel-titânio. Mais resistente à deformação permanente, liberando força constante durante todo o tratamento, enquanto que os outros fios de níquel-titânio perdem a força e ficam fora da faixa de força ótima(DAMON, 2012). Entretanto, esta afirmação não foi confirmada por esta pesquisa.

Mesmo sem estudos que comprovassem, já foi afirmado que o fio cobre-níquel-titânio da Ormco era capaz de liberar forças mais leves e mais constantes numa porcentagem de aproximadamente 70% a mais que os fios convencionais de níquel-titânio de mesmo calibre(FISCHER; ZIEGLER, 1996). Na verdade, se um material novo e mais caro está sendo indicado para substituir um material já estabelecido na Ortodontia, ele deveria demonstrar esta suposta superioridade de maneira confiável(WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995). Além disso, com o aumento da popularidade destes fios, as propagandas devem ser melhor investigadas(BIERMANN; BERZINS; BRADLEY, 2007).

Do ponto de vista clínico, há a evidência de um estudo randomizado que avaliou as seguintes sequências de fios ortodônticos: A = 0,016" níquel-titânio, 0,018" x 0,025" níquel-titânio e 0,019" x 0,025" aço; B = 0,016" níquel-titânio, 0,016" aço, 0,020" aço e 0,019" x 0,025" aço e C = 0,016" x 0,022" cobre-níquel-titânio, 0,019 x 0,025" cobre-níquel-titânio e 0,019" x 0,025" aço. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos para as variáveis estudadas: desconforto do paciente e reabsorção radicular. Os autores sugerem que o custo do material seja usado como quesito para escolha de qual seja a sequência mais adequada(MANDALL *et al.*, 2006).

Outro estudo clínico, randomizado e duplo cego, foi realizado para comparar a eficiência clínica de dois fios ortodônticos de diferentes ligas, sendo uma de cobre-níquel-titânio (CuNiTi 35°C, Ormco) e a outra de níquel-titânio (NiTi, Ormco), ambos de calibre 0,016". Os resultados mostraram que não houve diferença entre os fios estudados no que diz respeito ao tempo gasto para a correção de apinhamento dentário, pois ambos levaram cerca de 4 meses para alcançar alinhamento adequado(PANDIS; POLYCHRONOPOULOU; ELIADES, 2009).

Para finalizar estas corroborações, há um estudo clínico prospectivo e randomizado, no qual 132 pacientes foram alocados para uma destas sequências de arcos: (A) 3M Unitek, 0,014" Nitinol e 0,017" x 0,017" níquel-titânio termoativado; (B) GAC, 0,014" Sentalloy e 0,016" x 0,022" Bioforce e (C) Ormco, 0,014" Damon cobre-níquel-titânio e 0,014" x 0,025" Damon cobre-níquel-titânio. Não houve diferença na redução da irregularidade, nem no tempo requerido para alinhamento. No desconforto geral, também não houve diferença entre os arcos(ONG; HO; MILES, 2011).

Pode ser que a mensagem propaganda pelos fabricantes seja exagerada, tornando-os muito populares por causa da maneira que são apresentados(PARVIZI; ROCK, 2003). Entretanto, as marcas dos fios ortodônticos devem ser escolhidas cuidadosamente(NAKANO *et al.*, 1999), com base em suas reais qualidades(MURAVIEV; OSPANOVA; SHLYAKHOVA, 2001; GARREC; TAVERNIER; JORDAN, 2005) pois apesar de as ligas de níquel-titânio parecerem iguais, existem muitas pequenas diferenças em sua composição e no processo de manufatura que separam os fios de níquel-titânio ordinários dos extraordinários(TERAMOTO, 2010).

6.3 Aplicação Clínica

Existem muitas marcas de fios ortodônticos de níquel-titânio disponíveis hoje no mercado(D'ANTÒ *et al.*, 2012; HUDGINS; BAGBY; ERICKSON, 1990; NAKANO *et al.*, 1999; BADRAN *et al.*, 2003). E é natural que haja um anseio em saber qual dentre elas é a melhor. O resultado desta pesquisa apresenta alguns dos critérios para se tomar esta decisão.

Pode-se dizer que é uma unanimidade na literatura ortodôntica a indicação de forças leves e contínuas para a movimentação dentária(BEGG, 1956; REITAN, 1957; MIURA *et al.*, 1986; WATERS, 1992a; WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995; NAKANO *et al.*, 1999; IWASAKI *et al.*, 2000; GARREC; JORDAN, 2004; BERGER; WARAM, 2007; LUPPANAPORNARP *et al.*, 2010). Apesar disso, existe a sugestão que praticamente qualquer força seja capaz de provocar a movimentação dentária(IWASAKI *et al.*, 2000). É, portanto, possível que todos os fios avaliados sejam igualmente capazes de iniciar esta movimentação.

Dessa forma, a análise da Tabela 5.5 permite escolher qual a faixa de força mais adequada tendo em vista uma movimentação rápida, mas sem sensação dolorosa acentuada ou reabsorção radicular. Mesmo sem haver um consenso, de acordo com a maioria dos autores estudados, essa faixa de força ótima se inicia por volta de 50cN(BURSTONE; GROVES, 1960; WATERS, 1992a; IWASAKI *et al.*, 2000; ROSE *et al.*, 2009; YEE *et al.*, 2009; LUPPANAPORNARP *et al.*, 2010) e os grupos Abzil termoativado, GAC termoativado, Orthometric termoativado e Orthosource termoativado ficaram abaixo desse valor. A implicação desse fato é que, em ambiente clínico, essas forças podem ser ainda menores, até mesmo subótimas. Como limite superior, é possível estabelecer o valor de 100cN(THUROW, 1982; IWASAKI *et al.*, 2000) e os grupos que ficaram acima deste limite foram Morelli convencional e Orthosource convencional. Dessa forma, 5 grupos ficaram dentro de uma faixa considerada ótima: Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termoativado, Ormco e Orthometric convencional.

Considerando também que estas forças deveriam ser, idealmente, contínuas, é preciso levar em conta a importância da pseudoelasticidade(MALLORY *et al.*, 2004), apresentada estatisticamente e de maneira bastante precisa por 4 dos grupos testados (Abzil convencional, GAC convencional, Ormco e Orthometric convencional). Entretanto, os demais grupos também apresentaram pseudoelasticidade, porém, numa faixa um pouco mais ampla, de 20cN a 40cN. Portanto, é possível dizer que os 5 grupos de fios: Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termoativado, Ormco e Orthometric convencional liberaram força constante e de valor considerado adequado. Logo, a escolha do fio com resultado mais atrativo fica mais restrita.

Outro relevante quesito que devemos levar em conta para a escolha deste fio é o desvio-padrão. Dessa forma, classificando estes 5 grupos de acordo com o desvio-padrão, observamos os seguintes resultados: desvio-padrão abaixo de 10cN: Morelli termoativado; desvio-padrão entre 20 e 30cN: Ormco e Orthometric convencional e desvio-padrão acima de 30cN: Abzil convencional e GAC convencional. De forma prática, estes valores foram calculados em porcentagens e o resultado mostrou que, dentre estes grupos, os que apresentaram maior homogeneidade, acima de 80%, foram Morelli termoativado e Ormco. Estas duas marcas mostraram comportamento semelhante entre si em outros dois estudos(FERREIRA, 2009; FIGUEIRÊDO, 2011)

Finalmente, como último critério, estabelecemos o custo do material. Como último critério porque não se justifica adquirir um material por ser o mais barato e nem por ser o mais caro. Entretanto, se os materiais apresentam qualidade semelhante, é razoável escolher a melhor relação custo/benefício(KUSY; GREENBERG, 1981; JOHNSON; LEE, 1989; SACHDEVA *et al.*, 1990; MANDALL *et al.*, 2006).

A Ortodontia é uma das áreas da Odontologia que mais exige da capacidade intelectual do profissional. É por isso que o ortodontista deve se dedicar ao estudo dessa ciência, sem se deixar levar pelo desejo de barganha, trocando o seu dever por um maior desprendimento econômico, por exemplo. A procura por materiais caros ou populares não substitui a dedicação em estudar e manter-se atualizado por meio de palestras ou literatura - desde que suportadas por evidência científica(TURPIN, 2000; ISAACSON, 2002).

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados desta pesquisa, obtidos por meio de teste de deflexão elástica em fios ortodônticos de liga predominante de níquel-titânio, calibre 0,014", é possível concluir que:

- Os resultados da deflexão elástica mostraram diferença entre o teste de 3 pontos e o dispositivo de simulação clínica. Por causa de sua semelhança clínica, reprodutibilidade e por sua indicação pela norma ISO 15.841, o teste de 3 pontos foi considerado o mais confiável para avaliação da deflexão elástica dos fios ortodônticos.
 - Todos os fios estudados apresentaram pseudoelasticidade. Os grupos Abzil convencional, GAC convencional, Ormco e Orthometric convencional apresentaram uma faixa de variação de força abaixo de 20cN durante todo o teste. Os demais grupos (Abzil termotivado, GAC termotivado, Morelli convencional, Morelli termotivado, Orthometric termotivado, Orthosource convencional e Orthosource termotivado) ficaram entre 20cN e 40cN.
 - Os grupos que apresentaram força dentro de uma faixa considerada ótima para a indução da movimentação dentária (50cN-100cN) foram: Abzil convencional, GAC convencional, Morelli termotivado, Ormco e Orthometric convencional. Dentre estes, os grupos que demonstraram maior homogeneidade na amostra foram Morelli termotivado e Ormco.
 - Com exceção dos grupos Morelli termotivado e Ormco, os fios termotivados das marcas Abzil, GAC, Orthometric e Orthosource liberaram forças abaixo de 50cN na maior parte do teste.
-

Glossário

GLOSSÁRIO

Avaliação da Carga: Durante o teste de deflexão (Figura 1), a força pode ser estudada em dois momentos: carga (ativação) e descarga (desativação). A carga é a parte deste teste que, partindo de nenhuma deflexão, o fio passa a ser submetido a um carregamento que resulta em sua deflexão (Figura 2, curva ascendente). A força liberada pelo fio, contrapondo esta deflexão, é arquivada.

Avaliação da Descarga: Durante o teste de deflexão (Figura 1), a partir de uma determinada deflexão, a carga é retirada e a força liberada pelo fio é arquivada (Figura 2, curva descendente).

Deflexão Elástica: Teste similar ao que é promovido pelo ortodontista, ao adaptar um fio dentro da canaleta de um braquete. Pode ser avaliado durante a aplicação da carga e/ou descarga. Clinicamente, a carga representa a inserção do fio na canaleta e a descarga, a força exercida pelo fio, que promove a movimentação dentária. Por isso, muitos autores consideram que a avaliação da deflexão elástica em descarga tenha maior relevância clínica (BURSTONE; GOLDBERG, 1983; BURSTONE; QIN; MORTON, 1985; ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; KRISHNAN; KUMAR, 2004). Esta avaliação pode ser feita com o uso do teste de 3 pontos (Figura 1) ou com o uso de dispositivo de simulação clínica (Figura 4.6)

Fase Austenítica: É uma das fases cristalinas que a liga de níquel-titânio pode apresentar. Ocorre em altas temperaturas e baixo stress (BRANTLEY *et al.*, 2008). Também chamada de fase de alta temperatura, apresenta-se em estrutura de cubo de corpo centrado (MIURA *et al.*, 1986; KUSY, 1991; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; IBE; SEGNER, 1998). É considerada “high stiffness”, pois libera forças mais pesadas (KUSY, 1997). Esta fase foi assim nomeada em homenagem ao metalúrgico britânico W. C. Roberts-Austen (NOVIKOV, 2003).

Fase Martensítica: É uma das fases cristalinas que a liga de níquel-titânio pode apresentar. Ocorre em baixas temperaturas e alto stress (BRANTLEY *et al.*, 2008). Também chamada de fase de baixa temperatura, apresenta-se em estrutura hexagonal compacta (MIURA *et al.*, 1986; KUSY, 1991; CHEN; ZHI; ARVYSTAS,

1992; IBE; SEGNER, 1998). Mais maleável(BARWART, 1996), é considerada “low stiffness”, pois libera forças mais leves(KUSY, 1997). Para dois fios de mesmo calibre, o que for composto de maior proporção de fase austenítica tem rigidez inicial até 4 vezes maior que o composto de maior proporção de fase martensítica(KUSY, 1991). Esta fase foi assim nomeada em homenagem ao cientista alemão A. Martens(NOVIKOV, 2003).

Fase R: Metalurgicamente há 3 diferentes tipos de fases em uma liga de níquel-titânio: austenítica, martensítica e romboidal(IIJIMA *et al.*, 2002b). Esta última é a fase intermediária entre as fases austenítica e martensítica, também denominada fase R, por causa de sua estrutura romboidal. É formada tipicamente durante a transformação das fases austenítica para martensítica e também durante a transformação inversa(BRANTLEY *et al.*, 2008).

Formabilidade: Habilidade de dobrar um fio em determinadas configurações, sem que haja quebra. O aço é um bom exemplo de liga com excelente formabilidade(KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Histerese: É a perda ou dissipação de energia(PARVIZI; ROCK, 2003; KRISHNAN; KUMAR, 2004; SAKIMA; DALSTRA; MELSEN, 2006) calculada pela diferença entre as forças liberadas durante o teste de carga e descarga(EVANS; DURNING, 1996; LIAW *et al.*, 2007). Na Figura 3, observe as curvas ascendente e descendente. Quanto mais próximas, menor a histerese, quanto mais afastadas, maior a diferença entre elas e, portanto, maior a histerese. No caso desta figura, a histerese apresentaria um valor alto. Atenção deve ser prestada, pois um baixo valor de histerese não significa que a liga libere forças leves, pois ambas as avaliações – carga e descarga – podem ter apresentado valores de força altos, porém sem grande diferença entre eles.

Lei de Hooke: O exemplo clássico desta lei é o estiramento de uma mola. De forma constante, à medida que a mola é estirada, esta libera forças cada vez maiores, proporcionais ao estiramento(GURGEL; RAMOS; KERR, 2001). Por isso o gráfico é uma linha ascendente. Os fios de níquel-titânio pseudoelásticos, portanto, não apresentam comportamento correspondente à esta lei(MELING; ODEGAARD, 2001; FUCK; DRESCHER, 2006) pois o gráfico destes fios apresenta um período

horizontal, chamado platô, que indica forças constantes mesmo com o aumento da deflexão (Figura 3).

Liga: Material com propriedades metálicas que é obtido a partir da união de dois ou mais elementos, sendo que pelo menos um deles é um metal. Normalmente essa união é feita no estado líquido, requerendo para isso a aplicação de calor.

Memória de Forma: Ver Termoelasticidade.

Módulo de Elasticidade: Também conhecido por Módulo de Young (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001), é avaliado no gráfico de tensão x deflexão e é representado pela linha ascendente, antes do platô (Figura 3, A). Quanto mais vertical esta linha, maior o módulo de elasticidade e mais rígido é o fio, pois há grande aumento no valor da força em um intervalo curto de deflexão. Quanto menos vertical a linha, menor é este módulo e menos força é liberada pela liga a partir da deflexão aplicada. Esse módulo dá a rigidez do fio (THOMPSON, 2000).

Pseudoelasticidade: É o termo mais adequado para a “superelasticidade” (SEGNER; IBE, 1995; IJIMA *et al.*, 2002a; RUCKER; KUSY, 2002a). Este fenômeno acontece por uma transformação da liga da fase austenítica para martensítica por meio de força física aplicada (Figura 4) e é caracterizada pela capacidade que certos fios têm de liberar forças quase constantes, independentemente da deflexão aplicada (BARWART, 1996; GURGEL *et al.*, 2001). É este comportamento que gera uma região horizontal no gráfico, chamada platô (VIAZIS, 1991; KUSY, 1997) (Figura 3, A→M e M→A), que indica que a força exercida é relativamente constante naquela faixa de deflexão (LOMBARDO *et al.*, 2011).

Resiliência: Propriedade de armazenar carga até o limite elástico (GURGEL; RAMOS; KERR, 2001). Quantidade de força que um fio pode armazenar e liberá-la, quando descarregado (WILCOCK, 1989; EVANS; DURNING, 1996). O mais desejável é que esta energia acumulada seja alta, mas liberada em baixa carga (GRAVINA *et al.*, 2004).

Rigidez: Representa a magnitude de força liberada por um fio em uma determinada deflexão (EVANS; DURNING, 1996) dada pela razão entre a tensão e a

deflexão(GOLDBERG; MORTON; BURSTONE, 1983; WILCOCK, 1989). Quanto maior a rigidez de um fio, maior é a força que ele libera(SCHAUS; NIKOLAI, 1986).

Springback (Efeito mola ou Recuperação elástica): É a elasticidade do fio(KAPILA *et al.*, 1990) dada pela razão entre o limite plástico e o módulo de elasticidade(DRAKE *et al.*, 1982; KAPILA; SACHDEVA, 1989). É a medida de quão intensamente o fio pode ser defletido sem causar deformação plástica permanente(KAPILA; SACHDEVA, 1989; EVANS; DURNING, 1996; VAN AKEN *et al.*, 2008).

Superelasticidade: Ver Pseudoelasticidade

Temperaturas de Transformação As, Af, Ms e Mf: Quando um fio termoativado é aquecido, a fase austenítica começa a ser formada na temperatura de As (Austenite start, em inglês) e termina a transformação na temperatura de Af (Austenite finish, em inglês). Esta temperatura (Af) é aquela disposta pelo fabricante, geralmente em torno da temperatura bucal. Se o fio austenítico for agora resfriado, a temperatura que a fase martensítica se inicia é a Ms (Martensite start, em inglês) e a de término é a Mf (Martensite finish, em inglês)(BERZINS; ROBERTS, 2010).

Termoelasticidade: É o termo mais adequado para a conhecida “memória de forma”. É a capacidade que um material tem de retornar à sua forma original quando aquecido em uma determinada temperatura (Figura 5), passando da fase martensítica à fase austenítica(ANDREASEN; MORROW, 1978; KAPILA; SACHDEVA, 1989). Em menores temperaturas, o material volta à fase martensítica(SEGNER; IBE, 1995; KUSY, 1997), tornando-se maleável, o que, no casos dos fios ortodônticos, torna fácil sua inserção no braquete. Quando reaquecida, a liga em fase martensítica retorna à fase austenítica(KAPILA; SACHDEVA, 1989; BARWART, 1996). Clinicamente, quando a temperatura da boca aquece o fio, este recorda sua forma tornando à fase austenítica, liberando forças adequadas para a movimentação dentária(VIAZIS, 1991; HALAZONETIS; NIKOLAI, 2002). Por isso, para que seja de valor clínico os fios termoativados devem ter uma temperatura de Af próxima à temperatura da boca(EVANS; DURNING, 1996; GURGEL *et al.*, 2001). O primeiro fio ortodôntico de níquel-titânio, o Nitinol, já

possuía esta característica, mas sua ampla TTR fazia com que esta propriedade fosse pouco explorada(LOMBARDO *et al.*, 2011).

Teste de Relaxamento (Stress Relaxation): Teste de deflexão estática(VAN AKEN *et al.*, 2008), realizado para conhecer a capacidade de uma liga de manter-se fisicamente inalterada, após ser submetida a uma deflexão por longo tempo. Em outras palavras, uma liga que foi deflexionada e mantida nesta posição por um período de tempo, pode apresentar diminuição na força com o passar do tempo, apesar de a deflexão permanecer constante(TWELFTREE; COCKS; SIMS, 1977). Clinicamente, apresenta-se como dobras indesejáveis no fio, após este ser utilizado para alinhamento. Pode ser avaliada medindo-se a força liberada após a deflexão prolongada ou pela deformação física permanente do fio(WONG; BORLAND; WEST, 1994).

Teste de Tracionamento: teste para mensurar a porcentagem de aumento no comprimento do fio, quando este foi submetido a um estiramento.

TTR: Faixa de temperatura de transformação, em inglês, Temperature Transformation Range. É a faixa na qual há a transformação de fase do fio termoativado. Dentro dela, o fio passa da fase martensítica para a fase austenítica(EVANS; DURNING, 1996).

Yield Strength (Limite de escoamento): É o limite da elasticidade (ponto entre fase elástica e fase plástica). Se ultrapassado, há deformação permanente do fio(MUENCH, 1999).

Figura 1. Teste de deflexão elástica, usando o ensaio de 3 pontos. Deflexões de 3 e 0mm, respectivamente.

Figura 2. Diagrama força/deflexão e identificação das curvas geradas pela carga e descarga. Modificado de Nakano *et al.* (1999).

Figura 3. Diagrama força/deflexão de fio pseudoelástico. (A) Carregamento linear na fase austenítica; (A→M) platô de carga, transformação para fase martensítica e (M→A) platô de descarga, transformação para fase austenítica. Modificado de Reznikov *et al.* (2010).

Figura 4. Representação diagramática da pseudoelasticidade. Modificado de Thompson, (2000).

Figura 5. Representação diagramática da termoelasticidade. Modificado de Thompson, (2000).

REFERÊNCIAS

Airoidi G, Riva G. Innovative materials: the NiTi alloys in orthodontics. *Biomed Mater Eng.* 1996;6(4):299-305.

Airoidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):58-63.

Andreasen G. A clinical trial of alignment of teeth using a 0.019 inch thermal nitinol wire with a transition temperature range between 31 degrees C and 45 degrees C. *Am J Orthod.* 1980;78(5):528-37.

Andreasen G, Heilman H, Krell D. Stiffness changes in thermodynamic Nitinol with increasing temperature. *Angle Orthod.* 1985;55(2):120-6.

Andreasen G, Wass K, Chan KC. A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. *Quintessence Int.* 1985;16(9):623-6.

Andreasen GF. Treatment advantages using nitinol wire instead of 18-8 stainless wire with the edgewise bracket. *Quintessence Int Dent Dig.* 1980;11(12):43-51.

Andreasen GF, Barrett RD. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod.* 1973;63(5):462-70.

Andreasen GF, Brady PR. A use hypothesis for 55 Nitinol wire for orthodontics. *Angle Orthod.* 1972;42(2):172-7.

Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(6):1373-5.

Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978;73(2):142-51.

Asgharnia MK, Brantley WA. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. *Am J Orthod.* 1986;89(3):228-36.

Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod*. 2003;25(2):117-25.

Bartzela TN, Senn C, Wichelhaus A. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium wires. *Angle Orthod*. 2007;77(6):991-8.

Barwart O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110(5):553-8.

Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. *Am J Orthod*. 1956;42(7):29.

Berger J, Waram T. Force levels of nickel titanium initial archwires. *J Clin Orthod*. 2007;41(5):286-92.

Berzins DW, Roberts HW. Phase transformation changes in thermocycled nickel-titanium orthodontic wires. *Dent Mater*. 2010;26(7):666-74.

Biermann MC, Berzins DW, Bradley TG. Thermal analysis of as-received and clinically retrieved copper-nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod*. 2007;77(3):499-503.

Bishara SE, Winterbottom JM, Sulieman AH, Rim K, Jakobsen JR. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod*. 1995;65(2):117-22.

Bolender Y, Verniere A, Rapin C, Filleul MP. Torsional superelasticity of NiTi archwires. *Angle Orthod*. 2010;80(6):1100-9.

Bourauel C, Scharold W, Jager A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater*. 2008;24(8):1095-101.

Bradley TG, Brantley WA, Culbertson BM. Differential scanning calorimetry (DSC) analyses of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;109(6):589-97.

Brantley WA, Guo W, Clark WA, Iijima M. Microstructural studies of 35 degrees C copper Ni-Ti orthodontic wire and TEM confirmation of low-temperature martensite transformation. *Dent Mater*. 2008;24(2):204-10.

Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC provides new insight about nickel-titanium wire transformations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003;124(4):387-94.

Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. *Am J Orthod*. 1981;80(1):1-16.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Maximum forces and deflections from orthodontic appliances. *Am J Orthod*. 1983;84(2):95-103.

Burstone CJ, Groves MH. Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. Chicago, Illinois [abstract 120]. *J Dent Res*. 1960; 39:695. Presented at the 38th General Meeting of the International Association for Dental Research.

Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*. 1985;87(6):445-52.

Castro IO, Valladares-Neto J, Estrela C. Prevalência de maloclusão em indivíduos que solicitaram tratamento ortodôntico na Rede Pública de Saúde. *Rev Odontol Bras Central*. 2010;19(51):323-6.

Chan S, Jeong S, Park JH, Park SE, Park JK, Cho CR. Thermodynamic and structural characterization of high- and low- temperature Nitinol. *J Korean Phys Soc*. 2006;49:580-3.

Chen R, Zhi YF, Arvystas MG. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod*. 1992;62(1):59-66.

Cioffi I, Piccolo A, Tagliaferri R, Paduano S, Galeotti A, Martina R. Pain perception following first orthodontic archwire placement--thermoelastic vs superelastic alloys: a randomized controlled trial. *Quintessence Int*. 2012;43(1):61-9.

Cobb NW, 3rd, Kula KS, Phillips C, Proffit WR. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. *Clin Orthod Res*. 1998;1(1):12-9.

Damon, D. Ask Dr. Damon [text on the internet]. Orange, CA: Ormco; 2012 [cited 2012 Mar 1]. Available from: <http://www.ormco.com/index/damon-the-system-askdrdamon>.

D'Antò V, Rongo R, Ametrano G, Spagnuolo G, Manzo P, Martina R, et al. Evaluation of surface roughness of orthodontic wires by means of atomic force microscopy. *Angle Orthod*. In press 2012.

Dai K, Chu Y. Studies and applications of NiTi shape memory alloys in the medical field in China. *Biomed Mater Eng*. 1996;6(4):233-40.

Dalstra M, Melsen B. Does the transition temperature of Cu-NiTi archwires affect the amount of tooth movement during alignment? *Orthod Craniofac Res*. 2004;7(1):21-5.

Drake SR, Wayne DM, Powers JM, Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*. 1982;82(3):206-10.

Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(2):253-62.

Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility. *Biomaterials*. 2002;23(14):2887-94.

Evans TJ, Durning P. Aligning archwires, the shape of things to come?--a fourth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod*. 1996;23(3):269-75.

Evans TJ, Jones ML, Newcombe RG. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(1):32-9.

Fernandes DJ, Peres RV, Mendes AM, Elias CN. Understanding the shape-memory alloys used in orthodontics. *ISRN Dent*. 2011;2011:1-6.

Fernandes LM, Ogaard B, Skoglund L. Pain and discomfort experienced after placement of a conventional or a superelastic NiTi aligning archwire. A randomized clinical trial. *J Orofac Orthop*. 1998;59(6):331-9.

Ferreira ES, Mundstock CA, Müller CM. A utilização de fios metálicos em Ortodontia. *Rev Fac Odontol Porto Alegre*. 1998;39(1):23-30.

Ferreira GC. Avaliação das propriedades mecânicas dos fios de níquel-titânio termoativados de diâmetro 0,014" e 0,016" [dissertação]. Campinas (SP): São Leopoldo Mandic; 2009.

Figueirêdo MM. Comparação das forças de ativação e desativação entre fios de níquel-titânio termoativados [dissertação]. Maringá (PR): Faculdade Ingá; 2011.

Fischer-Brandies H, Es-Souni M, Kock N, Raetzke K, Bock O. Transformation behavior, chemical composition, surface topography and bending properties of five selected 0.016" x 0.022" NiTi archwires. *J Orofac Orthop*. 2003;64(2):88-99.

Fischer TJ, Ziegler FD. Crossbite correction with copper Ni-Ti archwires and lingual brackets. *J Clin Orthod*. 1996;30(2):97-8.

Fuck LM, Drescher D. Force systems in the initial phase of orthodontic treatment -- a comparison of different leveling arch wires. *J Orofac Orthop*. 2006;67(1):6-18.

Fukuizumi M, Kakigawa H, Kozono Y. Utility of Ni-Ti shape memory orthodontic wire. *Dent Mater J*. 1999;18(4):413-24.

Garrec P, Jordan L. Stiffness in bending of a superelastic Ni-Ti orthodontic wire as a function of cross-sectional dimension. *Angle Orthod*. 2004;74(5):691-6.

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*. 2005;27(4):402-7.

Gatto E, Matarese G, Di Bella G, Nucera R, Borsellino C, Cordasco G. Load-deflection characteristics of superelastic and thermal nickel-titanium wires. *Eur J Orthod*. In press 2011.

Ghersel H. Relação entre força e deflexão na ativação e desativação de fios ortodônticos de níquel-titânio [tese]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2005.

Gil FJ, Planell JA. Effect of copper addition on the superelastic behavior of Ni-Ti shape memory alloys for orthodontic applications. *J Biomed Mater Res*. 1999;48(5):682-8.

Gil FJ, Solano E, Pena J, Engel E, Mendoza A, Planell JA. Microstructural, mechanical and cytotoxicity evaluation of different NiTi and NiTiCu shape memory alloys. *J Mater Sci Mater Med*. 2004;15(11):1181-5.

Goldberg AJ, Burstone CJ, Koenig HA. Plastic deformation of orthodontic wires. *J Dent Res*. 1983;62(9):1016-20.

Goldberg AJ, Morton J, Burstone CJ. The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires. *J Dent Res*. 1983;62(7):856-8.

Goldberg L, Lupton T. Nitinol wire in Begg treatment. *J Clin Orthod*. 1984;18(9):657-60.

Gouvêa CAR, Itman F. A, Cruvinel LB, Macedo LC, Casteletti LC. Caracterização mecânica de fios ortodônticos de Nitinol. In: *Resumo da 17º CBECIMat - Congresso Brasileiro de Engenharia e Ciência dos Materiais*; 2006 nov 15-19; Foz do Iguaçu, PR. São Paulo: Metallum; 2006.

Gravina MA, Motta ATS, Almeida MAO, Quintão CCA. Fios ortodônticos: propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2004;9(1):113-28.

Gurgel JA, Kerr S, Powers JM, LeCrone V. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001;120(4):378-82.

Gurgel JA, Ramos AL, Kerr SD. Fios Ortodônticos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2001;6(4):103-14.

Halazonetis D, Nikolai R. Ask us. Cold nickel-titanium archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;122(3):13A-4A.

Hazel RJ, Rohan GJ, West VC. Force relaxation in orthodontic arch wires. *Am J Orthod*. 1984;86(5):396-402.

Hudgins JJ, Bagby MD, Erickson LC. The effect of long-term deflection on permanent deformation of nickel-titanium archwires. *Angle Orthod*. 1990;60(4):283-8.

Hurst CL, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Angolkar PV. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98(1):72-6.

Ibe DM, Segner D. Superelastic materials displaying different force levels within one archwire. *J Orofac Orthop*. 1998;59(1):29-38.

Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Mizoguchi I. Comparisons of nanoindentation, 3-point bending, and tension tests for orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011a;140(1):65-71.

Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Brantley WA, Mizoguchi I. Micro X-ray diffraction study of superelastic nickel-titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. *Biomaterials*. 2002a;23(8):1769-74.

Iijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Mizoguchi I. Mechanical behavior at different temperatures and stresses for superelastic nickel-titanium orthodontic wires having different transformation temperatures. *Dent Mater*. 2002b;18(1):88-93.

Iijima M, Ohta M, Brantley WA, Naganishi A, Murakami T, Muguruma T, et al. Transformation behavior of nickel-titanium orthodontic wires under tensile load. *Dent Mater J*. 2011b;30(3):398-403.

Instron. Reference Manual - Equipment. Norwood, MA: Instron; 2004. [cited 2012 Mar 19]. Available from: <http://www.instron.us/wa/library/default.aspx?d=13>.

Iramaneerat K, Hisano M, Soma K. Dynamic analysis for clarifying occlusal force transmission during orthodontic archwire application: difference between ISW and stainless steel wire. *J Med Dent Sci*. 2004;51(1):59-65.

Isaacson RJ. Evidence-based orthodontics. *Angle Orthod*. 2002;72(6):4.

International Organization for Standardization. ISO 15841: Dentistry - Wires for use in orthodontics. 1st ed. Berlin: The Organization; 2006.

Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117(2):175-83.

Jacob VP, Oliveira DTN, Bigliazzi R, Bertoz APM. Fios ortodônticos superelásticos e sua aplicabilidade na clínica ortodôntica - revisão da literatura. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract*. 2010;3(11):257-62.

Johnson E, Lee RS. Relative stiffness of orthodontic wires. *J Clin Orthod*. 1989;23(5):353-63.

Jones M, Chan C. The pain and discomfort experienced during orthodontic treatment: a randomized controlled clinical trial of two initial aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102(4):373-81.

Jones ML, Staniford H, Chan C. Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *J Clin Orthod*. 1990;24(10):611-3.

Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: an in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(5):623-30.

Kapila S, Reichhold GW, Anderson RS, Watanabe LG. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;100(5):428-35.

Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989;96(2):100-9.

Kapila S, Sakima T, Miyazaki S, Sachdeva R. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte I). *Rev Odontol USP*. 1990;4(4):334-42.

Kawashima I, Ohno H, Sachdeva R. Relationship between Af temperature and load changes in Ni-Ti orthodontic wire under different thermomechanical conditions. *Dent Mater J*. 1999;18(4):403-12.

Keim RG, Gottlieb EL, Nelson AH, Vogels DS, 3rd. 2008 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, part 1: results and trends. *J Clin Orthod*. 2008;42(11):625-40.

Khier SE, Brantley WA, Fournelle RA. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99(4):310-8.

Klump JP, Duncanson MG, Jr., Nanda RS, Currier GF. Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106(6):588-96.

Kokich VG. What a year! *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;141(1):1.

Kotian R. Shape memory effect and super elasticity. Its dental applications. *Indian J Dent Res.* 2001;12(2):101-4.

Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod.* 2004;74(6):825-31.

Kusy RP. Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic arch wire materials. *Am J Orthod.* 1981;79(6):625-9.

Kusy RP. On the use of nomograms to determine the elastic property ratios of orthodontic arch wires. *Am J Orthod.* 1983;83(5):374-81.

Kusy RP. Nitinol alloys: so, who's on first? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(3):25A-6A.

Kusy RP. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. *Angle Orthod.* 1997;67(3):197-207.

Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002;72(6):501-12.

Kusy RP, Greenberg AR. Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic wires. *Angle Orthod.* 1981;51(4):325-41.

Kusy RP, Greenberg AR. Comparison of the elastic properties of nickel-titanium and beta titanium arch wires. *Am J Orthod.* 1982;82(3):199-205.

Kusy RP, Stush AM. Geometric and material parameters of a nickel-titanium and a beta titanium orthodontic arch wire alloy. *Dent Mater.* 1987;3(4):207-17.

Kusy RP, Whitley JQ. Thermal and mechanical characteristics of stainless steel, titanium-molybdenum, and nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(2):229-37.

Kusy RP, Wilson TW. Dynamic mechanical properties of straight titanium alloy arch wires. *Dent Mater*. 1990;6(4):228-36.

Lee JH, Park JB, Andreasen GF, Lakes RS. Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *J Biomed Mater Res*. 1988;22(6):573-88.

Liaw YC, Su YY, Lai YL, Lee SY. Stiffness and frictional resistance of a superelastic nickel-titanium orthodontic wire with low-stress hysteresis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;131(5):578 e12-8.

Lim Y, Quick A, Swain M, Herbison P. Temperature effects on the forces, moments and moment to force ratio of nickel-titanium and TMA symmetrical T-loops. *Angle Orthod*. 2008;78(6):1035-42.

Lipshatz J. Superelastic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1992;102(1):14A-5A.

Lipshatz J, Brockhurst PJ, West VC. Clinical note no. 11. Mechanical properties in bending of shape-memory wires. *Aust Dent J*. 1992;37(4):315-6.

Lombardo L, Marafioti M, Stefanoni F, Mollica F, Siciliani G. Load deflection characteristics and force level of nickel titanium initial archwires. *Angle Orthod*. In press 2011.

Luppanapornlarp S, Kajii TS, Surarit R, Iida J. Interleukin-1 β levels, pain intensity, and tooth movement using two different magnitudes of continuous orthodontic force. *Eur J Orthod*. 2010;32(5):596-601.

Mallory DC, English JD, Powers JM, Brantley WA, Bussa HI. Force-deflection comparison of superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;126(1):110-2.

Mandall N, Lowe C, Worthington H, Sandler J, Derwent S, Abdi-Oskoue M, et al. Which orthodontic archwire sequence? A randomized clinical trial. *Eur J Orthod*. 2006;28(6):561-6.

Meling TR, Odegaard J. Short-term temperature changes influence the force exerted by superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114(5):503-9.

Meling TR, Odegard J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(3):263-73.

Minervino BL. Características dos fios de "memória de forma" e aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial.* 2000;5(4):72-6.

Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.

Miura F, Mogi M, Okamoto Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod.* 1990;24(9):544-8.

Mohlin B, Muller H, Odman J, Thilander B. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod.* 1991;13(5):386-91.

Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod.* 1999;21(3):249-61.

Moresca R, Moro A, Dominguez G, Vigorito J. Efeito dos fios de nivelamento de níquel-titânio e de aço inoxidável na posição dos incisivos inferiores. *Dental Press J Orthod.* 2011;16(5):74-81.

Muench A. Metais em Ortodontia. In: Interlandi S. *Ortodontia: Bases para a iniciação.* São Paulo: Artes Médicas; 1999. p. 97-106.

Muraviev SE, Ospanova GB, Shlyakhova MY. Estimation of force produced by nickel-titanium superelastic archwires at large deflections. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(6):604-9.

Nakano H, Satoh K, Norris R, Jin T, Kamegai T, Ishikawa F, et al. Mechanical properties of several nickel-titanium alloy wires in three-point bending tests. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;115(4):390-5.

Nikolai RJ. Flexural activation and de-activation responses of orthodontic wires in single-tooth, occlusogingival corrections. *Dent Mater.* 1989;5(5):339-45.

Novikov V. Concise dictionary of materials science: Structure and characterization of polycrystalline materials. Boca Raton: CRC Press; 2003.

O'Brien K, Lewis D, Shaw W, Combe E. A clinical trial of aligning archwires. *Eur J Orthod*. 1990;12(4):380-4.

O'Brien K, Sandler J. In the land of no evidence, is the salesman king? *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138(3):247-9.

Ogura M, Kamimura H, Al-Kalaly A, Nagayama K, Taira K, Nagata J, et al. Pain intensity during the first 7 days following the application of light and heavy continuous forces. *Eur J Orthod*. 2009;31(3):314-9.

Okawa MS. Estudo do tamanho dos dentes naturais superiores e dentes artificiais de diferentes marcas comerciais [dissertação]. São Paulo (SP): Universidade de São Paulo; 2005.

Oliver RG, Knapman YM. Attitudes to orthodontic treatment. *Br J Orthod*. 1985;12(4):179-88.

Oltjen JM, Duncanson MG, Jr., Ghosh J, Nanda RS, Currier GF. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. *Angle Orthod*. 1997;67(3):209-18.

Ong E, Ho C, Miles P. Alignment efficiency and discomfort of three orthodontic archwire sequences: a randomized clinical trial. *J Orthod*. 2011;38(1):32-9.

Ormco. Orthodontic products catalog. Orange, CA: Ormco; 2011. [cited 2012 Mar 14]. Available from: <http://www.Ormco.com/downloads/Ormco-productcatalog.pdf>.

Pandis N, Polychronopoulou A, Eliades T. Alleviation of mandibular anterior crowding with copper-nickel-titanium vs nickel-titanium wires: a double-blind randomized control trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):152 e1-7;discussion -3.

Parvizi F, Rock WP. The load/deflection characteristics of thermally activated orthodontic archwires. *Eur J Orthod*. 2003;25(4):417-21.

Proffit WR, Fields Jr. HW, Sarver DM. Ortodontia Contemporânea. 4 ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2007.

Quintão CC, Cal-Neto JP, Menezes LM, Elias CN. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod*. 2009;10(1):29-32.

Quintão CCA, Brunharo IHVP. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2009;14(6):144-57.

Quintão CCA, Menezes LM, Elias CN, Gravina MA. Efeitos de memória de forma e de superelasticidade de fios ortodônticos. *Ortodon Gaúch*. 2001;5(2):112-22.

Raboud D. Simulation of the superelastic response of SMA orthodontic wires. *J Biomech Eng*. 1998;120(5):676-85.

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*. 1957;43(1):32-45.

Ren CC, Bai YX, Wang HM, Zheng YF, Li S. Phase transformation analysis of varied nickel-titanium orthodontic wires. *Chin Med J (Engl)*. 2008;121(20):2060-4.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod*. 2003;73(1):86-92.

Ren Y, Maltha JC, Van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):71-7.

Reznikov N, Har-Zion G, Barkana I, Abed Y, Redlich M. Influence of friction resistance on expression of superelastic properties of initial Niti wires in "reduced friction" and conventional bracket systems. *J Dent Biomech*. 2010;2010:6131-42.

Riley M, Bearn DR. A systematic review of clinical trials of aligning archwires. *J Orthod*. 2009;36(1):42-51; discussion 15.

Rose D, Quick A, Swain M, Herbison P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical T-loops. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;135(6):757-63.

Rubin RM. Putting nickel titanium wire in its place. *Angle Orthod*. 1999;69(3):214.

Rucker BK, Kusy RP. Elastic properties of alternative versus single-stranded leveling archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002a;122(5):528-41.

Rucker BK, Kusy RP. Elastic flexural properties of multistranded stainless steel versus conventional nickel titanium archwires. *Angle Orthod*. 2002b;72(4):302-9.

Sachdeva R, Sakima T, Miyazaki S, Kapila S. Ligas ortodônticas correntemente em uso. Revisão (Parte II). *Rev Odontol USP*. 1990;4(4):343-8.

Sakima CGP. Avaliação das propriedades mecânicas de fios de níquel-titânio após incorporação de dobras e/ou tratamento elétrico [dissertação]. Araraquara (SP): Universidade Estadual Paulista; 2006.

Sakima MT, Dalstra M, Melsen B. How does temperature influence the properties of rectangular nickel-titanium wires? *Eur J Orthod*. 2006;28(3):282-91.

Santoro M, Beshers DN. Nickel-titanium alloys: stress-related temperature transitional range. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118(6):685-92.

Schaus JG, Nikolai RJ. Localized, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. *Am J Orthod*. 1986;89(5):407-14.

Sebastian B. Alignment efficiency of superelastic coaxial nickel-titanium vs superelastic single-stranded nickel-titanium in relieving mandibular anterior crowding. *Angle Orthod*. In press 2011.

Segner D, Ibe D. Properties of superelastic wires and their relevance to orthodontic treatment. *Eur J Orthod*. 1995;17(5):395-402.

Seyyed Aghamiri SM, Ahmadabadi MN, Raygan S. Combined effects of different heat treatments and Cu element on transformation behavior of NiTi orthodontic wires. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2010;4(3):298-302.

Staggers JA, Margeson D. The effects of sterilization on the tensile strength of orthodontic wires. *Angle Orthod*. 1993;63(2):141-4.

Teramoto A. Sentalloy® the story of superelasticity. Mexico City: Universidad Tecnológica de México; 2010 [cited 2012 May 16]. Available from: http://www.qacintl.com/UserFiles/File/WP_Sentalloy.pdf.

Thayer TA, Bagby MD, Moore RN, DeAngelis RJ. X-ray diffraction of nitinol orthodontic arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;107(6):604-12.

Thompson SA. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J*. 2000;33(4):297-310.

Thurrow RC. *Edgewise orthodontics*: Mosby; 1982.

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*. 1994a;16(5):409-19.

Tonner RI, Waters NE. The characteristics of super-elastic Ni-Ti wires in three-point bending. Part II: Intra-batch variation. *Eur J Orthod*. 1994b;16(5):421-5.

Torrisi L. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. *Biomed Mater Eng*. 1999;9(1):39-47.

Turpin DL. Evidence-based orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;118(6):591.

Twelftree CC, Cocks GJ, Sims MR. Tensile properties of orthodontic wire. *Am J Orthod*. 1977;72(6):682-7.

van Aken CA, Pallav P, Kleverlaan CJ, Kuitert RB, Prahl-Andersen B, Feilzer AJ. Effect of long-term repeated deflections on fatigue of preloaded superelastic nickel-titanium archwires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133(2):269-76.

Viazis AD. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *J Clin Orthod*. 1991;25(6):370-4.

Viazis AD. *Atlas of orthodontics: Principles and clinical applications*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1993.

Viazis AD. Bioefficient therapy. *J Clin Orthod*. 1995;29(9):552-68.

Waters NE. A rationale for the selection of orthodontic wires. *Eur J Orthod*. 1992a;14(3):240-5.

Waters NE. Superelastic nickel-titanium wires. *Br J Orthod*. 1992b;19(4):319-22.

West AE, Jones ML, Newcombe RG. Multiflex versus superelastic: a randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(5):464-71.

Wilcock AJ. Applied materials engineering for orthodontic wires. *Aust Orthod J*. 1989;11(1):22-9.

Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002;121(5):483-95.

Wong EK, Borland DW, West VC. Deformation of orthodontic archwires over time. *Aust Orthod J*. 1994;13(3):152-8.

Yamaguto OT, Vasconcelos MHF. Determinação das medidas dentárias méso-distais em indivíduos brasileiros leucodermas com oclusão normal. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2005;10(5):99-107.

Yanaru K, Yamaguchi K, Kakigawa H, Kozono Y. Temperature- and deflection-dependences of orthodontic force with Ni-Ti wires. *Dent Mater J*. 2003;22(2):146-59.

Yee JA, Turk T, Elekdag-Turk S, Cheng LL, Darendeliler MA. Rate of tooth movement under heavy and light continuous orthodontic forces. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009;136(2):150 e1-9; discussion -1.

Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Okamoto Y, Mogi M, Miura F. Super-elasticity and thermal behavior of Ni-Ti alloy orthodontic arch wires. *Dent Mater J*. 1992;11(1):1-10.

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):399-402.

Yoneyama T, Doi H, Kobayashi E, Hamanaka H. Super-elastic property of Ti-Ni alloy for use in dentistry. *Front Med Biol Eng*. 2000;10(2):97-103.

Zinelis S, Eliades T, Pandis N, Eliades G, Bourauel C. Why do nickel-titanium archwires fracture intraorally? Fractographic analysis and failure mechanism of in-vivo fractured wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(1):84-9.

Zucch TU, Nóbrega C, Benetti JJ, Gick MR, Jakob SR, Arsati F. Avaliação da força liberada por fios ortodônticos de níquel-titânio associados a bráquetes autoligantes. *Ortho Sci, Orthod Sci Pract*. 2011;3(13):407-13.

APÊNDICE A

APÊNDICE B

APÊNDICE C

APÊNDICE D

APÊNDICE E

APÊNDICE F