



UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM SAÚDE
NÚCLEO DE PESQUISA EM ORTODONTIA E ODONTOPEDIATRIA

ANA PAULA ABDO QUINTÃO

**AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA COM
FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO E AÇO MULTIFILAMENTADO NA FASE
INICIAL DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO COM APARELHO FIXO**

Juiz de Fora

2016

ANA PAULA ABDO QUINTÃO

**AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA COM
FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO E AÇO MULTIFILAMENTADO NA FASE
INICIAL DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO COM APARELHO FIXO**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós Graduação em
Saúde da Faculdade de Medicina
da Universidade Federal de Juiz
de Fora, como requisito para
obtenção do título de Mestre.

Orientador: Prof. Dr. Robert Willer Farinazzo Vitral

Coorientador: Prof. Dr. Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

Juiz de Fora

2016

Ficha catalográfica elaborada através do programa de geração automática da Biblioteca Universitária da UFJF, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Quintão, Ana Paula Abdo.

AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA COM FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO E AÇO MULTIFILAMENTADO NA FASE INICIAL DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO COM APARELHO FIXO / Ana Paula Abdo Quintão.

-- 2016.

67 f. : il.

Orientador: Robert Willer Farinazzo Vitral

Coorientador: Felipe de Assis Ribeiro Carvalho

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz de Fora, Faculdade de Medicina. Programa de Pós-Graduação em Saúde Brasileira, 2016.

1. Modelos dentários digitais. 2. Imagem tridimensional. 3. Fios ortodônticos. I. Vitral, Robert Willer Farinazzo, orient. II. Carvalho, Felipe de Assis Ribeiro, coorient. III. Título.

ANA PAULA ABDO QUINTÃO

**AVALIAÇÃO DA QUANTIDADE DE MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA COM
FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO E AÇO MULTIFILAMENTADO NA FASE
INICIAL DE TRATAMENTO ORTODÔNTICO COM APARELHO FIXO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós Graduação em Saúde da Faculdade de Medicina da Universidade Federal de Juiz de Fora, como requisito para obtenção do título de Mestre.

Aprovada em: __/__/__

BANCA EXAMINADORA

Professor Robert Willer Farinazzo Vitral
Universidade Federal de Juiz de Fora

Professor Marcio José da Silva Campos
Universidade Federal de Juiz de Fora

Professor Felipe de Assis Ribeiro Carvalho
Universidade do Estado do Rio de Janeiro

À minha mãe Cátia, por ter guiado todos os meus passos na jornada da minha vida.

RESUMO

QUINTÃO, A.P.A. Avaliação da quantidade de movimentação dentária com fios de Níquel-Titânio e Aço Multifilamentado na fase inicial de tratamento ortodôntico com aparelho fixo. 2016. 74f. Dissertação (Mestrado em Saúde) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2016

Este ensaio clínico retrospectivo randomizado longitudinal teve como objetivo comparar a eficácia clínica de duas ligas diferentes de fios ortodônticos (0,016" de níquel-titânio e 0,0155" coaxial multifilamentado, utilizados para o alinhamento e nivelamento dos dentes durante 6 semanas. Avaliou-se também a quantidade de movimentação tridimensional. A tecnologia digital tem sido amplamente utilizada em modelos de gesso tridimensionais. Entretanto, há um pequeno número de ensaios clínicos. **Métodos:** A amostra foi composta por dois grupos de modelos de gesso obtidos de 12 pacientes jovens cada, incluindo ambos os maxilares, superior e inferior, dos pacientes. Os moldes foram digitalizados, com o escâner Maestro 3D, em dois tempos diferentes de tratamento: T1, antes da colocação do fio; e T2, 8 semanas após a sua colocação, totalizando 96 imagens digitalizadas. O programa *Geometric Qualify* foi utilizado para superposição de maxilares superiores e inferiores. Usando as rugas palatinas como ponto fixo para superposição das arcadas superiores, um método utilizando os modelos em oclusão foi criado pra transferir um ponto fixo das arcadas superiores para as arcadas inferiores, permitindo também, a superposição das mesmas. A quantidade precisa de movimento gerada por cada tipo de fio foi medida e visualizada através do programa *CMF Application*, usando linhas de contorno e mapas coloridos como ferramentas. **Resultados:** O fio 0,016" níquel-titânio promoveu maior quantidade de movimento dentário, que foi estatisticamente significativa, utilizando o teste de Mann-Whitney U ($p < 0,05$). **Conclusão:** Os fios de níquel-titânio promoveram maior quantidade de movimentação dentária do que os fios de aço inoxidável multifilamentado.

Palavras-chave: Modelos dentários digitais. Imagem tridimensional. Fios ortodônticos.

ABSTRACT

QUINTÃO, A.P.A. Evaluation of the amount of tooth movement with nickel-titanium and multistranded stainless steel wires in the initial phase of orthodontic treatment with fixed appliance. 2016. 74f. Dissertação (Mestrado em Saúde) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Juiz de Fora, Juiz de Fora, 2016

This longitudinal retrospective randomized clinical trial aimed to compare the clinical effectiveness of two different orthodontic alloy wires (.016" nickel-titanium and .0155" multistranded coaxial) used for dental alignment and leveling during 6 weeks. The amount of tridimensional movement was also evaluated. Digital technology has been widely used in three-dimensional dental casts. Therefore, there are a short number of clinical trials. **Methods:** The sample was composed by two groups of 12 young patients' casts of both upper and lower jaws. The casts were digitalized, with Maestro 3D scanner, in two different times of treatment: T1 was before the wire was placed and T2 was 8 weeks after its placement, in a total of 96 jaw digitalized images. Geometric Qualify Software was used to generate the superimposition of upper and lower jaws. Using the palatal rugosae as a fixed point for superimposition of the upper jaw, a method using it and the models in occlusion was created to transfer a fixed point to the lower jaws, allowing its superimposition as well. The precise quantity of movement generated by each type of wire was measured and visualized through CMF Application software by using isolines and color maps tools. **Results:** The .016" nickel-titanium wire promoted greater amount of tooth movement, which was statistically significant, using Mann-Whitney U test ($p < 0.05$). **Conclusion:** The nickel-titanium wires promoted a higher quantity of tooth movement than the multistranded stainless steel wire.

Keywords: Digital models; Three dimensional imaging; Orthodontic wires

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

NITINOL: *Nickel-Titanium Naval Ordnance Laboratory*

NiTi: Níquel-titânio

MF: Multifilamentado

3D: Três Dimensões

STL: Formato aberto de esteriolitografia

BBO: Board Americano de Ortodontia

T1: Antes da inserção do primeiro fio

T2: oito semanas após a inserção do primeiro fio

MMR: *Maxilo-mandibular relationship*

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Escanner Maestro 3D com modelo a ser digitalizado na plataforma.

Figura 2 A e B: Modelo posicionado na plataforma do escâner sendo digitalizado em 360 graus através de tecnologia de luz estruturada.

Figura 3: Modelo inferior em T1 em relação ao modelo articulado em T1

Figura 4: Modelo superior em T1 em relação ao modelo articulado em T1

Figura 5: Modelo superior em T2 em relação ao modelo superior em T1 (rugas palatinas)

Figura 6: Modelos articulados em T2 em relação ao modelo superior em T2

Figura 7: Modelo inferior em T2 em relação aos articulados em T2

Figura 8 A: Imagem de parte de arcada dentária escaneada. O ponto negro na face disto vestibular do elemento 31 indica o ponto mais proeminente do mesmo e a cor vermelha salienta a parte de estruturas que se movimentaram em sentido vestibular entre os tempos T1 e T2 (FERRAMENTA DE LINHA DE CONTORNO – *ISOLINE*).

Figura 8 B: Imagem da distância (mm) medida entre os pontos anatômicos marcados, de T1 para T2.

Figura 8 C: Superposição de modelos em semi-transparência. Branco representa T1 e a cor vermelha T2.

Tabela 1: Teste de normalidade dos Índices de Little no tempo T1 relativo as arcadas superior e inferior para cada tipo de fio

Tabela 2: Valores comparativos dos Índices de Little no tempo T1 relativo a cada modelo de gesso das arcadas superior e inferior para cada tipo de fio

Tabela 3: Teste de normalidade das superposições entre os tempos T1 e T2 para cada tipo de fio

Tabela 4: Estatística descritiva em milímetros e valor de p do teste de Mann Whitney U das superposições entre os tempos T1 e T2 para cada tipo de fio

Gráfico 1: Histograma representando a distribuição de modelos avaliados em relação à quantidade de movimentação em milímetros no grupo NiTi.

Gráfico 2: Histograma representando a distribuição de modelos avaliados em relação à quantidade de movimentação em milímetros no grupo MF.

Gráfico 3: Box Plot dos resultados da movimentação detectada entre T1 e T2 nos grupos NiTi e MF. O box plot mostra o valor mínimo, o primeiro quartil, a mediana, o terceiro quartil, o valor máximo e os *outliers*. Valores mais baixos indicam menos movimento.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	12
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	14
2.1 A FASE INICIAL DO TRATAMENTO ORTODÔNTICO FIXO: ALINHAMENTO E NIVELAMENTO.....	17
2.1.1 Resiliência ou energia acumulada.....	19
2.1.2 Módulo de energia acumulada / rigidez.....	20
2.1.3 Limite de proporcionalidade ou limite elástico.....	20
2.1.4 Limite de escoamento.....	22
2.1.5 Recuperação elástica.....	22
2.1.6 Conformabilidade.....	22
2.1.7 Biocompatibilidade.....	23
2.2 FIOS DE AÇO MULTIFILAMENTADOS.....	22
2.3 FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO.....	23
2.4 IMPORTÂNCIA DOS MODELOS DE ESTUDO.....	25
2.5 MODELOS DIGITAIS.....	26
2.6 FORMAS DE AQUISIÇÃO DOS MODELOS DIGITAIS.....	27
3 PROPOSIÇÃO.....	29
4 METODOLOGIA.....	30
4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA.....	30
4.1.1 Critérios de inclusão.....	31

4.2 MONTAGEM DO APARELHO.....	31
4.3 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS MODELOS DE GESSO.....	32
4.4 ESCANEAMENTO – DIGITALIZAÇÃO DOS MODELOS DE ESTUDO/AQUISIÇÃO DAS IMAGENS.....	33
5 RESULTADOS.....	41
6 DISCUSSÃO.....	48
7 CONCLUSÕES.....	53
REFERÊNCIAS.....	54
ANEXO.....	60
APÊNDICE.....	61

INTRODUÇÃO

O alinhamento e nivelamento das arcadas dentárias constituem a fase inicial do tratamento ortodôntico com aparelhagem fixa (PROFFIT; FIELDS JR; SARVER, 2014). Esta primeira etapa é de fundamental importância para se alcançar os objetivos finais em relação à estética, função e estabilidade. O arco ideal para se iniciar o tratamento deve liberar forças leves e contínuas, possuir capacidade de induzir a correção da curva de Spee, gerar aproximação de pontos de contato e corrigir rotações (TIPTON et al., 1994). Geralmente o arco ideal para essa fase é o que gera força leve e contínua, por longo período de tempo (MIURA et al., 1986; JONES; STANIFORD; CHAN, 1990).

Os fios mais recomendados na literatura para a fase inicial de tratamento ortodôntico são os de Níquel-Titânio (NiTi) (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; HURST et al., 1990; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; VIAZIS, 1991; TIPTON et al., 1994). Entretanto, os arcos de aço multifilamentados não apresentarem diferença de efetividade clínica quando comparados aos de NiTi (GRAVINA; BRUNHARO; FRAGA; et al., 2013). Testes laboratoriais indicam que um arco inicial para tratamento ortodôntico deve possuir características físicas e mecânicas desejáveis, quais sejam, alta resiliência, baixo módulo de elasticidade, flexibilidade e alto limite elástico. Entretanto tais ensaios mecânicos não medem a efetividade clínica dos mesmos. Por esta razão, foram desenvolvidas uma variedade de fios de aço multifilamentado e NiTi, pois estes possuem tais características (JONES; STANIFORD; CHAN, 1990; QUINTAO et al., 2009).

Com a introdução de escâneres, como o Maestro 3D, tornou-se possível a obtenção de modelos dentários tridimensionais (3D) virtuais das

arcadas dentárias. Estes modelos virtuais, com alta precisão, podem ser manipulados por meio de programas específicos, possibilitando a realização da análise de modelos (QUIMBY et al., 2004).

Testes laboratoriais indicam que ambos os fios possuem características físicas e mecânicas desejáveis. Entretanto tais ensaios não medem a efetividade clínica dos mesmos (JONES; STANIFORD; CHAN, 1990; QUINTAO et al., 2009).

Bueno comparou medidas obtidas a partir de métodos de escaneamento de modelos de gesso dentários com medições realizadas diretamente em modelos de gesso de arcadas dentárias. Concluiu que medições transversais, horizontais e verticais realizadas nos modelos digitais não mostraram diferenças significativas daquelas diretamente realizadas nos modelos de gesso dentários e que apresentam alta confiabilidade (BUENO, 2014).

2 REVISÃO DE LITERATURA

Na década de 1920, a especialidade de Ortodontia foi oficialmente reconhecida no Brasil. O aparelho utilizado nesta época era fabricado de ouro ou platina ou forjado com ligas destes dois metais. As bandas pinçadas eram confeccionadas pelos ortodontistas a partir de lâminas vendidas em rolos (VILELLA, 2007).

No Brasil, o aço inoxidável passou a ser utilizado para acessórios ortodônticos entre o final da década de 40 e o início da década de 50. Até então, os aparelhos ortodônticos fixos eram confeccionados todos em ouro, tanto as bandas como os acessórios. No curso pioneiro em Ortodontia no Brasil, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, o aço inoxidável só passou a ser utilizado em meados da década de 50 (DA MOTTA et al., 2003; VILELLA, 2007).

Um número reduzido de ligas metálicas foram utilizadas ao longo da história da ortodontia (BURSTONE; GOLDBERG, 1980).

A primeira liga utilizada foi a de ouro tipo IV. Esta liga foi utilizada na fabricação de fios ortodônticos até a década de 40. Entretanto, seu uso clínico foi reduzido na ortodontia por alguns fatores, incluindo o alto custo, o baixo limite de escoamento e a elasticidade limitada (KOHL, 1964; BURSTONE; GOLDBERG, 1980; KUSY; DILLEY, 1984; EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Sendo assim, a partir da década de 40, as ligas de aço inoxidável passaram a ser utilizadas na confecção de fios e acessórios ortodônticos (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; BURSTONE; GOLDBERG, 1980).

Apesar do aço inoxidável austenítico possuir menor custo que o ouro, maiores limite de escoamento e elasticidade, para fins de alinhamento e nivelamento dentários, mesmo flexões pequenas

resultavam em altas cargas, o que não era condizente com os níveis das forças fisiológicas desejáveis. Por este motivo, reduziu-se a espessura dos fios e a forma passou de retangular para redonda. As alças também foram introduzidas no processo, afim de aumentar a faixa de ativação do fio (STRANG; THOMPSON, 1958; EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

As técnicas de confecção e formas das alças foram preconizadas e refinadas por Begg (1956), Stoner (1960), Jarabak (1960), Burstone et al (1961), Waters et al (1975) e Thurow (1979). O objetivo de tais técnicas era reduzir a rigidez do fio e aumentar a sua faixa de ativação e melhor distribuição das forças. Entretanto, há desvantagens em se usar alças, uma vez que estão sujeitas a perda de sua forma original, alterando os vetores de direção de força (ANDERSON, 1974; SIMS, 1977; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Neste contexto, os fios de aço multifilamentado, trançados ou torcidos, foram desenvolvidos, aumentando a flexibilidade e a possibilidade de ativação (STEPHENS; HOUSTON; WATERS, 1971; WATERS; STEPHENS; HOUSTON, 1975a; b; BARROWES, 1982; EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998).

A liga de níquel-titânio surgiu em 1963 (GOLDBERG; BURSTONE, 1979). Esta liga foi apresentada por Willian Buehler, no Laboratório Naval Americano, em Silver Springs, Maryland. Buehler observou pela primeira vez, ainda em 1963, o efeito “memória de forma” (PERKINS; HODGSON, 1990). A mesma foi desenvolvida nas proporções de 55% de níquel e 45% de titânio no Laboratório Naval Americano, como parte de um programa espacial e passou a ser chamada de NITINOL (*Nickel Titanium Naval Ordenance Laboratory*) (BISHARA et al., 1995).

Em 1971, Andreasen e Hilleman analisaram as propriedades inerentes aos fios de níquel-titânio para uso em Ortodontia. A *Unitek Corporation* produziu o fio com o nome comercial de Nitinol. Clinicamente, a liga foi utilizada pela primeira vez em 1972, entretanto, não apresentava “efeito memória de forma” nem “superelasticidade”. Isto justifica-se pelo fato do fio ser manufaturado por processo de endurecimento por encruamento. A liga foi considerada um avanço para a obtenção de forças leves em grandes ativações (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; EVANS; JONES; NEWCOMBE, 1998). Os fios de níquel-titânio, foram colocados no mercado em 1976 e foram caracterizados como material de alta recuperação e baixa rigidez (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; ANDREASEN; BARRETT, 1973; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Em 1985, Burstone et al, relataram o uso clínico e laboratorial de uma nova liga de níquel-titânio superelástica, chamada *Chinese NiTi*, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. O termo “superelasticidade” ainda não havia sido empregado até aquela época. O fio ortodôntico de níquel-titânio chinês, foi o primeiro a exibir potencial superelástico. Foi, originalmente, desenvolvido por Hua Cheng Tien e colaboradores, em Beijin, no ano de 1978. Algum tempo depois, estes mesmos pesquisadores melhoraram as propriedades desse material e relataram que tal fio possuía maior recuperação elástica e menor rigidez que o Nitinol convencional e que a deformação permanente após flexão era menor.

Na mesma época, os japoneses desenvolveram o mesmo tipo de liga com idêntica finalidade (MIURA et al., 1986). Essas ligas foram classificadas como “austeníticas ativas” (EVANS; DURNING, 1996). O fio de níquel-titânio japonês foi desenvolvido pela *Furukawa Electric Co.* Em 1986,

os efeitos de “memória de forma” e “superelasticidade” do fio de níquel-titânio japonês foram realçados, a fim de se conhecer a aplicabilidade clínica dos mesmos em Ortodontia (MIURA et al., 1986).

In vitro, estudos demonstraram que as ligas de níquel-titânio superelásticas (austeníticas ativas) possuem excelentes propriedades elásticas e geram forças constantes, quando submetidas a carregamento, mesmo diante de flexão. Isso tornou o fio extremamente popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentários (EVANS; DURNING, 1996; QUINTAO et al., 2009; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

2.1 A FASE INICIAL DO TRATAMENTO ORTODÔNTICO FIXO: ALINHAMENTO E NIVELAMENTO

A mecânica ortodôntica é baseada no princípio da acumulação de energia elástica e transformação dessa energia em trabalho mecânico, por meio da movimentação dos dentes. Cada ajuste do aparelho armazena e controla o mecanismo de transferência e distribuição das forças. Um ótimo controle do movimento dentário requer a aplicação de um sistema de forças específico, que é devidamente guiado por meio de acessórios, tais como os fios ortodônticos (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

O alinhamento e o nivelamento de canaletas de bráquetes e tubos constituem a fase clínica preliminar do tratamento com aparelhagem fixa (EVANS; DURNING, 1996). O alinhamento e nivelamento se baseia na teoria de que ao se aplicar força leve e contínua a um dente, o mesmo se move de maneira ideal, através do osso alveolar sem causar injúrias (REITAN, 1947; 1957; 1960; 1964; 1967; REITAN; KVAM, 1971; ROCK; WILSON, 1988). Para Quintão et al, em 2009, o alinhamento e nivelamento do arco

dentário é o estágio inicial do tratamento ortodôntico. A conclusão satisfatória desta fase seria essencial para que, posteriormente, se consiga a estética, função e estabilidade desejadas no tratamento. Um tratamento ortodôntico bem planejado, começa com fios muito flexíveis engajados ao máximo nos bráquetes, em ambos os arcos (TIPTON et al., 1994). Usualmente, o arco ideal para essa fase deveria gerar forças leves e contínuas em longos períodos de tempo (MIURA et al., 1986; JONES; STANIFORD; CHAN, 1990). Nas décadas de 1980 e 1990, quando a maioria dos estudos laboratoriais voltaram-se para as propriedades de fios para início do tratamento ortodôntico, vários autores foram unânimes ao reconhecer que forças leves e contínuas são desejáveis para produzir movimento dentário eficiente, controlado e fisiológico, com um mínimo de repercussão lesiva para os dentes e tecidos de suporte (OPPENHEIM, 1944; REITAN, 1947; 1957; VAN VLACK, 1970; ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; MIURA et al., 1986; HURST et al., 1990; JONES; STANIFORD; CHAN, 1990; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TIPTON et al., 1994; WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Uma vez obtidas as características individuais de cada fio, estudos laboratoriais compararam propriedades mecânicas para fios de diferentes ligas metálicas. Entretanto o conceito de que fios que geram forças leves e contínuas não foi modificado até o presente momento, quando se trata de alinhar e nivelar dentes (QUINTAO et al., 2009; SANDHU et al., 2012; GRAVINA; BRUNHARO; CANAVARRO; et al., 2013; ABDELRAHMAN; AL-NIMRI; AL MAAITAH, 2015).

Algumas características como: resiliência, rigidez, módulo de elasticidade, limite de escoamento, recuperação elástica, conformabilidade e biocompatibilidade devem ser analisadas na escolha do fio ideal para se

iniciar o tratamento, afim de se obter um ótimo desempenho clínico do fio (MOHLIN et al., 1991; QUINTAO et al., 2009; QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

O tipo de arco mais frequentemente recomendado na prática contemporânea para o estágio inicial do tratamento ortodôntico são os fios de níquel-titânio superelástico ou termoativados (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; MIURA et al., 1986; HURST et al., 1990; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; KHIER; BRANTLEY; FOURNELLE, 1991; VIAZIS, 1991; CHEN; ZHI; ARVYSTAS, 1992; TIPTON et al., 1994; QUINTAO et al., 2009). Entretanto, alguns autores ainda preferem os fios de aço multifilamentados, pois não têm demonstrado menor efetividade do que os fios de níquel-titânio (JONES; STANIFORD; CHAN, 1990; WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995).

Em seu trabalho, Quintão et al em 2009, concluíram que, laboratorialmente, ambos os fios de aço multifilamentado e níquel-titânio quando testados, possuem propriedades favoráveis para a fase de alinhamento e nivelamento do tratamento ortodôntico.

2.1.1 Resiliência ou energia acumulada

Representa o trabalho armazenado pelo fio para mover um dente.

É a capacidade de prover energia para a ação do fio durante a desativação (EVANS; DURNING, 1996). Outro conceito se refere a capacidade de um metal armazenar energia quando deformado elasticamente e liberá-la quando descarregado (DRAKE et al., 1982; THUROW, 1982).

Uma alta energia, acumulada com baixa carga, é desejável, já que permitirá que a liberação da mesma seja contínua por um período de tempo mais longo (WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995).

2.1.2 Módulo de energia acumulada / rigidez

O módulo de elasticidade é a medida da rigidez do material. É determinado pelas forças de ligação entre os átomos do material e , como essas forças são constantes para cada estrutura metálica, o módulo de elasticidade é uma das propriedades mais constantes dos metais, embora possa ser levemente afetado por adição de elementos à liga, tratamentos térmicos, ou trabalho a frio, que altere sua estrutura metálica (KOHL, 1964; VAN VLACK, 1970). Obviamente, os fios que possuem alto módulo de elasticidade, deveriam ser evitados para a fase de alinhamento e nivelamento dentários, por transmitirem forças altas diante de pequenas flexões (EVANS; DURNING, 1996).

2.1.3 Limite de proporcionalidade ou limite elástico

O limite elástico refere-se à carga máxima em que se pode observar a proporcionalidade entre a força aplicada e a deformação imposta. O limite elástico é definido como a tensão acima da qual o metal não recuperará sua forma original após o descarregamento. Refere-se à carga de trabalho permitida e é a maior tensão que pode ser aplicada a um fio sem que ocorra deformação permanente (STEINER, 1953; BURSTONE, 1969; VAN VLACK, 1970). Na deformação elástica, os átomos mantêm suas posições relativas. É portanto, reversível e proporcional à tensão aplicada. Quando os átomos, que constituem o material, se deslocam permanentemente, ocorre a deformação plástica, e o material não retorna mais a sua forma original (VAN VLACK, 1970). Alto limite elástico é desejável

para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam “a deformação plástica ou que os mesmos se fraturem (KUSY; DILLEY, 1984)

2.1.4 Limite de escoamento

O limite de escoamento é a tensão que define o final da região elástica e o início da plástica. Na maioria dos casos, o início do escoamento não é nítido e não pode ser caracterizado com precisão. É o caso de fios ortodônticos (ELIAS; DE BIASI; CHEVITARESE, 1993).

2.1.5 Recuperação elástica

Pode ser avaliada pela relação entre o limite de escoamento e o módulo de elasticidade. Para a finalidade de alinhamento e nivelamento, alta recuperação elástica se faz desejável e significa que o material apresenta alto limite de escoamento e baixo módulo de elasticidade. Tais características refletem a capacidade de se aplicar grandes deformações elásticas sem deformações permanentes. Também pode significar um aumento no tempo de trabalho do fio (KAPILA; SACHDEVA, 1989; EVANS; DURNING, 1996; PROFFIT; FIELDS JR; SARVER, 2014).

2.1.6 Conformabilidade

É a capacidade do fio de aceitar mudanças de forma, cedendo a uma determinada configuração dada pelo profissional (EVANS; DURNING, 1996).

2.1.7 Biocompatibilidade

Pelo fato dos fios ortodônticos manterem proximidade e contato com a mucosa oral, por períodos de longo tempo, precisam ser resistentes à corrosão e liberação de íons e não devem gerar respostas alérgicas (EVANS; DURNING, 1996). O material utilizado deve ser bem tolerado pelos tecidos bucais e resistente à corrosão quando no ambiente bucal (WEST; JONES; NEWCOMBE, 1995).

2.2 FIOS DE AÇO MULTIFILAMENTADOS

O tipo de aço que utilizamos na ortodontia é o aço inoxidável austenítico 18-8 (cromo, níquel) tipos 302 e 304 (KOHL, 1964; HOWE; GREENER; CRIMMINS, 1968; PHILLIPS, 1973; THUROW, 1982).

Uma maneira de se aplicar fios de aço inoxidável na fase inicial de alinhamento e nivelamento dentário, sem a necessidade de confecção de alças, está na utilização de fios multifilamentados de aço. Os mesmos têm propriedades mecânicas que diferem bastante daquelas do aço convencional, composto de um único filamento, mesmo quando são comparados diâmetros próximos (KUSY; DILLEY, 1984).

Os fios multifilamentados de aço (MF) podem ser trançados, torcidos ou coaxiais. Todos apresentam propriedades semelhantes e excelente potencial para se iniciar o tratamento ortodôntico (QUINTAO et al., 2009).

A recuperação elástica do fio MF é 25% maior do que a do aço convencional de diâmetro equivalente (KUSY; DILLEY, 1984).

A rigidez dos segmentos interbraquetes é muito menor do que a dos fios de aço convencional com mesmo diâmetro (KAPILA; SACHDEVA, 1989). Ao se comparar fios de aço inoxidável convencionais com os MF de semelhante diâmetro, pode-se afirmar que os últimos apresentam a quinta parte do módulo de elasticidade e uma faixa de ativação de cento e cinquenta a duzentas vezes maior quando comparados aos primeiros (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Os fios MF apresentam algumas propriedades mecânicas semelhantes às dos de níquel-titânio (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009). A resiliência dos fios multifilamentados é considerada alta, entretanto, o baixo limite elástico os torna suscetíveis à deformação, plasticamente, por forças externas, tais como as de mastigação (KUSY; DILLEY, 1984; KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Quando submetidos à mesma tensão, exibem um grau muito mais alto de deformação permanente do que fios de níquel-titânio (MOHLIN et al., 1991). Muitas vezes, o profissional, com a finalidade de ganhar tempo de atendimento, deixa de contornar fios MF de acordo com as distâncias intercaninos e intermolares, bem como com a forma e largura do arco do paciente. Ainda que apresentando menor conformabilidade do que o fio de aço convencional, os MF aceitam contornos e dobras. Lançar mão dessa possibilidade otimiza a ação do fio (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

2.3 FIOS DE NÍQUEL-TITÂNIO

Os fios de níquel-titânio possuem estrutura equiatômica, uma vez que possuem proporções semelhantes de níquel (55%) e titânio (45%) (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Para a fase de alinhamento e nivelamento dentário, as ligas de níquel-titânio (NiTi) apresentam propriedades extremamente interessantes. As propriedades únicas inerentes a essas ligas são o alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade (baixa rigidez) e a alta resiliência. Podem sustentar uma deflexão muito ampla e retornar à sua forma original com a produção de forças moderadas e uniformes. Tanto os fios NiTi superelásticos quanto os termoativáveis e os com adição de cobre apresentam maior resiliência e menor rigidez que as demais ligas. Isso significa que, para a transmissão de forças leves e contínuas, mesmo diante de grandes flexões, são os mais indicados (KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Os fios NiTi permitem ganho de tempo de atendimento ao paciente, por evitar a confecção de alças ou dobras auxiliares de nivelamento e alinhamento, e podem permanecer ativos na cavidade bucal por um longo período de tempo. Possuem baixa conformabilidade e não aceitam dobras, sob pena de fratura. Dessa forma, recursos adicionais podem ser utilizados para que “stops” possam ser adquiridos na região posterior, evitando-se a projeção dentária. Por não aceitarem conformação, tais fios são vendidos em formato pré-contornado. Por isso, o profissional deve estar atento à largura original dos arcos dentários do paciente, procurando adquirir diferentes formas de arcos, que mais se adaptem ao caso. Como dobras de primeira, segunda e terceira ordens não são permitidas pela liga, devem ser utilizados prioritariamente, porém não exclusivamente, para a técnica de Arco Reto. As ligas de NiTi não recebem soldas e apresentam maior coeficiente de atrito com bráquetes, quando comparadas às de aço. Estudos in vitro demonstraram que as ligas superelásticas de níquel titânio possuem excelentes propriedades

elásticas e geram força constante quando submetidas a carregamento, mesmo diante do aumento da deflexão. Isso tornou o fio extremamente popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentário (MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990).

2.4 IMPORTÂNCIA DOS MODELOS DE ESTUDO

De acordo com Habib et al, em 2007, os modelos de estudo são fundamentais no diagnóstico e planejamento do tratamento ortodôntico. Utilizando-se os modelos, é possível visualizar os arcos dentários nas três dimensões do espaço (HABIB et al., 2007). Além disso, servem para a avaliação através de comparação da condução do tratamento nas mais diferentes fases e são considerados como uma das formas de registro legal, além de fornecerem provas dos dados do paciente. Sendo assim, os modelos de gesso são fundamentais na prática e pesquisa odontológica (SANTORO et al., 2003; OKUNAMI et al., 2007; BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014), auxiliando no diagnóstico e planejamento de casos, sendo também utilizados na apresentação dos mesmos, avaliação do progresso do tratamento e de seus resultados (ZILBERMAN; HUGGARE; PARIKAKIS, 2003; PELUSO et al., 2004; BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014; DRAGSTREM et al., 2015). Somando-se a isto, a documentação do paciente tem um importante valor médico-legal, tanto para o cirurgião-dentista quanto para o paciente (BOOTVONG et al., 2010; BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014). Desta forma, torna-se necessário o armazenamento dos modelos por um longo período de tempo, gerando necessidade de espaço, sendo dispendioso para o clínico. Conseqüentemente, cresce a necessidade de um método alternativo de armazenamento dos modelos de estudo (BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014).

2.5 MODELOS DIGITAIS

A tecnologia digital tem sido utilizada para melhorar a qualidade e a eficiência em diversos setores, incluindo fotografias, radiografias, registros do tratamento realizado e modelos de gesso tridimensionais (3D) (ZILBERMAN; HUGGARE; PARIKAKIS, 2003; OKUNAMI et al., 2007).

Neste contexto, os modelos de estudo digitais 3D têm crescido em popularidade, surgindo como uma alternativa com diversas vantagens sobre os modelos de gesso (REDMOND, 2001; SANTORO et al., 2003; PELUSO et al., 2004; OKUNAMI et al., 2007; BOOTVONG et al., 2010; DRAGSTREM et al., 2015). Dentre elas estão o fato de que eles não estão sujeitos a fraturas, não ocupam espaço e não sujam o ambiente (PELUSO et al., 2004). Além do fácil armazenamento em computadores, podendo ser acessados de qualquer localidade, facilitando a comunicação com o paciente e outros profissionais (REDMOND, 2001; PELUSO et al., 2004; WESTERLUND et al., 2015). Os modelos digitais foram introduzidos pela OrthoCAD (*Cadent, Carlstadt, NJ*) no ano de 1999 (FLEMING; MARINHO; JOHAL, 2011; DRAGSTREM et al., 2015) e estudos mostraram um crescimento significativo na utilização de documentação digital na ortodontia de 11% no ano de 1981 para 86,1% em 2013 (KEIM et al., 2013). Desde então, muitas empresas já fornecem modelos digitais com o objetivo de substituir os modelos de gesso (DRAGSTREM et al., 2015).

Os estudos dos modelos em 3d têm sido cada vez mais constantes (DRAGSTREM et al., 2015). Diversos estudos foram feitos comparando modelos de gesso digitais e não encontraram diferenças estatisticamente significativas na medição das dimensões dentárias (ZILBERMAN; HUGGARE; PARIKAKIS, 2003; QUIMBY et al., 2004; MAYERS et al., 2005; PAREDES; GANDIA; CIBRIAN, 2006; STEVENS et al., 2006; ASQUITH; GILLGRASS; MOSSEY, 2007;

MULLEN et al., 2007; BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014) e nem nas relações inter e intra-arcos (SANTORO et al., 2003; QUIMBY et al., 2004; COSTALOS et al., 2005; BELL; AYOUB; SIEBERT, 2014).

Assim sendo, os modelos digitais parecem ser uma alternativa para as medições de rotina da prática ortodôntica (SANTORO et al., 2003; BOOTVONG et al., 2010; DRAGSTREM et al., 2015). Esta afirmação foi reforçada por uma revisão sistemática de literatura que observou que as medições em modelos digitais são comparáveis com modelos de gesso e concluiu, assim, que o uso de modelos digitais é uma alternativa para as medições convencionais em modelos de gesso (FLEMING; MARINHO; JOHAL, 2011).

2.6 FORMAS DE AQUISIÇÃO DE MODELOS DIGITAIS

Para a obtenção dos modelos em 3d existem duas principais formas: a técnica da luz estruturada ou a de aquisição de modelos através de laser intraoral (BUENO, 2014).

O escâner maestro 3d utiliza a tecnologia de luz estruturada, que necessita que o modelo de gesso seja colocado em seu interior (Maestro 3D PROFESSIONAL SCANNER, 2016). Este tipo de escaneamento é chamado de escaneamento não destrutivo, que é o protocolo utilizado para a obtenção de um modelo dentário tridimensional a partir do escaneamento do modelo de gesso como um todo, girando-o nos três planos do espaço, obtendo desta forma a cópia do modelo original (LOIOLA et al., 2012; BUENO, 2014).

Na tecnologia de laser intraoral, há uma captura de várias pequenas imagens que serão unidas na imagem final. é composta por um escâner intraoral utilizado diretamente no paciente. ele possui, acoplado a ponta de

digitalização, uma tela para a visualização e possível modificação do modelo 3D (LOIOLA et al., 2012). Outra maneira de se obter o escaneamento intraoral é utilizando-se a luz estruturada, onde uma câmera de vídeo registra as distorções da luz sobre os elementos dentários e demais estruturas. o computador processa as imagens e faz a combinação destas em conjunto para criar os arcos dentários em 3D (HAJEER et al., 2004; LOIOLA et al., 2012).

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral

Comparar dois tipos de fios ortodônticos indicados para o início da fase de alinhamento e nivelamento dentário, Níquel-Titânio e Aço Multifilamentado, quanto a capacidade de movimentação dentária através de deslocamento tridimensional.

Objetivo Específico

1) Avaliação Quantitativa: quantificar a movimentação dentária promovida pelos fios Níquel-Titânio e Aço Multifilamentado, utilizados durante um intervalo de 8 semanas.

4 METODOLOGIA

Este estudo se caracteriza como clínico retrospectivo, e analisou as alterações no posicionamento dos dentes, entre os tempos T1 (antes da inserção dos fios) e T2 (oito semanas após a ação dos fios ortodônticos) afim de possibilitar a visualização e maior compreensão do processo inicial de alinhamento e nivelamento das arcadas dentárias com aparelho ortodôntico fixo comparando os fios de Níquel-Titânio e Aço Multifilamentado.

Para permitir a quantificação da movimentação dentária promovida pelo alinhamento e nivelamento dos dentes, foram utilizados modelos de gesso já existentes de pacientes em 2 tempos distintos. Estes modelos foram digitalizados com o escâner Maestro 3D MDS 350 (Age Solutions, Itália) com o auxílio do software Maestro Easy Dental Scan v. 4.18.86.4295 e exportados para o formato aberto de estereolitografia (STL). Os modelos dos diferentes tempos foram então superpostos para cada paciente.

4.1 SELEÇÃO DA AMOSTRA:

Foram selecionados aleatoriamente quarenta e oito pares de modelos de gesso obtidos de vinte e quatro pacientes jovens (entre 11 e 14 anos, média de idade = 12,7 anos, sendo 12 do sexo feminino e 12 do masculino) em início de tratamento ortodôntico nas clínicas de Pós-graduação em Ortodontia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, entre os anos de 1996 e 1998.

4.1.1 Critérios de inclusão

- Presença de todos os dentes permanentes na cavidade bucal, exceto segundos e terceiros molares;
- Ausência de tratamento ortodôntico prévio;
- Ausência de histórico médico de relevância ao tratamento;
- Sobremordida e sobressaliência que permitissem colagem de dentes inferiores anteriores sem gerar interferências oclusais;
- Grau de apinhamento e posições dentárias que permitissem total inserção do fio ortodôntico ao fundo do *slot* do *bracket*, a ser fixado com amarrilhos de aço;
- Boas condições de higiene e saúde periodontal.

O diagnóstico e o correto plano de tratamento foram determinados e a mecânica mais apropriada para cada caso foi criteriosamente seguida até o final do tratamento.

A distribuição dos pacientes para os dois grupos de fios foi realizada através de randomização.

4.2 MONTAGEM DO APARELHO

Bráquetes metálicos 0.022"x0.028", sistema Edgewise, foram colados de segundos pré-molares aos mesmos dentes do lado oposto, nos arcos superior e inferior. Referências 37/212-42, 37/222-32; 37/232-32, 37/252-21 e 37/262-20, GAC/USA, para Incisivos Centrais superiores,

laterais superiores, Caninos, Pré-molares e incisivos inferiores respectivamente.

Os primeiros molares superiores e inferiores receberam anéis pré-fabricados (BU/BL, Morelli Ortodontia, Brasil) em cujas faces vestibulares foram soldados tubos e bráquetes geminados (T1DG-BL e S1CO-04Z, respectivamente; Morelli Ortodontia, Brasil).

4.3 MOLDAGEM E OBTENÇÃO DOS MODELOS DE GESSO

Após montados os aparelhos ortodônticos, moldagens das arcadas dentárias dos pacientes foram realizadas previamente à inserção dos fios, com Hidrocolóide irreversível (Jeltrate- Dentsply) e vazadas em gesso pedra tipo IV (Durone IV, Dentsply, USA). Modelos de gesso foram obtidos, recortados e polidos seguindo protocolo do item 3.1 sobre recorte de modelos do manual do Board Americano de Ortodontia-BBO. A amostra foi composta por noventa e seis modelos de gesso (n total=96) de arcadas dentárias, sendo os mesmos divididos aleatoriamente em 2 grupos: Grupo MF, composto por 12 pacientes (n=48, sendo destes 24 antes da inserção do primeiro fio ortodôntico-T1 e 24 após 8 semanas da mesma -T2). O grupo MF foi constituído por arcadas dentárias de pacientes que receberam para iniciar o tratamento ortodôntico fios multifilamentados (Dentsply GAC, Islândia-NY, EUA, 0.0155”). O Grupo NiTi, recebeu como primeiros fios os de níquel-titânio superelásticos (Dentsply GAC, Islandia-NY, EUA, 0.016”). Tal grupo foi composto por 12 pacientes, totalizando 48 arcadas (n=48, sendo destes 24 antes da inserção do primeiro fio ortodôntico-T1 e 24 após 8 semanas da mesma -T2). Os fios foram

inseridos às canaletas dos bráquetes e amarrados com fio de amarrilho de aço (Morelli Ortodontia, Brasil, 0.08”) por oito semanas.

Após este período os fios foram desamarrados e cada paciente foi moldado uma segunda vez, seguindo o mesmo protocolo para obtenção de modelos de gesso.

Foram obtidos portanto, modelos de gesso das arcadas dentárias em fases pré (T1) e pós (T2) inserção dos primeiros fios, para cada caso.

4.4 ESCANEAMENTO-DIGITALIZAÇÃO DOS MODELOS DE ESTUDO/AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

A aquisição das imagens tridimensionais das arcadas dentárias foi realizada a partir do escâner Maestro 3D Dental Scanner, modelo MDS350 (AGE SOLUTION S.r.l.-Pisa-Itália), auxiliado pelo programa Maestro 3D Easy Dental Scan (AGE SOLUTION-S.r.l.-Pisa-Itália). A tecnologia de aquisição tridimensional desse escaner é de triangulação. O método de projeção de luz estruturada faz a aquisição redundante de milhões de pontos, utilizando a projeção de listras incoerentes que são deformadas de acordo com a superfície do objeto de interesse, no caso, os modelos de gesso. O programa de captura interpreta as diferentes imagens que contém a deformação das listras de maneira a permitir a reconstrução morfológica tridimensional do objeto escaneado.

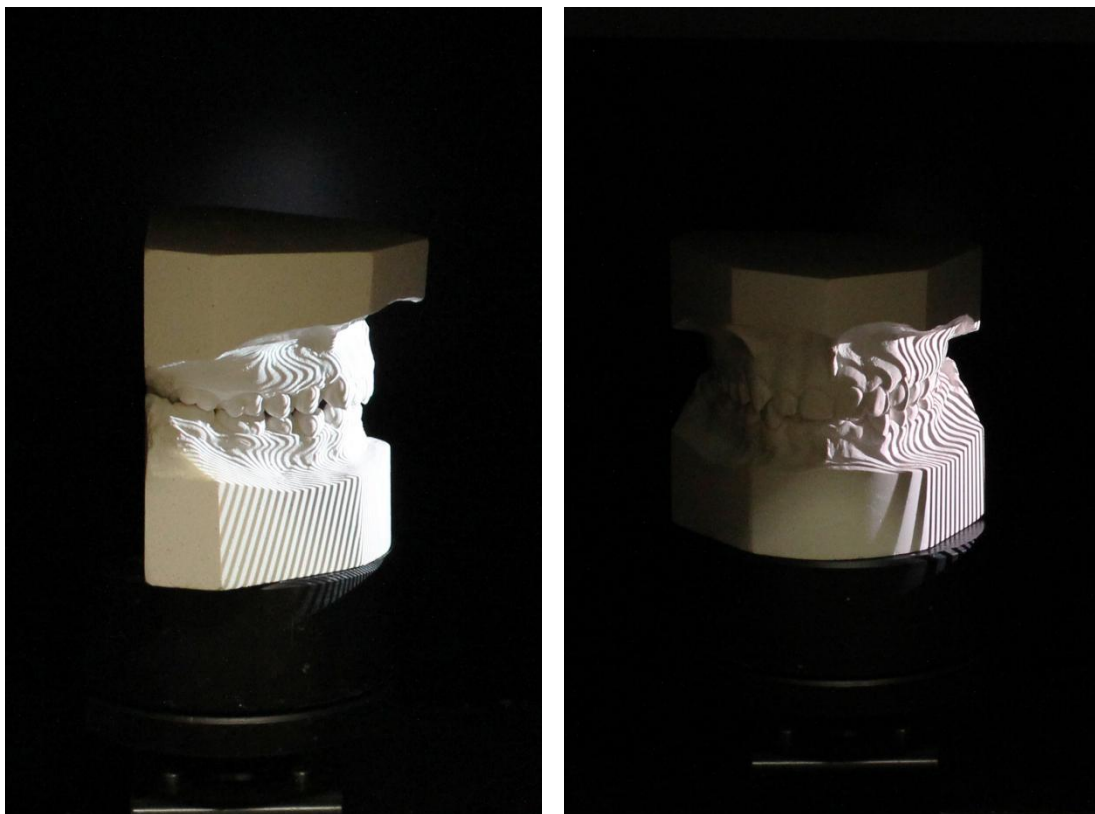
Os modelos superiores e inferiores, em T1 e em T2 foram escaneados isoladamente, com as melhores configurações permitidas pelo aparelho (número máximo de faces, número máximo de aquisições e de alturas de interesse). Foi utilizada a função de escaneamento auxiliar em 90 graus, para permitir a correta captura da anatomia do palato e/ou dos

detalhes anatômicos das superfícies oclusais. Adicionalmente, os modelos foram escaneados articulados para que a informação da relação oclusal pudesse ser utilizada futuramente como referência para a superposição dos modelos inferiores (através da relação maxilo-mandibular em máxima intercuspidação habitual (MIH)). Este escaneamento pode ser realizado utilizando-se a função de digitalização MMR (*maxilo-mandibular relationship*) do programa Maestro 3D Easy Dental Scan, em T1 e T2.

As imagens foram adquiridas tridimensionalmente e salvas no formato no programa Maestro Easy Dental Scan versão 4.018.086.4295 (AGE Solutions S.r.l. – Pisa, Itália). Todas as imagens de modelos foram exportadas para o formato aberto STL (esteriolitografia) para que as manipulações pudessem ser realizadas no programa de escolha. (FIGURAS 1 A, B, C e D)



FIGURA 1- A: Escâner Maestro 3D com modelo a ser digitalizado na plataforma.



FIGURAS 2-A e 2-B: Modelo posicionado na plataforma do escâner sendo digitalizado em 360 graus através de tecnologia de luz estruturada.

Uma vez obtidos os modelos virtuais, os mesmos foram transferidos para o programa Geomagic Qualify 2013.0.1:64 Bit Edition (3D Solutions – USA - NC), com a finalidade de avaliar a homogeneidade inicial dos grupos da amostra através da medição do Índice de Little dos modelos em T1. Tanto no modelo superior quanto no inferior, mediu-se a distância entre os pontos de contato de canino a canino através da ferramenta MEDIR DISTÂNCIA (*Measure Distance*) dentro de ANÁLISE (*Analysis*).

O programa Geomagic Qualify 2013.0.1:64 Bit Edition (3D Solutions – USA - NC), também foi utilizado com a finalidade de se obter os seguintes registros de melhor adaptação (*best-fit*), respeitando-se a sequência abaixo:

- a) Modelo inferior em T1 em relação ao modelo articulado em T1; (FIGURA 3)
- b) Modelo superior em T1 em relação ao modelo articulado em T1; (FIGURA 4)
- c) Modelo superior em T2 em relação ao modelo superior em T1 (rugas palatinas); (FIGURA 5)
- d) Modelos articulados em T2 em relação ao modelo superior em T2; (FIGURA 6)
- e) Modelo inferior em T2 em relação aos articulados em T2. (FIGURA 7)

Uma vez que a arcada superior possui as rugas palatinas como ponto anatômico fixo e já utilizado como referência para superposição, este estudo utilizou os modelos em oclusão como uma forma de transferência da estabilidade da arcada superior para a arcada inferior. Os modelos, quando articulados em máxima intercuspidação habitual, estão estáveis. Tomando-se como base a estabilidade da arcada superior, escaneou-se os modelos articulados como meio de transferência (arcada superior estável) para a arcada inferior. Assim, possibilitou-se a superposição das arcadas inferiores, agora fixas e estáveis, tendo como referência a arcada superior correspondente.

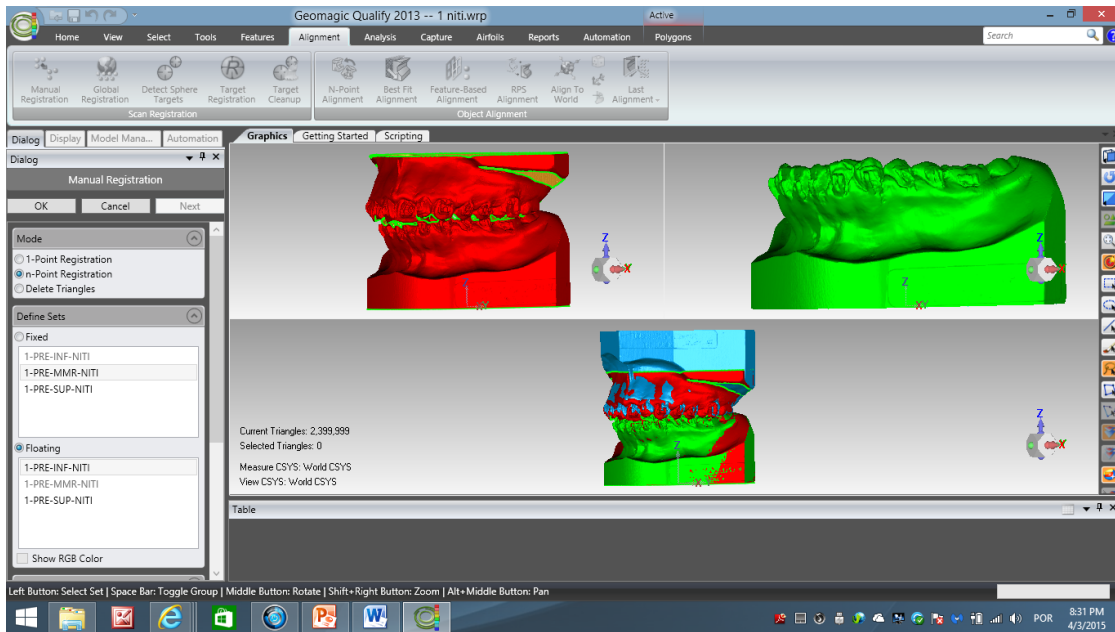


Figura 3: modelo inferior em T1 em relação ao modelo articulado em T1

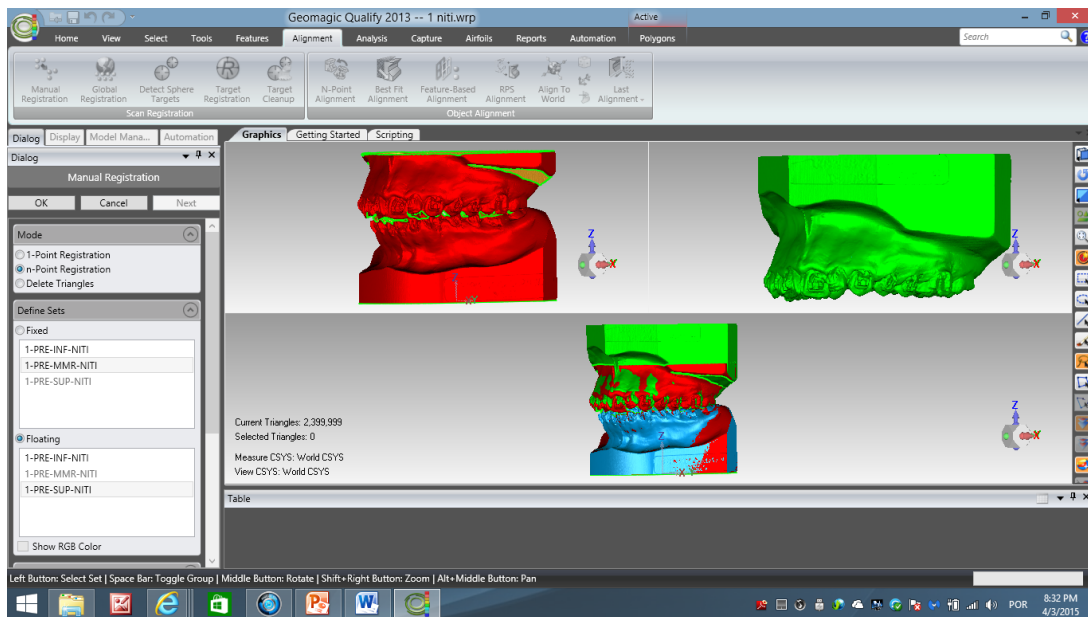


Figura 4: Modelo superior em T1 em relação ao modelo articulado em T1

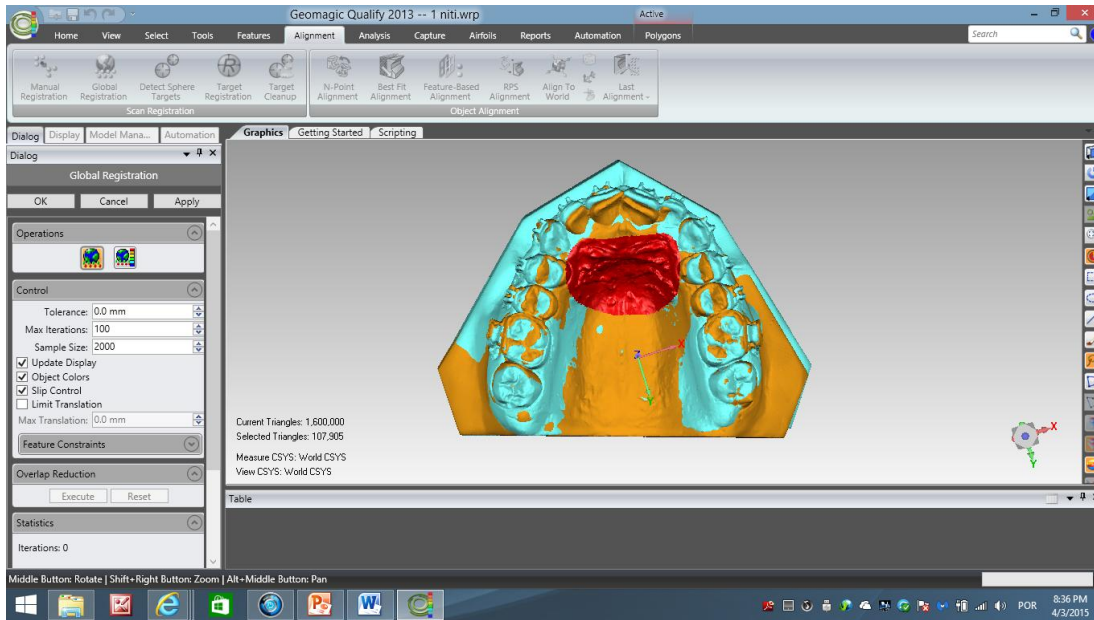


Figura 5: Modelo superior em T2 em relação ao modelo superior em T1 (rugas palatinas)

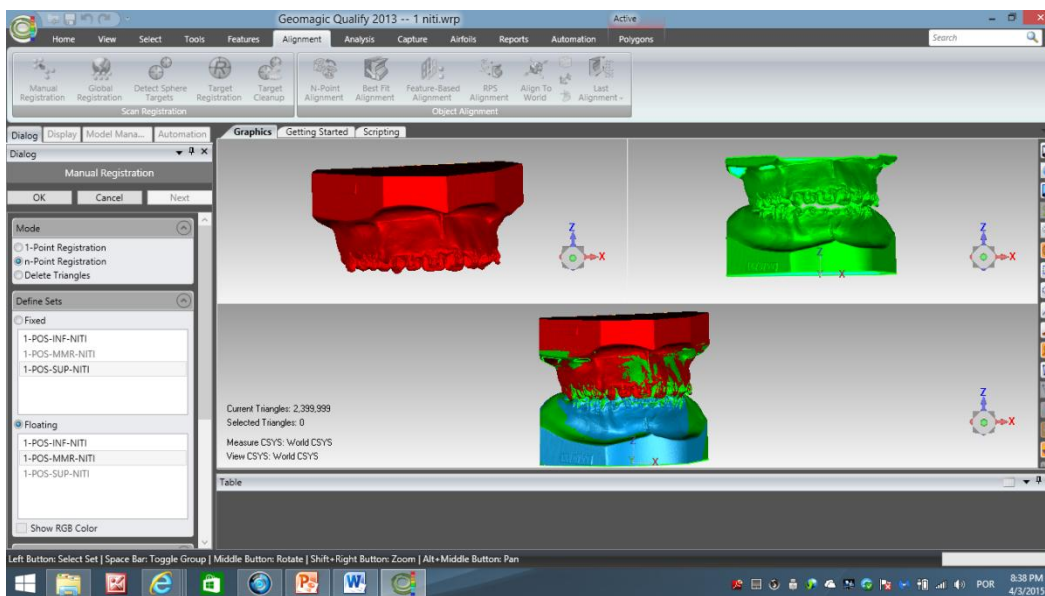


Figura 6: Modelos articulados em T2 em relação ao modelo superior em T2

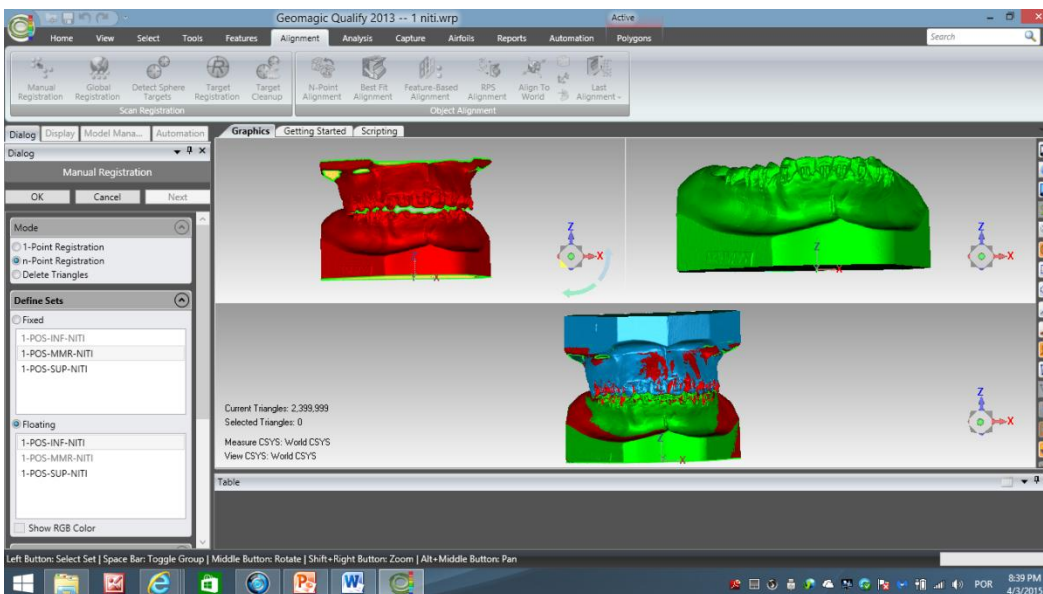


Figura 7: Modelo inferior em T2 em relação aos articulados em T2

Desta forma criou-se referências de superposição para os modelos inferiores e superiores, em T1 e em T2.

Todos os modelos, devidamente registrados obtidos nesta etapa foram então salvos em formato IV (open inventor) para que pudessem ser importados pelo programa CMF Application (Maurice Muller Institute, Bern - Suíça).

Tal programa roda em sistema operacional Linux e permitiu explorar dados qualitativos (observação de mudanças da posição de dentes após a inserção de fio ortodôntico - de T1 para T2, através de superposição em mapas coloridos) e quantitativos (através da ferramenta de linha de contorno “*ISOLINE*”) que reconhece automaticamente as maiores alterações entre os intervalos T1 e T2 para uma região anatômica de interesse escolhida, a fim de se obter medidas para avaliar a quantidade de movimentação obtida para cada tipo de liga de fios ortodônticos. (Figura 2 A, B e C)

As rugas palatinas foram utilizadas como referência para a superposição dos modelos superiores pois não foram afetadas pelo tratamento e, portanto, podem ser consideradas como estruturas estáveis para o correto relacionamento (ALMEIDA et al., 1995). Devido à ausência de referências anatômicas estáveis na arcada mandibular, foi utilizada a relação maxilo-mandibular, para a orientação espacial dos modelos inferiores de T2 em relação a T1 de forma a permitir a avaliação quantitativa e qualitativa da movimentação dentária entre os tempos (conforme descrito acima na sequência de superposições melhor encaixe-*best-fit*).

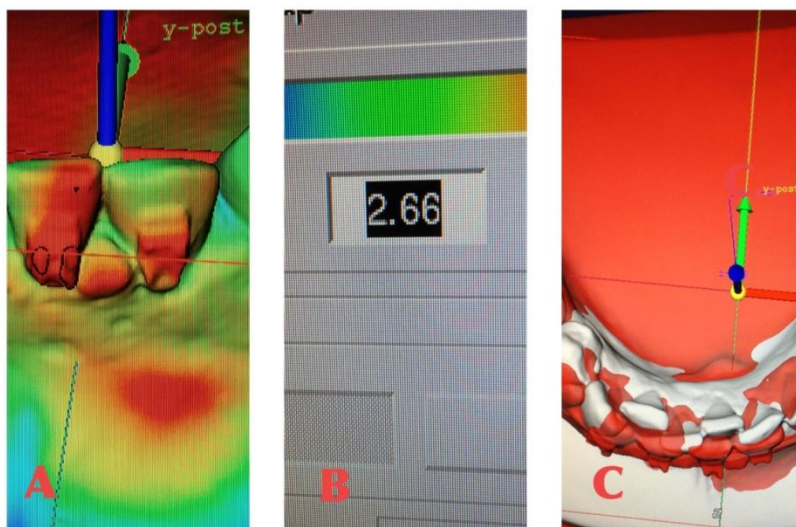


Figura 8- A: Imagem de parte de arcada dentária escaneada. O ponto negro na face disto vestibular do elemento 31 indica o ponto mais proeminente do mesmo e a cor vermelha salienta a parte de estruturas que se movimentaram em sentido vestibular entre os tempos T1 e T2 (FERRAMENTA DE LINHA DE CONTORNO – *ISOLINE*). B: Imagem da distância (mm) medida entre os pontos anatômicos marcados, de T1 para T2. C: Superposição de modelos em semi-transparência. Branco representa T1 e a cor vermelha T2.

5 RESULTADOS

Os valores foram tabulados e analisados pelo *software Statistical Product and Service Solutions*, versão 20.0, produzido pela empresa IBM (IBM Corp., Armonk, Estados Unidos).

Os índices de Little iniciais (T1) dos grupos NiTi e MF foram testados estatisticamente para verificar a equivalência entre os dois grupos ao início da pesquisa. Foi realizada análise estatística dos índices de Little obtidos ao início do período de acompanhamento, para os grupos NiTi e MF pelo teste paramétrico *t* para amostras independentes devido a presença de normalidade dos dados iniciais (Tabelas 1 e 2).

Tabela 1 - Teste de normalidade dos Índices de Little no tempo T1 relativo as arcadas superior e inferior para cada tipo de fio

Grupo	<i>Kolmogorov-Smirnov</i>			<i>Shapiro-Wilk</i>		
	Estatística	Graus de Liberdade	Significância	Estatística	Graus de Liberdade	Significância
NiTi inferior	,133	12	,200	,958	12	,757
MF inferior	,122	12	,200	,943	12	,539
NiTi superior	,176	12	,200	,916	12	,254
MF superior	,190	12	,200	,916	12	,252

Nota: * Teste de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*, nível de significância de $p < 0,05$.

Tabela 2 – Valores comparativos dos Índices de Little no tempo T1 relativo a cada modelo de gesso das arcadas superior e inferior para cada tipo de fio

Grupos Modelos	NiTi Inferior	MF Inferior	P	NiTi Superior	MF Superior	P
1	2,7	2,3	0,952	0,6	0,8	0,560
2	1,8	2,6		0,8	1,3	
3	2,1	1,9		0,8	1,4	
4	2,4	1,7		0,9	1,4	
5	2,0	2,1		1,1	1,5	
6	2,6	2,2		1,3	0,7	
7	2,8	2,5		0,9	0,9	
8	1,9	2,7		1,4	0,9	
9	2,2	1,8		0,7	1,3	
10	2,5	2,7		1,3	1,1	
11	2,0	2,4		1,2	1,0	
12	2,3	2,3		1,3	0,8	
Média	2,27	2,26		1,02	1,09	
DP	0,32	0,33		0,27	0,27	

Nota: * Teste *t* para amostras independentes, nível de significância de $p < 0,05$.

Os valores de cada modelo, média e respectivos desvios padrão dos Índices de Little iniciais estão relacionados na Tabela 2. O grupo NiTi foi comparado com o MF tanto para a arcada inferior quanto para a arcada superior ao início do estudo (T1). O teste *t* para amostras independentes demonstrou que não houve diferenças estatisticamente significantes entre

os Índices de Little dos dois grupos em T1 tanto na arcada inferior quanto na arcada superior.

A normalidade da amostra foi verificada redundantemente pelos testes *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk* definindo-se o erro $\alpha=0,05$. A distribuição amostral apresentou-se de maneira não normal em ambos os testes (Tabela 3).

Tabela 3 - Teste de normalidade das superposições entre os tempos T0 e T1 para cada tipo de fio

Grupo	<i>Kolmogorov-Smirnov</i>			<i>Shapiro-Wilk</i>		
	Estatística	Graus de Liberdade	Significância	Estatística	Graus de Liberdade	Significância
NiTi	,224	24	,003*	,615	24	,000*
MF	,405	24	,000*	,367	24	,000*

Nota: * Teste de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*, nível de significância de $p < 0,05$.

Os testes de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk* detectaram que a amostra apresentou ausência de distribuição normal dos dados. Por isso, foi selecionado o teste de *Mann-Whitney U* para amostras independentes com nível de significância de $p < 0,05$ (Tabela 4). Este teste nega a hipótese nula: não há diferença na quantidade de movimentação gerada pelos dois tipos de fios ($p=0,022$).

Foram calculados os valores de máxima e a mínima movimentação dentária, através da diferença entre o somatório da movimentação ocorrida

nos seis dentes anteriores (de canino a canino) em T2, em relação ao somatório de T1. Os valores mínimo e máximo, a mediana e o desvio padrão do total de movimentação dentária (em milímetros) ocorrida nos grupos NiTi e MF entre T1 e T2 estão descritos na tabela 4. Através do resultado obtido, observa-se que os fios de NiTi geraram uma movimentação, estatisticamente significativa, maior (em torno de 35%) do que nos fios MF.

Tabela 4 - Estatística descritiva em milímetros e valor de p do teste de *Mann Whitney U* das superposições entre os tempos T1 e T2 para cada tipo de fio

		NiTi		MF				
Mediana	DP	Valores Mínimos	Valores Máximos	Mediana	DP	Valores Mínimos	Valores Máximos	P
7,5	8,087	3,2	43,3	5,5	8,222	2,1	44,9	0,022*

Nota: * Teste de *Mann Whitney U*, nível de significância de $p < 0,05$.

Os histogramas ilustram a distribuição da amostra em quantidade de casos enquadrados em cada intervalo correspondente a quantidade de movimentação (soma da quantidade de movimentação de canino a canino nos arcos superiores e inferiores).

Os gráficos apresentados ilustram que o grupo NiTi teve valores mais variados. No histograma do Gráfico 1, a maioria dos casos apresenta-se na coluna entre os valores de 5 e 10 mm (12 casos) e apenas um caso na coluna entre 40 e 45 mm. Os valores foram distribuídos em 5 colunas. Já o histograma ilustrativo para os valores encontrados no grupo MF (Gráfico 2)

estavam divididos em apenas três colunas, sendo que, 14 casos estavam na coluna entre 5 e 10 mm e apenas um caso na coluna entre 40 mm e 45 mm. Assim sendo, ambos os grupos tiveram o maior número de casos na coluna 5-10 mm e apenas um caso na coluna 40-45 mm. Em ambos os casos, esses valores encontrados entre 40-45mm estão representados como *outliers* no Box Plot (Gráfico 3).

O box plot mostra os valores mínimos, primeiro quartil, mediana, terceiro quartil, máximo e *outliers* da movimentação total observada nos grupos NITi e Mf entre os tempos T0 e T1 (gráfico 3). Foi observada uma maior movimentação dentária no grupo tratado com NiTi .016” do que no grupo tratado com fio multifilamentado, estatisticamente significativa ($p < 0.05$).

Gráfico 1 – Histograma representando a distribuição de modelos avaliados em relação à quantidade de movimentação em milímetros no grupo NiTi.

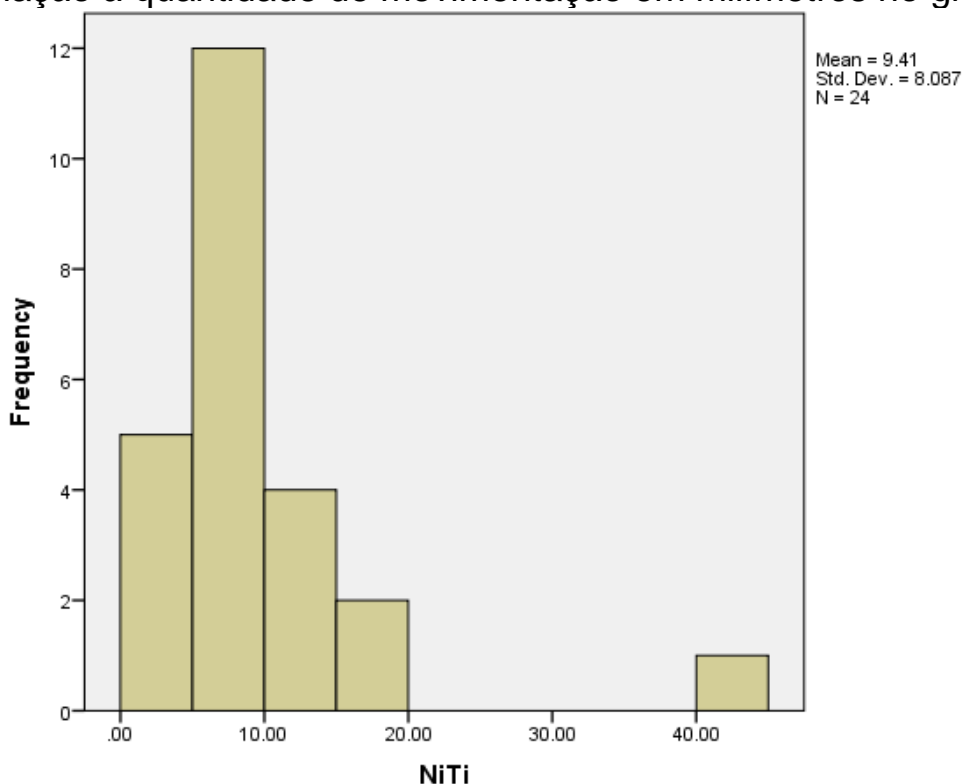
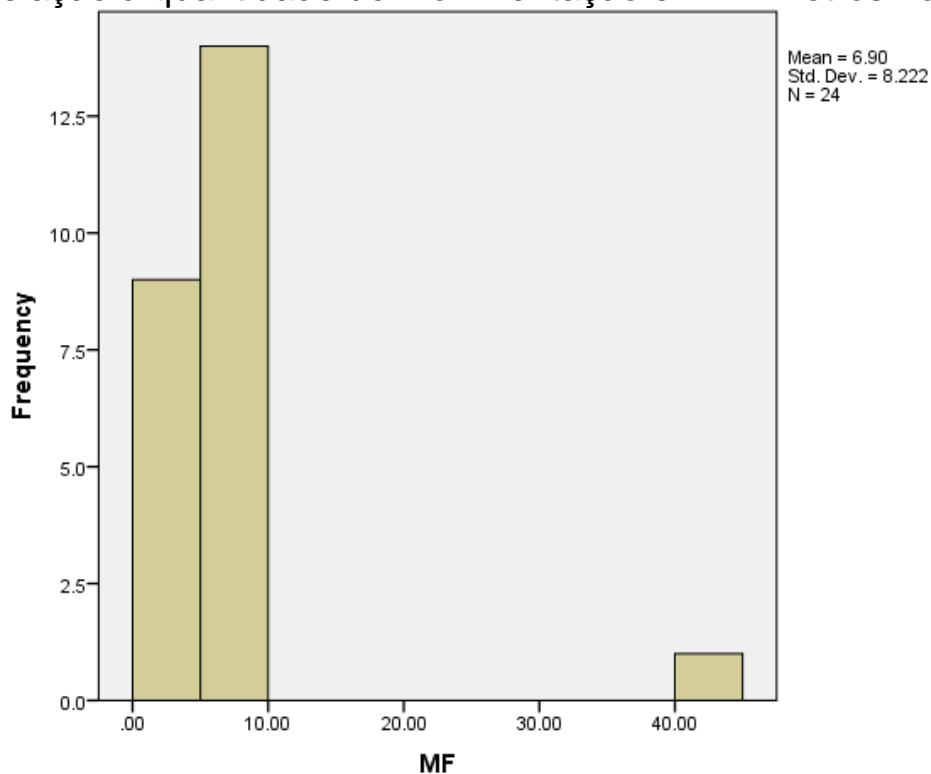
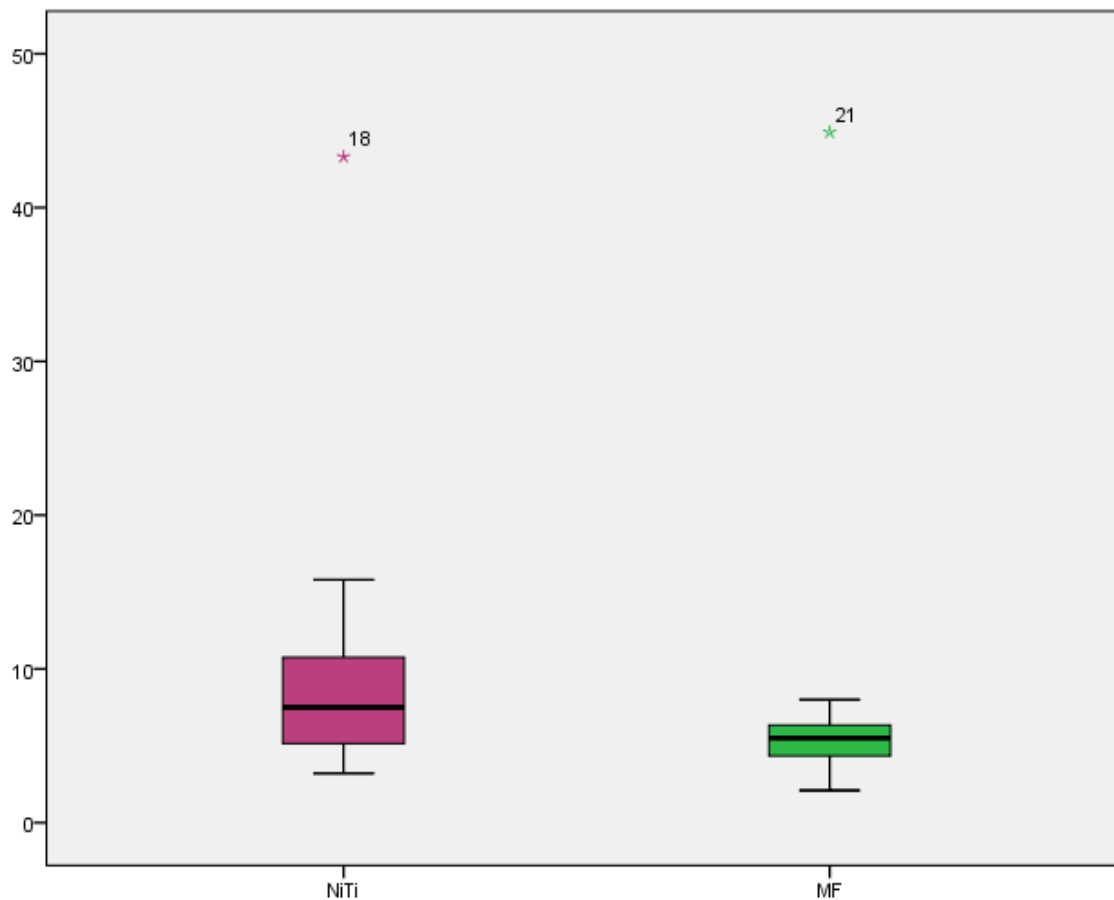


Gráfico 2 – Histograma representando a distribuição de modelos avaliados em relação à quantidade de movimentação em milímetros no grupo MF



Em ambos os histogramas, o Eixo y representa o número de arcada, enquanto o Eixo x representa o maior somatório da quantidade de movimentação observada em milímetros de canino a canino por arcada.

Gráfico 3 – Box Plot dos resultados da movimentação detectada entre T1 e T2 nos grupos NiTi e MF. O box plot mostra o valor mínimo, o primeiro quartil, a mediana, o terceiro quartil, o valor máximo e os *outliers*. Valores mais baixos indicam menos movimento.



6 DISCUSSÃO

No presente estudo clínico retrospectivo, a superposição de modelos virtuais tridimensionais e o uso de linhas de contorno demonstrou que o fio .016” NiTi promoveu maior quantidade de movimentação dentária, estatisticamente significativa, do que o fio .0155” multifilamentado, após 8 semanas de tratamento (gráfico 3).

A movimentação dentária obtida com o fio de NiTi apresentou maior variabilidade nos resultados, como observado na distribuição em 5 colunas do Gráfico 1; no grupo MF, a movimentação foi mais homogênea, com apenas três colunas (Gráfico 2). Em ambos os grupos, o maior número de casos apresentou movimentação total de 5 a 10 mm e apenas um caso movimentou de 40 a 45mm, considerados *outliers* (Gráfico 3).

Estes resultados clínicos podem ser justificados pelas diferenças nas características mecânicas entre as duas ligas metálicas avaliadas, principalmente no que diz respeito ao limite elástico, que é consideravelmente maior nas ligas de NiTi. Sendo assim, possuem maior capacidade de recuperação frente a variação das forças mastigatórias dos pacientes. Já nos fios MF pode ocorrer uma deformação permanente, ou seja, plástica. A tensão além da qual ocorre a deformação plástica, o material não retorna mais à sua forma original. Um alto limite elástico é desejável para impedir que forças mastigatórias aplicadas ao fio induzam a deformação plástica ou fratura dos mesmos (VAN HUMBEECK; CHANDRASEKARAN; DELAEY, 1991). Os fios de NiTi possuem alto limite elástico, enquanto os multifilamentados apresentam baixo limite elástico, podendo sofrer deformações que poderiam interferir na movimentação dentária. Provavelmente, a diferença desta propriedade para os dois fios,

tenha causado maior distribuição nas colunas do histograma nos fios de NiTi (KUSY; DILLEY, 1984; KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Os fios MF possuem aplicação clínica que os de NiTi não possuem. É possível contorná-los, respeitando as distâncias intercaninos e intermolares, bem como a forma e largura do arco do paciente (QUINTÃO; BRUNHARO, 2009).

Os testes laboratoriais previamente disponibilizados na literatura, desde a década de 1990, foram fundamentais para avaliar as características físicas e mecânicas dos fios compostos por diferentes ligas, provendo concepções básicas sobre alinhamento e nivelamento, como resiliência e elasticidade, para ter uma prévia da performance clínica destes fios (ROCK; WILSON, 1988; JONES; STANIFORD; CHAN, 1990; QUINTAO et al., 2009). Estes estudos laboratoriais demonstraram que a força de desativação dos fios de NiTi e MC são mais leves em comparação com os fios de aço convencionais. Logo, conceitualmente, estas ligas seriam uma escolha clinicamente favorável para a fase inicial do tratamento ortodôntico em casos portadores de apinhamento de leve a moderado, pois geram forças leves e contínuas (QUINTAO et al., 2009).

Todavia, a performance clínica dos diferentes tipos de fios pode não condizer com os resultados laboratoriais. Existe uma escassez de estudos clínicos que avaliem a quantidade de movimentação dentária nos três planos do espaço. Por esta razão este estudo é inovador.

Existem poucos estudos clínicos que avaliaram a efetividade dos diferentes tipos de ligas de fios ortodônticos. Evans, Jones e Newcombe, em 1998, compararam a performance de alinhamento entre os fios multifilamentado, NiTi e NiTi termoativado através de estudo clínico randomizado, e não encontrou diferenças significativas entre os fios.

Entretanto, este estudo analisou a capacidade de alinhamento entre as bordas incisais, e não a quantidade de movimentação, utilizando um aparelho para tentar se avaliar tridimensionalmente a mudança de localização de pontos dentários, chamado *Reflex microscope*, já em desuso. Tal ferramenta entretanto dependia da precisão da marcação de pontos feita pelo operador, gerando grande dificuldade de operação e medição.

Sandhu et al, em 2012 comparou o grau de alinhamento dentário obtido com fios de NiTi e MF em 96 pacientes divididos em dois grupos, tratados com os aparelhos Begg e Edgewise. Foi detectada uma diferença estatisticamente significativa somente quando utilizado o aparelho de Begg, no qual os arcos de NiTi geraram uma quantidade maior de movimentação. Entretanto, quando utilizados os aparelhos Edgewise, não foram encontradas diferenças significativas entre os fios. Entretanto, este trabalho utilizou apenas medições do índice de Little diretamente em modelos de gesso.

Os estudos clínicos de Jones et al em 1990 e de Gravina et al, em 2013, detectaram que os fios de NiTi produzem uma maior projeção dos incisivos inferiores durante a fase de alinhamento e nivelamento, quando comparados aos fios multifilamentados. Em 2015, Abdelrahman, Al-Nimri e Maaitah, compararam o alinhamento obtido por três tipos de ligas de NiTi (termoativado, superelástico e o convencional). Os pacientes foram moldados e os modelos de gesso obtidos em 16 tempos consecutivos. O índice de Little foi utilizado como referência para medições. Concluiu-se que não há diferença clínica quanto ao desempenho dos diferentes tipos de NiTi. Em ambos os estudos as medidas foram feitas manualmente diretamente nos modelos de gesso.

Nenhum dos estudos mencionados anteriormente utilizou o método de escaneamento em 3D com superposição de modelos e medidas através de linhas de contorno (*isolines*) e mapas coloridos (*color maps*) para aferir a quantidade de movimentação. O método de medição utilizado nesta pesquisa possibilita, além de uma precisão maior da quantidade de movimento, a visualização do movimento através das mapas coloridos, possibilitando um entendimento do processo inicial de alinhamento e nivelamento das arcadas dentárias no tratamento ortodôntico com aparelhagem fixa.

O presente trabalho é inovador pelo fato de unir um estudo clínico retrospectivo randomizado à técnica de superposição de modelos digitais inferiores. A digitalização e superposição de arcadas já foi empregada em outros estudos, principalmente a superposição de arcadas superiores, onde estruturas anatômicas, como rugas palatinas, são utilizadas como ponto estável para tal (ALMEIDA et al., 1995; QUIMBY et al., 2004). A dificuldade em superpor modelos digitais de arcadas inferiores é exatamente a ausência de estruturas anatômicas estáveis. Uma vez que as rugas palatinas são confiáveis, este trabalho gerou uma técnica que possibilitou a transferência de um ponto superior, para as arcadas inferiores, utilizando os modelos em oclusão para tal. As arcadas inferiores puderam assim ser avaliadas.

Sendo assim, ao avaliar a movimentação nas três dimensões: eixos x, y e z, permite-se avaliar e medir a quantidade de movimento, seja este em qualquer direção ou ponto do dente, e não somente o alinhamento de bordas incisais. Tal técnica permitir-se-ia medir também, através das superposições das arcadas, movimentos como giro, extrusões ou

intrusões, o que vai além de medidas pré-estabelecidas, como o índice de Little.

7 CONCLUSÕES

Os resultados indicam que os dentes movimentados com fios de níquel-titânio apresentaram maior deslocamento tridimensional que os dentes movimentados com fios de aço multifilamentado, após oito semanas de tratamento.

A movimentação dentária promovida pelos fios níquel-titânio foi, em média, 35% maior quando comparada aos fios de aço multifilamentados, durante um intervalo de 8 semanas.

REFERÊNCIAS

1. ABDELRAHMAN, R.; AL-NIMRI, K. S.; AL MAAITAH, E. F. A clinical comparison of three aligning archwires in terms of alignment efficiency: A prospective clinical trial. *Angle Orthod*, v.85, n. 3, p. 434-439, May. 2015.
2. ALMEIDA, M. A. et al. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. *Angle Orthod*, v.65, n. 1, p. 43-48, Jan. 1995.
3. ANDERSON, R. M. A return to large nonresilient straight arch wires. *Am J Orthod*, v.66, n. 1, p. 9-39. Jul. 1974.
4. ANDREASEN, G. F.; BARRETT, R. D. An evaluation of cobalt-substituted nitinol wire in orthodontics. *Am J Orthod*, v.63, n. 5, p. 462-470. May. 1973.
5. ANDREASEN, G. F.; HILLEMAN, T. B. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc*, v.82, n. 6, p. 1373-1375, Jun. 1971.
6. ASQUITH, J.; GILLGRASS, T.; MOSSEY, P. Three-dimensional imaging of orthodontic models: a pilot study. *Eur J Orthod*, v.29, n. 5, p. 517-522. Oct. 2007.
7. BARROWES, K. Archwire flexibility and deformation. *J Clin Orthod*, v.16, n. 12, p. 803. Dec. 1982.
8. BELL, A.; AYOUB, A.; SIEBERT, P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. *J Orthod*, v.30, n. 3, p. 219-23, Sep. 2014.
9. BISHARA, S. E. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. *Angle Orthod*, v.65, n. 2, p. 117-122. Feb. 1995.
10. BOOTVONG, K. et al. Virtual model analysis as an alternative approach to plaster model analysis: reliability and validity. *Eur J Orthod*, v.32, n. 5, p. 589-595. Oct. 2010.
11. BUENO, G. N. *Confiabilidade de diferentes métodos de aquisição de modelos dentários digitais*. 2014. 63 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.
12. BURSTONE, C. *Current orthodontic concepts and techniques*. Philadelphia: WB Saunders Company, 1969. 1137p.

13. BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. *Am J Orthod*, v.77, n. 2, p. 121-132, Feb. 1980.
14. CHEN, R.; ZHI, Y. F.; ARVYSTAS, M. G. Advanced Chinese NiTi alloy wire and clinical observations. *Angle Orthod* v.62, n. 1, p. 59-66. Jan. 1992.
15. COSTALOS, P. A. et al. Evaluation of the accuracy of digital model analysis for the American Board of Orthodontics objective grading system for dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.128, n. 5, p. 624-629. Nov. 2005.
16. DA MOTTA, A. T. S. et al. Histórico de fios utilizados em ortodontia. *Ortodontia Gaúcha*, v.7, n. 1, p. 65-70. Jan-Jun. 2003.
17. DRAGSTREM, K. et al. Accuracy of digital American Board of Orthodontics Discrepancy Index measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.148, n. 1, p. 60-66. Jul. 2015.
18. DRAKE, S. R. et al. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. *Am J Orthod*, v.82, n. 3, p. 206-210. Sep. 1982.
19. ELIAS, C. N.; DE BIASI, R. S.; CHEVITARESE, O. Influência do tratamento térmico no limite de escoamento de fios ortodônticos. *Rev Bras Odontol*, v.50, n. 1, p. 29-32. Jan-Fev. 1993.
20. EVANS, T.; DURNING, P. Aligning archwires, the shape of things to come a fourth and fifth phase of force delivery. *Br J Orthod*, v.23, n. 3, p. 269-275. Aug. 1996.
21. EVANS, T. J.; JONES, M. L.; NEWCOMBE, R. G. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.114, n. 1, p. 32-39, Jul. 1998.
22. FLEMING, P.; MARINHO, V.; JOHAL, A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. *Orthod Craniofac Res*, v.14, n. 1, p. 1-16. Feb. 2011.
23. GOLDBERG, J.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res*, v.58, n. 2, p. 593-599. Feb. 1979.
24. GRAVINA, M. A. et al. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental Press J Orthod*, v.18, n. 4, p. 35-42, Jul-Aug. 2013.
25. GRAVINA, M. A. et al. Clinical evaluation of dental alignment and leveling with three different types of orthodontic wires. *Dental Press J Orthod*, v.18, n. 6, p. 31-37, Nov-Dec. 2013.

26. HABIB, F. et al. Obtenção de modelos ortodônticos. *Rev Dental Press Ortod Orthop Facial*, v.12, n. 3, p. 146-156. Mai-Jun. 2007.
27. HAJEER, M. et al. Current Products and Practices: Applications of 3D imaging in orthodontics: Part I. *J Orthod*, v.31, n. 1, p. 62-70. Jan. 2004.
28. HOWE, G.; GREENER, E.; CRIMMINS, D. Mechanical properties and stress relief of stainless steel orthodontic wire. *Angle Orthod* v.38, n. 3, p. 244-249. Mar. 1968.
29. HURST, C. L. et al. An evaluation of the shape-memory phenomenon of nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.98, n. 1, p. 72-76, Jul. 1990.
30. JONES, M.; STANIFORD, H.; CHAN, C. Comparison of superelastic NiTi and multistranded stainless steel wires in initial alignment. *J Clin Orthod*, v.24, n. 10, p. 611-3. Oct. 1990.
31. KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.96, n. 2, p. 100-109. Aug. 1989.
32. KEIM, R. et al. 2013 JCO Orthodontic Practice Study. Part 1: trends. *J Clin Orthod*, v.47, n. 11, p. 661-80. Nov. 2013.
33. KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOURNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthoped*, v.99, n. 4, p. 310-318. Apr. 1991.
34. KOHL, R. W. Metallurgy in orthodontics. *Angle Orthod*, v.34, n. 1, p. 37-52. Jan. 1964.
35. KUSY, R.; DILLEY, G. Elastic property ratios of a triple-stranded stainless steel arch wire. *Am J Orthod*, v.86, n. 3, p. 177-188. Sep. 1984.
36. LOIOLA, M. E. D. A. et al. Planejamento ortodôntico cirúrgico tridimensional. *Ortodontia*, v.45, n. 3, p. 322-328. Mai-Jun. 2012.
37. MAYERS, M. et al. Comparison of peer assessment rating (PAR) index scores of plaster and computer-based digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.128, n. 4, p. 431-434. Oct. 2005.
38. MIURA, F. et al. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.90, n. 1, p. 1-10, Jul. 1986.

39. MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. *J Clin Orthod* v.24, n. 9, p. 544. Sep. 1990.
40. MOHLIN, B. et al. Examination of Chinese NiTi wire by a combined clinical and laboratory approach. *Eur J Orthod*, v.13, n. 5, p. 386-391. Oct. 1991.
41. MULLEN, S. R. et al. Accuracy of space analysis with emodels and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.132, n. 3, p. 346-352. Sep. 2007.
42. OKUNAMI, T. R. et al. Assessing the American Board of Orthodontics objective grading system: digital vs plaster dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.131, n. 1, p. 51-56. Jan. 2007.
43. OPPENHEIM, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.30, n. 7, p. 345-368. Jun. 1944.
44. PAREDES, V.; GANDIA, J.; CIBRIAN, R. Determination of Bolton tooth-size ratios by digitization, and comparison with the traditional method. *Eur J Orthod*, v.28, n. 2, p. 120-125. Apr. 2006.
45. PELUSO, M. J. et al. Digital models: an introduction. *Semin Orthod*, v.10, n. 3, p. 226-38. Sep. 2004.
46. PERKINS, J.; HODGSON, D. *Engineering aspects of shape memory alloys*. London: Butterworth-Heinemann, 1990. 512 p.
47. PHILLIPS, R. W. *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders Company, 1973. 615 p.
48. PROFFIT, W. R.; FIELDS JR, H. W.; SARVER, D. M. *Contemporary orthodontics*. Philadelphia: Mosby, 2014. 768 p.
49. QUIMBY, M. L. et al. The accuracy and reliability of measurements made on computer-based digital models. *Angle Orthod*, v.74, n. 3, p. 298-303, Jun. 2004.
50. QUINTAO, C. C. et al. Force-deflection properties of initial orthodontic archwires. *World J Orthod*, v.10, n. 1, p. 29-32, Spring. 2009.
51. QUINTÃO, C. C. A.; BRUNHARO, I. H. V. P. Fios ortodônticos: conhecer para otimizar a aplicação clínica. *R Dental Press de Ortodon Ortop Facial*, v.14, n. 6, p. 144-157, nov-dez. 2009.
52. REDMOND, W. R. The digital orthodontic office: 2001. *Semin Orthod*, v. 7, n. 4, p. 226-73. Dec. 2001.
53. REITAN, K. Continuous bodily tooth movement and its histological significance. *Acta Odontol Scand*, v.7, n. 2, p. 115-144. Feb. 1947.

54. _____. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod*, v.43, n. 1, p. 32-45. Jan. 1957.
55. _____. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod*, v.46, n. 12, p. 881-900. Dec.1960.
56. _____. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. *Angle Orthod*, v.34, n. 4, p. 244-255. Apr. 1964.
57. _____. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *AmJ Orthod*, v.53, n. 10, p. 721-745. Oct. 1967.
58. REITAN, K.; KVAM, E. Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. *Angle Orthod*, v.41, n. 1, p. 1-14. Jan. 1971.
59. ROCK, W. P.; WILSON, H. J. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. *Br J Orthod*, v.15, n. 4, p. 255-259, Nov. 1988.
60. SANDHU, S. S. et al. Efficiency, behavior, and clinical properties of superelastic NiTi versus multistranded stainless steel wires: a prospective clinical trial. *Angle Orthod*, v.82, n. 5, p. 915-921, Sep. 2012.
61. SANTORO, M. et al. Comparison of measurements made on digital and plaster models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.124, n. 1, p. 101-105, Jul. 2003.
62. SIMS, M. R. Conceptual orthodontics. *Am J Orthod*, v.71, n. 4, p. 431-439. Apr. 1977.
63. STEINER, C. C. Power storage and delivery in orthodontic appliances. *Am J Orthod*, v.39, n. 11, p. 859-880. Nov. 1953.
64. STEPHENS, C.; HOUSTON, W.; WATERS, N. Multiple-strand arches. *Dent Prac Dent Rec*, v.22, n. 4, p. 147-149. Dec. 1971.
65. STEVENS, D. R. et al. Validity, reliability, and reproducibility of plaster vs digital study models: comparison of peer assessment rating and Bolton analysis and their constituent measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.129, n. 6, p. 794-803. Jun. 2006.
66. STRANG, R. H.; THOMPSON, W. *A Textbook of Orthodontics*. Philadelphia: Wiley-Blackwell, 1958. 360 p.
67. THUROW, R. C. *Edgewise orthodontics*. Philadelphia: Mosby, 1982. 739 p.
68. TIPTON, D. F. et al. Use of spooled nickel titanium wires as initial archwires. *J Clin Orthod*, v.28, n. 12, p. 718-721, Dec. 1994.

69. VAN HUMBEECK, J.; CHANDRASEKARAN, M.; DELAEY, L. Shape memory alloys: materials in action. *Endeavour*, v.15, n. 4, p. 148-154. Apr. 1991.
70. VAN VLACK, L. *Princípios de ciência dos materiais*. São Paulo: Edgard Blücher, 1970. 427 p.
71. VIAZIS, A. D. Clinical applications of superelastic nickel titanium wires. *J Clin Orthod*, v.25, n. 6, p. 370-374, Jun. 1991.
72. VILELLA, O. D. V. O desenvolvimento da Ortodontia no Brasil e no mundo. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*, v.12, n. 6, p. 131-156. Nov-Dec. 2007.
73. WATERS, N.; STEPHENS, C.; HOUSTON, W. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires-part 1. *Br J Orthod*, v.2, n. 1, p. 15-24. Jan. 1975a.
74. _____. Physical characteristics of orthodontic wires and archwires-part 2. *Br J Orthod*, v.2, n. 2, p. 73-80. Apr. 1975b.
75. WEST, A. E.; JONES, M. L.; NEWCOMBE, R. G. Multiflex versus superelastic: a randomized clinical trial of the tooth alignment ability of initial arch wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.108, n. 5, p. 464-471. Nov. 1995.
76. WESTERLUND, A. et al. Digital casts in orthodontics: A comparison of 4 software systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.147, n. 4, p. 509-516. Apr. 2015.
77. ZILBERMAN, O.; HUGGARE, J.; PARIKAKIS, K. A. Evaluation of the validity of tooth size and arch width measurements using conventional and three-dimensional virtual orthodontic models. *Angle Orthod*, v.73, n. 3, p. 301-306. Mar. 2003.

ANEXO – PROVA DA SUBMISSÃO DO ARTIGO

1 Your recent submission to AJODO

De: **ees.ajodo.0.39a8dc.44553232@eesmail.elsevier.com** em nome de **American Journal of Orthodontics** (ckburke@mac.com)

Enviada:terça-feira, 31 de maio de 2016 13:25:45

Para: paulinha_abdo@hotmail.com

Dear Dr. Ana Paula Quintão,

You have been listed as a Co-Author of the following submission:

Journal: American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics

Corresponding Author: Marcio Campos

Co-Authors: Ana Paula A Quintão, Graduate Student ; Felipe A Carvalho, PhD in Orthodontics; Cátia C Quintão, PhD in Orthodontics; Robert W Vitral, PhD in Orthodontics

Title: 3D CLINICAL EVALUATION: WHICH ORTHODONTIC INITIAL PHASE WIRE SHOULD BE INDICATED?

If you did not co-author this submission, please contact the Corresponding Author of this submission at drmarciocampos@hotmail.com; do not follow the link below.

An Open Researcher and Contributor ID (ORCID) is a unique digital identifier to which you can link your published articles and other professional activities, providing a single record of all your research.

We would like to invite you to link your ORCID ID to this submission. If the submission is accepted, your ORCID ID will be linked to the final published article and transferred to CrossRef. Your ORCID account will also be updated.

To do this, visit our dedicated page in EES. There you can link to an existing ORCID ID or register for one and link the submission to it:

<http://ees.elsevier.com/ajodo/1.asp?i=74361&l=6RHZMSTW>

More information on ORCID can be found on the ORCID website,

<http://www.ORCID.org>, or on our help page:

http://help.elsevier.com/app/answers/detail/a_id/2210/p/7923

Like other Publishers, Elsevier supports ORCID - an open, non-profit, community based effort - and has adapted its submission system to enable authors and co-authors to connect their submissions to their unique ORCID IDs.

Thank you,

American Journal of Orthodontics & Dentofacial Orthopedics

APÊNDICE – ARTIGO SUBMETIDO

3D CLINICAL EVALUATION: WHICH ORTHODONTIC INITIAL PHASE WIRE SHOULD BE INDICATED?

HIGHLIGHTS:

- The methodology for three-dimensional superimposition of plaster models is innovative
- Innovation in obtaining stable point of superimposition of lower models
- Three-dimensional clinical studies are rare for evaluation of orthodontic wires
- Nickel-Titanium wires generate more tooth movement than multistranded steel wires
- A retrospective clinical study accessing the State University of Rio de Janeiro files

ABSTRACT

This retrospective clinical trial aimed to compare the clinical effectiveness of two different orthodontic alloy wires (.016" nickel-titanium and .0155" multistranded coaxial) used for dental alignment and leveling during 6 weeks. The amount of tridimensional movement was also evaluated. Digital technology has been widely used in three-dimensional dental casts. Therefore, there are a short number of clinical trials.

Methods: The sample was composed by two groups of 12 young patients' casts of both upper and lower jaws. The casts were digitalized, with Maestro 3D scanner, in two different times of treatment: T1 was before the wire was placed and T2 was 6 weeks after its placement, in a total of 96 jaw digitalized images. Geometric Qualify Software was used to generate the superimposition of upper and lower jaws. Using the palatal rugae as a fixed point for superimposition of the upper jaw, a method using it and the models in occlusion was created to transfer a fixed point to the lower jaws, allowing its superimposition as well. The precise quantity of movement generated by each type of wire was measured and visualized through CMF Application software by using isolines and color maps tools. **Results:** The .016" nickel-titanium wire promoted greater amount of tooth movement, which was statistically significant, using Mann-Whitney U test ($p < 0.05$). **Conclusion:** The nickel-titanium wires promoted a higher quantity of tooth

movement than the multistranded stainless steel wire.

INTRODUCTION

Orthodontic mechanics is based on the principle of elastic energy accumulation and transformation of energy into mechanical work through the remodeling of the periodontal support of the teeth. Each change of the archwire or an adjustment on the orthodontic apparatus stores and controls the transfer mechanism and distribution of forces. An optimal control of tooth movement requires the application of a specific force system, which is suitably guided by means of fittings, such as archwires¹. The alignment and leveling of the dental arches constitute the initial stage of orthodontic treatment and it is based on the theory that the continuous light force applied to a tooth, moves it ideally through the alveolar bone without causing injury²⁻¹⁰.

So the ideal archwire to start the treatment should release light forces, present ability to induce the correction of the Spee curve, generate approach contact points and correct rotations¹¹. Generally the ideal archwire to this phase is the one which generates light and continuous force for a long period of time^{12, 13}. The most recommended wires in the literature for the initial stage of orthodontic treatment are Nickel-Titanium (NiTi) and multistranded stainless steel (MS) ¹⁴⁻¹⁸. The type of steel that is used in orthodontics emerged in the 1940s. It is the austenitic stainless steel 18-8, types 302 and 304¹⁸⁻²⁰. The multistranded steel wires have the same composition. However, they have mechanical properties differing from those of the conventional steel²¹. The multistranded wires can be braided, twisted or coaxial. The three types have similar mechanical properties, generating great potential to start orthodontic treatment²². The nickel-titanium alloy was presented by William Buehler in 1963, in the American Naval Laboratory (Silver Springs, Maryland), who detected the effect of "shape memory" of it²³. This material was developed in the proportions of 55% nickel and 45% titanium in the American Naval Laboratory as part of a space program and it was called Nitinol (Nickel Titanium Naval Ordinance Laboratory) ²⁴.

Laboratory studies indicate that an initial archwire to orthodontic treatment should ideally present high resilience, low modulus of elasticity, flexibility and high elastic limit. For this reason, a variety of MS and NiTi wires were developed, because they have such characteristics. In vitro studies demonstrated that the superelastic NiTi alloys have excellent elastic properties and produce constant forces when subjected to loading, even before flexion. This made the wire extremely popular in dental leveling and alignment^{1, 22, 25}. However, mechanical tests do not appraise the clinical effectiveness of different alloys of orthodontic wires^{13, 22}.

The search for three-dimensional images began from the introduction of the cephalostate, when Broadbent highlighted the importance of coordinating cephalometric lateral and poteroanterior images in order to reach a resolution without distorting the shape and the craniofacial image²⁶. Digital models were introduced by OrthoCAD (Cadent, Carlstadt, NJ) in 1999^{27, 28}. In addition to the easy storage on computers, not occupying physical space, they can be accessed from any location, facilitating communication with the patient and other professionals²⁹⁻³². A systematic review of literature observed that measurements on digital models are comparable with plaster models and concluded that the use of digital models is an alternative to conventional measurements in plaster models²⁷.

These virtual models, with high precision, can be manipulated by means of specific softwares, enabling the analysis of models³³. The Introduction Virtual 3-dimensional (3D) models obtained by scanning of physical casts have become an alternative to conventional dental cast analysis in orthodontic treatment. If the precision (reproducibility) of virtual 3D model analysis can be further improved, digital orthodontics could be even more widely accepted³⁴.

This longitudinal prospective randomized clinical trial (RCT) aimed to compare the clinical effectiveness of two different orthodontic alloy wires (0.016" NiTi and 0.0155" multistranded coaxial) used for dental alignment and leveling during 6 weeks. The amount of tridimensional movement was also evaluated.

MATERIALS AND METHODS

The sample consisted of 96 plaster models from 24 patients (age 11 to 14) who were consecutively seeking orthodontic treatment in the Postgraduate Clinics in Orthodontics, from the State University of Rio de Janeiro between 1998 and 2000. There have been included healthy patients of points of systemic and periodontal view, with no history of previous orthodontic treatment, with all permanent teeth present, crowding carriers of up to 3 mm (measured by the Little irregularity index between the elements 33 to 43 and 13 to 23). The diagnosis and the correct treatment plan have been determined and the most appropriate mechanics for each case was carefully followed until the end of the treatment.

The distribution of patients was randomized into two groups of wires assessed. The MS group consisted of 12 subjects who were treated with 0.0155" coaxial multistranded wire; and the NITI group included 12 subjects treated with 0.016" nickel-titanium wire.

Metal brackets 0.022"x0.028" were placed into incisors, canines and premolars in all patients (GAC Corp., USA) with light-curing resin. Bands with simple welded tubes in the buccal surface were cemented to the first upper and lower molars (Orthodontics Morelli, Brazil). At the same day that the appliances were placed, the impressions were taken of the dental arches of the patients using irreversible hydrocolloid (Jeltrate, Dentsply USA), and they were cast in stone type IV plaster (Durone IV, Dentsply USA). The plaster models were obtained, cut and polished following the rules of the American Board of Orthodontics (called "T1 models").

After obtaining the T1 models, the wires 0.0155" MS or 0.016" NiTi (according to the group) were inserted and tied to the brackets, with steel ligature wire 0.08" (Morelli Orthodontics, Brazil) and well maintained for six weeks. Patients were followed in fortnightly consultations, only to evaluate the oral hygiene and the integrity of the apparatus.

After six weeks, new plaster models were obtained (called "T2 models") for all 24 patients included in the sample. A single trained orthodontist made all

clinical procedures on the patients. At the end, 96 models from upper and lower arches were analyzed: 48 templates in T1 (24 upper and 24 lower) and 48 templates in T2 (24 upper and 24 lower), of which 48 models belonged to the MS group and 48 models to the NITI group.

Scanning the models and the acquisition of three-dimensional images

The acquisition of three-dimensional images of the dental arches was performed using the scanner Maestro 3D Dental Scanner (MDS350 model, AGE SOLUTION S.r.l., Pisa, Italy), aided by the software Maestro 3D Easy Dental Scan (AGE SOLUTION S.r.l., Pisa, Italy). Three-dimensional technology acquisition of this scanner is triangulation. The structured light projection method makes redundant acquisition of millions of points using the projection of inconsistent stripes that are deformed according to the surface of the object of interest: In the present study, the plaster models. The capture program interprets the different images that contain the deformation of the stripes to make the three-dimensional morphological reconstruction of the scanned object.

The 96 models were individually scanned with the device configured to obtain the maximum number of faces, acquisitions and heights of interest. It was used to scan auxiliary function at 90 degrees to allow the correct capture of the palate anatomy and / or the anatomical details of the occlusal surfaces. In addition, the pairs of models were scanned articulated in maximum intercuspitation to use the occlusal relationship as a reference to the superposition of the lower models by MMR scan function (maxillo-mandibular relationship) from the software Maestro 3D Easy Dental Scan software.

The 3D images were acquired and exported to the open format STL (stereolithography) by Maestro Easy Dental Scan program (figure 1).

Registers of the plaster models

Once obtained the virtual models, they were transferred to the Geomagic Qualify 2013.0.1 software: 64 Bit Edition (3D Solutions - USA - NC), in order to obtain the following records of best fit, respecting the sequence below:

- a) lower model T1 in relation to the articulated models in T1;
- b) upper model in T1 in relation to the articulated models in T1;
- c) upper model in T2 compared to the upper model in T1 (palatine wrinkles);
- d) articulated models in T2 compared to the upper model in T2;
- e) lower model T2 in relation to the articulated models in T2. (Figure 2 and 3).

Palatine reggaees were used as reference for the superimposition of the top models, since they were not affected by treatment and are stable anatomical structures³⁵. Due to the absence of stable anatomical references in the mandibular arch, the jaw relation in occlusion was used to the spatial orientation of the lower models of T2 in respect to T1, to allow quantitative and qualitative evaluation of tooth movement (as described above following best-fit superimpositions).

Superposition references were created for the upper and lower models, T1 and T2. All files of pairs of registered models were saved in .iv format (open inventor) so they could be imported by CMF Application software (Maurice Muller Institute, Bern - Switzerland).

In CMF Application, the tooth position changes between T1 and T2 were analyzed using colored maps (qualitative data); The ISOLINE, contour line tool has also been used to automatically detect the greatest changes observed in anatomic regions of interest to obtain quantitative data occurred for each type of alloy of orthodontic wires (figure 4).

The sum of tooth movement values (obtained by ISOLINES) occurred in the incisors and canines on all models, T1 and T2. The changes that took

place after the observation period was calculated by using the difference of the total value obtained in T2.

The mean difference of dental movement between the MS and NITI groups was examined by Mann-Whitney U test. This test was used to assay the intragroup difference from T1 to T2. Statistical analysis was performed with SPSS 12.0 (SPSS Inc, Chicago, IL). Differences were considered statistically significant if the P value was less than 0.05.

RESULTS

The Kolmogorov-Smirnov and Shapiro-Wilk tests found that the sample had abnormal data distribution. Therefore, the Mann-Whitney U-test for independent samples was used. The maximum and the minimum values of teeth movement were calculated by the difference between the sums of the movement which occurred in the six anterior teeth (canine to canine) at T2 relative to T1 sum. The minimum and maximum values, median and standard deviation of total tooth movement (mm) occurred in the groups NiTi and MS between T1 and T2 are shown in Figures 5, 6 and 7. Through the obtained results, it is observed that the NiTi wires generated a statistically significant higher quantity of movement than the MS wires. This result is consistent with the clinical findings.

Analyzing the table 1, in the NiTi group, the median was 7.5 mm; the maximum generated movement was 43.3mm and a minimum of 3.2mm. In the MS group, the median was 5.5mm; the maximum movement generated was 44.9 mm, and a minimum of 2.1mm.

The histograms show the distribution of the sample in amount of cases fitted in each interval corresponding to the amount of movement (the sum of the amount of movement from canine to canine on the upper and lower arches).

The presented Figure 5 illustrate that the NiTi group had various values. In this histogram the majority of cases presented in column between 5 and 10mm values (12 cases) and only one case in the column between 40 and

45mm. The values were distributed in 5 columns. The Graph 2, the histogram to the values found in the MS group (Figure 6) were divided in three columns, and 14 cases were in the column between 5 and 10 mm and only one case in the column between 40mm and 45mm. Thus, both groups had the highest number of cases in the column 5-10mm and only one case in the column 40-45mm. In the two cases, these values found between 40-45mm are classified as outliers, represented in the Box Plot (Figure 7).

The Box Plot shows the minimum, first quartile, median, third quartile, maximum and outliers of the total movement observed in NITI and MS groups between T1 and T2 (Figure 7). An increased teeth movement was observed in the group treated with NiTi 0.016" than in the group treated with MS. These findings are statistically significant ($p < 0.05$).

In both histograms, the y-axis represents the number of arcades, while the x-axis represents the largest sum of the amount of movement observed from canine to canine in millimeters per arch.

DISCUSSION

In this retrospective study, the superposition of three-dimensional virtual models and the use of isolines showed that the 0.016" NiTi wire promoted greater amount of tooth movement, statistically significant, than 0.0155" multifilament wire, after six weeks of treatment (Figure 7).

The tooth movement obtained with NiTi wire showed greater variability in the results, as noted in the distribution of Figure 5; the MS group, the movement was more homogeneous, with only three columns (Figure 6). In both groups, the most cases were showed in the 5 to 10 mm columns and only one case in each group was presented in the 40 to 45mm columns, considered outliers in Figure 7.

These clinical results can be explained by the differences in mechanical properties between the two alloys evaluated, particularly related to the elastic limit, which is considerably larger in NiTi alloys. Thus, they have

higher capacity of recovering the original form by chewing. In MS wires it is possible to occur permanent deformation, i.e., plastic. The tension beyond which plastic deformation occurs, the material does not return to its original shape. A high elastic limit is desirable to prevent masticatory forces applied to the wire which can induce plastic deformation or fracture³⁶. NiTi wires have high elastic limit, while the MS wires have low elastic limit and may undergo deformation that could interfere with tooth movement. Probably the difference in this specific property of the two wires, could have caused greater distribution in the histogram columns regarding NiTi wires^{21,37}. The MF wires have clinical application that NiTi do not. You can contour them, respecting intercanine and intermolar distances, as well as the shape and width of the arch of the patient¹.

Laboratory tests previously available in the literature since the 1990s, were fundamental to evaluate the physical and mechanical characteristics of wires composed of different alloys, providing basic concepts of alignment and leveling, as resilience and elasticity, to have a preview of clinical performance of these wires^{9, 13,22}. These laboratory studies have demonstrated that the deactivation force of NiTi wires and MS are lighter compared to conventional steel wires. So conceptually, these alloys would be a clinically favorable choice for the initial phase of orthodontic treatment in patients with mild to moderate crowded teeth, because they generate light and continuous forces²².

However, the clinical performance of different types of wires might not match the laboratory results. There is a paucity of clinical studies assessing the amount of tooth movement in the three planes of space. For this reason this study is innovative

There are a few clinical studies evaluating the effectiveness of different types of orthodontic wire alloys. Evans, Jones and Newcombe³⁸ compared the performance of alignment between the MS wire and NiTi using a randomized clinical study, and found no significant differences between the wires. However, this study analyzed the alignment capability between the incisal edges, but not the amount of movement. A device was used to try to assess three-dimensionally changes in the location of dental points, called

Reflex microscope, already in disuse. This tool however depended on the accuracy of marking points made by the operator, causing great difficulty in operation and measurement.

Sandhu et al.⁴⁰ compared the degree of alignment achieved with dental NiTi and MS wires in 96 patients divided into two groups, treated with Edgewise and the Begg appliances. A statistically significant difference was detected only when used Begg appliances in which NiTi wires generated a greater amount of movement. However, Edgewise appliances showed no significant differences between the wires when used. However, this study used only Little Index measurements directly on plaster models.

Clinical studies of Jones et al.¹³ and Gravina et al.⁴¹ found that the NiTi wires produce a greater projection of the lower incisors during the aligning and leveling phase compared to MS wires. Abdelrahman Al-Nimri and Maaitah⁴², analyzed the alignment obtained by comparing three types of NiTi alloys (thermoactivated, superelastic and conventional). Plaster models from the patients were obtained in 16 consecutive periods of time. The Little index was used as a reference for measurement. It was concluded that there is no clinical difference in the performance of different types of NiTi. In both studies the measurements were made manually directly on plaster models.

None of the studies mentioned above used the scanning method in 3D with superimposed models and measured using ISOLINES nor colored maps to measure the amount of movement. The measurement method used in this research show a greater precision of the amount of movement, viewing the movement through color maps, enabling an understanding of the initial process of alignment and leveling of the dental arches in orthodontic treatment with fixed appliances.

This present study is innovative because joining a prospective randomized clinical trial to the superimposition technique of lower digital models. Scanning and superimposing arches has been used in other studies, especially the superposition of upper arches where anatomical structures, such as palatine rugae, are used as a stable point for such³³⁻³⁵. The difficulty in superimpose digital models of lower arches is precisely the

absence of stable anatomical structures. Once the palatine rugae are reliable, this study has generated a technique which enabled the transfer of an upper point to lower arches using the models in occlusion for this purpose. The lower arches could thus be evaluated.

Thus, to evaluate movement in three dimensions: x, y, and z, permits to measure the amount of movement, be it in either direction or point of the tooth, not only the alignment of the incisal edges. Such a technique would be measured also by the superimposition of the arcades, movements such as turning, extrusions or intrusions, which go beyond pre-set measures such as Little Index.

CONCLUSIONS

The results indicate that the teeth moved with nickel-titanium wires exhibited greater dimensional shift than the teeth moved with MS steel wires. It can be considered that the NiTi wire 0.016" created a greater quantity of movement than the multifilament wire 0.0155" in the initial alignment, after six weeks of treatment.

3D scanning method with superimposed models and measured using ISOLINES and colored maps to measure the amount of tooth movement enabled better understanding of the initial alignment process and leveling of the dental arches in fixed orthodontic treatment.

FIGURE LEGENDS

Figure 1 – a and b) 3D Scanner Maestro with plaster model positioned on the platform. c) The model positioned in the scanner platform scanned at 360 degrees through structured light technology.

Figure 2 – Articulated models (a), lower model (b) and upper model (c) in T1. d) upper model in T2 compared to the upper model in T1.

Figure 3 – Lower model T2 in relation to the articulated models in T2.

Figure 4 – a) Image of a segment of the dental arch scanned. The black spot on the face of the labial element 31 indicates the most prominent point

of it and the red color highlights the part of structures that have moved in labial direction between T1 and T2 (BOUNDARY LINE TOOL - Isoline). b) Away from the Image (mm) measured between the anatomical points scored, from T1 to T2. c) Superimposition models in semi-transparency. White is T1 and T2 red.

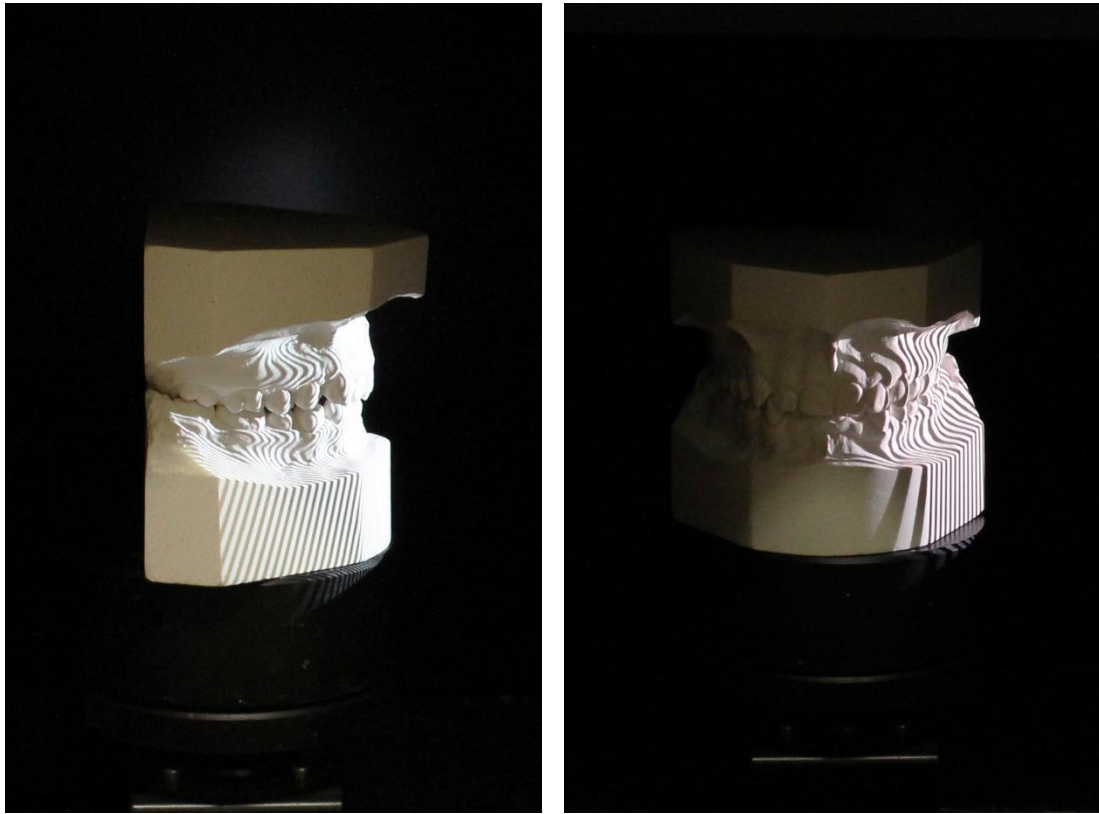
Figure 5 – Histogram representing the distribution models evaluated in relation to the amount of movement in millimeters at the NiTi group.

Figure 6 – Histogram representing the distribution models evaluated in relation to the amount of movement in millimeters at the MS group.

Figure 7 – Box Plot of the results found between T1 and T2 in NiTi and MS groups. The box plot shows the minimum, first quartile, median, third quartile, maximum, and outliers. Lower values indicate less movement.



FIGURE 1a



FIGURES 1a and b

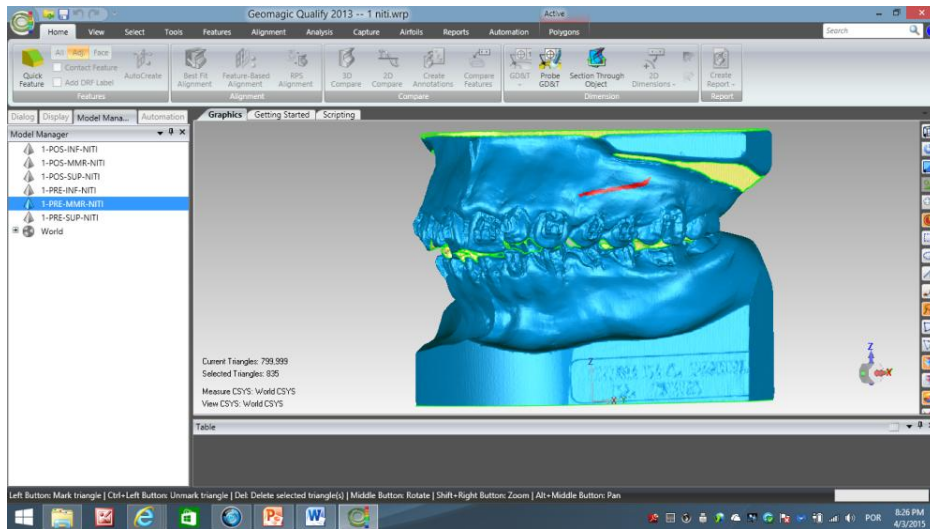


FIGURE 2a

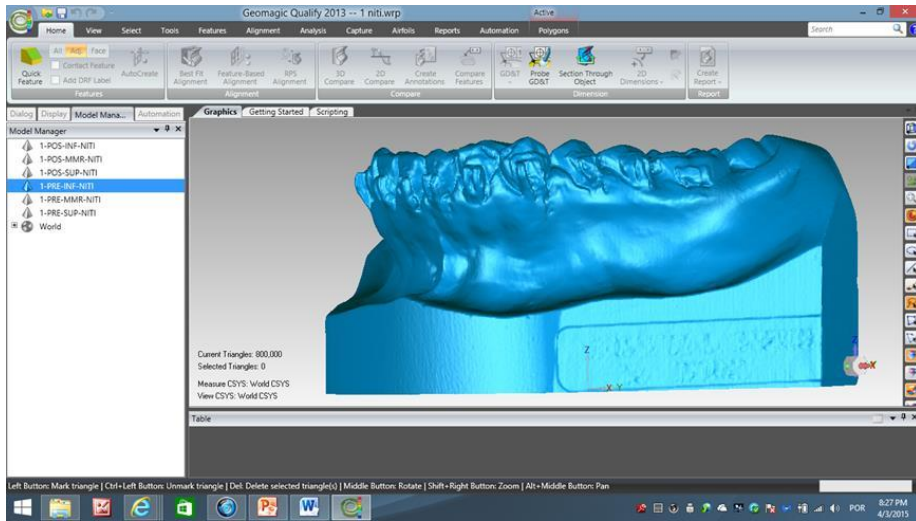


FIGURE 2b

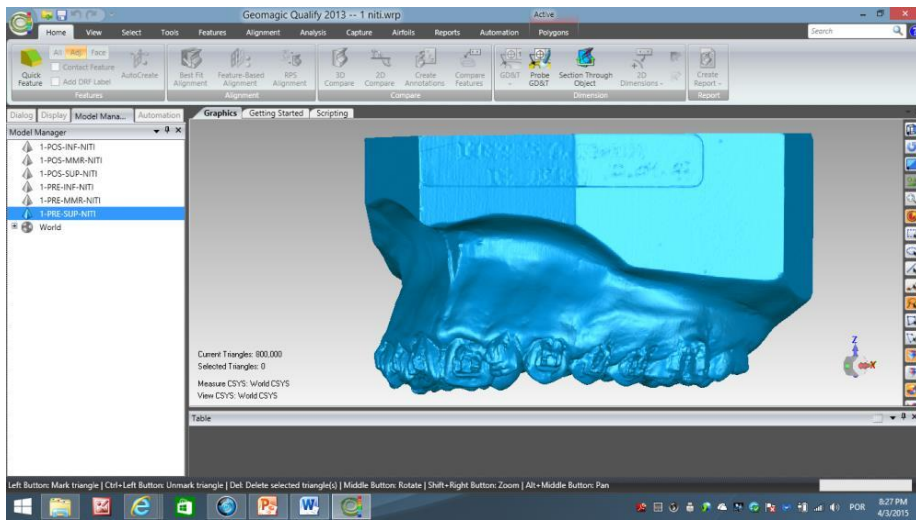


FIGURE 2c

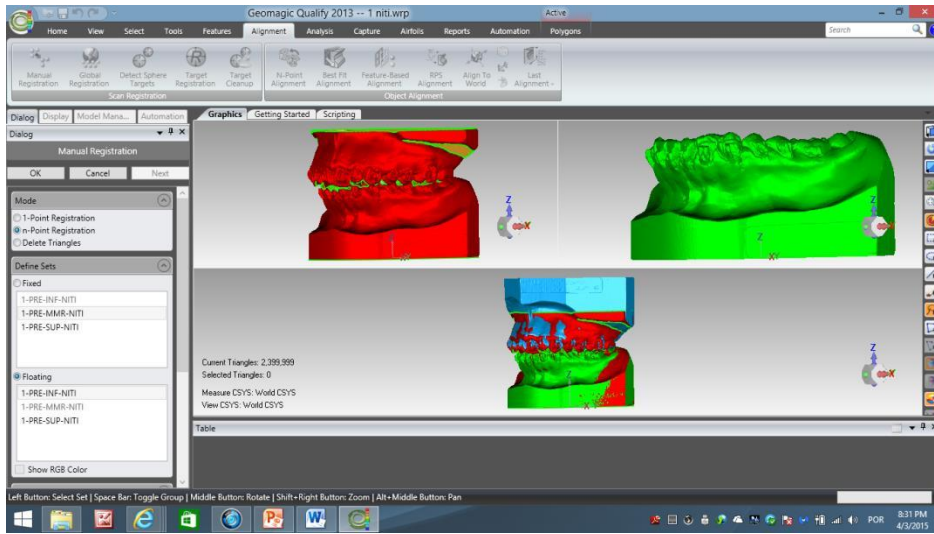


FIGURE 3

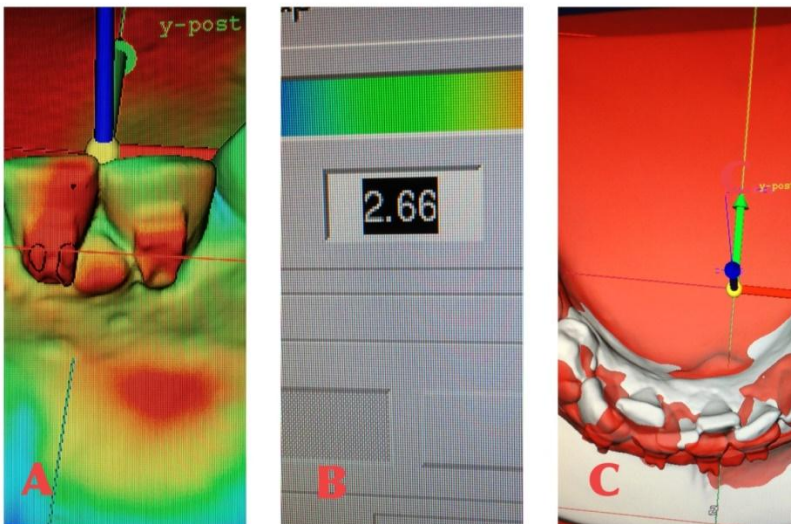
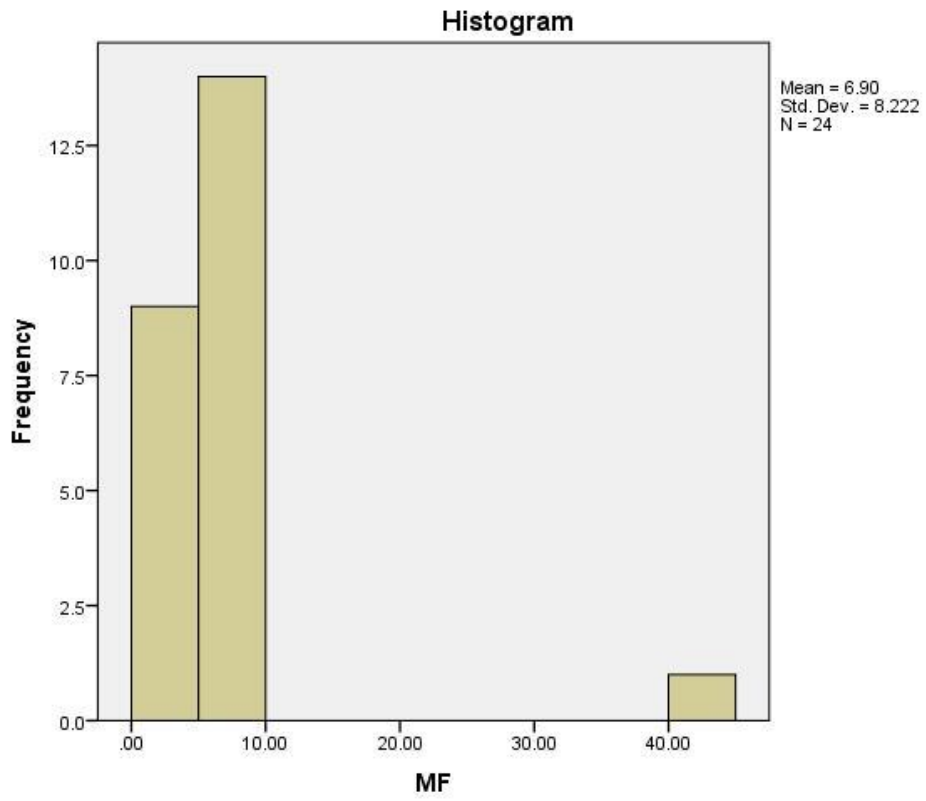
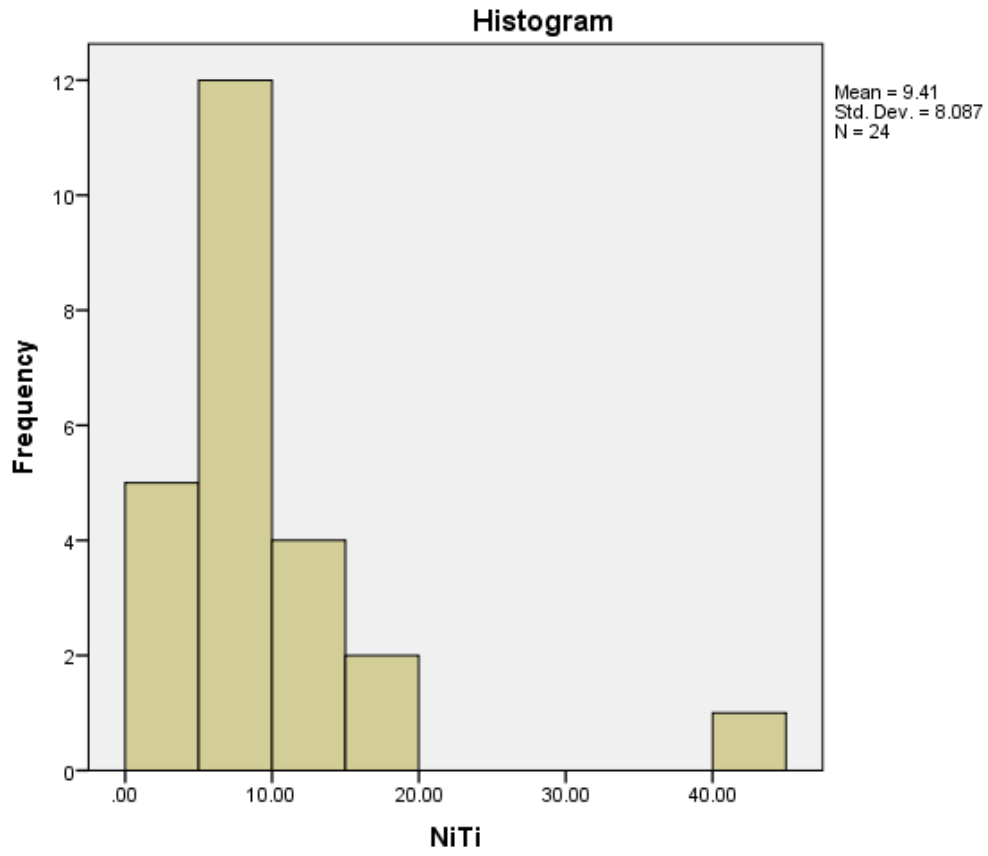
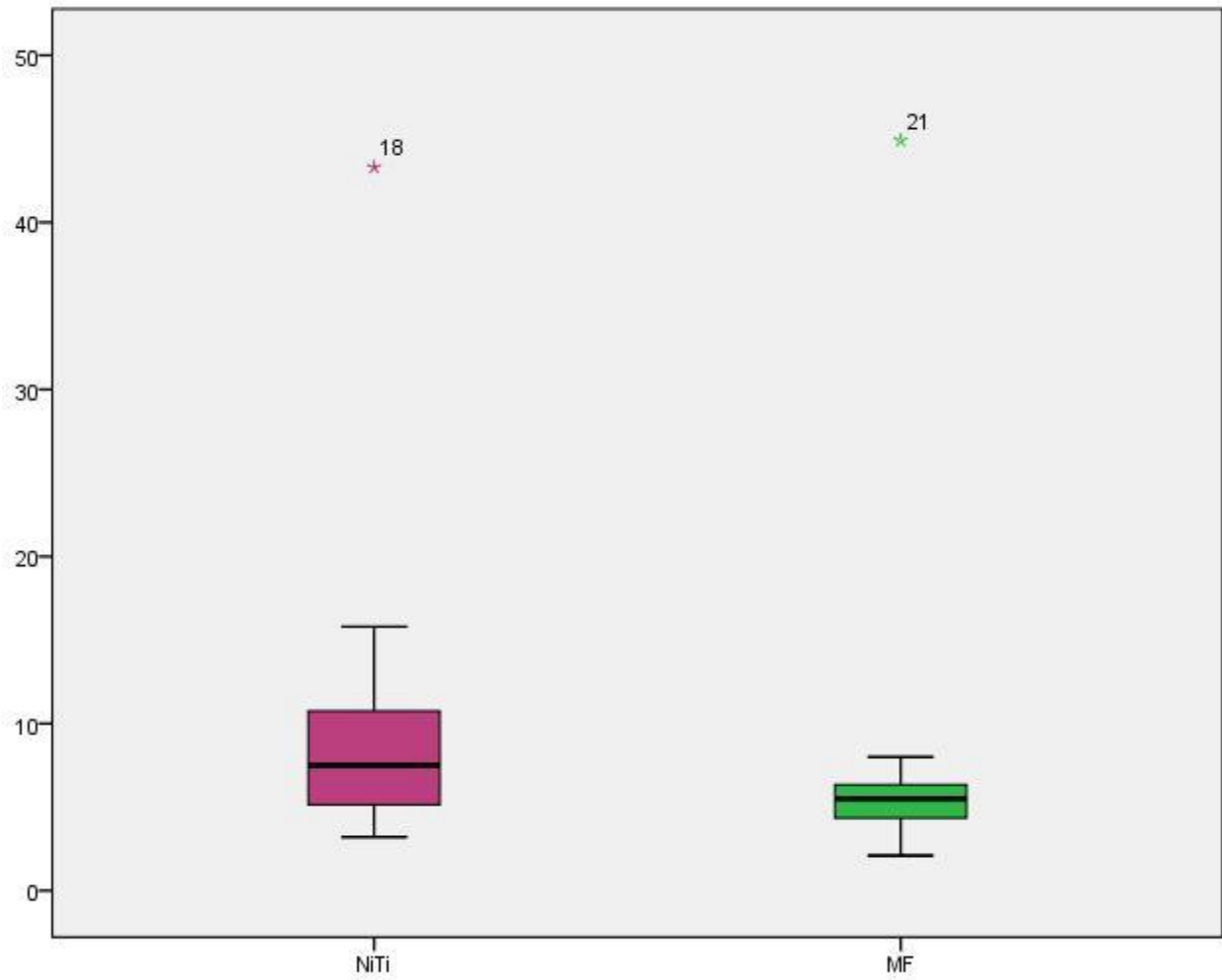


FIGURE 4 a, b and c





F



FIGURES 5, 6 and 7