



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Odontologia

Cristiane Canavarro Rodrigues Martins


Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração

Rio de Janeiro

2007

Cristiane Canavarro Rodrigues Martins

Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração



Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Orientadores: Prof^ª. Dr^ª. Cátia Cardoso Abdo Quintão
Prof. Dr. Carlos Nelson Elias

Rio de Janeiro

2007

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIUS/CBB

M386 Martins, Cristiane Canavarro Rodrigues.
Propriedades mecânicas dos fios estéticos obtidas em ensaios de tração /
Cristiane Canavarro Rodrigues Martins. – 2007.
96 f.

Orientadores: Cátia Cardoso Abdo Quintão, Carlos Nelson Elias.
Dissertação (mestrado) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro,
Faculdade de Odontologia.

1. Odontologia – Aspectos estéticos. 2. Ortodontia. 3. Fios ortodônticos
- Propriedades mecânicas. 5. Resistência à tração. I. Quintão, Cátia Cardoso
Abdo. II. Elias, Carlos Nelson. III. Universidade do Estado do Rio de
Janeiro. Faculdade de Odontologia. IV. Título.

CDU
616.314

Autorizo, apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação.

Assinatura

Data

Cristiane Canavarro Rodrigues Martins

Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Área de concentração: Ortodontia.

Aprovada em 21 de setembro de 2007.

Orientadores:

Prof^a. Dr^a. Cátia Cardoso Abdo Quintão
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Carlos Nelson Elias
Seção de Engenharia Mecânica e de Materiais do IME

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Marco Antonio de Oliveira Almeida
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof. Dr. Jonas Capelli Júnior
Faculdade de Odontologia da UERJ

Prof^a. Dr^a. Luciane Macedo de Menezes
Faculdade de Odontologia da PUC-RS

Rio de Janeiro

2007

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Ulysséa e José Martins pelo amor incondicional e pelo exemplo de caráter que deram em toda a minha vida.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais pelo total apoio em minha vida, por acreditarem em mim mais do que qualquer pessoa. Ao abdicarem de alguns de seus sonhos e desejos para investir em minha formação profissional, permitiram que esta realização, que fez parte dos meus sonhos durante alguns anos de minha vida, pudesse se tornar realidade.

Aos meus irmãos, Marcela e Lucas pelo carinho, pelo amor e pela simples e grande presença em minha vida, tornando meus dias muito mais felizes.

Ao meu marido Bruno, grande incentivador dos meus passos, pela compreensão, pelo companheirismo e pela presença e ajuda constantes em toda minha formação acadêmico-profissional. Muito obrigada pelo amor, pela compreensão e pela maneira com que você vem cuidando de nós.

Ao meu padrinho Frederico Canavarro, por quem tenho profunda admiração, por todo incentivo, carinho e estímulo dados durante a minha formação acadêmica e profissional.

À professora Cátia Cardoso Abdo Quintão pela sua orientação cuidadosa e detalhista, pelo carinho e atenção em todos os momentos deste trabalho e pela descontração com que seguia no dia-a-dia, proporcionando momentos de agradável convivência.

Ao professor Carlos Nelson Elias, orientador desta dissertação, pela orientação segura que foi de fundamental importância para conclusão deste trabalho.

Ao amigo Marco Abdo Gravina por ter compartilhado momentos importantes para a realização desta dissertação. Sua ajuda, conselhos e colaboração na execução da parte experimental deste trabalho foram essenciais.

Ao nosso grande chefe Antonio Carlos Peixoto da Silva por ter alcançado a sabedoria mais imponente de todas: aquela que sabe se aliar à humildade. Um exemplo a ser seguido. "Muitos teriam chegado à sabedoria se não acreditassem que já eram suficientemente sábios" (Juan Luiz Vives).

Ao professor Marco Antonio de Oliveira Almeida pela disponibilidade sempre presente, pelo bom humor e criatividade constantes e pelos grandes ensinamentos transmitidos, que permitiram o acesso a novos conceitos e idéias.

Ao professor Jonas Capelli Júnior pela capacidade de estímulo que só os grandes mestres possuem. Obrigada pelo carinho e pela amizade que muito contribuíram para meu amadurecimento profissional e pessoal.

Ao professor José Augusto Mendes Miguel, coordenador do curso de Mestrado, pela desdobrada dedicação à minha formação científica e pessoal, pelo carinho de sempre e, principalmente, pela amizade. Muito obrigada, ainda, pelo auxílio na elaboração final desta dissertação.

Aos demais queridos professores do curso de Pós-Graduação em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UERJ, Alvaro de Moraes Mendes, Álvaro Francisco Carriello Fernandes, Daniel Passeado Ribeiro, Flavia Gebara Artese, Ione Helena Portella Brunharo, Maria das Graças Carlini, Maria Teresa de Andrade Goldner pela grande dedicação e participação em minha vida profissional.

Às minhas colegas de turma de Mestrado Andressa Otranto, Lisiane Palagi, Maria Fernanda Nova, Mariana Martins e Vera Lúcia Cosendey por terem compartilhado momentos importantes nestes dois anos de convivência, construindo e solidificando nossa amizade.

Às minhas grandes amigas e eternas companheiras de turma de especialização em Ortodontia da UERJ, com as quais vivi grandes momentos da minha vida: Adriana Alves, Aline Cabral, Lisiane Palagi, Luciane Suzigan e Soraia Macari. Vocês acrescentaram muito à minha vida e deixam muitas saudades.

Aos alunos de especialização pelo carinho, ajuda, amizade e disponibilidade, sempre: Daniel Fernandes, Daniela Feu Rosa, Felipe Carvalho, Gisele Abrahão, Luciana Abi-Ramia, Rhita Almeida, Clarissa Kantz, Eveline Gava, Juliana Ferreira, Livia Saladini, Marcos Hiroce, Renato Rédua e Stephanie Drummond.

Aos queridos companheiros de outras turmas da época de especialização: André Mattos, Daniel Leão, Júlio Cal Neto, Luciana Abrão, Maria Fernanda Nova, Pollyana Moura, Ana Heloíza Fernandes, Francisco Paranhos, Lílian Bousquet, Priscila Esperão, Roberta Buzzoni e Vinícius Schau pela amizade e carinho oferecidos em um ano de agradável convivência.

Aos colegas das outras turmas de mestrado e de doutorado pelos auxílios e incentivos que tornam este curso mais grandioso.

Às funcionárias Maria da Penha Egídio dos Santos, Mônica Marques, Elaine dos Anjos Moreira pela dedicação e auxílio imprescindíveis que permitiram o funcionamento harmonioso deste curso.

Ao Instituto Militar de Engenharia (IME), especialmente ao Leonardo Francisco da Cruz e Joel Fonseca pela constante disponibilidade e paciência durante a realização dos ensaios mecânicos.

À firma de materiais ortodônticos Masel, pelo material fornecido para compor a amostra.

E a todos aqueles que colaboraram de alguma forma na execução deste trabalho.

De tudo na vida,
ficaram três coisas:
A certeza de que estamos sempre começando...
A certeza de que precisamos continuar...
A certeza de que seremos interrompidos antes de terminar...

Portanto devemos:
Fazer da interrupção um caminho novo...
Da queda, um passo de dança...
Do medo, uma escada...
Do sonho, uma ponte...

Fernando Pessoa

RESUMO

MARTINS, Cristiane Canavarro Rodrigues. *Propriedades mecânicas de fios estéticos obtidas em ensaios de tração*. 2007. 96f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Faculdade de Odontologia, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2007.

O desenvolvimento de fios ortodônticos que associem a vantagem estética com as necessidades biomecânicas tem sido um dos objetivos na Ortodontia. A maioria dos fios comercializados com finalidade estética são compostos por níquel-titânio (NiTi) com cobertura a base de teflon ou resina epoxídica. O objetivo deste trabalho foi avaliar, através de ensaios de tração, propriedades mecânicas dos fios ortodônticos estéticos, em relação aos de NiTi superelásticos tradicionais. Foram utilizados 36 fios ortodônticos de NiTi superelásticos, sendo 18 estéticos e 18 sem cobertura estética, de calibre 0,018", das marcas TP Orthodontics, GAC e Masel. Os três exemplares de cada grupo foram alongados até a ruptura, com velocidade de ensaio de 1 milímetro de estiramento por minuto, a fim de se obter os patamares constantes de ativação dos fios. Os ensaios foram realizados a uma temperatura de 37°C, utilizando-se a máquina universal de ensaios Emic DL 10000 de 10 toneladas de capacidade, sendo utilizada uma célula de carga de 50 N (50 quilogramas). Os dados foram analisados estatisticamente aplicando-se a análise de variância (ANOVA), seguido pelo teste de Bonferroni. Os resultados mostraram que, de maneira geral, os fios não recobertos possuem cargas máximas de ruptura e cargas para atingir o patamar de ativação mais elevadas que os estéticos ($p \leq 0,01$), com exceção dos fios não recobertos da marca Masel que apresentam semelhança estatística com os estéticos da TP. O mesmo acontece com as cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação e desativação. Os fios estéticos apresentaram, nos testes de ruptura, extensão de patamares de ativação maiores ($p \leq 0,01$), sendo o mesmo observado nos testes de ativação e desativação com extensão dos patamares de carregamento e descarregamento mais elevados. Em relação à área sob as curvas de ativação não foi observada diferença estatística significativa entre os fios avaliados com exceção dos fios da marca TP não recobertos, que apresentaram valores mais elevados. A área sob as curvas de desativação apresentaram valores maiores para os fios GAC não recobertos e TP estéticos e não recobertos (estatisticamente semelhantes) e valores mais baixos para os fios GAC estéticos e Masel estéticos e não recobertos. Conclui-se que em relação às características mecânicas os fios estéticos apresentaram bom desempenho, superando em grande parte das avaliações as características dos fios não recobertos.

Palavras-chave: Ortodontia. Fios ortodônticos. Propriedades físicas. Tração. Estética.

ABSTRACT

The development of orthodontic wires that offer esthetic advantage with biomechanical necessities has been one of the aims of Orthodontics. Most of the wires with esthetic purpose are made of nickel-titanium (NiTi) with Teflon or epoxy-resin coating. This study's aims were to evaluate, through stress-strain tests, mechanical properties of the esthetic orthodontic wires, comparing them to the traditional NiTi superelastic ones. 36 superelastic NiTi orthodontic wires – 18 esthetic and 18 with no esthetic coating – with a 0,018" caliber, from the brands TP Orthodontics, GAC e Masel were used. The three samples of each group were extended till fracture, with a testing speed of 1 millimeter of extending per minute, with the purpose of obtaining constant plateaus of wire activation. The tests were made on a temperature of 37°C, using the universal testing EMIC DL 10000 with 10 tons of capacity, and a 50N (50 kilograms) charging cell. The datas were analyzed statistically using the analysis of variance (ANOVA), followed by the Bonferroni test. The results proved that, in general, the uncoated wires have higher maximum fracture resistance charges and more elevated charges to reach loading plateau ($p \leq 0,01$) than the esthetic ones, with the exception of the uncoated Masel wires, which were statistically similar to esthetic TP wires. The same was observed with the charges in the beginning, with a 2% and 4% deforming on the loading and unloading plateaus. The esthetic wires presented, on the rupture tests, higher extension of loading plateaus than the esthetic ones ($p \leq 0,01$). The same was observed on the activation and deactivation tests with a higher extension of the loading and unloading plateaus. In the area under the activation curves no statistically relevant difference was observed on the valuated wires with the exception of the uncoated wires from TP, which showed more elevated values. The area under the deactivation curves presented higher values on the uncoated and esthetic GAC wires and uncoated TP wires (statistically similar) and lower values to the esthetic GAC and esthetic and uncoated Masel wires.

Keywords: Orthodontics. Orthodontic wires. Physical properties. Traction. Esthetics.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 –	Spectra epoxy coated NiTi wire [®] , GAC International.....	29
Figura 2 –	Elastinol premium orthocosmetic archwires [®] , MASEL	30
Figura 3 –	Pearlton [®] , TP Orthodontics [®]	30
Figura 4 –	A) Máquina utilizada para a realização dos ensaios de tração; B e C) Fio preso por suas extremidades às garras da máquina.....	32
Figura 5 –	Curvas força-deformação de fios submetidos aos ensaios de tração geradas pelo computador interligado à máquina de ensaio universal...	33
Figura 6 –	Termômetro digital utilizado para a realização dos ensaios à temperatura que simulasse à bucal (37°C)	34
Figura 7 –	Microscópio eletrônico utilizado para obtenção de imagens da superfície dos fios	35
Figura 8 –	Pontos avaliados durante os testes de ruptura, sendo (1) correspondente à carga máxima de ruptura, (2) à carga necessária para atingir o patamar de ativação e (3) correspondente à extensão do patamar de ativação.....	36
Figura 9 –	Identificação do ponto no qual ocorreu a ruptura do fio, sendo x= 17,85 referente à deformação em milímetros e y= 221,43 referente à força fornecida em newtons	37
Figura 10 –	A) Curva força-deformação gerada a partir dos testes de ativação e desativação; B) Curva apenas da região de ativação; C) Cálculo integral da área de ativação; D) Curva apenas da região de desativação; E) Cálculo integral da área de desativação	38
Figura 11 –	Marcação dos pontos no programa <i>OriginPro 7.0</i> : A) no início do patamar de ativação; B) em 2% de deformação a partir do início do patamar de ativação; C) em 4% de deformação a partir do início do patamar de ativação; D) no início do patamar de desativação; E) em 2% de deformação a partir do início do patamar de desativação; F) em 4% de deformação a partir do início do patamar de desativação.....	39
Figura 12 –	Marcação dos pontos no programa <i>OriginPro 7.0</i> : A) no início do patamar de ativação; B) no fim do patamar de ativação; C) no início do patamar de desativação; D) no fim do patamar de desativação	40
Figura 13 –	Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos tracionados até a ruptura. CP1 da marca GAC, CP2 da Masel e CP3 da TP Orthodontics	41

Figura 14 –	Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos tracionados até a ruptura. CP1 da marca GAC, CP2 da Masel e CP3 da TP Orthodontics	42
Figura 15 –	Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos tracionados até a ruptura. CP1 não recoberto da marca GAC, CP2 estético da marca GAC, CP3 não recoberto da marca Masel, CP4 estético da marca Masel, CP5 não recoberto da marca TP Orthodontics e CP6 estético da marca TP Orthodontics	42
Figura 16 –	Curvas médias de força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 da marca GAC testado sob a carga de 62,30 N, CP2 da Masel testado sob a carga de 56,08 N e CP3 da TP Orthodontics, testado sob a carga de 62,88 N	57
Figura 17 –	Curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as quantidades médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 da marca GAC testado sob a carga de 45,07 N, CP2 da Masel testado sob a carga de 41,60 N e CP3 da TP Orthodontics, testado sob a carga de 58,47 N	57
Figura 18 –	Curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as quantidades médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 não recoberto da marca GAC, CP2 estético da marca GAC, CP3 não recoberto da marca Masel, CP4 estético da marca Masel, CP5 não recoberto da marca TP Orthodontics e CP6 estético da marca TP Orthodontics	58
Figura 19 –	Microscopia eletrônica de varredura da região de fratura dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos em aumento de 250 vezes. Pode-se perceber as camadas de cobertura estética se separando da base interna de níquel-titânio. A) Fio estético da marca GAC; B) Fio estético da marca Masel e; C) Fio estético da marca TP Orthodontics.....	80

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 –	Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio não recobertos (N).....	44
Gráfico 2 –	Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio estéticos testados (N).....	45
Gráfico 3 –	Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio não recobertos e estéticos testados (N).....	46
Gráfico 4 –	Forças necessárias (N) para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos das três marcas avaliadas	48
Gráfico 5 –	Cargas necessárias (N) para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos das três marcas avaliadas.....	49
Gráfico 6 –	Cargas necessárias para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados (N).....	50
Gráfico 7 –	Extensão dos patamares (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos das três marcas avaliadas.....	53
Gráfico 8 –	Extensão dos patamares (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos das três marcas avaliadas.....	53
Gráfico 9 –	Extensão dos patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm).....	55
Gráfico 10 –	Área sob as curvas de carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (F.mm).....	59
Gráfico 11 –	Resiliência durante o de descarregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (F.mm).....	61
Gráfico 12 –	Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (N).....	64
Gráfico 13 –	Cargas no início, em 2% e 4% de recuperação nos patamares de descarregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (N).....	68
Gráfico 14 –	Extensões médias dos patamares de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm) obtidas a partir das curvas de carregamento e descarregamento.....	72
Gráfico 15 –	Extensões médias dos patamares de desativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm) obtidas a partir das curvas de carregamento e descarregamento.....	74

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 –	Nomes comerciais, fabricantes , designações e diâmetros dos fios ortodônticos avaliados no presente estudo.....	31
Tabela 2 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masel e TP	43
Tabela 3 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf) gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	44
Tabela 4 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	45
Tabela 5 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à carga máxima de ruptura	47
Tabela 6 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N e kgf) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masel e TP	47
Tabela 7 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N e kgf) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	48
Tabela 8 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas para atingir os patamares de ativação (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	50
Tabela 9 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à carga necessária para atingir o patamar de ativação	51
Tabela 10 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões (mm) dos patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masel e TP	52

Tabela 11 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões (mm) dos patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.....	52
Tabela 12 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.....	54
Tabela 13 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de ativação	56
Tabela 14 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas de ativação (F.mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	59
Tabela 15 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à área do patamar de ativação	60
Tabela 16 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas sob as curvas de desativação (F.mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	61
Tabela 17 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à área do patamar de desativação	62
Tabela 18 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de ativação gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	63
Tabela 19 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni (quando necessário), comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de ativação de cada grupo de fios em relação a ele próprio	65
Tabela 20 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de ativação entre os grupos de fios avaliados	66
Tabela 21 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de desativação gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	67

Tabela 22 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni (quando necessário), comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de desativação de cada grupo de fios em relação a ele próprio	69
Tabela 23 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de desativação entre os grupos de fios avaliados	70
Tabela 24 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de ativação (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	71
Tabela 25 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de ativação	73
Tabela 26 –	Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de desativação (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP	73
Tabela 27 –	Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de desativação	75

SUMÁRIO

	INTRODUÇÃO	17
1	REVISÃO DE LITERATURA	18
2	PROPOSIÇÃO	28
3	MATERIAIS E MÉTODOS	29
3.1	Pontos escolhidos para avaliação	35
3.1.1	<u>Testes de ruptura</u>	35
3.1.2	<u>Testes de ativação e desativação</u>	37
4	RESULTADOS	41
4.1	Testes de ruptura	41
4.1.1	<u>Carga máxima de ruptura</u>	43
4.1.2	<u>Carga necessária para atingir o patamar de ativação</u>	47
4.1.3	<u>Extensão do patamar de ativação</u>	51
4.2	Testes de ativação e desativação	56
4.2.1	<u>Área sob as curvas na ativação (limite de trabalho) e desativação (resiliência)</u>	58
4.2.2	<u>Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação.....</u>	62
4.2.3	<u>Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de desativação</u>	67
4.2.4	<u>Extensão dos patamares de ativação e desativação</u>	71
5	DISCUSSÃO	76
6	CONCLUSÕES.....	90
	REFERÊNCIAS	93

INTRODUÇÃO

Os fios ortodônticos representam um elemento técnico de extrema importância para a boa condução do tratamento. Entre outras características, são capazes de armazenar a energia neles aplicada e transferi-la aos dentes, possibilitando o movimento dentário.

As características das ligas metálicas utilizadas na composição de fios ortodônticos são complexas, merecendo estudos aprofundados visando melhor conhecimento de suas propriedades mecânicas e composições químicas para que sejam bem aplicadas clinicamente. A observação das corretas indicações e limitações de cada tipo de fio, reduz o número de arcos necessários no tratamento ortodôntico, tornando os procedimentos de alinhamento e nivelamento mais rápidos e eficientes.

Estudos laboratoriais dos fios ortodônticos são capazes de fornecer informações quanto às propriedades físicas, químicas e metalúrgicas destes materiais permitindo prever como estes se comportariam clinicamente. A partir destes resultados pode-se finalmente estudar as suas aplicações clínicas propriamente ditas quanto a biofuncionalidade e biocompatibilidade.

Um grande número de fios estéticos é encontrado no mercado, variando quanto às marcas comerciais, secções transversais e formas. Porém, existem poucos estudos mostrando a efetividade e comportamento biológico dos mesmos durante o tratamento ortodôntico. Isto constitui em um fato que tem gerado ao profissional dificuldades quanto à seleção e possibilidade de utilização deste tipo de material. Desta forma tornam-se necessárias avaliações a fim de comparar o desempenho das ligas de níquel-titânio recobertas por materiais estéticos em relação às não-recobertas.

1 REVISÃO DE LITERATURA

Apesar do pequeno número de ligas utilizadas para a confecção de fios ortodônticos, existe um grande número de marcas comercialmente disponíveis. As grandes empresas de fabricação investem em propagandas de fios chamados “superiores” (níquel-titânio com efeito memória de forma e níquel-titânio superelástico) e alegam que os mesmos fornecem melhor desempenho devido às suas propriedades mecânicas mais apropriadas. Entretanto, nem sempre essas propriedades vêm sendo descritas nas embalagens dos produtos. Assim sendo, a variedade de marcas e o número de empresas produtoras dificultam o profissional na escolha do material mais adequado e de menor custo para o uso (GRAVINA et al., 2004; QUINTÃO, 1987, 2000).

Quintão (1987) destaca a importância em se escolher corretamente um fio ortodôntico durante determinada fase do tratamento, devendo ser analisado conjuntamente os módulos de resiliência e de elasticidade. Seus resultados mostraram que existe uma grande variação do limite elástico, resiliência e módulo de elasticidade para os diversos tipos de fios utilizados na Ortodontia.

Dessa forma, para que o profissional possa escolher o fio ortodôntico mais apropriado, a compreensão das propriedades do material se faz necessária. Certas características, tais como: alta recuperação elástica e boa flexibilidade, são importantes com a finalidade de estimular resposta tecidual adequada (MOHLIN et al., 1991) e promover forças leves e contínuas (WEST, 1992). Entretanto, quantificar a força ideal se torna difícil devido às variações individuais na resposta tecidual, à morfologia radicular e ao tipo de movimento induzido (EVANS et al., 1998).

Historicamente, poucas ligas metálicas foram utilizadas na fabricação de aparelhos ortodônticos. Desde o princípio da Ortodontia até o início da década de 40, a liga de ouro (tipo IV) foi o material mais empregado na fabricação de fios ortodônticos. Entretanto, o baixo limite de escoamento, a elasticidade limitada e o alto custo reduziram seu uso clínico em todo o mundo (BURSTONE; GOLDBERG, 1980; EVANS; DURNING, 1996; GRAVINA et al., 2003; KOHL, 1964; KUSY; GREENBERG, 1981).

Na década de 40, as ligas austeníticas de aço inoxidável passaram a substituir as ligas de ouro e se tornaram o principal material empregado na fabricação dos fios ortodônticos. Elas mantiveram popularidade graças ao equilíbrio entre rigidez, resiliência e formabilidade (BURSTONE; GOLDBERG, 1980). No entanto, para o alinhamento e nivelamento dentário,

mesmo fios com pequenos diâmetros resultavam em altas cargas, o que não era condizente com níveis fisiológicos de forças.

O aço inoxidável dominou o mercado de acessórios ortodônticos até a década de 70, quando o desenvolvimento das indústrias aeroespaciais e químicas levou à utilização das ligas de beta-titânio e níquel-titânio na Ortodontia (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; ANDREASEN; BARRET, 1973).

No início da década de 60, mais precisamente em 1963, as ligas de níquel-titânio foram investigadas e desenvolvidas pelo “*Naval Ordnance Laboratory*” em *Silver Springs, Maryland*, e apresentadas por William Buehler. Buehler observou pela primeira vez o “efeito memória de forma” desta liga ainda em 1963 (PERKINS; HODGSON, 1975), reconhecendo que um tratamento térmico controlado dessa liga, em uma forma pré-determinada, seguida de esfriamento, realçava as propriedades termodinâmicas. Em baixas temperaturas o material era facilmente deformado e com o aquecimento do mesmo, até atingir a faixa de temperatura de transição determinada, era capaz de retornar à sua forma pré-estabelecida. Esse fenômeno se relaciona à transformação da estrutura cristalina da liga, é dependente da temperatura e foi chamado efeito memória de forma. Os materiais que exibem tal transformação são chamados termoativáveis. A complexidade do tratamento térmico tornou naquela época a manufatura de fios termoativáveis inviável (EVANS; DURNING, 1996).

Na prática ortodôntica, Andreasen e Hilleman (1971) foram atraídos pelas propriedades únicas desta liga, tais quais o alto limite elástico, o baixo módulo de elasticidade e a baixa rigidez, de maneira que as primeiras ligas de níquel-titânio para fins ortodônticos foram introduzidas por eles e eram baseadas nas pesquisas originais de Buehler (1963). Subseqüentemente, a *Unitek Corporation* produziu essa liga para uso clínico sob o nome comercial de Nitinol®, tendo a sigla se originado das seguintes palavras: “*Nickel Titanium Naval Ordnance Laboratory*” (BISHARA et al., 1995). A mesma foi desenvolvida na proporção de 55% de níquel e 45% de titânio e utilizada, clinicamente, pela primeira vez, em 1972. Apesar de possuir excelente propriedade de recuperação elástica, o Nitinol®, não possuía, naquela época, efeito memória de forma ou superelasticidade.

O surgimento dos fios de ligas de níquel-titânio foi considerado como um avanço de grande valia para a Ortodontia, tanto nos resultados dos tratamentos quanto no conforto do paciente e do profissional, promovendo forças leves em grandes ativações (ANDREASEN; MORROW, 1978; EVANS; DURNING, 1996). Em 1976, os fios de níquel-titânio foram colocados no mercado ortodôntico e foram caracterizados como material de alta recuperação

elástica e baixa rigidez (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; ANDREASEN; BARRET, 1973), ganhando vasta aceitação clínica por estas propriedades.

A grande mudança nas décadas de 80 e 90 em termos de propriedades mecânicas de fios ortodônticos foi a aplicação na Ortodontia do efeito memória de forma e da superelasticidade que as ligas de níquel-titânio podiam apresentar. Em 1985, Burstone, Quin e Morton relataram o uso clínico e laboratorial de uma nova liga de níquel-titânio superelástica, chamada “*Chinese NiTi*”, desenvolvida especialmente para aplicações em Ortodontia. O fio ortodôntico de níquel-titânio chinês foi, originariamente, desenvolvido por Hua Cheng Tien e colaboradores, em Beijing, no ano de 1978, sendo o primeiro a exibir potencial superelástico.

No mesmo ano (1978), ligas de níquel-titânio superelásticas, com idêntica finalidade, foram produzidas pela *Furukawa Electric Co.*, no Japão, sendo classificadas como “austeníticas ativas” (EVANS; DURNING, 1996). A partir daí, vários estudos foram conduzidos na tentativa de se produzir, para fins ortodônticos, fios com propriedades similares, sendo esse objetivo alcançado em 1986, com a introdução do “*Japanese NiTi*”.

Os fios de níquel-titânio mostram, em altas temperaturas, uma configuração cúbica de corpo centrado, conhecida como fase austenítica, enquanto, à temperatura ambiente, possuem uma retícula hexagonal compacta, conhecida como fase martensítica. A fase martensítica apresenta rigidez reduzida e campo de ação e flexibilidade aumentados.

Segundo Khier, Brantley e Fournelle (1991), para que a liga de níquel-titânio possua a propriedade de superelasticidade é necessário que, após o processo de fabricação, a mesma apresente estrutura austenítica. A liga de níquel-titânio original e outros fios não-superelásticos possuem estrutura principalmente martensítica por endurecimento ao serem fabricados.

Nos fios superelásticos, quando há indução de carga, a fase austenítica inicia a transformação martensítica. Na medida em que o carregamento é mantido, mais porções que se apresentam na fase austenítica se transformam em martensítica (MIURA et al., 1986). Desta forma, ao se induzir carga no fio, fletindo-o ou mantendo-o encaixado nos bráquetes de dentes não alinhados, haverá transformação de fase do tipo martensítica. A energia liberada durante tal transformação é armazenada na estrutura cristalina. Como a estrutura é instável, tende a retornar para uma estrutura austenítica mais estável e a liberar a energia acumulada. Isso não ocorre de maneira rápida, uma vez que os dentes em maloclusão oferecem resistência ao movimento, porém não o suficiente para impedi-lo. Dessa maneira, a energia acumulada no fio é liberada de maneira lenta e de forma constante, fornecendo ao fio a característica de poder se submeter a amplas flexões sem deformar plasticamente. Tal fenômeno é chamado

deformação superelástica. Forças suaves e contínuas são geradas nesta condição, o que é altamente desejável para o propósito ortodôntico (MIURA et al., 1986; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990).

Klump et al. (1994) verificaram que as ligas de níquel-titânio são as que apresentam a mais baixa resistência à deflexão e a maior capacidade de armazenar carga, características que indicam sua utilização nas fases iniciais de alinhamento e nivelamento. Já para a fase de retração dos incisivos, ligas com maior resistência à deflexão, como as de aço inoxidável, estão mais indicadas.

Estudos *in vitro* demonstraram que as ligas de níquel-titânio superelásticas possuem excelentes propriedades elásticas e geram força constante quando submetidos a carregamento, mesmo diante do aumento da deflexão. Isso tornou o fio popular para o uso em nivelamento e alinhamento dentários (EVANS; DURNING, 1996).

O alinhamento e nivelamento constituem importante fase do tratamento ortodôntico se baseando 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 (BURSTONE; GOLDBERG, 1980; REITAN, 1946-47, 1967; REITAN; KVAN, 1971; ROCK; WILSON, 1988). Autores são unânimes em reconhecer que forças leves e contínuas são desejáveis para produzir movimento dentário eficiente, controlado e fisiológico, com um mínimo de repercussão para a estrutura dos dentes e tecidos de suporte (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; BURSTONE; GOLDBERG, 1980; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; OPPENHEIM, 1944; PROFFIT, 1986; REITAN, 1946-47, 1967; QUINTÃO, 1987). Os fios ortodônticos utilizados no início do tratamento devem, portanto, ser capazes de gerar tais forças e, para isso, precisam ser flexíveis e transmitir forças leves em uma faixa de ativação ampla. Os fios de níquel-titânio superelásticos oferecem curva força-deformação com patamar definido e faixa de ativação maior (COBB III et al., 1998).

A maioria dos fios de níquel-titânio tem suas propriedades como resistência inicial ao dobramento e nível de carga do platô de desativação dependentes da temperatura. Segundo Barwart (1996), as molas helicoidais de níquel-titânio Japonês exibem propriedades superelásticas similares às propriedades dos fios japoneses. As molas exercem força leve e contínua por uma longa faixa de ativação ou desativação. Essa propriedade permite que a mola seja usada para movimentos ortodônticos fisiológicos. Um valor constante de carga pode ser mantido somente em temperaturas constantes, no entanto, influências externas como a ingestão de alimentos ou bebidas, causam flutuações na temperatura que podem ser consideráveis. Neste estudo foram avaliados os efeitos das alterações de temperatura na

liberação de força de molas de níquel-titânio em sua faixa superelástica. Molas de níquel-titânio foram aquecidas e resfriadas entre 20°C e 50°C enquanto mantidas em extensão constante com a força sendo continuamente medida. Molas comerciais de aço inox foram testadas da mesma forma. Para todas as molas examinadas, os valores de carga aumentaram com a elevação da temperatura e diminuíram com a redução desta. Esse relacionamento entre alteração da temperatura e valor de carga foi mais claro no caso das molas de níquel-titânio do que de aço inox. A força medida a 37°Celsius foi cerca de duas vezes maior que a 20°Celsius para um tipo de mola de níquel-titânio. Os resultados demonstraram que pequenas alterações na temperatura causavam alterações significantes na liberação de força das molas superelásticas de níquel-titânio.

Airoidi (1997) também considera que a força de atuação dos fios de níquel-titânio sobre os dentes é influenciada pela temperatura. O conhecimento das modificações da temperatura oral é, portanto, um requisito para o entendimento das modificações das tensões observadas durante o tratamento ortodôntico. As mudanças de temperatura na cavidade oral induzidas pela ingestão de líquidos frios ou quentes foram estudadas com o uso de arcos, fixados a aparelhos removíveis com grampos do tipo *Hawley*, similares aos aparelhos normalmente usados para contenção ortodôntica. Foram utilizados para medição, seis sensores de temperatura, localizados em posições correspondentes a dentes específicos. Um paciente usando os aparelhos ingeriu chá quente (60°C) ou água gelada (5°C), com a temperatura bucal monitorada até atingir novamente a temperatura corporal (10 a 15 minutos). Os resultados mostraram uma alteração significativa da temperatura nos primeiros segundos da ingestão com posterior estabilização e lento retorno à temperatura corporal. Modificações na força gerada pelos fios de níquel-titânio são esperadas nas mesmas proporções.

Melling e Odegard (2001) compararam efeito do resfriamento e do aquecimento rápidos na força exercida por arcos de níquel-titânio. Dois arcos retangulares superelásticos e um convencional de níquel-titânio foram testados a 37°Celsius sendo submetidos a variações de temperatura de água de 10° ou 80°Celsius. O fio de níquel-titânio convencional foi muito pouco afetado pelas alterações rápidas de temperatura, qualquer que fosse a fase de ativação. Em contraste, os fios superelásticos foram fortemente afetados pela aplicação rápida de água quente ou fria. Quando testados na fase de ativação, o efeito da mudança de temperatura foi transitório, com o fio exercendo força abaixo da inicial durante a aplicação de água fria por curto período. Quando testado na fase de desativação, o efeito também foi transitório, com o fio exercendo força acima da inicial após aplicação de água quente por curto período.

Segundo Hershey (1988) a Ortodontia é tradicionalmente uma das especialidades odontológicas mais relacionadas com a estética. No entanto, a preocupação do paciente em relação à estética não se restringe aos resultados do tratamento. Como, normalmente, o tratamento ortodôntico estende-se por vários meses, a aparência da aparelhagem é considerada um fator significativo de contemplação por parte dos pacientes, principalmente adultos. Dois anos com aparelhagem de metal representa mais do que muitos destes pacientes podem tolerar.

Esta demanda pela estética fez com que diversas empresas começassem a produzir, no final da década de setenta, bráquetes estéticos, sejam eles de policarbonato ou cerâmica. Os primeiros bráquetes estéticos produzidos apresentavam propriedades mecânicas deficientes, descolavam com facilidade, possuíam bases muito largas, além de pigmentarem com o decorrer do tempo. Diversos estudos clínicos e laboratoriais foram realizados a respeito deste tema fornecendo dados para que uma série de modificações e aprimoramentos nestes bráquetes pudesse ser realizada. Atualmente, os bráquetes estéticos representam uma realidade na prática clínica da Ortodontia, oferecendo uma alternativa aos bráquetes metálicos (HERSHEY, 1988). No entanto, fios ortodônticos estéticos foram pouco estudados e relatados na literatura.

O aumento no percentual de pacientes adultos que procuram tratamento ortodôntico gerou uma elevação na demanda por bráquetes e fios ortodônticos estéticos (GOLDSTEIN; BURNS; YURFEST, 1989, IMAI et al., 1999). Segundo Breece e Nieberg (1986) muitas pessoas iniciam o tratamento apenas em idade adulta por falta de oportunidade ou desconhecimento da possibilidade de correção em idade mais precoce.

Goldstein, Burns e Yurfest (1989) afirmaram que a razão mais importante pela qual pacientes adultos não aceitavam tratamento ortodôntico devia-se ao fato destes sentirem-se constrangidos em estar usando aparelhagem que “aparecia”. O medo que estes pacientes têm de que a aparelhagem ortodôntica interfira em suas vidas sociais faz com que muitos adultos convivam com sorriso esteticamente comprometido. Ainda segundo estes autores, apesar destes pacientes desejarem melhorar a aparência, o trauma psicológico de bráquetes metálicos nos dentes anteriores seria intolerável. Os autores consideram de fundamental importância que o profissional compreenda o impacto psicológico positivo de acessórios estéticos na visão do paciente adulto, podendo obter o maior proveito possível dos benefícios do avanço tecnológico na área dos materiais ortodônticos estéticos.

Dois tipos de fios ortodônticos já foram produzidos com tal finalidade: os fios manufaturados à base de material compósito translúcido constituído, por sua vez, por uma

matriz de polímero e fibras de vidro para reforço e os fios metálicos (particularmente os compostos por níquel-titânio), produzidos e viabilizados comercialmente por diversas empresas, e que apresentam recobrimento de superfície a base de resina epoxídica ou de teflon (politetrafluoretileno) (HUSMANN et al., 2002; IMAI et al., 1998; IMAI et al., 1999; KUSY, 2002; NEUMANN et al., 2002; ZUFFAL; KENNEDY; KUSY, 1998; ZUFFAL; KUSY, 2000).

Clocheret et al. (2004) afirmaram que a empresa Gestenco que comercializa fios recobertos por resina epoxídica (NiTi *Imagination*) informou que o processo de revestimento é feito através de deposição por incrustação na base do fio por resina epoxídica de aproximadamente 0,002". Com este procedimento, uma forte adesão entre a cobertura e o fio interno é obtido evitando que o fio deslize por dentro da camada de cobertura.

A cobertura de Teflon propicia ao fio uma coloração da cor de dente e é aplicada por um processo atômico formando uma camada sobre o fio de espessura média de 20-25 µm. Esta camada passa então por um processo de aquecimento em uma câmara e é finalmente fechada adquirindo uma superfície com excelentes propriedades de deslizamento e adequada aderência de substrato (HUSMANN et al., 2002).

Zufall e Kusy (2000) sugeriram que os materiais de cobertura de fios deveriam ter como requisitos a facilidade de aplicação em camadas finas, resistência, baixo coeficiente de fricção, além da necessidade de serem biocompatíveis e transparentes.

Durante a década de noventa, diversos pesquisadores consideraram a possibilidade de fabricar fios ortodônticos feitos de material compósito reforçado por fibra (GOLDBERG et al., 1994; IMAI et al., 1999; JANCAR; DIBENEDETTO; GOLDBERG, 1993; KUSY, 1997). A vantagem mais evidente deste tipo de fio seria a estética, com coloração da cor dos dentes. No entanto, apesar dos resultados de protótipos de fios estéticos sugerirem que os mesmos funcionariam bem durante estágios iniciais e intermediários do tratamento ortodôntico, suas características friccionais não haviam sido investigadas (ZUFALL; KENNEDY; KUSY, 1998).

Zufall, Kennedy e Kusy (1998), avaliaram o comportamento, em teste de fricção, de um fio protótipo estético com diâmetro de 0,020" composto por fibras contínuas de S2-glass® (*Owens Corning Corp.*) e copolímero de vidro. A análise feita a partir de microscopia eletrônica mostrou extensivo desgaste das fibras que compunham o fio, com as mesmas se desprendendo da matriz original. Foi observado, ainda, alto coeficiente de fricção. Os autores sugeriram que uma possível solução para este fio seria uma cobertura protetora que deveria

proteger a estrutura do mesmo e proporcionar coeficientes de fricção dentro de padrões aceitáveis.

No ano de 2000, Zufall e Kusy avaliaram fricção e revestimento, dos mesmos fios testados por eles em 1998, porém com os mesmos apresentando-se recobertos como haviam proposto no estudo inicial. Os resultados mostraram que apesar da visualização de perfurações através da cobertura de diversas amostras, a matriz de fibra de vidro dos fios não foram danificadas em nenhuma das condições dos testes. Conseqüentemente, segundo os autores, a cobertura utilizada poderia tornar possível a utilização clínica dos fios testados.

Até o ano de 2000, o único fio estético disponível comercialmente era o Optiflex (Ormco Corp.). Talass (1992) relatou casos ortodônticos nos quais foram utilizados este fio. O mesmo era composto por uma matriz a base de nylon e fibras de dióxido de silicone para reforço, sendo, todavia, pouco indicado para uso clínico por apresentarem propriedades mecânicas inferiores às dos fios metálicos. Segundo Jancar, Dibenedetto e Goldberg (1993), dentre os possíveis fatores que contra-indicam a utilização de fios estéticos, a base de polímero e fibras, estão: 1- Fraturas transversas; 2- Fratura de tensão com desprendimento de fibras; 3- Fratura rente à superfície de união polímero-fibra; 4- Fratura de compressão proveniente de dobras localizadas nas fibras; 5- Fratura rente à superfície intralaminar.

Na tentativa de produzir um novo tipo de fio que apresentasse não somente características estéticas, mas também propriedades mecânicas semelhantes aos fios metálicos, IMAI et al. (1999) patentearam um novo fio composto por matriz à base de polimetilmetacrilato (PMMA) e fibras de vidro biocompatíveis e finas (menos de 20 micrômetros de diâmetro) (CPSA) para reforço. Tais fibras, utilizadas, inicialmente, para a produção de materiais de implantes ortopédicos, garantiriam a elasticidade e a resistência à flexão desses ligas, devendo ser incorporadas paralelamente ao seu longo eixo. Em estudos prévios, Yamagata, Imai e Watari (1995) e Imai et al. (1998) relataram que o módulo de elasticidade e o limite elástico destes protótipos de fios estéticos estariam relacionados à porcentagem de fibra de vidro presente nessas ligas. Afirmaram que quando presentes na proporção de 30% tais fios possuíam módulo de elasticidade e recuperação elástica semelhantes aos fios de níquel-titânio e, quando presentes na proporção de 60%, tais propriedades mecânicas assemelhavam-se mais com as dos fios de cobalto-cromo. Todavia, tais fios não foram produzidos comercialmente.

Segundo Kusy (1997) diversas propriedades e características devem ser observadas na escolha do fio ortodôntico ideal. Dentre elas estão: estética, biocompatibilidade, fricção, formabilidade, soldabilidade, resiliência e limite elástico. O autor afirmou que os fios

ortodônticos precisavam ser estéticos, além de possuir boas propriedades mecânicas, porém naquela época nenhum fio possuía esta característica. Kusy apostou que os fios estéticos constituídos por compósitos poliméricos reforçados por fibras de vidro seriam uma das grandes promessas futuras na área dos materiais ortodônticos. Segundo ele a expectativa seria de que na década seguinte os fios estéticos assumissem uma posição de destaque no mercado, conjugando atraentes propriedades mecânicas e estéticas. Uma década se passou desde então e as empresas de materiais ortodônticos ainda investem na busca deste ideal, lançando estes fios no mercado com diferentes tipos de cobertura.

Gurgel, Ramos e Kerr (2001) afirmaram que fios de resina e fibra de vidro ainda apresentavam problemas no ano de 2001, mas que no futuro poderiam ser empregados com sucesso.

Husmann et al. (2002), compararam o comportamento friccional, durante a distalização de caninos superiores a 37°Celsius. Foram avaliados três fios ortodônticos recobertos de Teflon (estéticos) em relação a cinco fios com cobertura ionizada (sem função estética, função anticorrosiva) e três sem qualquer tipo de cobertura. Os resultados mostraram que os fios com cobertura de Teflon apresentaram o menor índice de fricção. Os autores afirmaram que o revestimento da superfície dos fios promove a estética dos mesmos e também é capaz de modificar suas propriedades mecânicas, influenciando na fricção com os *slots* dos bráquetes e na durabilidade mecânica do fio. Porém, segundo eles há necessidade de realização de mais trabalhos abordando as propriedades mecânicas dos fios recobertos para que se possa ter um verdadeiro conhecimento a respeito destes materiais visto que a literatura científica acerca deste assunto ainda é muito escassa.

Clocheret et al. (2004), compararam o comportamento friccional de 15 diferentes fios ortodônticos, sendo um estético (NiTi *Imagination*, Gestenco) em relação a 16 diferentes bráquetes, testados a temperatura ambiente de 23°Celsius. Os resultados mostraram diferenças significativas entre as combinações fios-bráquetes avaliadas. A menor média de coeficiente de atrito (0,16) foi a do fio estético *Imagination* (Gestenco) com bráquete de aço, o segundo menor coeficiente de atrito dos 15 fios testados apresentou média de 0,32 e o maior coeficiente de atrito foi de 0,69. Segundo os autores a cobertura estética de resina epoxídica do fio *Imagination* deve ter contribuído para o baixo coeficiente de atrito visto que, neste caso, o contato entre o bráquete e o fio não foi de metal com metal e sim, plástico com metal, no qual o plástico pode proporcionar alguma lubrificação. Os autores ressaltam que fios de níquel-titânio não recobertos apresentaram alta resistência à fricção com alto coeficiente de

fricção, o que está de acordo com achados na literatura (KAPILA et al., 1990; KUSY; WHITLEY, 1990).

Neumann, Bourauel e Jäger (2002), utilizaram a mesma amostra de fios de Husmann et al. (2002) e analisaram a influência dos tratamentos de superfície sobre o comportamento corrosivo e resistência à fratura de três fios ortodônticos recobertos de Teflon (estéticos) em relação a cinco fios com cobertura ionizada (sem função estética, função anticorrosiva) e três sem qualquer tipo de cobertura. Os fios foram avaliados em microscópio eletrônico como recebido de fábrica e após imersão em célula eletroquímica especializada. Os resultados mostraram que todos os fios com tratamento de superfície apresentaram redução da corrosão em relação aos seus correspondentes sem cobertura. Observaram ainda que a cobertura de Teflon impediu completamente o processo de corrosão do fio interno, no entanto como os defeitos na superfície desta cobertura podem ocorrer durante o uso clínico, a corrosão deste fio interno deverá também acontecer após certo tempo de uso intra-oral.

Segundo Kusy (1997), os materiais utilizados pelos ortodontistas têm mudado rapidamente nos últimos anos, e continuarão mudando no futuro. Com a introdução de materiais compósitos estéticos, os fios metálicos provavelmente serão substituídos na maioria das aplicações ortodônticas, da mesma forma que as ligas metálicas têm sido substituídas por compósitos na indústria aeroespacial.

2 PROPOSIÇÃO:

Tem-se por objetivo neste estudo:

2.1- Avaliar as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos de níquel-titânio superelásticos estéticos, obtidas em ensaios de tração, quando comparados aos de mesma composição não recobertos, em relação à(s):

- 2.1.1- Carga máxima de ruptura;
- 2.1.2- Carga necessária para atingir o patamar de ativação;
- 2.1.3- Extensão do patamar de ativação nos testes de ruptura;
- 2.1.4- Área sob as curvas na ativação (limite de trabalho);
- 2.1.5- Área sob as curvas na desativação (resiliência);
- 2.1.6- Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação;
- 2.1.7- Cargas no início, em 2% e 4% de recuperação nos patamares de desativação;
- 2.1.8- Extensão dos patamares de ativação nos testes de ativação e desativação;
- 2.1.9- Extensão dos patamares de desativação nos testes de ativação e desativação.

3 MATERIAIS E MÉTODOS:

Foram utilizados 36 fios ortodônticos de níquel-titânio superelásticos, de calibre 0,018", pré-contornados, sendo 12 da GAC INTERNATIONAL INC.[®] (GAC Int., USA), 12 da TP ORTHODONTICS[®] (TP Orthodontics Inc., USA) e 12 da MASEL[®] (Masel, USA) (Tabela 1). Os fios foram divididos em 2 grupos, de acordo com a presença ou não de cobertura estética:

1- Grupo Estético: composto por 18 fios de níquel-titânio com revestimento estético, divididos em três sub-grupos:

- GAC: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos estéticos da marca GAC (*Spectra epoxy coated niti wire*[®]), GAC INTERNATIONAL INC.[®], 0,018", Referência: 03-018-21) (Figura 1);

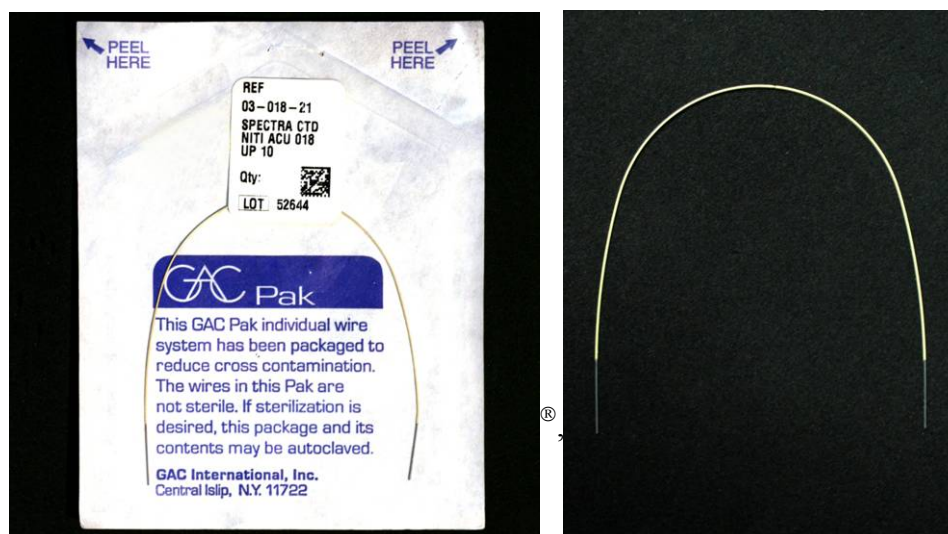


Figura 1 – *Spectra epoxy coated NiTi wire*[®], GAC international

- MASEL: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos estéticos da marca MASEL (*Elastinol premium orthocosmetic archwires*®, MASEL, 0,018", Referência: 4833-018) (Figura 2);



Figura 2 – *Elastinol premium orthocosmetic archwires*®, MASEL.

- TP: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos estéticos da marca TP (*Pearlton*®, TP ORTHODONTICS®, 0,018", Referência: 381-264T) (Figura 3).

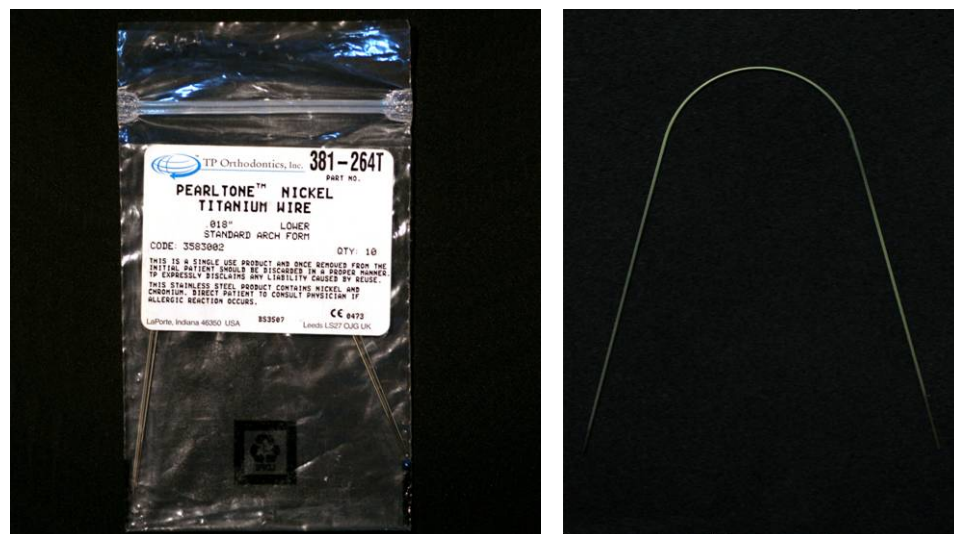


Figura 3 – *Pearlton*®, TP orthodontics®

2- Grupo Não recoberto: composto por 18 fios de níquel-titânio superelásticos sem cobertura estética, divididos em três sub-grupos:

- GAC: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos da marca GAC (NiTi *Superelastic*, GAC INTERNATIONAL INC.®, 0,018”, Referência: 03-018-53T);
- MASEL: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos da marca MASEL (Elastinol®, MASEL, 0,018”, Referência: 4828-018);
- TP: composto por seis fios de níquel-titânio superelásticos da marca TP (*Reflex*®, TP ORTHODONTICS®, 0,018”, Referência: 381-264).

Tabela 1 – Nomes comerciais, fabricantes, designações e diâmetros dos fios ortodônticos avaliados no presente estudo.

Fios ortodônticos avaliados			
Nome comercial	Fabricante	Designação	Diâmetro
<i>Spectra epoxy coated niti wire</i> ®	GAC International	NiTi com recobrimento de resina epoxídica	0.018”
<i>Elastinol premium orthocosmetic archwires</i> ®	Masel	NiTi com recobrimento de resina epoxídica	0.018”
<i>Pearlton</i> ®	TP Orthodontics®	NiTi com recobrimento de teflon	0.018”
<i>Superelastic</i> ®	GAC International	NiTi sem recobrimento	0.018”
<i>Elastinol</i> ®	Masel	NiTi sem recobrimento	0.018”
<i>Reflex</i> ®	TP Orthodontics®	NiTi sem recobrimento	0.018”

O trabalho foi dividido em duas etapas: (1) ensaio de tração e (2) microscopia eletrônica de varredura. Na primeira delas os fios foram estirados até a ruptura através de ensaio de tração, em máquina universal de ensaios mecânicos da marca EMIC, modelo DL10000, de 10 toneladas de capacidade (Figura 4A), no Instituto Militar de Engenharia (IME), Rio de Janeiro. Foi utilizada uma célula de carga de 50 N (50 quilogramas) com velocidade de ensaio de 1 milímetro de estiramento por minuto.

Os fios foram posicionados na máquina de ensaios, como provenientes de fábrica, prendendo-se cada uma de suas extremidades livres às garras da máquina e aplicando-se, inicialmente, uma carga leve a fim de que a porção do fio posicionada entre as garras ficasse reta (Figuras 4B e 4C). Esta porção reta possuía extensão de 50 milímetros.

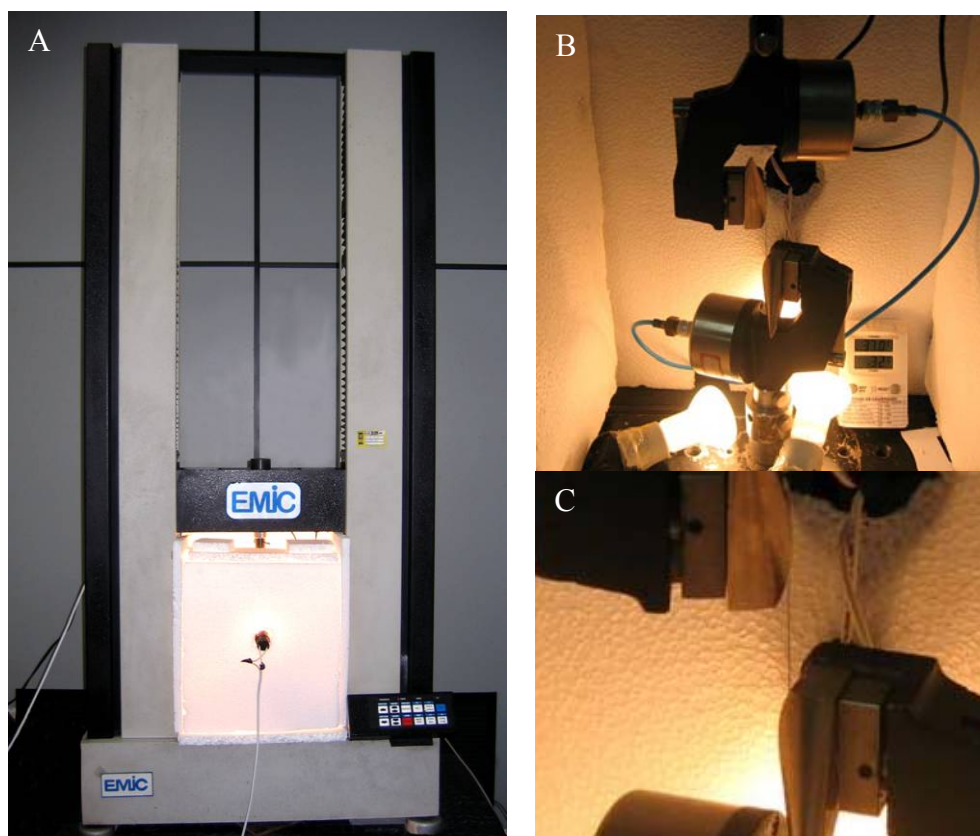


Figura 4 – A) Máquina utilizada para a realização dos ensaios de tração; B e C) Fio preso por suas extremidades às garras da máquina.

Inicialmente, três exemplares de cada sub-grupo de fios foram alongados até a ruptura. Durante tal alongamento, foram obtidos gráficos, fornecendo a tensão aplicada ao fio (N) *versus* a deformação ocorrida (mm) (Figura 5). Estes testes forneceram os limites de escoamento (região das curvas força-deformação na qual termina-se a zona elástica. A partir deste limite inicia-se a zona plástica) e patamares constantes de ativação de todos os sub-grupos individualmente, possibilitando que os ensaios posteriores, de ativação e desativação (ou carregamento e descarregamento), fossem realizados, individualmente, para cada grupo de fios, sob cargas máximas de ativação imediatamente inferiores àquelas observadas para os seus respectivos limites de escoamento. Dessa forma, os diversos grupos de fios poderiam ser comparados com mais fidelidade.

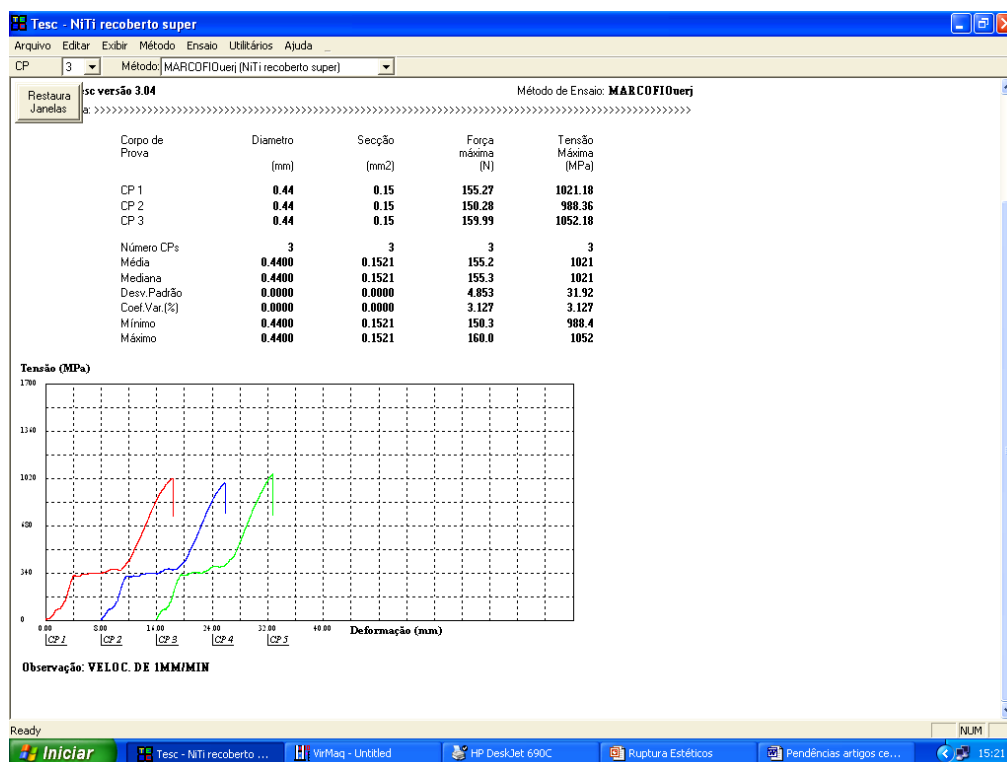


Figura 5 – Curvas força-deformação de fios submetidos aos ensaios de tração geradas pelo computador interligado à máquina de ensaio universal.

Outros três exemplares de cada sub-grupo de fios foram, novamente, ensaiados, alongando-se sob cargas individuais de ativação, com valores imediatamente aquém aos respectivos limites de escoamento obtidos, a fim de que se pudessem analisar as curvas e os patamares constantes de força tanto de carregamento quanto de descarregamento destes fios, minimizando a possibilidade dos mesmos serem deformados permanentemente durante a realização dos ensaios.

Todos os fios foram testados após aquecimento a 37°Celsius (temperatura que simulasse a temperatura bucal). Para tal, foram utilizados termômetro digital de precisão (calibrado pelo INMETRO) (Figuras 4B e 6), 03 lâmpadas de 60 Watts da marca Philips e placas de isopor para que o ambiente dos ensaios fosse aquecido, sendo a temperatura mantida constante (37°C) durante a realização dos mesmos.



Figura 6 – Termômetro digital utilizado para a realização dos ensaios a temperatura que simulasse a bucal (37°C).

As placas de isopor foram cortadas e colocadas no espaço físico da máquina onde os ensaios foram realizados. As lâmpadas foram acesas para simular uma estufa, de maneira que a temperatura pudesse ser elevada e controlada através da utilização de um termostato.

Totalizaram-se 12 baterias de três testes, ou seja, 36 ensaios foram realizados.

As curvas obtidas a partir dos ensaios, forneceram a força aplicada e a deformação do material, através das quais foram levantadas e comparadas as propriedades mecânicas dos fios ensaiados. A análise estatística foi realizada a partir de Análise de Variância (ANOVA) e, caso esta análise indicasse diferenças significativas entre os grupos, aplicava-se o teste de Bonferroni o qual indicava em que comparações encontravam-se estas diferenças.

Em uma segunda etapa, foram observadas a partir de microscopia eletrônica de varredura (MEV) (JEOL JSM 5800 LV, Japão) algumas características da cobertura dos fios estéticos na região de fratura (Figura 7). Esta análise foi realizada com um exemplar de cada uma das marcas dos fios estéticos analisados com a intenção de verificar visualmente a espessura desta cobertura. É importante ressaltar que esta avaliação não representa o objetivo principal deste estudo, no entanto foi considerada para o capítulo de discussão.



Figura 7 – Microscópio eletrônico utilizado para obtenção de imagens da superfície dos fios.

3.1 Pontos escolhidos para avaliação

O ensaio de tração consiste basicamente em submeter um corpo de prova a um esforço uniaxial crescente que tende a alongá-lo na direção da aplicação da carga podendo levar à ruptura do material. É o ensaio mecânico mais usado para caracterizar a resistência mecânica dos materiais, apresentando facilidade de realização, baixo custo, boa reprodutibilidade dos resultados, permitindo a determinação de grande número de propriedades mecânicas (ELIAS; LOPES, 2007)

Para que se compreenda com mais precisão os ensaios mecânicos realizados neste estudo, os pontos escolhidos para avaliação das propriedades mecânicas dos fios testados serão descritos a seguir:

3.1.1- Testes de ruptura:

Na Figura 8 estão representados os pontos avaliados durante este estudo:

- Ponto 1- Corresponde às forças máximas a que os fios foram submetidos até a ruptura - Carga máxima de ruptura

- Ponto 2- Corresponde ao início dos patamares de ativação. Neste ponto é observada a carga necessária para atingir o patamar - Carga necessária para atingir o patamar de ativação.
- Ponto 3- Corresponde ao término do patamar de ativação. Ou seja, a deformação obtida no ponto 2 subtraída da deformação obtida no ponto 3 representa a extensão do patamar de ativação.

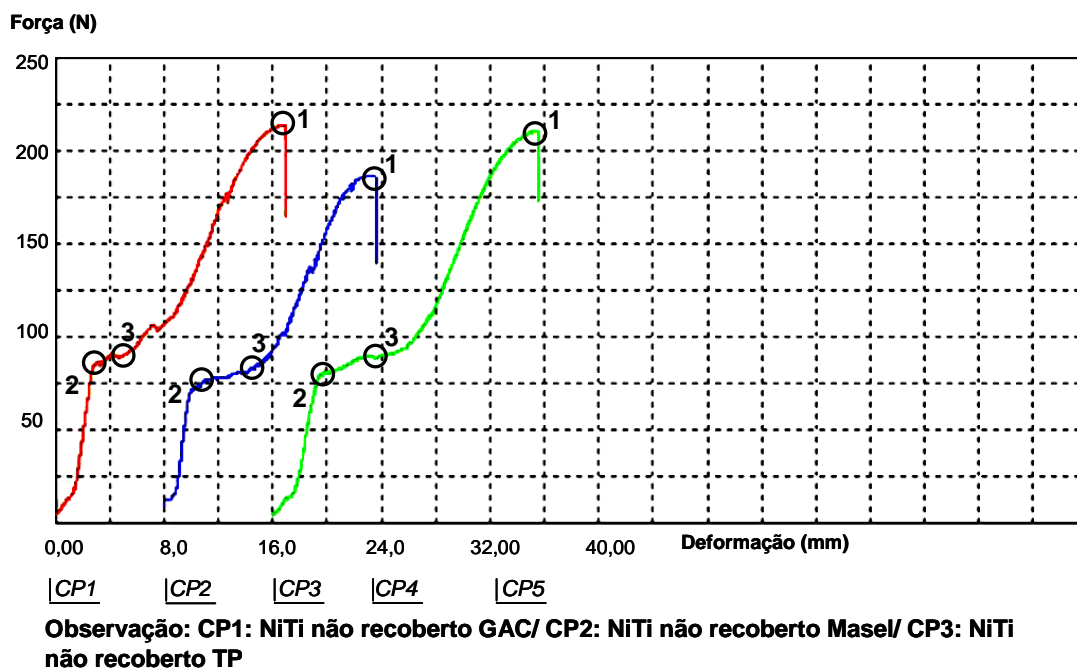


Figura 8 – Pontos avaliados durante os testes de ruptura, sendo (1) correspondente à carga máxima de ruptura, (2) à carga necessária para atingir o patamar de ativação e (3) correspondente à extensão do patamar de ativação.

A Figura 8 é apenas representativa dos pontos avaliados, pois os mesmos foram mensurados em programa específico (*OriginPro 7.0 – Originlab scientific graphing and analysis software*). Toda curva força-deformação é constituída por um grande número de pontos, sendo que, cada um deles, é representado, numericamente, por um valor, onde a ordenada (eixo Y) expressa a força aplicada (N) e a abscissa (eixo X) expressa a deformação (mm). Para identificação de cada ponto localizado na curva força-deformação, todos os pontos formadores das curvas, obtidos durante a realização dos ensaios, foram exportados para o programa *OriginPro 7.0*, no qual cada ponto era identificado com precisão, sendo fornecidos os valores da ordenada e abscissa (Figura 9). A avaliação de cada ponto deste estudo foi identificada desta maneira.

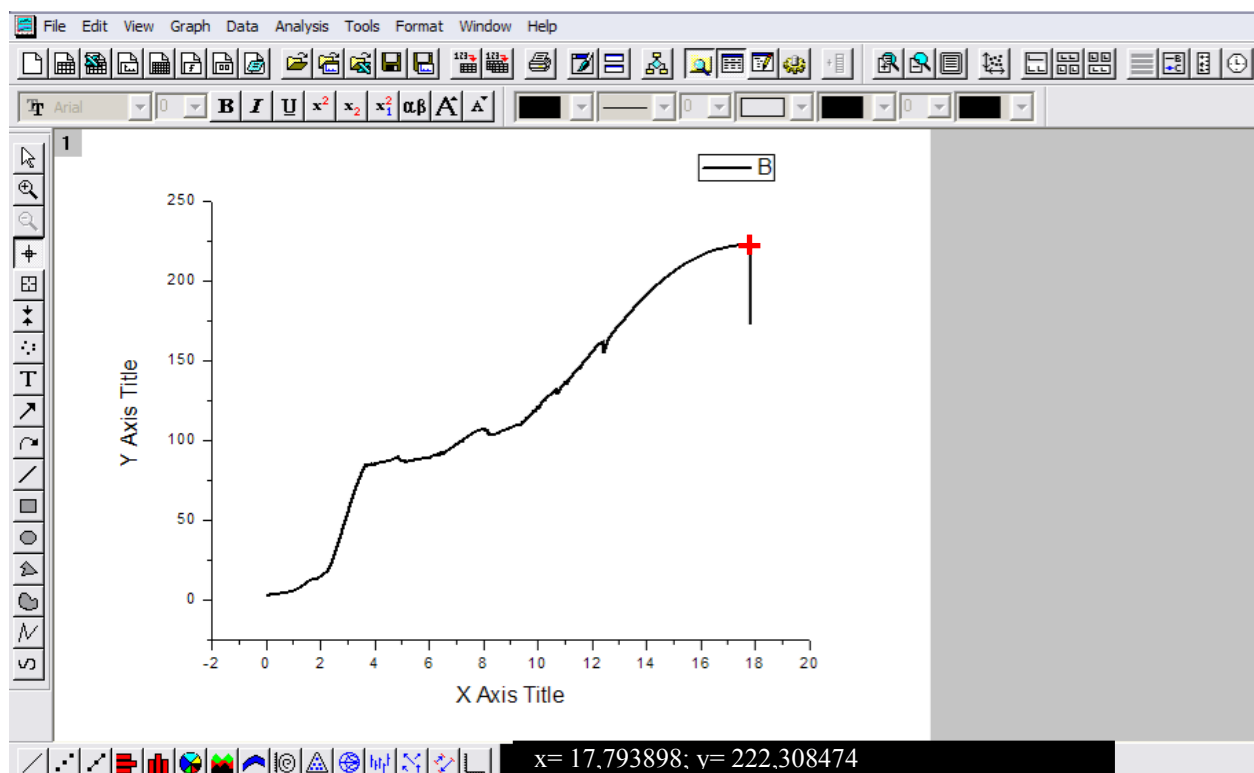


Figura 9 – Identificação do ponto no qual ocorreu a ruptura do fio, sendo $x = 17,79$ referente à deformação em milímetros e $y = 222,31$ referente à força fornecida em newtons.

3.1.2 - Testes de ativação e desativação:

▪ Área sob as curvas na ativação e desativação: da mesma maneira que nos testes de ruptura, os pontos destas curvas força-deformação foram avaliados a partir do programa *OriginPro 7.0*. No entanto, nestas avaliações de áreas, as curvas de carregamento e as de descarregamento foram isoladas através de seleção de pontos para que no programa específico fossem formadas as curvas individualmente. A partir destas curvas foram calculadas por meio de cálculo integral, as energias acumulada durante a ativação e liberada durante a desativação. Fisicamente, essas energias são representadas pelas áreas sob as curvas nos gráficos força *versus* deformação (Figura 10).

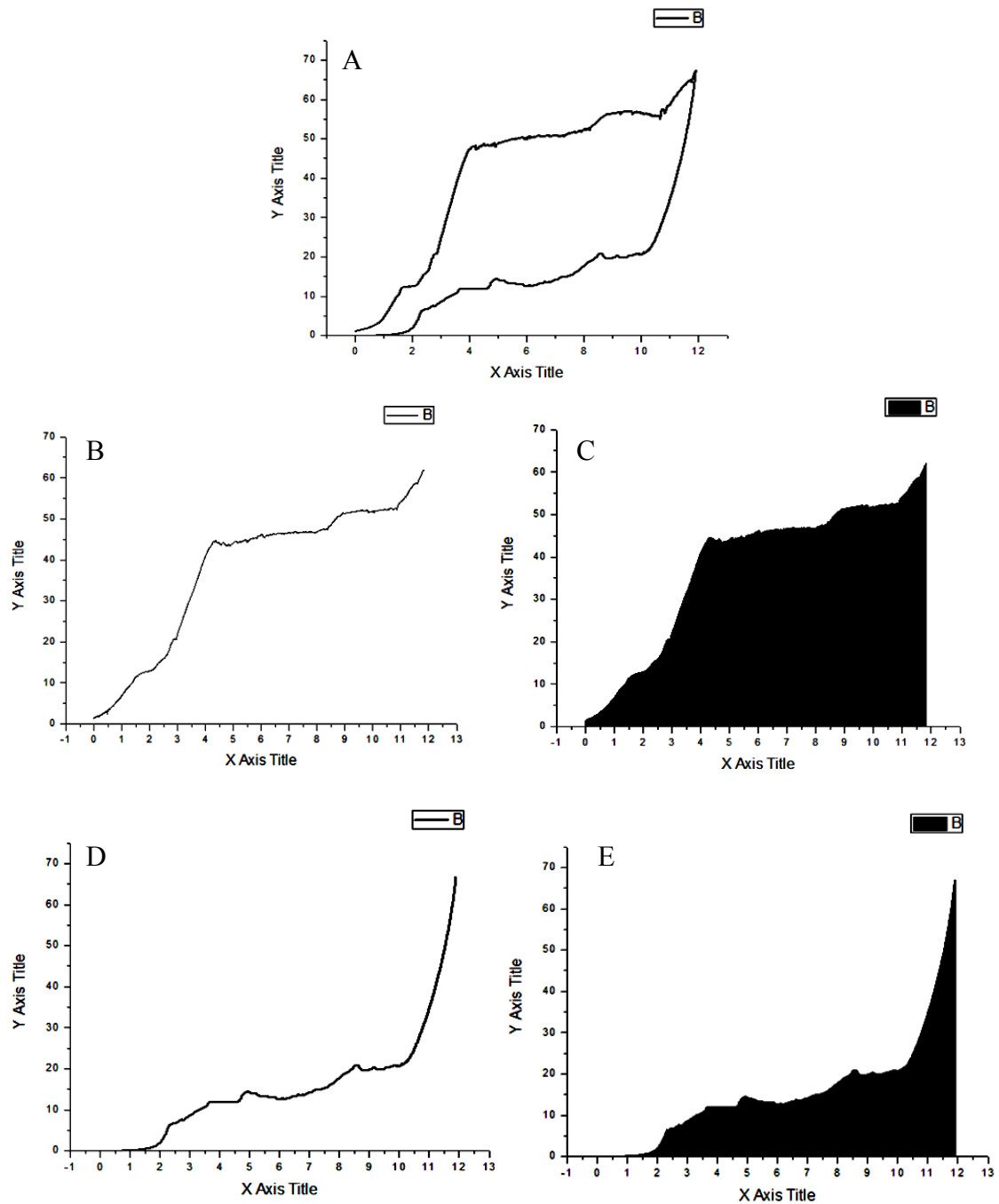


Figura 10 – A) Curva força-deformação gerada a partir dos testes de ativação e desativação; B) Curva apenas da região de ativação; C) Cálculo integral da área de ativação; D) Curva apenas da região de desativação; E) Cálculo integral da área de desativação

- Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação e desativação: no programa *OriginPro 7.0* foi checado a partir das abscissas e ordenadas qual valor de deformação correspondia ao da força inicial. Como o fio ortodôntico

inserido na máquina possuía 50 milímetros, 2% de sua extensão seria representado por 1,0 milímetro e 4% por 2,0 milímetros. Portanto, no mesmo programa, a partir da referência do deslocamento inicial, deslocava-se o ponto 1,0 milímetro para direita (no caso dos patamares de ativação) ou 1,0 milímetro para esquerda (no caso dos patamares de desativação) e checava-se a força correspondente (Figura 11).

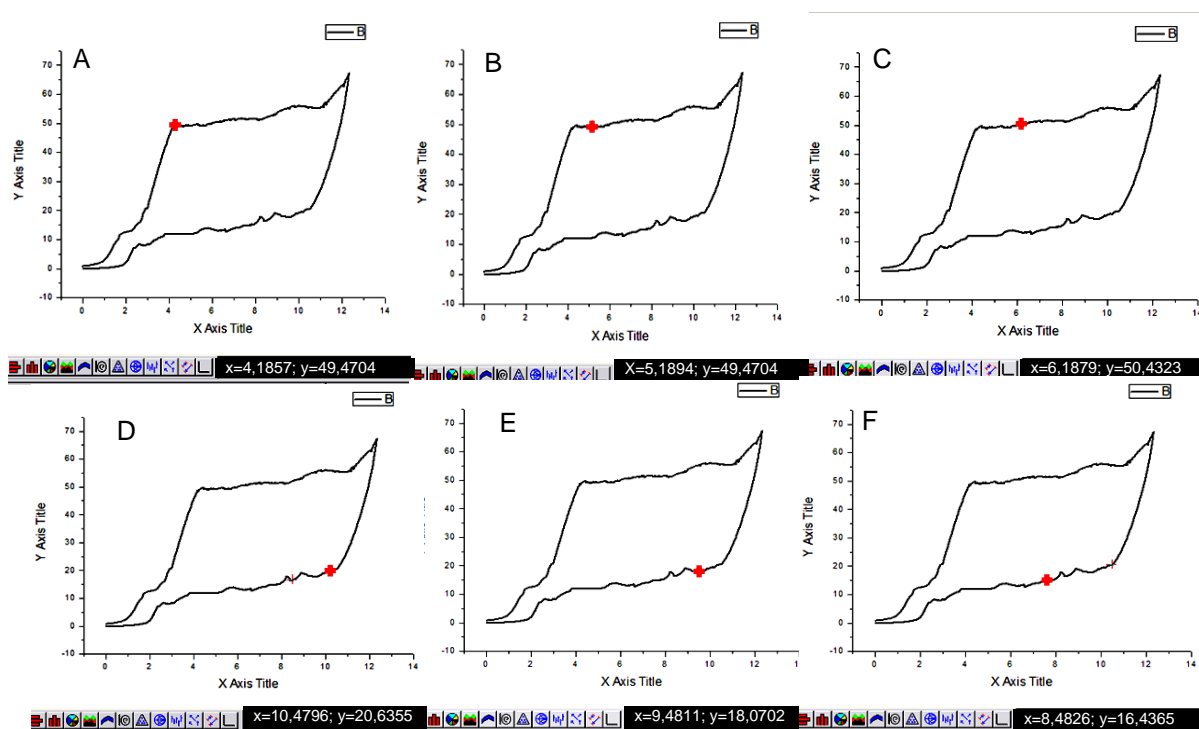


Figura 11 – Marcação dos pontos no programa *OriginPro 7.0*: A) no início do patamar de ativação; B) em 2% de deformação a partir do início do patamar de ativação; C) em 4% de deformação a partir do início do patamar de ativação; D) no início do patamar de desativação; E) em 2% de deformação a partir do início do patamar de desativação; F) em 4% de deformação a partir do início do patamar de desativação.

- Extensão dos patamares de ativação e desativação: os pontos foram identificados no início e no fim dos patamares de ativação e desativação. Com isso, obteve-se a deformação em cada um destes pontos. Para calcular a extensão dos patamares de ativação foi subtraído o valor de deformação inicial do valor de deformação final e dos patamares de desativação foi subtraído o valor de deformação final do valor de deformação inicial (Figura 12).

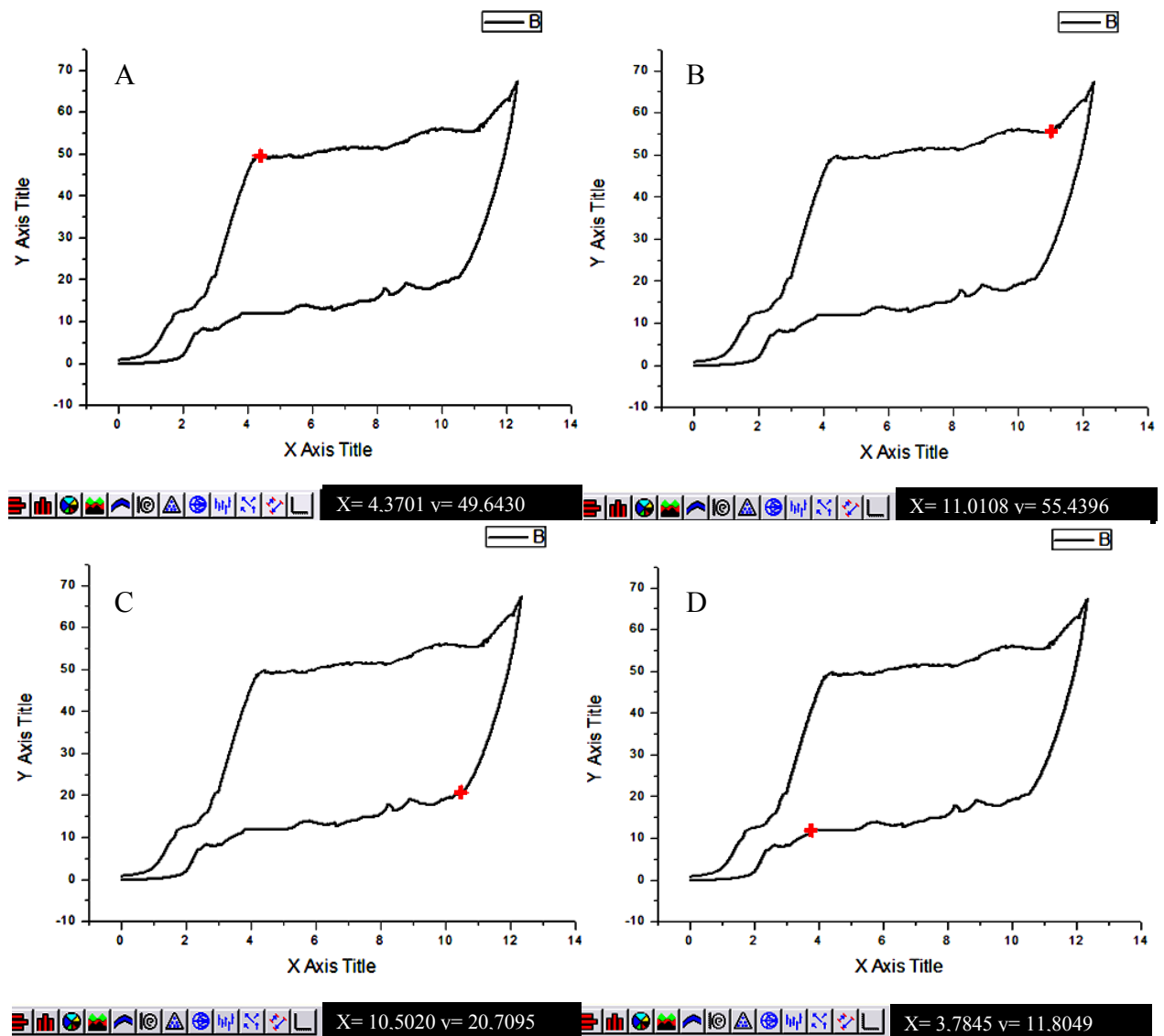


Figura 12 – Marcação dos pontos no programa *OriginPro 7.0*: A) no início do patamar de ativação; B) no fim do patamar de ativação; C) no início do patamar de desativação; D) no fim do patamar de desativação.

4 RESULTADOS

4.1 Testes de ruptura

Na Figura 13 são apresentadas as curvas representativas força-deformação obtidas nos ensaios de tração até a ruptura dos fios de níquel-titânio superelásticos não-recobertos. Os ensaios de tração foram realizados à temperatura de 37° Celsius.

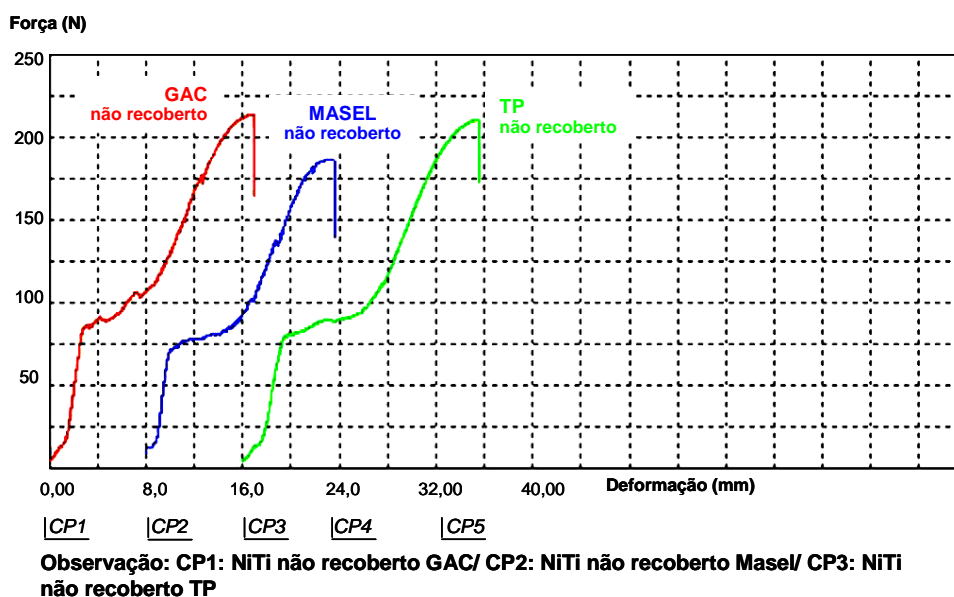


Figura 13 – Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos tracionados até a ruptura. CP1 da marca GAC, CP2 da Mase e CP3 da TP Orthodontics.

Na Figura 14 são apresentadas as curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração até a ruptura, dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos. Os ensaios de tração foram realizados à temperatura de 37° Celsius.

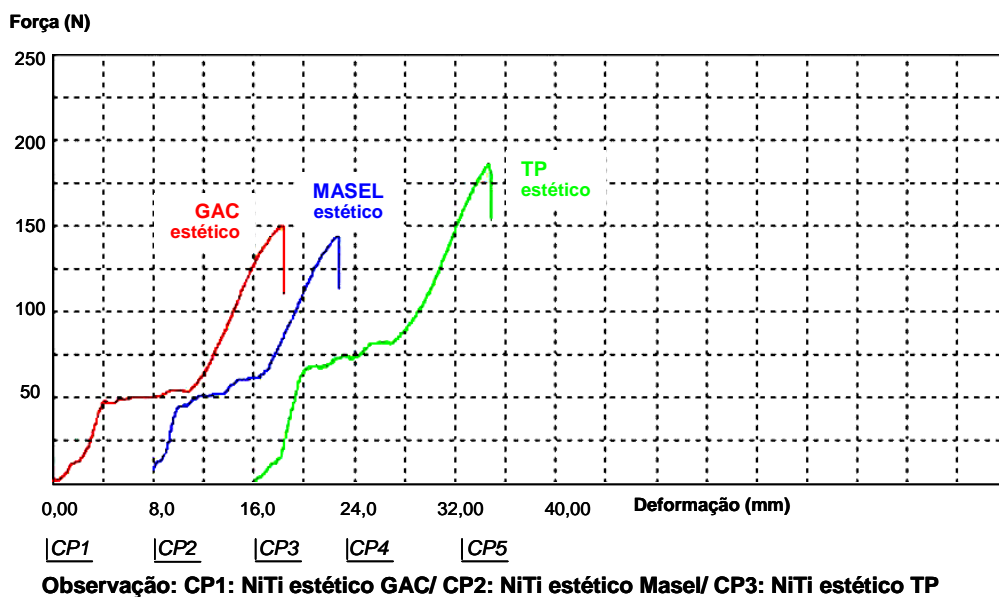


Figura 14 – Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos tracionados até a ruptura. CP1 da marca GAC, CP2 da Mase e CP3 da TP Orthodontics.

Com o objetivo de facilitar a comparação do comportamento em tração dos fios, na Figura 15 são apresentadas em um mesmo gráfico as curvas força-deformação obtidas nos ensaios até a ruptura dos fios de níquel-titânio superelásticos não-recobertos e estéticos. Todos os ensaios foram realizados à temperatura de 37° Celsius.

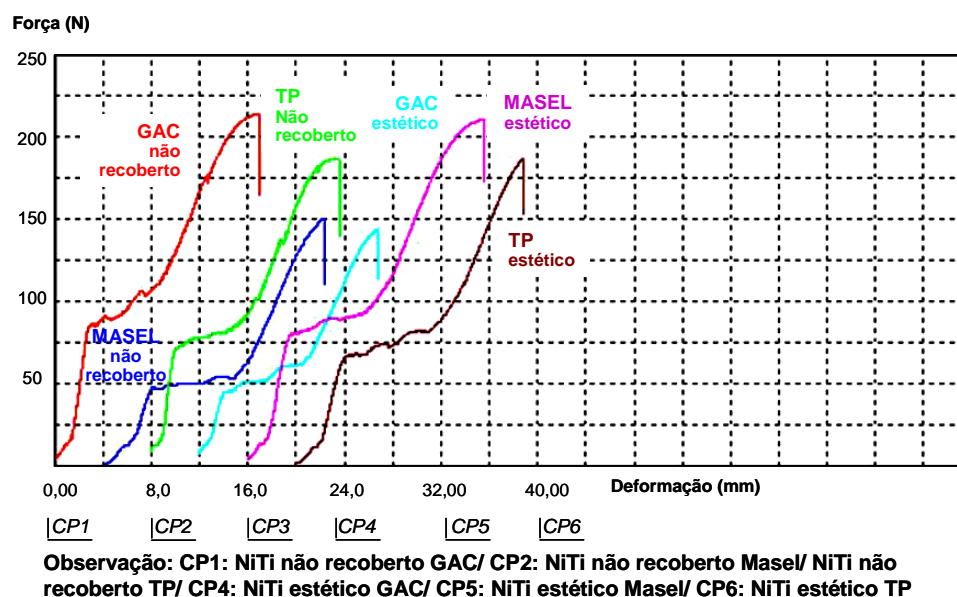


Figura 15 – Curvas força-deformação obtidas nos ensaios de tração a 37° Celsius dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos tracionados até a ruptura. CP1 não recoberto da marca GAC, CP2 estético da marca GAC, CP3 não recoberto

da marca Masel, CP4 estético da marca Masel, CP5 não recoberto da marca TP Orthodontics e CP6 estético da marca TP Orthodontics.

4.1.1 Carga máxima de ruptura

Mostra-se na Tabela 2 os valores individuais, médias e desvios-padrão para a carga máxima de ruptura (N e kgf), obtidos a partir das curvas de força-deformação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos.

Com o objetivo de facilitar a interpretação dos resultados, grupos que na análise estatística apresentaram comportamentos semelhantes receberam o mesmo símbolo nas tabelas e gráficos nos quais são apresentados os dados.

Tabela 2 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Carga máxima de Ruptura – N (kgf)			
Fios de Níquel-titânio Não Recobertos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	221,9 (22,6)	192,1 (19,6)	217,6 (22,2)
Ensaio nº 2	220,8 (22,5)	193,2 (19,7)	217,2 (22,1)
Ensaio nº 3	217,6 (22,2)	192,9 (19,7)	218,7 (22,3)
Média	220,1 (22,4) [•]	192,7 (19,7) [▲]	217,8 (22,2) [•]
Desvio padrão	2,2 (0,23)	0,6 (0,06)	0,8 (0,08)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

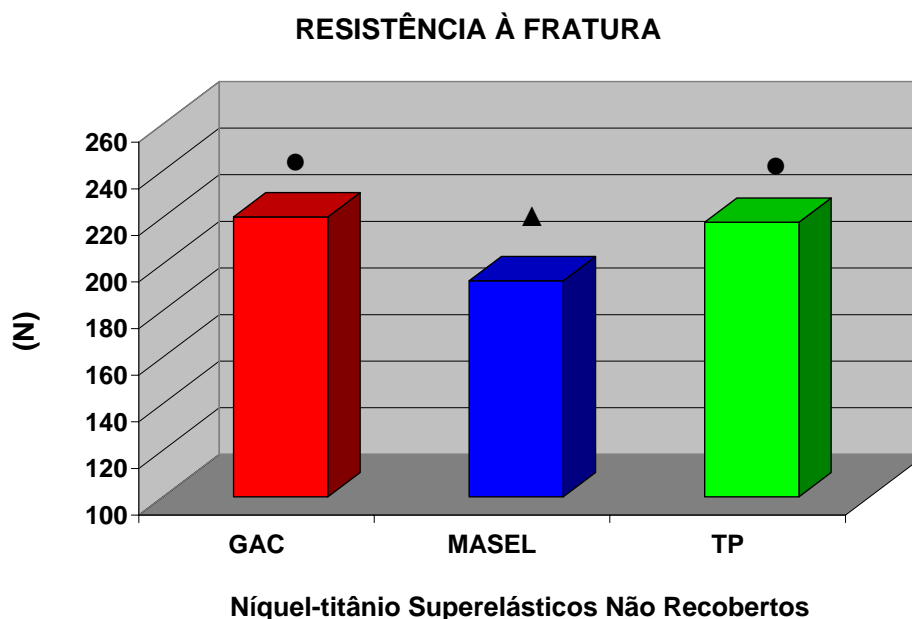
Mostra-se na Tabela 3 os valores individuais, médias e desvios-padrão para a carga máxima de ruptura (N e kgf), obtidos a partir das curvas de força-deformação dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos.

Tabela 3 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf) gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Carga máxima de Ruptura – N (kgf)			
Fios de Níquel-titânio Estéticos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	155,3 (15,8)	158,3 (16,1)	193,0 (19,7)
Ensaio nº 2	155,3 (15,8)	149,2 (15,2)	189,7 (19,3)
Ensaio nº 3	160,0 (16,3)	148,9 (15,2)	209,1 (21,3)
Média	156,9 (16,0) [■]	152,1 (15,5) [■]	197,2 (20,1) [▲]
Desvio padrão	2,7 (0,28)	5,4 (0,55)	10,4 (1,05)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

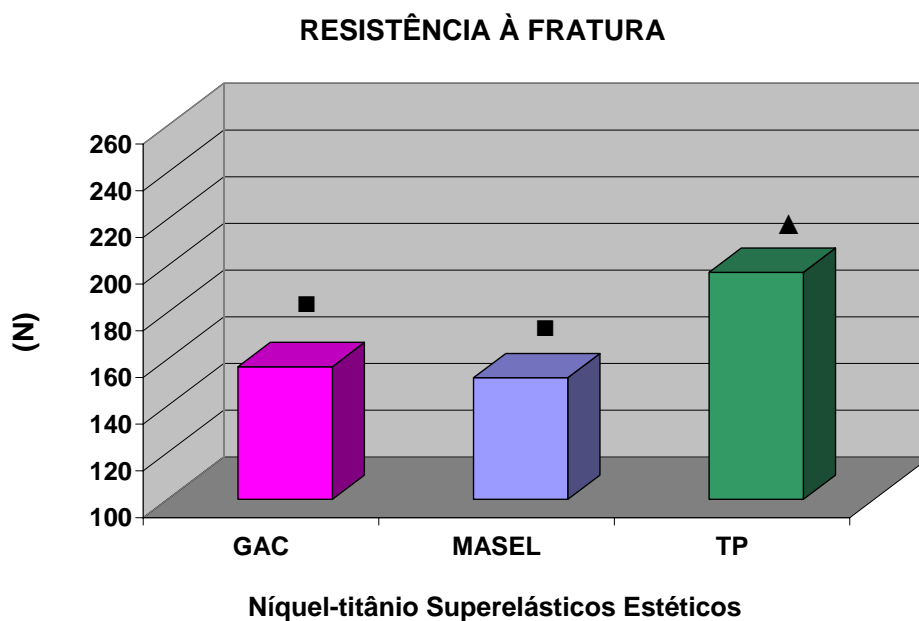
No Gráfico 1 é feita a apresentação em forma de diagrama de barras da força máxima de resistência à fratura (N) sob tração dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 1 – Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio não recobertos (N).

No Gráfico 2 são representadas em forma de diagrama de barras as forças máximas de resistência sob tração (N), dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos testados.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 2 – Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio estéticos testados (N).

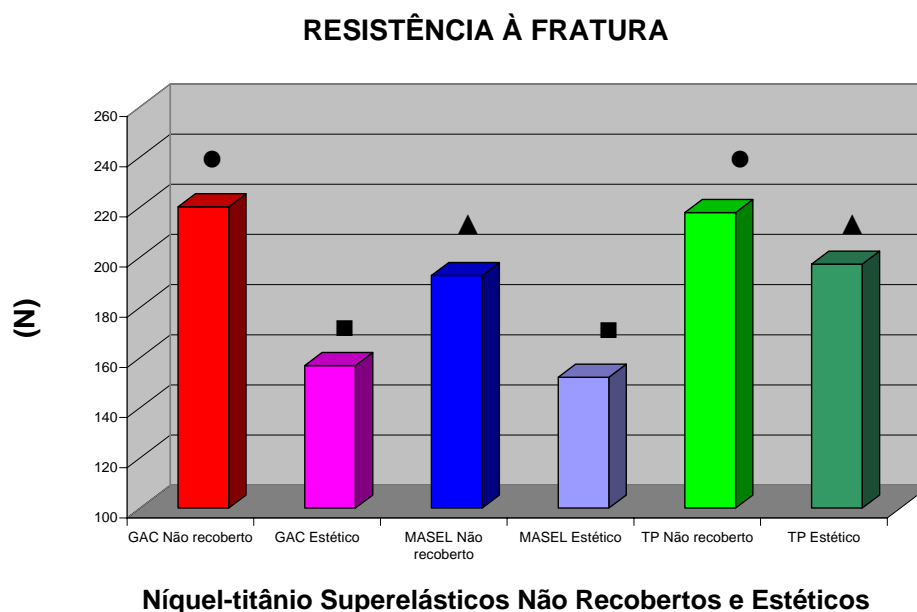
Com o objetivo de facilitar a comparação das forças máximas determinadas nos ensaios de tração, na Tabela 4 são mostrados os valores individuais, médias e desvio-padrão da carga máxima de ruptura (N e kgf), obtidos a partir das curvas de força-deformação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.

Tabela 4 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas máximas de ruptura (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, MaseL e TP.

Carga máxima de Ruptura – N (kgf)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético
Ensaio nº 1	221,9 (22,6)	155,3 (15,8)	192,1 (19,6)	158,3 (16,1)	217,6 (22,2)	193,0 (19,7)
Ensaio nº 2	220,8 (22,5)	155,3 (15,8)	193,2 (19,7)	149,2 (15,2)	217,2 (22,1)	189,7 (19,3)
Ensaio nº 3	217,6 (22,2)	160,0 (16,3)	192,9 (19,7)	148,9 (15,2)	218,7 (22,3)	209,1 (21,3)
Média	220,1 (22,4)●	156,9 (16,0)■	192,7 (19,7)▲	152,1 (15,5)■	217,8 (22,2)●	197,2 (20,1)▲
Desvio padrão	2,2 (0,23)	2,7 (0,28)	0,6 (0,06)	5,4 (0,55)	0,8 (0,08)	10,4 (1,05)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 3 é feita a apresentação em forma de diagrama de barras da força máxima de resistência sob fratura (N) dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 3 – Força máxima de resistência à fratura dos fios de níquel-titânio não recobertos e estéticos testados (N).

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 3,86 \cdot 10^{-4}$, $F = 38,2$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à carga máxima de ruptura. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios não recobertos da marca GAC em relação aos não recobertos da marca TP; os fios estéticos da marca GAC em relação aos estéticos da marca Masel; e os não recobertos da marca Masel em relação aos estéticos da marca TP. Todas as outras comparações entre os seis grupos apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 5).

Tabela 5 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à carga máxima de ruptura.

Análise Estatística - Carga máxima de ruptura						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (63,23)	diferentes (27,40)	diferentes (67,97)	semelhantes (2,31)	diferentes (22,83)
GAC Estético	diferentes (-63,23)		diferentes (35,87)	semelhantes (4,73)	diferentes (60,97)	diferentes (-40,40)
MASEL Não recoberto	diferentes (-27,40)	diferentes (-35,87)		diferentes (40,60)	diferentes (-25,09)	semelhantes (-4,53)
MASEL Estético	diferentes (-67,97)	semelhantes (-4,73)	diferentes (-40,60)		diferentes (65,70)	diferentes (-45,13)
TP Não recoberto	semelhantes (-2,31)	diferentes (-60,97)	diferentes (25,09)	diferentes (-65,70)		diferentes (20,57)
TP Estético	diferentes (-22,83)	diferentes (40,40)	semelhantes (4,53)	diferentes (45,13)	diferentes (-20,57)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 38,2 / p= 3,86 10 ⁻⁴				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.1.2 Carga necessária para atingir o patamar de ativação

Os valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N e kgf) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos são mostrados na Tabela 6.

Tabela 6 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N e kgf) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Carga para atingir o patamar - N (kgf)			
Fios de Níquel-titânio Não Recobertos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	85,3 (8,7)	73,7 (7,5)	82,9 (8,5)
Ensaio nº 2	88,6 (9,0)	76,7 (7,8)	83,4 (8,5)
Ensaio nº 3	87,7 (8,9)	73,4 (7,5)	84,9 (8,7)
Média	87,2 (8,9) •	74,6 (7,6) ▲	83,7 (8,5) •
Desvio padrão	1,69 (0,17)	1,84 (0,19)	1,04 (0,10)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

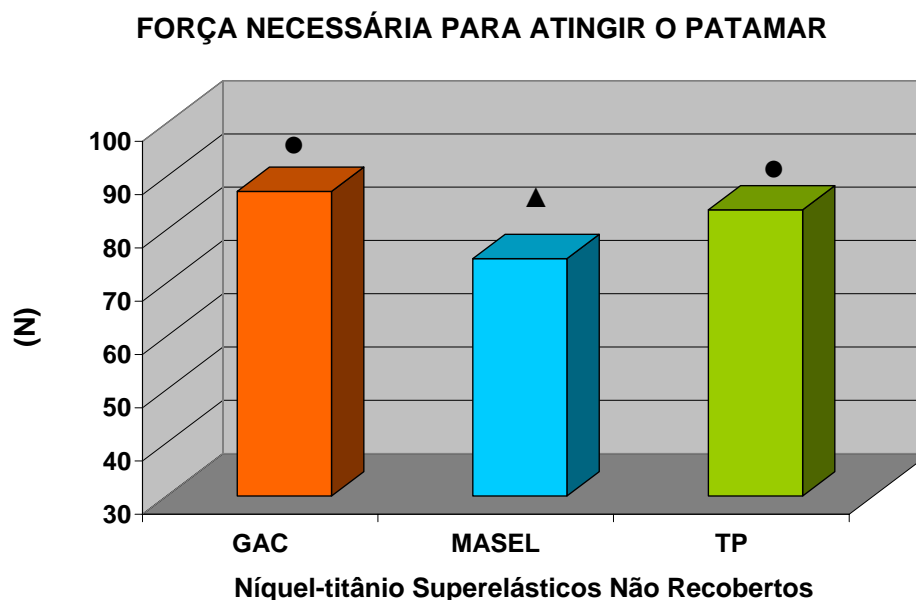
Os valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos são mostrados na Tabela 7.

Tabela 7 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas (N e kgf) necessárias para atingir os patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Carga para atingir o patamar – N (kgf)			
Fios de Níquel-titânio Estéticos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	49,0 (5,0)	49,6 (5,1)	68,1 (6,9)
Ensaio nº 2	48,3 (4,9)	45,9 (4,7)	70,4 (7,2)
Ensaio nº 3	50,1 (5,1)	39,5 (4,0)	72,5 (7,4)
Média	49,1 (5,01) [■]	45,0 (4,6) [■]	70,3 (7,2) [●]
Desvio padrão	0,87 (0,09)	5,10 (0,52)	2,22 (0,23)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

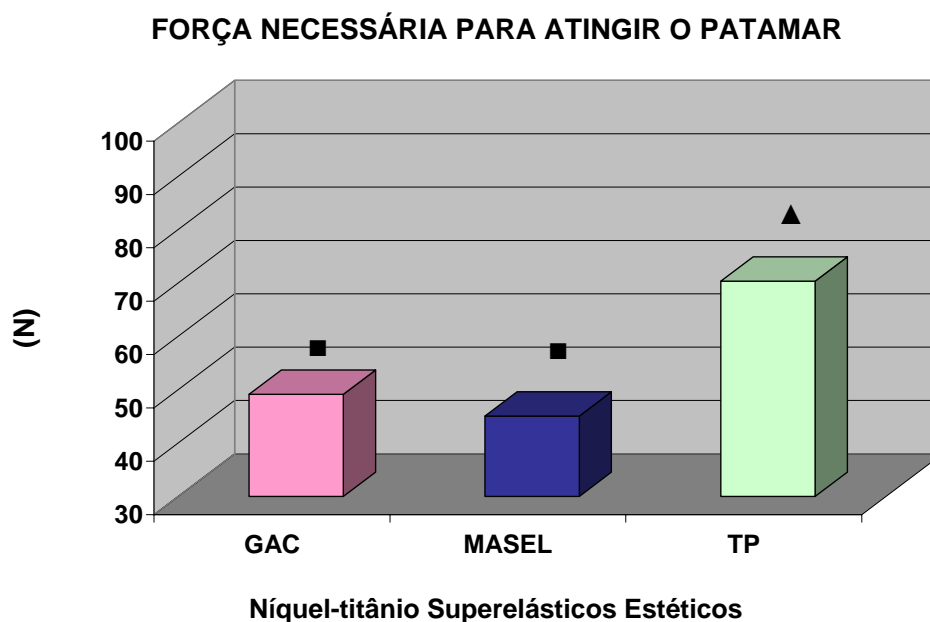
O Gráfico 4 representa, em forma de diagrama de barras, as cargas médias (N) necessárias para atingir o patamar constante de ativação dos fios de níquel-titânio não recobertos, ensaiados à temperatura de 37° Celsius.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 4 – Forças necessárias (N) para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos das três marcas avaliadas.

No Gráfico 5 são apresentadas, em forma de diagrama de barras, as forças médias (N) necessárias para atingir o patamar constante de ativação dos fios estéticos de níquel-titânio, ensaiados à temperatura de 37° Celsius.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 5 – Cargas necessárias (N) para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos das três marcas avaliadas.

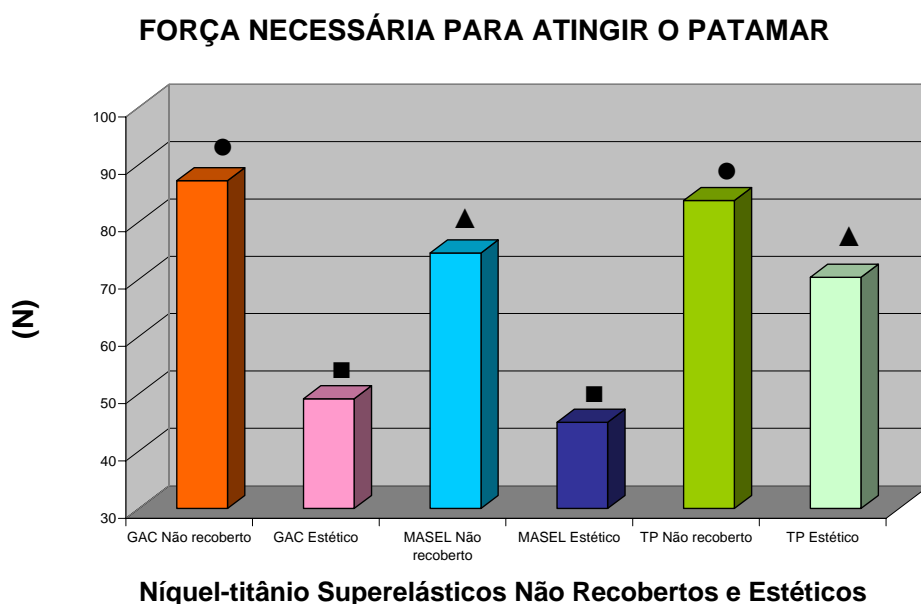
Com o objetivo de facilitar as comparações determinadas nos ensaios de tração, na Tabela 8 são mostrados os valores individuais, médias e desvio-padrão das cargas necessárias para atingir os patamares de ativação (N e kgf), obtidos a partir das curvas de força-deformação dos fios de níquel-titânio superelásticos testados.

Tabela 8 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas para atingir os patamares de ativação (N e kgf), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Carga para atingir o patamar – N (kgf)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético
Ensaio nº 1	85,3 (8,7)	49,0 (5,0)	73,7 (7,5)	49,6 (5,1)	82,9 (8,5)	68,1 (6,9)
Ensaio nº 2	88,6 (9,0)	48,3 (4,9)	76,7 (7,8)	45,9 (4,7)	83,4 (8,5)	70,4 (7,2)
Ensaio nº 3	87,7 (8,9)	50,1 (5,1)	73,4 (7,5)	39,5 (4,0)	84,9 (8,7)	72,5 (7,4)
Média	87,2 (8,9) •	49,1 (5,01) ■	74,6 (7,6) ▲	45,0 (4,6) ■	83,7 (8,5) •	70,3 (7,2) ▲
Desvio padrão	1,69 (0,17)	0,87 (0,09)	1,84 (0,19)	5,10 (0,52)	1,04 (0,10)	2,22 (0,23)

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 6 é feita a apresentação em forma de diagrama de barras das cargas necessárias (N) para atingir os patamares de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 6 – Cargas necessárias para atingir os patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados (N).

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p= 3,0 \times 10^{-11}$, $F= 142,2$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à necessária para atingir o patamar de ativação. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios não recobertos da marca GAC em relação aos não recobertos da marca TP; os fios estéticos da marca GAC em relação aos estéticos da marca Masel e; os não recobertos da Masel em relação aos estéticos da TP. Todas as outras comparações entre os seis grupos apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 9).

Tabela 9 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à carga necessária para atingir o patamar de ativação.

Análise Estatística - Carga para atingir o Patamar						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (38,07)	diferentes (12,60)	diferentes (42,20)	semelhantes (3,48)	diferentes (16,99)
GAC Estético	diferentes (-38,06)		diferentes (-25,47)	semelhantes (4,13)	diferentes (-34,58)	diferentes (-21,08)
MASEL Não recoberto	diferentes (-12,60)	diferentes (25,46)		diferentes (29,60)	diferentes (-9,12)	semelhantes (4,39)
MASEL Estético	diferentes (-42,20)	semelhantes (-4,13)	diferentes (-29,60)		diferentes (-38,72)	diferentes (-25,21)
TP Não recoberto	semelhantes (-3,48)	diferentes (34,58)	diferentes (9,12)	diferentes (38,72)		diferentes (13,50)
TP Estético	diferentes (-16,99)	diferentes (21,08)	semelhantes (4,39)	diferentes (25,21)	diferentes (-13,50)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 142,2 / p= 3,0 x 10 ⁻¹¹				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.1.3 Extensão do patamar de ativação

Os valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de ativação (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos são mostrados na Tabela 10.

Tabela 10 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões (mm) dos patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Extensão dos patamares (mm)			
Fios de Níquel-titânio Não Recobertos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	2,55	4,66	5,76
Ensaio nº 2	2,47	4,34	5,30
Ensaio nº 3	2,38	4,52	5,23
Média	2,47 [•]	4,51 [■]	5,43 [■]
Desvio padrão	0,09	0,16	0,28

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

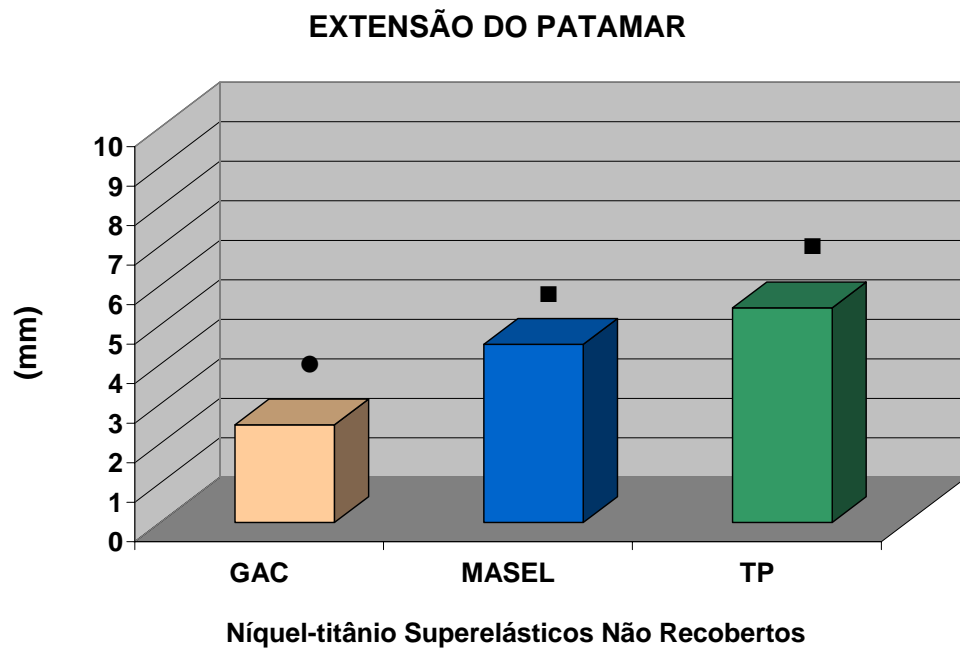
Os valores individuais, médias e desvios-padrão da extensão do patamar de ativação (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos são mostrados na Tabela 11.

Tabela 11 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões (mm) dos patamares constantes de ativação, gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Extensão dos patamares (mm)			
Fios de Níquel-titânio Estéticos	GAC	MASEL	TP
Ensaio nº 1	6,74	7,46	7,11
Ensaio nº 2	6,90	6,42	7,89
Ensaio nº 3	6,32	7,07	7,49
Média	6,65 [♦]	6,98 [♦]	7,50 [♦]
Desvio padrão	0,30	0,52	0,39

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

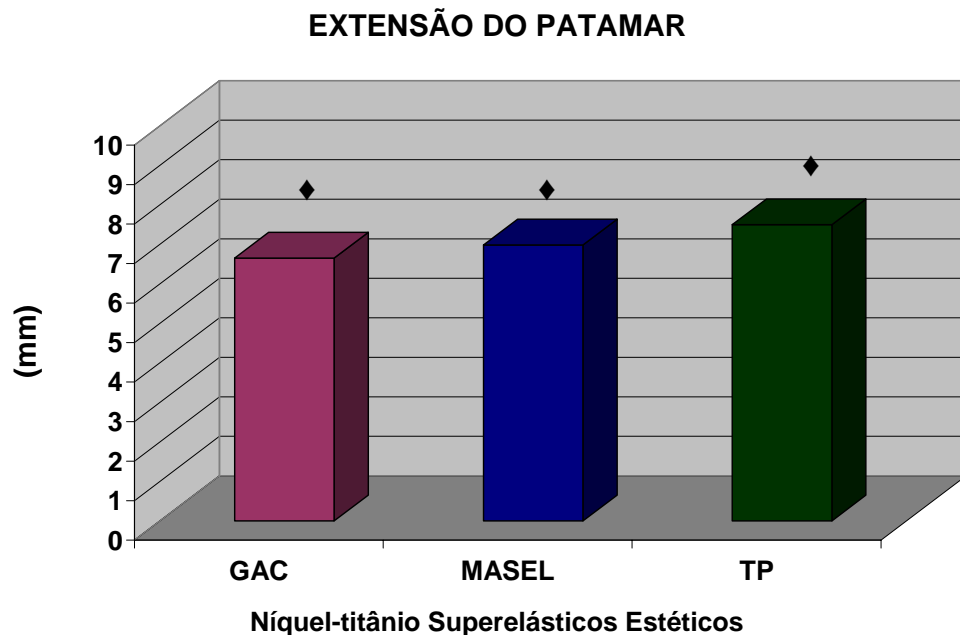
No Gráfico 7 é representada, em forma de diagrama de barras, a extensão do patamar constante de ativação dos fios de níquel-titânio não recobertos, ensaiados à temperatura de 37° Celsius.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 7 – Extensão dos patamares (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos das três marcas avaliadas.

No Gráfico 8 é representada, em forma de diagrama de barras, a extensão do patamar constante de ativação dos fios de níquel-titânio estéticos, ensaiados à temperatura de 37° Celsius.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 8 – Extensão dos patamares (mm) dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos das três marcas avaliadas.

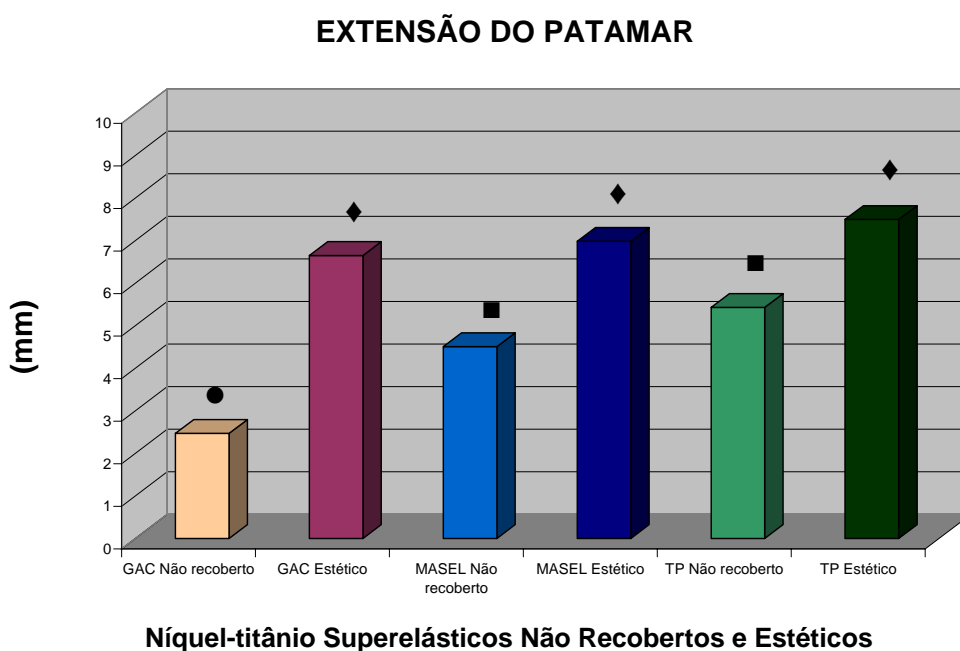
Com o objetivo de facilitar as comparações determinadas nos ensaios de tração, na Tabela 12 são mostrados os valores individuais, médias e desvio-padrão das extensões dos patamares de ativação (mm), obtidos a partir das curvas de força-deformação dos fios de níquel-titânio superelásticos Não recobertos e estéticos testados.

Tabela 12 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Extensão dos patamares (mm)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético	Não Recoberto	Estético
Ensaio nº 1	2,55	6,74	4,66	7,46	5,76	7,11
Ensaio nº 2	2,47	6,90	4,34	6,42	5,30	7,89
Ensaio nº 3	2,38	6,32	4,52	7,07	5,23	7,49
Média	2,47 [•]	6,65 [♦]	4,51 [■]	6,98 [♦]	5,43 [■]	7,50 [♦]
Desvio padrão	0,09	0,30	0,16	0,52	0,28	0,39

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 9 é feita a apresentação na forma de diagrama de barras das extensões dos patamares de ativação (mm), dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 9 – Extensão dos patamares dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm).

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 2,12 \times 10^{-9}$, $F = 101,8$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à extensão dos patamares de ativação. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios estéticos das três marcas entre si; e os fios não recobertos das marcas Masele e TP. Todas as outras comparações entre os seis grupos apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 13).

Tabela 13 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de ativação.

Análise Estatística – Extensão do patamar de ativação						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (-4,182)	diferentes (-2,039)	diferentes (-4,514)	diferentes (-2,962)	diferentes (-5,027)
GAC Estético	diferentes (4,182)		diferentes (2,142)	semelhantes (-0,333)	diferentes (1,220)	semelhantes (-0,846)
MASEL Não recoberto	diferentes (2,039)	diferentes (-2,142)		diferentes (-2,475)	semelhantes (-0,923)	diferentes (-2,988)
MASEL Estético	diferentes (4,514)	semelhantes (0,333)	diferentes (2,475)		diferentes (1,553)	semelhantes (-0,513)
TP Não recoberto	diferentes (2,962)	diferentes (-1,220)	semelhantes (0,923)	diferentes (-1,553)		diferentes (-2,066)
TP Estético	diferentes (5,027)	semelhantes (0,846)	diferentes (2,988)	semelhantes (0,513)	diferentes (2,066)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 101,8 / p= 2,12 x 10 ⁻⁹				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.2 Testes de ativação e desativação

A carga utilizada para padronização dos testes de ativação e desativação (ou testes de carregamento e descarregamento) foi escolhida a partir dos testes de ruptura de forma a estar abaixo do valor mínimo da região de deformação plástica, obtido a partir das curvas de ruptura.

Na Figura 16 são apresentadas as curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos, obtidas durante o carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados.

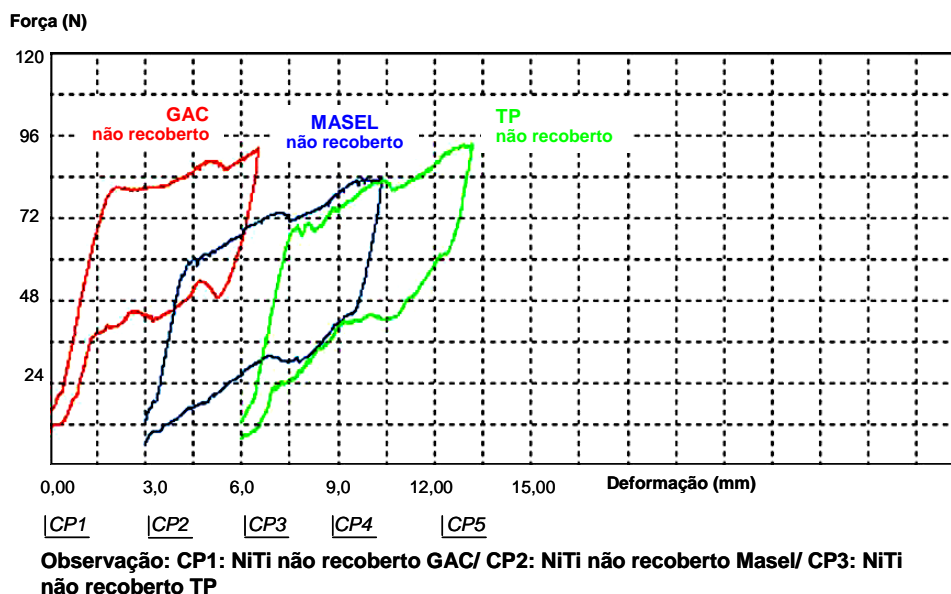


Figura 16 – Curvas médias de força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 da marca GAC testado sob a carga de 62,30 N, CP2 da Mase/ testado sob a carga de 56,08 N e CP3 da TP Orthodontics, testado sob a carga de 62,88 N.

Na Figura 17 são apresentadas as curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos, obtidas durante o carregamento e descarregamento com a tensão padronizada referente a cada um dos grupos testados.

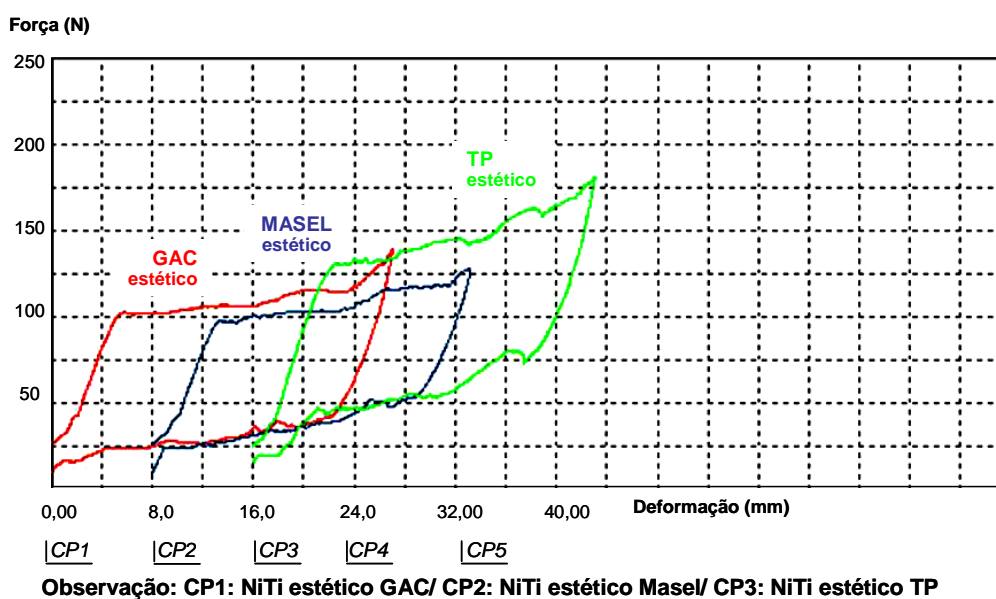


Figura 17 – Curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as quantidades

médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 da marca GAC testado sob a carga de 45,07 N, CP2 da Masel testado sob a carga de 41,60 N e CP3 da TP Orthodontics, testado sob a carga de 58,47 N.

Com o objetivo de facilitar a comparação do comportamento em tração dos fios, na Figura 18 são apresentadas em um mesmo gráfico as curvas força-deformação dos fios superelásticos não-recobertos e estéticos obtidas durante o carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados ensaios. Todos os ensaios foram realizados à temperatura de 37° Celsius.

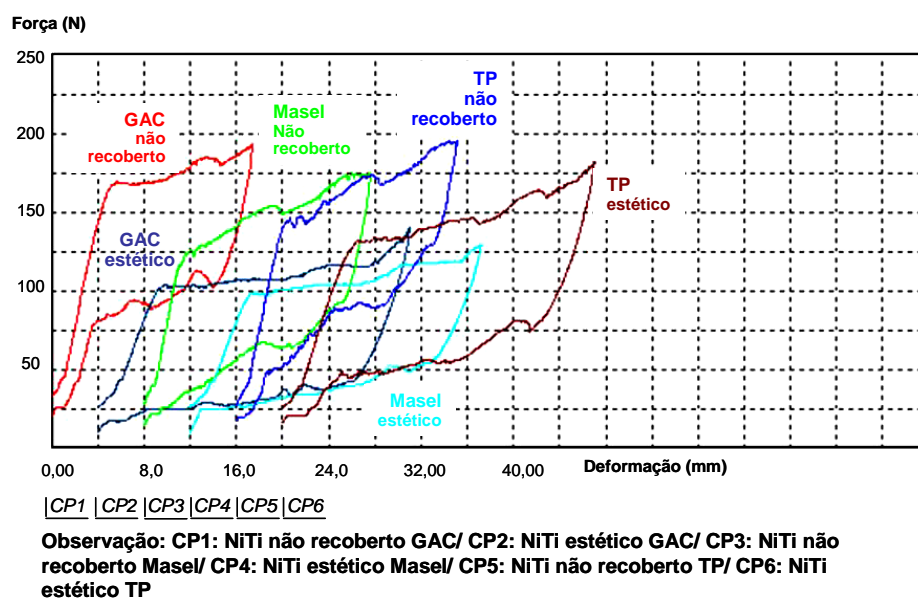


Figura 18 – Curvas força-deslocamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidas durante o carregamento e descarregamento, nas quais se observam as quantidades médias de deformação dos grupos de fios ensaiados. CP1 não recoberto da marca GAC, CP2 estético da marca GAC, CP3 não recoberto da marca Masel, CP4 estético da marca Masel, CP5 não recoberto da marca TP Orthodontics e CP6 estético da marca TP Orthodontics.

4.2.1 Área sob as curvas na ativação (limite de trabalho) e desativação (resiliência)

Mostra-se na Tabela 14 os valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas de carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidas

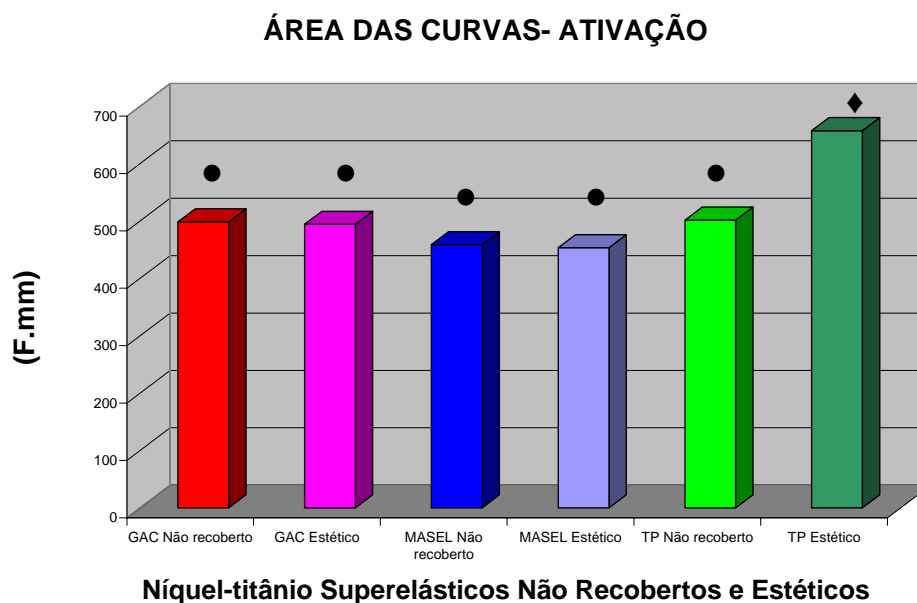
durante os testes de ativação e desativação com a carga padronizada referente a cada um dos grupos testados. A área de ativação sob a curva força-deslocamento calculada em F.mm representa a energia necessária para ativar o fio.

Tabela 14 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas de ativação (F.mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masei e TP.

Área de ativação (F.mm)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos
Ensaio nº 1	493,03	489,00	433,26	461,93	522,42	652,66
Ensaio nº 2	493,01	503,90	433,27	445,055	488,04	666,25
Ensaio nº 3	510,27	490,59	510,08	453,66	494,97	654,91
Média	498,77 •	494,49 •	458,87 •	453,55 •	501,81 •	657,94 ♦
Desvio padrão	9,96	8,18	44,35	8,44	18,18	7,29

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 10 são apresentadas, em forma de diagrama de barras, as áreas sob as curvas durante ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 10 – Área sob as curvas de carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (F.mm).

A análise de variância (ANOVA) dos valores dos limites de trabalho mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 5,07 \times 10^{-7}$, $F = 39,1$) entre os grupos de fios ensaiados. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que diferenças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios não recobertos da marca TP em relação aos outros cinco grupos testados. As outras comparações entre os grupos testados com exceção do grupo não recoberto da marca TP apresentaram resultados estatisticamente semelhantes (Tabela 15).

Tabela 15 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à área do patamar de ativação.

Análise Estatística – Área do patamar de ativação						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		semelhantes (4,27)	semelhantes (39,90)	semelhantes (45,22)	semelhantes (-3,04)	diferentes (-159,17)
GAC Estético	semelhantes (-4,27)		semelhantes (35,63)	semelhantes (40,95)	semelhantes (-7,31)	diferentes (-163,44)
MASEL Não recoberto	semelhantes (-39,90)	semelhantes (-35,63)		semelhantes (5,32)	semelhantes (-42,94)	diferentes (-199,07)
MASEL Estético	semelhantes (-45,22)	semelhantes (-40,95)	semelhantes (-5,32)		semelhantes (-48,26)	diferentes (-204,39)
TP Não recoberto	semelhantes (3,04)	semelhantes (7,31)	semelhantes (42,94)	semelhantes (48,26)		diferentes (-156,13)
TP Estético	diferentes (159,17)	diferentes (163,44)	diferentes (199,07)	diferentes (204,39)	diferentes (156,13)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 39,1 / p= 5,07 x 10 ⁻⁷				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

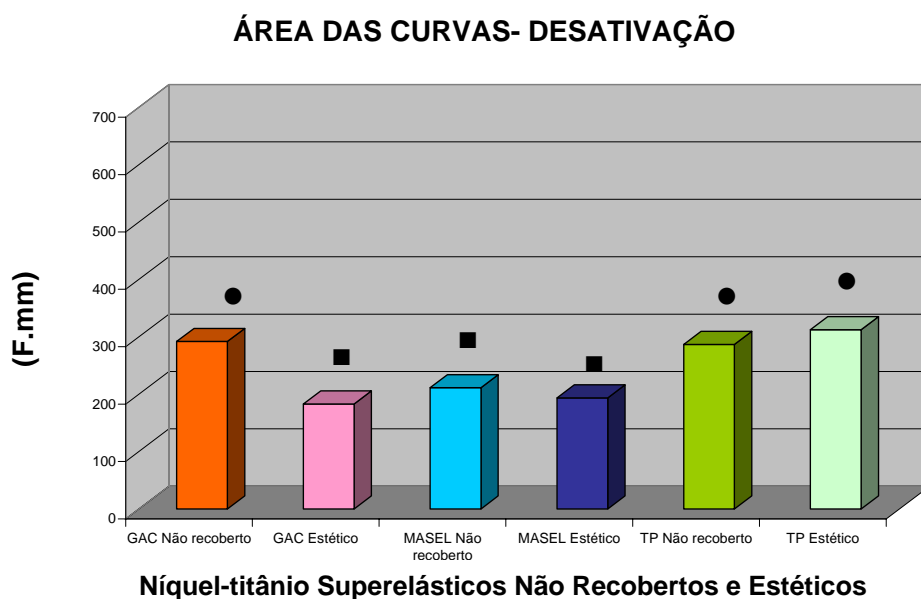
Mostra-se na Tabela 16 os valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas de descarregamento (F.mm), dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidos durante os testes de ativação e desativação com a carga padronizada referente a cada um dos grupos testados.

Tabela 16 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das áreas sob as curvas de desativação (F.mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Área de Desativação (F.mm)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos
Ensaio nº 1	290,67	183,52	205,37	201,09	294,84	307,77
Ensaio nº 2	287,33	185,26	205,46	186,18	276,03	318,46
Ensaio nº 3	298,46	180,30	223,50	193,95	289,69	311,01
Média	292,19 [•]	183,03 [■]	211,44 [■]	193,74 [■]	286,86 [•]	312,41 [•]
Desvio padrão	5,69	2,52	10,44	7,46	9,72	5,48

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 11 são apresentados, em forma de diagrama de barras, a resiliência durante a desativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 11 – Resiliência durante o de descarregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (F.mm).

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 8,37 \times 10^{-11}$, $F = 176,6$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à resiliência. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas entre os fios não recobertos da marca GAC e não recobertos e estéticos da marca TP assim como entre os fios estéticos da marca GAC e não recobertos e estéticos da marca Masel. As outras comparações entre os grupos testados apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 17).

Tabela 17 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à área do patamar de desativação.

Análise Estatística – Área do patamar de desativação						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (109,13)	diferentes (80,71)	diferentes (98,41)	semelhantes (5,30)	semelhantes (-20,26)
GAC Estético	diferentes (-109,13)		semelhantes (-28,42)	semelhantes (-10,71)	diferentes (-103,83)	diferentes (-129,39)
MASEL Não recoberto	diferentes (-80,71)	semelhantes (28,42)		semelhantes (17,70)	diferentes (-75,41)	diferentes (-100,97)
MASEL Estético	diferentes (-98,41)	semelhantes (10,71)	semelhantes (-17,70)		diferentes (-93,11)	diferentes (-118,67)
TP Não recoberto	semelhantes (-5,30)	diferentes (103,83)	diferentes (75,41)	diferentes (93,11)		semelhantes (-25,56)
TP Estético	semelhantes (20,26)	diferentes (129,39)	diferentes (100,97)	diferentes (118,67)	semelhantes (25,56)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 176,6 / p= 8,37 x 10 ⁻¹¹				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.2.2 Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação

Mostra-se na Tabela 18 os valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidos durante os testes de carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados.

Tabela 18 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de ativação gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Patamares de ativação: Cargas no início, em 2% e em 4% - N (kgf)									
Fios de	GAC			MASEL			TP		
Não recoberto									
	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%
Ensaio nº 1	80,9 (8,6)	81,4 (8,3)	84,1 (8,6)	64,7 (6,6)	65,5 (6,7)	72,1 (7,4)	69,7 (7,1)	73,8 (7,5)	80,1 (8,2)
Ensaio nº 2	79,0 (8,1)	81,7 (8,3)	82,6 (8,4)	64,2 (6,6)	65,4 (6,7)	71,7 (7,3)	74,8 (7,6)	74,4 (7,6)	80,3 (8,2)
Ensaio nº 3	79,0 (8,1)	80,4 (8,2)	81,7 (8,3)	62,5 (6,4)	65,8 (6,7)	71,2 (7,3)	75,1 (7,7)	76,5 (7,8)	81,9 (8,4)
Média	79,7 (8,1)	81,2 (8,3)	82,8 (8,5)	63,8 (6,5)	65,6 (6,7)	71,7 (7,3)	73,2 (7,5)	74,9 (7,6)	80,8 (8,2)
Desvio padrão	1,1 (0,11)	0,7 (0,07)	1,2 (0,12)	1,1 (0,12)	0,2 (0,02)	0,5 (0,05)	3,0 (0,31)	1,4 (0,15)	1,0 (0,10)
Estético									
	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%
Ensaio nº 1	49,1 (5,0)	49,4 (5,0)	50,7 (5,2)	47,1 (4,8)	48,3 (4,9)	49,8 (5,1)	65,8 (6,7)	66,3 (6,8)	69,2 (7,1)
Ensaio nº 2	49,4 (5,0)	49,7 (5,1)	50,7 (5,2)	44,6 (4,5)	44,6 (4,5)	46,4 (4,7)	65,0 (6,6)	64,4 (6,6)	69,1 (7,0)
Ensaio nº 3	47,5 (4,8)	49,1 (5,0)	50,4 (5,1)	46,9 (4,8)	46,9 (4,8)	46,9 (4,8)	63,0 (6,4)	63,9 (6,5)	66,8 (6,8)
Média	48,7 (5,0)	49,4 (5,0)	50,6 (5,2)	46,2 (4,7)	46,6 (4,7)	47,7 (4,9)	64,6 (6,6)	64,8 (6,6)	68,3 (7,0)
Desvio padrão	1,0 (0,10)	0,3 (0,03)	0,2 (0,02)	1,4 (0,14)	1,9 (0,19)	1,8 (0,19)	1,4 (0,15)	1,3 (0,13)	1,4 (0,14)

No Gráfico 12 são apresentados, em forma de diagrama de barras, cargas no início, em 2% e 4% (N) nos patamares de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.

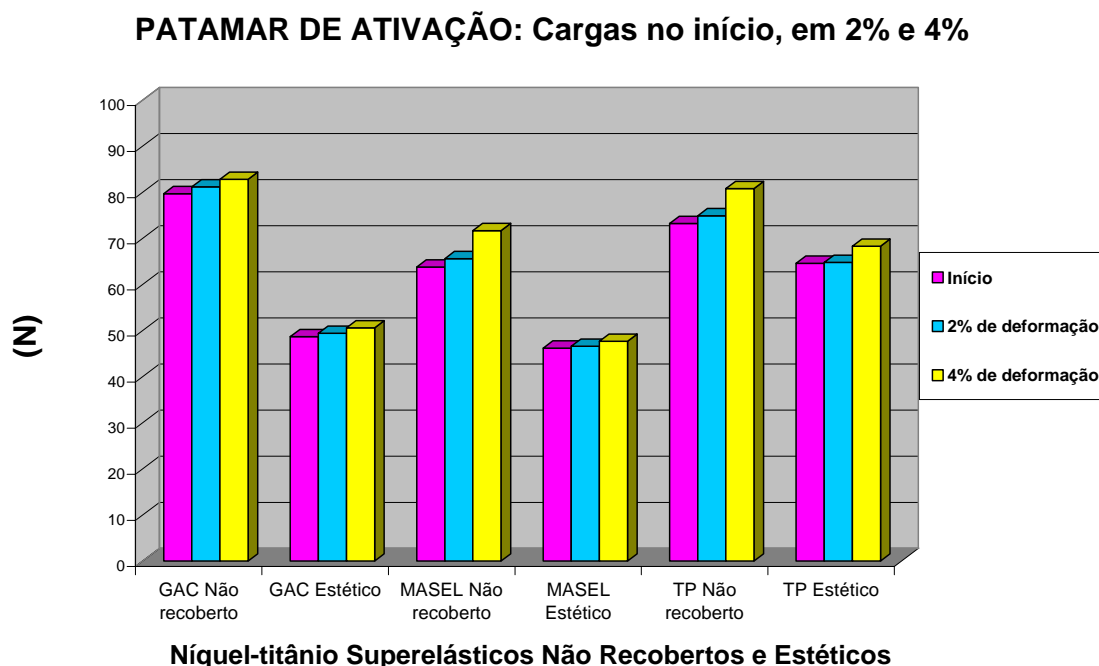


Gráfico 12 – Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (N).

A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar o comportamento dos fios ensaiados em relação às alterações de força que cada um dos grupos de fios apresentou durante o patamar de ativação. Considerando-se que cada fio testado, após colocado na máquina de ensaios, possuía extensão de 50 milímetros, 2% e 4% de sua extensão representam, respectivamente, 1,0 e 2,0 milímetros. Foram avaliadas as forças iniciais e com 1,0 e 2,0 milímetros de deslocamento a partir do início do patamar. Na Tabela 19 mostra-se os resultados da análise de variância, seguida pelo teste de Bonferroni comparando as alterações das cargas observadas para cada grupo de fios no início do patamar de ativação, em 2% e 4%. Observou-se que existe diferença estatística significativa entre as forças avaliadas no início dos patamares em relação a 4% para todos grupos de fios ensaiados com exceção do Masel estético que apresentou semelhança em todas as comparações. Os fios não recobertos da marca Masel e os da TP apresentaram diferenças estatísticas significativas também quando comparadas as cargas em 2% e 4%. Todos os grupos de fios avaliados apresentaram semelhanças quando comparadas as cargas no início do patamar com as cargas em 2%.

Tabela 19 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni (quando necessário), comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de ativação de cada grupo de fios em relação a ele próprio.

Análise Estatística – Patamares de ativação: Cargas no início, em 2% e em 4%				
Fios de Níquel-titânio		Mesmo grupo de fios citados verticalmente		
		Iniciais	2%	4%
GAC Não recoberto	Iniciais		semelhantes (-1,51)	diferentes (-3,17)
	2%	semelhantes (1,51)		semelhantes (-1,66)
	4%	diferentes (3,17)	semelhantes (1,66)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 7,18 / p= 0,0256		
GAC Estético	Iniciais		semelhantes (-0,75)	diferentes (-1,92)
	2%	semelhantes (0,75)		semelhantes (-1,18)
	4%	diferentes (1,92)	semelhantes (1,18)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 7,4 / p= 0,024		
Masel Não recoberto	Iniciais		semelhantes (-1,80)	diferentes (-7,88)
	2%	semelhantes (1,80)		diferentes (-6,09)
	4%	diferentes (7,88)	diferentes (6,09)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 98,7 / p= 2,57 x 10⁻⁵		
Masel Estético	Iniciais		semelhantes	semelhantes
	2%	semelhantes		semelhantes
	4%	semelhantes	semelhantes	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 0,620 / p= 0,569 (Não significativo)		
TP Não recoberto	Iniciais		semelhantes (-1,66)	diferentes (-7,55)
	2%	semelhantes (1,66)		diferentes (-5,88)
	4%	diferentes (7,55)	diferentes (5,88)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 11,4 / p= 8,95 x 10⁻³		
TP Estético	Iniciais		semelhantes (-0,22)	diferentes (-3,74)
	2%	semelhantes (0,22)		semelhantes (-3,52)
	4%	diferentes (3,74)	semelhantes (3,52)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 7,17 / p= 0,0257		

Mostra-se na Tabela 20 os resultados da análise de variância, seguida pelo teste de Bonferroni comparando, entre os grupos de fios avaliados, as cargas observadas no início do patamar de ativação, as cargas observadas em 2% e as observadas em 4%. Observou-se que existe semelhança estatística entre todas as cargas avaliadas (iniciais, 2% e 4%) quando comparados os grupos de fios estéticos da marca GAC em relação aos da Masel; e os fios não recobertos da Masel em relação aos estéticos da TP. Além disso, para a carga de 4% os fios

não recobertos da GAC são semelhantes estatisticamente aos não recobertos da TP. Todas as outras comparações mostraram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 20 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de ativação entre os grupos de fios avaliados.

Análise Estatística – Patamares de ativação: Cargas no início, em 2% e em 4%							
Fios de Níquel-titânio		GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto	Início		diferentes (30,99)	diferentes (15,87)	diferentes (33,48)	diferentes (6,42)	diferentes (15,04)
	2%		diferentes (31,75)	diferentes (15,58)	diferentes (34,59)	diferentes (6,27)	diferentes (16,33)
	4%		diferentes (32,23)	diferentes (11,15)	diferentes (35,14)	semelhantes (2,04)	diferentes (14,47)
GAC Estético	Início	diferentes (-30,99)		diferentes (-15,12)	semelhantes (2,49)	diferentes (-24,57)	diferentes (-15,95)
	2%	diferentes (-31,75)		diferentes (-16,17)	semelhantes (2,84)	diferentes (-24,48)	diferentes (-15,43)
	4%	diferentes (-32,23)		diferentes (-21,08)	semelhantes (2,91)	diferentes (-30,19)	diferentes (-17,76)
MASEL Não recoberto	Início	diferentes (-6,42)	diferentes (15,12)		diferentes (17,62)	diferentes (-9,45)	semelhantes (- 0,83)
	2%	diferentes (-15,58)	diferentes (16,17)		diferentes (19,01)	diferentes (-9,30)	semelhantes (0,75)
	4%	diferentes (-15,87)	diferentes (21,08)		diferentes (23,99)	diferentes (-9,11)	semelhantes (3,32)
MASEL Estético	Início	diferentes (-33,48)	semelhantes (- 2,49)	diferentes (-17,62)		diferentes (-27,06)	diferentes (-18,44)
	2%	diferentes (-34,59)	semelhantes (- 2,84)	diferentes (-19,01)		diferentes (-28,32)	diferentes (-18,26)
	4%	diferentes (-35,14)	semelhantes (-2,91)	diferentes (-23,99)		diferentes (-33,10)	diferentes (20,67)
TP Não recoberto	Início	diferentes (-6,42)	diferentes (24,57)	diferentes (9,45)	diferentes (27,06)		diferentes (8,62)
	2%	diferentes (-6,27)	diferentes (24,48)	diferentes (9,30)	diferentes (28,32)		diferentes (10,06)
	4%	semelhantes (-2,04)	diferentes (30,19)	diferentes (9,11)	diferentes (33,10)		diferentes (12,43)
TP Estético	Início	diferentes (-15,04)	diferentes (15,95)	semelhantes (0,83)	diferentes (18,44)	diferentes (-8,62)	
	2%	diferentes (-16,33)	diferentes (15,43)	semelhantes (- 0,75)	diferentes (18,26)	diferentes (-10,06)	
	4%	diferentes (-14,47)	diferentes (17,76)	semelhantes (- 3,32)	diferentes (-20,67)	diferentes (-12,43)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA		ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. Cargas iniciais: F= 186,4 / p= 6,08 x 10 ⁻¹¹ ; em 2%: F= 431,4 / p= 4,18 x 10 ⁻¹³ ; em 4%: F= 501,9 / p= 1,69 x 10 ⁻¹³				
		Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.2.3 Cargas no início, em 2% e 4% de recuperação nos patamares de desativação

Mostra-se na Tabela 21 os valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de desativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidos durante os testes de carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados.

Tabela 21 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das cargas no início, em 2% e 4% (N e kgf) nos patamares de desativação gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masel e TP.

Patamares de desativação: Cargas no início, em 2% e em 4% - N (kgf)									
Fios de Níquel-titânio	GAC			MASEL			TP		
Não recoberto									
	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%
Ensaio nº 1	50,1(5,1)	43,8 (4,5)	43,3 (4,4)	33,7 (3,4)	34,1 (3,5)	29,1 (3,0)	43,9 (4,5)	43,4 (4,4)	38,4 (3,9)
Ensaio nº 2	52,2 (5,3)	45,8 (4,7)	44,9 (4,6)	33,5 (3,4)	34,0 (3,5)	29,4 (3,0)	43,8 (4,5)	44,2 (4,5)	39,7 (4,0)
Ensaio nº 3	52,5 (5,4)	45,2 (4,6)	43,9 (4,5)	31,1 (3,2)	30,7 (3,1)	27,0 (2,8)	48,3 (4,9)	47,9 (4,9)	41,5 (4,2)
Média	51,6 (5,3)	45,0 (4,6)	44,0 (4,5)	32,8 (3,3)	32,9 (3,4)	28,5 (2,9)	45,3 (4,6)	45,2 (4,6)	39,9 (4,1)
Desvio padrão	1,3 (0,13)	1,0 (0,11)	0,8 (0,08)	1,4 (0,14)	1,9 (0,20)	1,3 (0,13)	2,6 (0,27)	2,4 (0,24)	1,6 (0,16)
Estético									
	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%	Inicial	2%	4%
Ensaio nº 1	22,7 (2,3)	20,8 (2,1)	20,1 (2,1)	26,3 (2,7)	24,5 (2,5)	20,6 (2,1)	35,5 (3,6)	35,5 (3,6)	29,7 (3,0)
Ensaio nº 2	21,1 (2,2)	17,9 (1,8)	16,9 (1,7)	23,3 (2,4)	22,1 (2,3)	18,8 (1,9)	35,8 (3,6)	35,4 (3,6)	29,2 (3,0)
Ensaio nº 3	21,1 (2,1)	20,1 (2,0)	18,5 (1,9)	24,3 (2,5)	22,8 (2,3)	20,1 (2,0)	36,8 (3,7)	36,0 (3,7)	28,9 (2,9)
Média	21,6 (2,2)	19,6 (2,0)	18,5 (1,9)	24,7 (2,5)	23,1 (2,4)	19,8 (2,0)	36,0 (3,6)	35,6 (3,6)	29,3 (3,0)
Desvio padrão	0,9 (0,10)	1,5 (0,15)	1,6 (0,16)	1,5 (0,16)	1,2 (0,13)	0,9 (0,09)	0,7 (0,03)	0,3 (0,03)	0,4 (0,04)

No Gráfico 13 são apresentadas, em forma de diagrama de barras, cargas no início, em 2% e 4% (N) nos patamares de desativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.

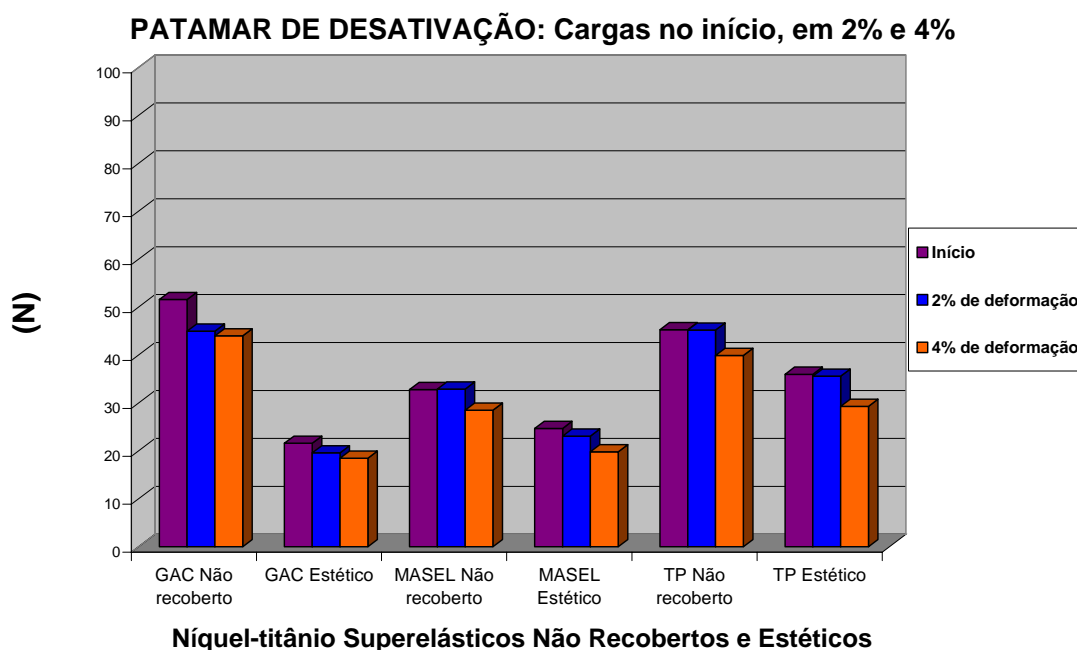


Gráfico 13 – Cargas no início, em 2% e 4% de recuperação nos patamares de descarregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (N).

A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar o comportamento dos fios ensaiados em relação às alterações de força que cada um dos grupos de fios apresentou durante o patamar de desativação. Foram avaliadas as forças iniciais e com 1,0 e 2,0 milímetros de deslocamento a partir do início do patamar. Mostra-se na Tabela 22 os resultados da análise de variância, seguida pelo teste de Bonferroni comparando as alterações das cargas observadas para cada grupo de fios no início do patamar de desativação, em 2% e 4%. Observou-se que existe diferença estatística significativa entre as forças avaliadas no início dos patamares em relação às observadas em 2% e 4% para os fios não recobertos da GAC; entre as forças iniciais em relação às observadas em 4% para os fios estéticos da Masel; e entre a força observada em 2% em relação às iniciais e em 4% para os fios estéticos da TP. Todas as outras comparações não apresentaram diferenças estatísticas significativas.

Tabela 22 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni (quando necessário), comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de desativação de cada grupo de fios em relação a ele próprio.

Análise Estatística – Patamares de desativação: Cargas no início, em 2% e em 4%				
Fios de Níquel-titânio		Mesmo grupo de fios citados verticalmente		
		Iniciais	2%	4%
GAC Não recoberto	Iniciais		diferentes (6,64)	diferentes (7,55)
	2%	diferentes (-6,64)		semelhantes (0,91)
	4%	diferentes (-7,55)	semelhantes (-0,91)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 7,18 / p= 0,0256		
GAC Estético	Iniciais		semelhantes	semelhantes
	2%	semelhantes		semelhantes
	4%	semelhantes	semelhantes	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 3,89 / p= 0,0824 (Não significativo)		
Masel Não recoberto	Iniciais		semelhantes	semelhantes
	2%	semelhantes		semelhantes
	4%	semelhantes	semelhantes	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 0,60 / p= 0,512 (Não significativo)		
Masel Estético	Iniciais		semelhantes (1,51)	diferentes (4,83)
	2%	semelhantes (-1,51)		semelhantes (3,32)
	4%	diferentes (-4,83)	semelhantes (-3,32)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 11,7 / p= 8,6 x 10⁻³		
TP Não recoberto	Iniciais		semelhantes (0,15)	semelhantes (5,43)
	2%	semelhantes (-0,15)		semelhantes (5,28)
	4%	semelhantes (-5,43)	semelhantes (-5,28)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 5,80 / p= 0,0396		
TP Estético	Iniciais		semelhantes (0,42)	diferentes (6,78)
	2%	semelhantes (-0,42)		diferentes (6,36)
	4%	diferentes (-6,78)	diferentes (-6,36)	
	Análise Estatística	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 186,6 / p= 3,96 x 10⁻⁶		

Na Tabela 23 são apresentados os resultados da análise de variância, seguida pelo teste de Bonferroni comparando, entre os grupos de fios avaliados, as cargas observadas no início do patamar de desativação, as cargas observadas em 2% e as observadas em 4%. Observou-se que existe semelhança estatística entre todas as cargas avaliadas (iniciais, 2% e 4%) quando comparados os grupos de fios estéticos da marca GAC em relação aos da Masel; e os fios não

recobertos da Masel em relação aos estéticos da TP. Todas as outras comparações mostraram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 23 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni, comparando as cargas no início, 2% e 4% do patamar de desativação entre os grupos de fios avaliados.

Análise Estatística – Patamares de desativação: Cargas no início, em 2% e em 4%							
Fios de Níquel-titânio		GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto	Início		diferentes (29,97)	diferentes (18,81)	diferentes (26,94)	diferentes (6,27)	diferentes (15,55)
	2%		diferentes (25,36)	diferentes (12,03)	diferentes (21,81)	diferentes (-0,22)	diferentes (9,33)
	4%		diferentes (25,52)	diferentes (15,55)	diferentes (24,22)	diferentes (4,16)	diferentes (14,78)
GAC Estético	Início	diferentes (-29,97)		diferentes (-11,16)	semelhantes (-3,03)	diferentes (-23,70)	diferentes (-14,42)
	2%	diferentes (-25,36)		diferentes (-13,33)	semelhantes (-3,55)	diferentes (-25,58)	diferentes (-16,03)
	4%	diferentes (-25,52)		diferentes (-9,97)	semelhantes (-1,30)	diferentes (-21,37)	diferentes (-10,74)
MASEL Não recoberto	Início	diferentes (-18,81)	diferentes (11,16)		diferentes (8,13)	diferentes (-12,54)	semelhantes (-3,26)
	2%	diferentes (-12,03)	diferentes (13,33)		diferentes (9,78)	diferentes (-12,25)	semelhantes (-2,70)
	4%	diferentes (-15,55)	diferentes (9,97)		diferentes (8,67)	diferentes (-11,39)	semelhantes (-0,77)
MASEL Estético	Início	diferentes (-26,94)	semelhantes (3,03)	diferentes (-8,13)		diferentes (-20,67)	diferentes (-11,39)
	2%	diferentes (-21,81)	semelhantes (3,55)	diferentes (-9,78)		diferentes (-22,03)	diferentes (-12,48)
	4%	diferentes (-24,22)	semelhantes (1,30)	diferentes (-8,67)		diferentes (-20,07)	diferentes (-9,44)
TP Não recoberto	Início	diferentes (-6,27)	diferentes (23,70)	diferentes (12,54)	diferentes (20,67)		diferentes (9,28)
	2%	diferentes (0,22)	diferentes (25,58)	diferentes (12,25)	diferentes (22,03)		diferentes (9,55)
	4%	diferentes (-4,16)	diferentes (21,37)	diferentes (11,39)	diferentes (20,07)		diferentes (10,63)
TP Estético	Início	diferentes (-15,55)	diferentes (14,42)	semelhantes (3,26)	diferentes (11,39)	diferentes (-9,28)	
	2%	diferentes (-9,33)	diferentes (16,03)	semelhantes (2,70)	diferentes (12,48)	diferentes (-9,55)	
	4%	diferentes (-14,78)	diferentes (10,74)	semelhantes (0,77)	diferentes (9,44)	diferentes (-10,63)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA		ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. Cargas iniciais: F= 172 / p= 9,77 x 10 ⁻¹¹ ; em 2%: F= 145,0 / p= 2,67 x 10 ⁻¹⁰ ; em 4%: F= 230,2 / p= 1,75 x 10 ⁻¹¹				
		Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

4.2.4 Extensão dos patamares de ativação e desativação

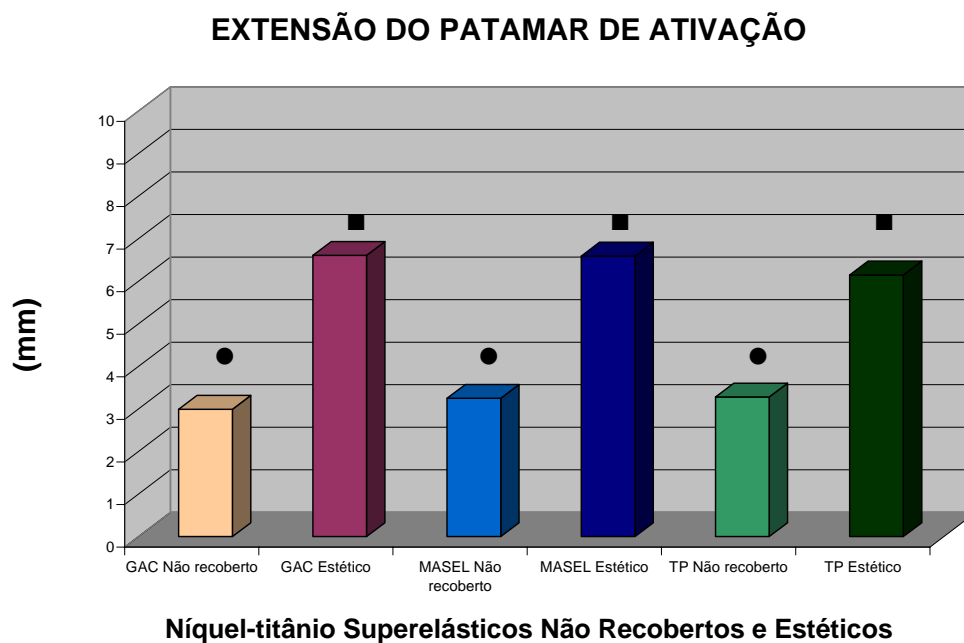
Mostra-se na Tabela 24 os valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de ativação (mm), dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidos durante os testes de carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados.

Tabela 24 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de ativação (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masei e TP.

Extensão do patamar de ativação (mm)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos
Ensaio nº 1	2,44	6,49	3,21	6,82	3,00	5,71
Ensaio nº 2	3,21	6,77	3,25	6,55	3,61	6,53
Ensaio nº 3	3,33	6,57	3,28	6,41	3,23	6,21
Média	2,99 [•]	6,61 [■]	3,25 [•]	6,59 [■]	3,28 [•]	6,15 [■]
Desvio padrão	0,48	0,15	0,03	0,21	0,31	0,41

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 14 são apresentadas, em forma de diagrama de barras, as extensões dos patamares durante carregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 14 – Extensões médias dos patamares de ativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm) obtidas a partir das curvas de carregamento e descarregamento.

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 1,88 \times 10^{-9}$, $F = 104$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à extensão do patamar de ativação. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios estéticos das três marcas entre si; e os fios não recobertos das três marcas entre si. Todas as outras comparações entre os seis grupos apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 25).

Tabela 25 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de ativação.

Análise Estatística – Extensão do patamar de ativação						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (-3,62)	semelhantes (-0,25)	diferentes (-3,60)	semelhantes (-0,29)	diferentes (-3,16)
GAC Estético	diferentes (3,62)		diferentes (3,36)	semelhantes (0,02)	diferentes (3,33)	semelhantes (0,46)
MASEL Não recoberto	semelhantes (0,25)	diferentes (-3,36)		diferentes (-3,35)	semelhantes (-0,3)	diferentes (-2,90)
MASEL Estético	diferentes (3,60)	semelhantes (-0,02)	diferentes (3,35)		diferentes (3,31)	semelhantes (0,44)
TP Não recoberto	semelhantes (0,29)	diferentes (-3,33)	semelhantes (0,3)	diferentes (-3,31)		diferentes (-2,87)
TP Estético	diferentes (3,16)	semelhantes (-0,46)	diferentes (2,90)	semelhantes (-0,44)	diferentes (2,87)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 104 / p= 1,88 x 10 ⁻⁹				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

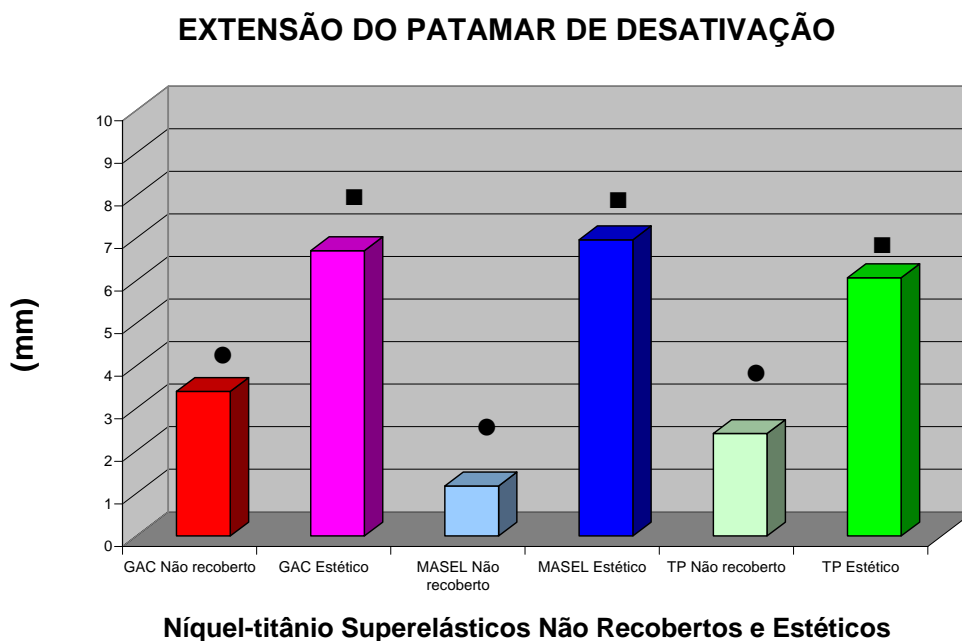
Mostra-se na Tabela 26 os valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de desativação (mm), dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos, obtidos durante os testes de carregamento e descarregamento com a força padronizada referente a cada um dos grupos testados.

Tabela 26 – Valores individuais, médias e desvios-padrão das extensões dos patamares de desativação (mm), gerados pelos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos referentes às marcas GAC, Masele e TP.

Extensão do Patamar de desativação (mm)						
Fios de Níquel-titânio	GAC		MASEL		TP	
	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos	Não recobertos	Estéticos
Ensaio nº 1	3,05	6,86	1,16	7,47	1,73	6,14
Ensaio nº 2	3,33	6,80	1,14	6,38	2,18	5,94
Ensaio nº 3	3,82	6,47	1,23	7,03	3,31	6,14
Média	3,40 [•]	6,71 [■]	1,18 [•]	6,96 [■]	2,41 [•]	6,07 [■]
Desvio padrão	0,39	0,21	0,05	0,55	0,81	0,11

OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

No Gráfico 15 são apresentadas, em forma de diagrama de barras, as extensões dos patamares durante descarregamento dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos testados.



OBS: Grupos com comportamentos estatisticamente semelhantes apresentam o mesmo símbolo.

Gráfico 15 – Extensões médias dos patamares de desativação dos fios de níquel-titânio superelásticos não recobertos e estéticos das três marcas avaliadas (mm) obtidas a partir das curvas de carregamento e descarregamento.

A análise de variância (ANOVA) mostrou que existe diferença estatística significativa ($p = 3,82 \times 10^{-9}$, $F = 92$) entre os grupos de fios ensaiados em relação à extensão do patamar de desativação. O método de comparação múltipla de Bonferroni mostrou que semelhanças estatisticamente significativas são observadas quando comparados os fios estéticos das três marcas entre si; e os fios não recobertos das três marcas entre si. Todas as outras comparações entre os seis grupos apresentaram resultados estatisticamente diferentes (Tabela 27).

Tabela 27 – Resultados da análise estatística realizada com a análise de variância (ANOVA), seguida pelo teste de Bonferroni comparando o comportamento dos grupos de fios testados em relação à extensão do patamar de desativação.

Análise Estatística – Extensão do patamar de desativação						
Fios de Níquel-titânio	GAC Não recoberto	GAC Estético	MASEL Não recoberto	MASEL Estético	TP Não recoberto	TP Estético
GAC Não recoberto		diferentes (-3,31)	semelhantes (2,22)	diferentes (-3,56)	semelhantes (0,99)	diferentes (-2,67)
GAC Estético	diferentes (3,31)		diferentes (5,53)	semelhantes (-0,25)	diferentes (4,30)	semelhantes (0,64)
MASEL Não recoberto	semelhantes (-2,22)	diferentes (-5,53)		diferentes (-5,78)	semelhantes (-1,23)	diferentes (-4,90)
MASEL Estético	diferentes (3,56)	semelhantes (0,25)	diferentes (5,78)		diferentes (4,55)	semelhantes (0,89)
TP Não recoberto	semelhantes (-0,99)	diferentes (-4,30)	semelhantes (1,23)	diferentes (-4,55)		diferentes (-3,67)
TP Estético	diferentes (2,67)	semelhantes (-0,64)	diferentes (4,90)	semelhantes (-0,89)	diferentes (3,67)	
ANÁLISE ESTATÍSTICA	ANOVA :	As médias são estatisticamente diferentes ao nível de 95% de confiabilidade. F= 92 / p= 3,82 x 10 ⁻⁹				
	Teste de Bonferroni para comparação das médias inter-grupos					

5 DISCUSSÃO

Apesar das características determinadas por testes laboratoriais não refletirem necessariamente o comportamento dos fios sob condições clínicas, eles fornecem dados para comparações dos comportamentos dos fios. Apenas uma avaliação precisa das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos poderá adequá-los corretamente ao uso clínico.

Dentes se movem mais facilmente em alguns indivíduos do que em outros devido às diferenças individuais e o espaço para alinhamento é criado mais facilmente em algumas circunstâncias do que em outras (COBB III et al., 1998). Ou seja, nem sempre testes *in vitro*, nos quais as condições de ensaio são padronizadas, refletem a situação clínica. Isso não significa dizer que avaliações *in vitro* não devam ser realizadas. Ao contrário, devem-se comparar resultados laboratoriais com os clínicos a fim de assegurar a credibilidade do primeiro e de poder escolher o material ideal (QUINTÃO, 2000).

A evolução no campo de fios ortodônticos salientou a necessidade de testar novos produtos e também de desenvolver métodos de testes que sejam informativos, realísticos e de importância clínica (QUINTÃO, 2000).

Parece unânime dentro dos estudos relacionados a fios ortodônticos a afirmação quanto à necessidade de bom conhecimento das ligas metálicas ortodônticas, da mecânica do aparelho ortodôntico e da biologia do movimento dentário para se alcançar o resultado desejado e planejado inicialmente (ANDREASEN; HILLEMANN, 1971; BURSTONE; GOLDBERG, 1980; GRAVINA et al., 2004; MIURA et al., 1986; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; OPPENHEIM, 1944; PROFFIT, 1986; REITAN, 1946-47, 1967; REITAN; KVAN, 1971; ROCK; WILSON, 1988).

O ensaio a 37°Celsius foi realizado com o objetivo de verificar o comportamento dos fios testados em temperatura semelhante à bucal. QUINTÃO, em 2000, analisou diferentes tipos de fios (aços convencional e multifilamentado e níquel-titânio) à temperatura ambiente (25°Celsius) e a 37°Celsius. Os resultados mostraram que a temperatura de ensaio exerceu grande influência na determinação das propriedades de efeito memória de forma e superelasticidade para as ligas de níquel-titânio. Estas propriedades são realçadas quando a temperatura de ensaio é igual a 37°Celsius. Durante o descarregamento a 25°Celsius, a reversão da transformação martensita-austenita realizou-se parcialmente, sendo observado deformação residual. Durante o descarregamento a 37°Celsius, a reversão da transformação austenítica foi completa.

A propriedade de superelasticidade de fios de níquel-titânio os torna resistentes à deformação permanente, de maneira que estes fios podem retornar às suas formas originais durante o uso clínico (KAPILA et al., 1991). Entretanto, isso só se torna aplicável, porque são extremamente flexíveis, capazes de encaixar em *slots* de bráquetes de dentes, que se apresentam bastante desnivelados e desalinhados, sem que precise de múltiplas alças nos arcos.

5.1 Testes de ruptura

Os fios ortodônticos com mesmas características (material, marca, espessura, nome comercial) possuem propriedades mecânicas com pequenas variações. Esta estabilidade permite que os ensaios possam ser realizados com pequeno número de amostras de cada grupo avaliado. Com o objetivo de eliminar possíveis defeitos de fabricação optou-se por utilizar três amostras de cada grupo.

Segundo Hazel, Rohan e West (1984), não é adequado que a seleção dos fios ortodônticos seja baseada apenas em impressões clínicas. Essa seleção deve ser feita com base em valores de força medidos dos arcos, tanto inicialmente na inserção do *slot* do bráquete como durante o tempo em que o movimento dentário se realiza, com o relaxamento das tensões no fio.

5.1.1 Carga máxima de ruptura

A tensão máxima de ruptura representa a carga necessária para fraturar o fio ortodôntico avaliado. A determinação desta característica é interessante sob o ponto de vista da força exercida sobre os arcos ortodônticos durante a mastigação, principalmente se alguma força pontual for exercida diretamente sobre uma região de *gap* (caracterizada por lacunas, impurezas, defeitos internos na estrutura do fio por deficiências na fabricação), na qual a estrutura do fio já está fragilizada. Na prática clínica não se estira o fio a ponto de causar a ruptura pois esta situação requer força além daquelas biologicamente e mecanicamente compatíveis. Quando as fraturas ocorrem, normalmente estão relacionadas às tentativas de realizar dobras ou a interferências oclusais, principalmente, em pacientes braquicéfalos que apresentam força de mastigação elevada (GARCÍA-MORALES et al., 2003; PEREIRA et al., 2007; QUINTÃO, 1987). No entanto, a avaliação desta propriedade é importante, pois a partir da mesma, outras propriedades são obtidas. Isto porque é necessário levar o fio até a fratura

para que valores individualizados para cada grupo de fios testados sejam obtidos e a partir dos mesmos realizar os testes de ativação e desativação.

Este trabalho envolve questões relacionadas à Engenharia Metalúrgica e Odontologia, mais especificamente Ortodontia, que trabalham usualmente com diferentes unidades de medida. Essa diferença pode dificultar a comparações de diversos estudos. Neste, optou-se por utilizar a unidade de força em newton (N), utilizada freqüentemente em Engenharia Metalúrgica, seguido por sua medida equivalente de força em quilograma-força (kgf), para facilitar a comparação na área de Odontologia. Uma unidade em quilograma-força representa 9,806 unidades em newton, portanto os valores obtidos em newton foram divididos por 9,806 para obter-se o valor em quilograma-força ($\text{kgf}=\text{N}/9,806$).

No entanto, como não existem protocolos de padronização quanto à utilização destas medidas, parte dos trabalhos na Odontologia utilizam a unidade de pressão megapascal (MPa). O valor da pressão em megapascal é obtido dividindo-se a força pela área do material utilizado ($P=F/A$). Por se tratar, neste estudo de fios ortodônticos, a área do material é uma circunferência, calculada pela fórmula: $A=\pi R^2$. O diâmetro do fio é de 0,018 polegadas ou 0,45 milímetros, sendo o raio 0,09 polegadas ou 0,225 milímetros. Considerando-se π igual a 3,14, a fórmula da área do fio fica assim representada: $3,14 \times (0,225)^2$, com resultado igual a $0,16 \text{ mm}^2$. Portanto para calcular o valor em megapascal é necessário dividir o valor da força em newton por 0,16.

Os resultados deste trabalho mostraram que as cargas médias de ruptura em tração variaram de 152,1 (Masel estético) a 220,1 (GAC não recoberto) newtons (N) (Tabelas 2, 3 e 4; Gráficos 4, 5 e 6). Questiona-se se estas forças seriam suficientes para fraturar os fios clinicamente durante o tratamento ortodôntico. Existe, na literatura, uma grande diferença entre os valores de cargas mastigatórias, com médias variando de 50 N a 522 N, distribuídas pela área do dente (BAKKE et al., 1990; HELLSING; HAGBERG, 1990; OSBORNE; MAO, 1993; PROFFIT; FIELDS; NIXON, 1993).

Segundo Neumann, Bourauel e Jäger (2002), forças mastigatórias acima de 20 N ou deflexões acima de vários milímetros afetam os fios ortodônticos.

O valor de ruptura mínimo encontrado foi o do fio estético da marca Masel com carga de 152,1 newtons que representa uma tensão de 950,25 megapascals (MPa). Este valor é mais alto que os clinicamente observados durante a mastigação, considerando área de mesma extensão do fio ortodôntico, permitindo que o mesmo seja utilizado em segurança com baixo risco de fratura.

É importante ressaltar que, provavelmente, antes do rompimento dos fios ortodônticos, haveria descolagem dos bráquetes que apresentam forças de cisalhamento médias inferiores aos de ruptura dos fios. Apesar de não existir um valor mínimo que seja aceito universalmente, tem-se sugerido que valores de adesão de bráquetes entre 8 e 9 MPa são suficientes para resistir às forças normalmente impostas pelo tratamento ortodôntico (LINN, et al., 2006; SUNNA; ROCK, 1999). A maioria dos estudos da literatura mostra em seus resultados forças de adesão máxima variando 11,32 a 16,27 MPa. (CACCIAFESTA, et al., 2002; HOBSON; LEDVINKA; MEECHAN, 2001; LINN et al., 2006; SWANSON et al., 2004). Hobson et al. (2001) demonstraram que, em caso de contaminação com saliva durante a colagem, aproximadamente 14% dos bráquetes colados têm falha quando submetidos à tensão de 8 MPa (HOBSON, LEDVINKA e MEECHAN, 2001).

Neumann, Bourauel e Jäger, em 2002, submeteram fios com cobertura de Teflon a 5.000 ciclos de deflexão com haste de vidro, a qual possuía dureza comparada ao esmalte dentário. Este número de ciclos de pressão, segundo os autores, está relacionado ao estresse mecânico intra-oral que atua sobre um fio ortodôntico durante várias semanas de utilização. As fraturas dos fios não ocorreram após estes ciclos de deflexão, no entanto, destruição da cobertura foi observada em alguns deles. Os resultados mostraram que os fios com cobertura de Teflon da marca GAC constituídos de níquel-titânio (GAC *Imagination*) não demonstraram alterações na cobertura, no entanto, os fios de aço com revestimento de Teflon da própria GAC e os de níquel-titânio da Forestadent apresentaram descascamento em algumas regiões durante os testes mecânicos.

Apesar dos fios ortodônticos raramente serem submetidos a forças tão elevadas quanto às de ruptura, Kohl (1964) consideraram esta análise de grande valor pois só através dela é possível classificar um fio com relação à capacidade máxima de resistir a uma determinada força. Segundo Williams (1964), quanto maior o valor da resistência máxima à tração maior será a resistência do fio às deformações durante sua aplicação clínica.

Os fios estéticos apresentaram ruptura com cargas menores que os não recobertos. A literatura sobre fios estéticos é escassa, não tendo sido encontrados trabalhos que avaliassem estas propriedades para comparar com os resultados obtidos. Poderia-se questionar se o processo de recobrimento é capaz de fragilizar a estrutura destes fios reduzindo os valores de tensão máxima de ruptura. Uma segunda possibilidade seria a de que o próprio material de revestimento estético possuísse características que, em conjunto, tornasse o fio mais frágil.

Outra hipótese que justifica os resultados encontrados diz respeito à espessura desta cobertura estética reduzindo a espessura real do fio interno de níquel-titânio. No entanto,

quando são analisados os resultados da microscopia eletrônica (Figura 19) é possível observar que a cobertura é extremamente fina. Ainda que esta cobertura estética reduza a espessura do fio de níquel-titânio de forma que altere as propriedades mecânicas do fio ortodôntico, neste estudo as propriedades dos fios estéticos mostraram-se superiores em grande parte das avaliações quando comparadas às dos não recobertos e, para o ortodontista, o importante é que o calibre final do fio seja mantido, preenchendo em maiores proporções os *slots* dos bráquetes. Sob este ponto de vista, o descascamento da cobertura estética pode se tornar problemática pois implicaria em redução de espessura do fio.

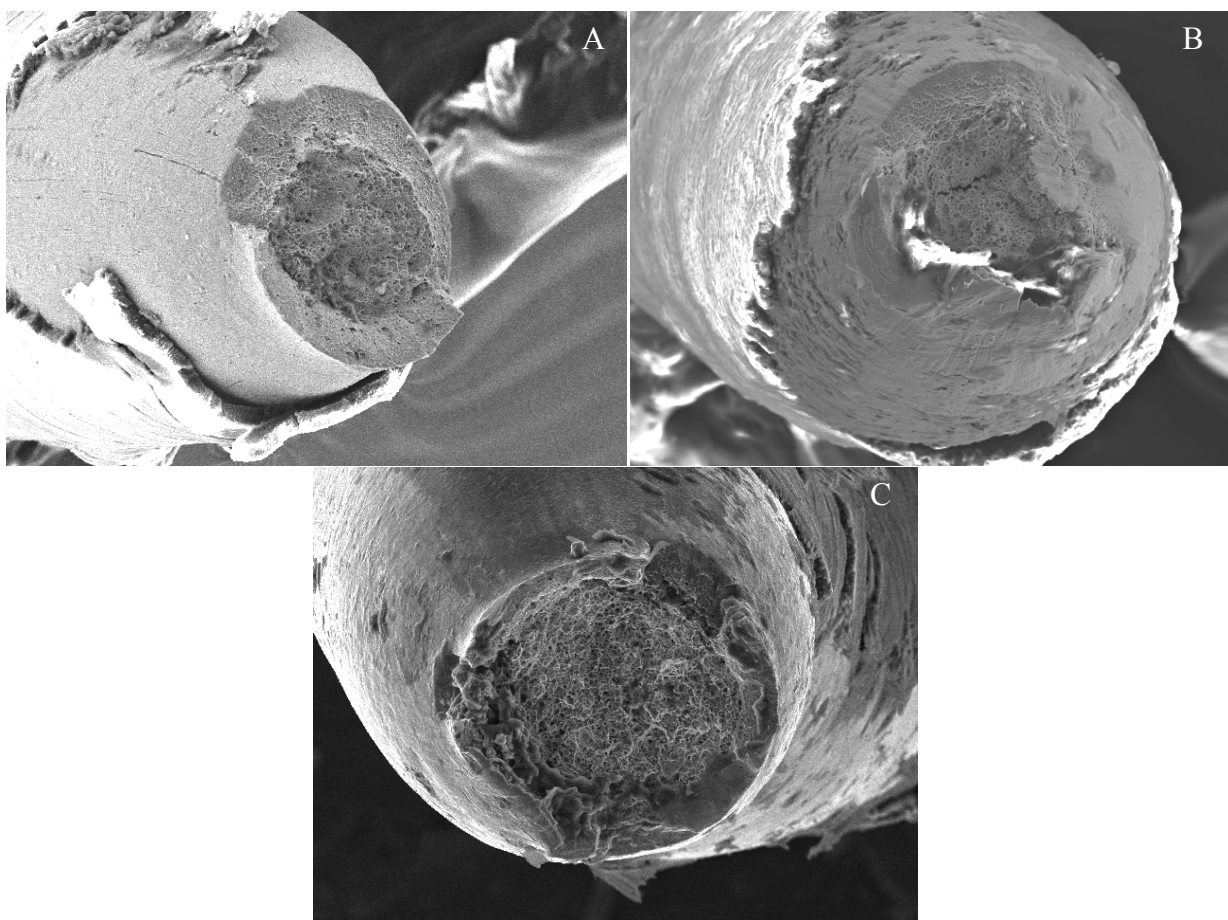


Figura 19 – Microscopia eletrônica de varredura da região de fratura dos fios de níquel-titânio superelásticos estéticos em aumento de 250 vezes. Pode-se perceber as camadas de cobertura estética se separando da base interna de níquel-titânio. A) Fio estético da marca GAC; B) Fio estético da marca Masel e; C) Fio estético da marca TP Orthodontics.

Apesar das forças menores encontradas neste estudo serem também compatíveis com a prática clínica, fios que apresentam maiores cargas para sua ruptura possuem propriedades mecânicas consideradas superiores. É possível, então, classificar os fios avaliados qualitativamente em relação a esta característica. Em ordem decrescente o resultado encontrado foi: a) GAC e TP não recobertos; b) TP estético e Masel não recoberto; c) GAC e Masel estéticos. Grupos de fios estatisticamente semelhantes são agrupados em um mesmo conjunto, distinguidos por letras.

5.1.2 Carga necessária para atingir o patamar de ativação

Pode-se afirmar que quanto menor a carga necessária para um fio atingir o patamar de ativação, maior biocompatibilidade funcional este material apresenta, considerando que a biocompatibilidade está relacionada também à função do material. Em uma situação clínica, o patamar de ativação é a região correspondente à transmissão ao dente, de força constante, mesmo com a modificação da extensão do fio. Esta modificação de extensão ocorre quando se incorpora ao arco dentes desalinhados e desnivelados durante a amarração e no momento em que este alinhamento e nivelamento ocorrem, com o fio retornando à sua posição original, retificado. O ideal, biologicamente, é que estas variações de extensão ocorram sem que haja modificação da força gerada pelo fio e que ocorram com forças baixas, porém suficientes para gerar movimentação dentária.

A principal propriedade mecânica dos fios de níquel-titânio superelásticos, supervalorizada pelas empresas fabricantes destes materiais encontra-se justamente no fato de proporcionarem forças constantes e de baixa intensidade. Um fio com esta composição que, supostamente, em uma situação clínica não alcance o patamar de ativação se comportará exatamente da mesma maneira que um fio de aço inoxidável. Portanto, quanto menor a carga necessária para atingir este patamar, melhores as propriedades dos fios em relação a esta característica, sendo o fio capaz de produzir forças leves e contínuas por uma dada faixa de tensão, absorvendo energia sem deformação permanente.

Baseado nestas informações pode-se afirmar que os fios que apresentaram melhores comportamentos neste quesito foram em ordem decrescente: a) os fios estéticos da Masel e GAC; b) os fios estéticos da TP e os não recobertos da Masel e; c) fios dos grupos não recobertos da TP e GAC (Tabelas 6, 7 e 8; Gráficos 4, 5 e 6).

Os fios estéticos da GAC e Masel atingiram os patamares com forças menores que os correspondentes não recobertos, sinal de que seriam clinicamente melhores, gerando forças

mais fisiológicas. A falta de resultados sobre este tema na literatura não permitiu a comparação com outros trabalhos e poderia se esperar que o recobrimento pudesse tornar estes fios mais rígidos e, portanto, geradores de forças mais pesadas, porém, ocorreu o contrário.

Observa-se que o fio estético da TP apresentou valores intermediários entre os outros fios estéticos avaliados e os não recobertos (com exceção da Masel, com o qual apresentou semelhança estatística) tanto em relação à carga máxima de ruptura quanto em relação à carga necessária para atingir o patamar. Isto pode ser justificado pelo fato de ser o único dos fios estéticos avaliados com presença de cobertura apenas na face externa, com a face interna apresentando-se não recoberta.

5.1.3 Extensão do patamar de ativação

A extensão do patamar de ativação consiste no deslocamento ocorrido a partir do início do patamar de ativação até o seu término. Esta propriedade expressa a capacidade do fio continuar recebendo ativação sem alterar a carga. Clinicamente, um patamar mais extenso seria desejável por, possivelmente, permitir que o fio seja deformado a ponto de alcançar dentes mais desalinhados sem alterar a carga para tal. Quando comparadas as médias, observou-se que a maior extensão do patamar foi o apresentado pelo fio estético da TP (7,50 mm) e o menor pelo fio não recoberto da GAC (2,47 mm). Considerando-se este aspecto, pode-se afirmar que em ordem decrescente estariam: a) TP, Masel e GAC estéticos; b) TP e Masel não recobertos e; c) GAC não recoberto (Tabelas 10, 11 e 12; Gráficos 7, 8 e 9).

Os três grupos de fios estéticos testados apresentaram as maiores extensões de patamares mostrando superioridade desta propriedade em relação aos não recobertos.

5.2 Testes de Ativação e Desativação

A partir das curvas médias força-deformação geradas através dos ensaios realizados até a ruptura dos fios de níquel-titânio superelásticos, foram selecionadas forças individualizadas para realização dos testes de carregamento e descarregamento para cada um dos seis grupos avaliados. Estas forças foram diferenciadas para cada grupo devido à variabilidade dos valores a partir dos quais são atingidos os patamares constantes de ativação dos fios superelásticos, de forma que todos pudessem ser testados em iguais condições de carregamento na região elástica.

Quando uma liga metálica é submetida ao carregamento além de seu limite elástico, em qualquer temperatura, ela se deforma plasticamente e permanece com uma deformação residual após a remoção da força externa aplicada. A alteração é irreversível a não ser quando deformada plasticamente pela segunda vez, aplicando-se força em direção oposta (VAN HUMBEECK; CHANDRASEKARAN; DELAEY, 1991).

Burstone, Baldwin e Lawless (1961), afirmaram que as forças aplicadas em ortodontia só serão úteis na medida em que estimulem uma resposta tecidual desejada. Estas forças têm sua origem primária na deformação elástica dos fios, que absorvem e devolvem energia durante o carregamento e o descarregamento.

A força ortodôntica tradicionalmente considerada ótima para qualquer movimento dentário é aquela que dá início à máxima resposta do tecido, sem dor ou reabsorção radicular e mantém a saúde dos ligamentos periodontais que envolvem os dentes durante todo o movimento, ou seja, força leve e contínua. Para se construir um sistema de força com estas características é importante definir-se o comportamento elástico do material.

A ativação ou carregamento consiste na etapa dos testes de tração em que ocorre aumento gradativo da tensão aplicada aos fios ortodônticos com conseqüente deformação elástica dos mesmos. Ao atingir aproximadamente 50% da deformação na região do patamar, iniciou-se a fase de desativação ou descarregamento que configura a etapa na qual a força máxima padronizada para o teste é atingida e a mesma é reduzida gradativamente, com a mesma velocidade, até o valor inicial ou próximo do mesmo, se não houver deformação permanente.

A utilização de uma carga com valores iguais para todos os grupos testados incluiria alguns dos fios em uma tensão acima dos seus patamares de ativação, situação na qual os fios apresentam deformação plástica ou permanente, com alteração irreversível de suas propriedades mecânicas, enquanto para outros esta carga padronizada para os seis grupos representaria uma tensão abaixo dos seus patamares de ativação, situação na qual esta avaliação não seria significativa, sem a manifestação da superelasticidade.

5.2.1 Área sobre curvas na ativação (limite de trabalho) e desativação (resiliência)

A área total sob a curva força-deformação na região de ativação representa o limite de trabalho necessário para deformar os fios avaliados, enquanto a análise da área calculada sob a região da curva referente à desativação expressa a resiliência manifestada pelo fio avaliado, ou seja, a energia liberada pelo fio.

Desde sua apresentação, o fio superelástico tem se mostrado útil nos tratamentos ortodônticos. Mesmo quando flexionados a grandes amplitudes, eles ainda retornam a muito próximo da sua forma original exercendo forças leves para um eficiente movimento dentário. Como resultado desse maior limite de trabalho dos fios de níquel-titânio, os dentes severamente mal posicionados podem ser facilmente alcançados no tratamento pelo arco (ANDREASEN; WASS; CHAN, 1985).

As curvas de ativação representam a força utilizada na amarração do arco ao bráquete enquanto as de desativação representam a carga que é transferida ao dente. Portanto, os resultados encontrados referentes às curvas de desativação são mais importantes para o ortodontista visto que representam as características clínicas de maior relevância para a movimentação ortodôntica.

As energias acumuladas pelos fios podem ser representadas pela área sob a curva no gráfico força *versus* deformação. Quando comparadas as energias acumuladas durante a ativação (limite de trabalho) dos fios de níquel-titânio superelásticos observou-se que os fios não recobertos da GAC, Masel e TP e os estéticos da GAC e Masel acumularam quantidades estatisticamente semelhantes de energia durante a ativação. Os fios não recobertos da TP acumularam quantidade estatisticamente superior de energia durante a ativação (657,94 F.mm), em relação aos demais fios ensaiados (Tabela 12; Gráfico 10).

O registro dos valores da força no descarregamento é importante porque o comportamento de um fio no descarregamento representa a carga gerada pelo mesmo durante sua função em uma aparelhagem ortodôntica (OLTJEN et al., 1997).

A área calculada durante a desativação corresponderia ao módulo de resiliência do material, o qual pode ser definido como a capacidade do fio de armazenar energia, quando deformado elasticamente, e liberá-la quando descarregado (O'BRIEN; RYGE, 1973; SOUZA, 1982; THUROW, 1979). Isto corresponde, clinicamente, à quantidade de movimentação dentária que um determinado fio é capaz de gerar. Segundo Nikolai (1985), a força aplicada ao dente é proporcional ao módulo de resiliência do fio. Deseja-se, portanto, que a área durante a desativação seja a maior possível, porém mediante cargas biologicamente compatíveis. Com base no cálculo da área de descarregamento aqueles que apresentaram maiores extensões foram: a) os fios estéticos da TP juntamente com os não-recobertos da GAC e TP; b) seguidos pelos não recobertos da Masel e os estéticos da Masel e GAC (Tabela 16; Gráfico 11).

As energias acumuladas durante desativação (resiliência) apresentaram variações entre os grupos mais expressivas que as de ativação. Pode-se afirmar que quanto maiores as áreas

de desativação maior a resiliência do fio. No entanto, observou-se neste estudo que áreas de desativação apresentaram variações entre os grupos em função das diferentes cargas de desativação. Portanto, maiores áreas sob as porções de descarregamento nas curvas força-deformação estavam associadas a forças maiores, biologicamente mais incompatíveis. Os resultados comprovam que as propriedades mecânicas dos fios devem ser observadas em conjunto para que a escolha do fio ideal seja realizada de maneira eficaz.

Em vista disso, a interpretação destes resultados não deve ser feita apenas com base na extensão da área da curva de desativação pois esta área foi mensurada a partir de testes de carregamento e descarregamento realizados com forças diferentes para cada grupo avaliado. Neste estudo, os fios não recobertos suportaram maiores cargas antes de deformarem permanentemente, apresentando maior limite elástico e sendo testados com forças maiores. Estas forças de teste mais elevadas proporcionaram áreas de desativação mais extensas, entretanto, interessa mais ao ortodontista saber como o fio se comporta diante de cargas mais baixas, que sejam viáveis clinicamente (QUINTÃO, 1987).

A resiliência é uma das características mais importantes dos fios, pois seu conceito envolve a energia diretamente ligada à deformação elástica, importante nos procedimentos de alinhamento e nivelamento dos dentes, traduzindo a ativação usada nestas operações. No entanto, falta um referencial de quantidade de força, no qual a resiliência calculada se relacione com uma grandeza de força utilizada em Ortodontia. Para uma melhor comparação entre os grupos seria interessante padronizar, um valor de força no qual todos os grupos avaliados estivessem na região de curva de descarregamento e abaixo da deformação plástica.

5.2.2 Cargas no início, em 2% e 4% da deformação nos patamares de ativação

Esta análise é importante para que se possa observar se o valor encontrado em determinado ponto do patamar significa uma expressão de propriedade mecânica real ou alguma alteração específica como falha ocorrida durante o ensaio, *gap* na região interna do fio, gerando confusão a respeito do comportamento verdadeiro do fio ortodôntico. São utilizados, portanto, três pontos distintos, para confirmar se a região avaliada representa um patamar real.

Observou-se que a inclinação do patamar de carregamento das curvas foram ascendentes, ou seja, a força necessária para deformar em 2% foi maior que a força para atingir o início do patamar e a força para deformar 4% foi superior à necessária para deformar 2%. Observou-se que existe diferença estatística significativa entre as forças para atingir o

início dos patamares em relação às de deformação igual a 4% para todos grupos de fios ensaiados com exceção do Masel estético que apresentou semelhança em todas as comparações. Este resultado indica que os fios da Masel submetidos a forças constantes apresentam deformação, necessária para a movimentação ortodôntica. Os fios não recobertos das marcas Masel e TP apresentaram diferenças estatísticas significativas também quando comparadas as cargas em 2% e 4%. Todos os grupos de fios avaliados apresentaram semelhanças quando comparadas as cargas no início do patamar com as cargas em 2% (Tabelas 18 e 19; Gráfico 12).

Constatou-se que, de maneira geral, os fios não recobertos apresentaram cargas superiores durante o carregamento em relação aos fios estéticos avaliados, tanto para as cargas iniciais quanto para serem deformados em 2% e 4% na região do patamar de pseudo-elasticidade. A exceção ficou por conta dos fios não recobertos da Masel que apresentaram valores estatisticamente semelhantes aos estéticos da TP. As cargas de ativação observadas por ordem crescente de valores foram: a) as dos fios estéticos da Masel e GAC (respectivamente, iniciais: 46,2 e 48,7; em 2%: 46,6 e 49,4; em 4%: 47,7 e 50,6 N); b) as dos fios não recobertos da Masel, similares às cargas dos fios estéticos da TP; c) as dos fios não recobertos da TP, semelhantes estatisticamente às dos fios não recobertos da GAC quando comparados em deformações a 4% e; d) as dos fios não recobertos da GAC, as que apresentaram valores mais elevados (iniciais: 79,7; em 2%: 81,2; em 4%: 82,8). Biologicamente, os fios não recobertos da TP e GAC apresentaram características inferiores aos estéticos da Masel e GAC em termos de magnitude de forças nos patamares de ativação. Os não recobertos da Masel e estéticos da TP apresentaram características intermediárias (Tabelas 18 e 20; Gráfico 12).

5.2.3 Cargas no início, em 2% e 4% de recuperação nos patamares de desativação

Dentre todas as propriedades mecânicas dos fios ortodônticos determinadas em tração, a força liberada durante a desativação é a que mais expressa e relaciona-se ao comportamento clínico dos mesmos. Observa-se que, de forma geral, todos os fios avaliados apresentaram redução significativa e abrupta dos valores das cargas ao iniciar o descarregamento. A diminuição acentuada da força, após ativação máxima, parece ser uma característica dos fios com superelasticidade, pois vários autores que apresentam gráficos com essas ligas, mostram esse tipo de comportamento (GURGEL et al., 2001; HEMINGWAY et al., 2001; IJIMA et

al., 2002; MIURA et al., 1986; MIURA; MOGI; OKAMOTO, 1990; MOHLIN et al., 1991; WATERS, 1992; YANARU et al., 2003).

A partir de certo valor a carga apresentou pequena variação, caracterizando a formação do patamar de descarregamento. Em relação à observação gráfica destas curvas pode-se afirmar que quanto mais horizontal este patamar se apresentar, mais constantemente esta carga é mantida mesmo enquanto o fio sofre deformação. À medida que ocorreu o descarregamento as cargas foram diminuindo sem apresentar proporcionalidade com a recuperação elástica. Comparando-se as forças no início do patamar e após ocorrer recuperação de 2% e 4% observou-se que existe diferença estatística significativa apenas para os fios não recobertos da GAC; entre as forças iniciais em relação às observadas na recuperação de 4% para os fios estéticos da Masel e; entre a força observada na recuperação em 2% em relação às iniciais e em 4% para os fios estéticos da TP. Todas as outras comparações não apresentaram diferenças estatísticas significativas demonstrando que a força permaneceu praticamente constante, a despeito da recuperação da deformação em uma faixa específica. Esse atributo único é a manifestação da superelasticidade. As aplicações clínicas destes fios podem gerar um movimento dentário mais fisiológico, devido à força relativamente constante gerada por um longo período de tempo durante a desativação do fio (Tabelas 21 e 22; Gráfico 13).

As cargas de desativação observadas por ordem crescente de valores foram: a) as dos fios estéticos da GAC e Masel nas cargas iniciais, em 2% e 4% (respectivamente, iniciais: 21,6 e 24,7; em 2%: 19,6 e 23,1; em 4%: 18,5 e 19,8 N); b) as dos fios não recobertos da Masel, similares às cargas dos fios estéticos da TP nos três diferentes pontos de avaliação; c) as dos fios não recobertos da TP e GAC, que apresentaram valores mais elevados de cargas de desativação (respectivamente, iniciais: 45,3 e 51,6; em 2%: 45,2 e 45,0; em 4%: 39,9 e 44,0 N) (Tabelas 21 e 23; Gráfico 13).

5.2.4 Extensão dos patamares de ativação e desativação

A extensão do patamar de ativação consiste no deslocamento ocorrido a partir do início do patamar de ativação até o término deste patamar. Esta propriedade expressa a capacidade do fio continuar recebendo ativação sem alterar a carga. Os fios estéticos apresentaram patamares de ativação significativamente mais extensos que os fios não recobertos demonstrando, em relação à análise desta característica superioridade de suas propriedades. O fio com maior extensão de patamar de ativação (6,61 mm) foi o da GAC

estético sendo estatisticamente semelhante aos fios estéticos da Masel (6,59 mm) e TP (6,15 mm) e estes diferentes estatisticamente dos não recobertos. O fio não recoberto da GAC foi o que apresentou menor extensão do patamar de ativação (2,99 mm), porém as três marcas de fios não recobertos avaliados apresentaram similaridade estatística entre si (Tabelas 24 e 25; Gráfico 14).

Exatamente como no patamar de ativação, a extensão do patamar de desativação consiste no deslocamento ocorrido a partir do início do patamar de desativação até o seu término. Esta propriedade expressa a capacidade do fio de movimentar os dentes sem alterar de maneira significativa a carga. Os fios estéticos apresentaram patamares de desativação significativamente mais extensos que os fios não recobertos demonstrando também em relação à análise desta característica, superioridade de suas propriedades. O fio com maior extensão de patamar de desativação (6,96 mm) foi o da Masel estético sendo estatisticamente semelhante aos fios estéticos da GAC (6,71 mm) e TP (6,07 mm) e estes diferentes estatisticamente dos não recobertos. O fio não recoberto da Masel foi o que apresentou menor extensão do patamar de ativação (1,18 mm), porém as três marcas de fios não recobertos avaliados apresentaram similaridade estatística entre si (Tabelas 26 e 27; Gráfico 15).

A superelasticidade de um fio é caracterizada pelo aumento da deformação para uma força constante de desativação, ou seja, quanto maior a extensão do patamar de desativação, maior a manifestação de superelasticidade de um fio. Clinicamente, essas características resultam em alinhamento e nivelamento mais eficazes, com menor tempo de cadeira do paciente e menos desconforto para o paciente. Estes fios superelásticos facilitam o tratamento ortodôntico pela dissipação de forças leves e constantes, necessária à movimentação dentária mais fisiológica.

O comportamento diferente dos fios de níquel-titânio, durante a ativação e desativação, é dependente da transformação de fases, o que, por sua vez, é dependente da magnitude da solicitação do material, bem como de condições complexas, como composição da liga e do tratamento térmico anterior.

A utilização de bráquetes estéticos, sejam cerâmicos ou plásticos, está se tornando cada vez mais popular e a qualidade dos mesmos tem sido aprimorada pelas empresas fabricantes baseada em informações e resultados de estudos clínicos e laboratoriais. No entanto, normalmente na prática clínica, os fios ortodônticos utilizados com estes bráquetes são compostos por ligas metálicas, prejudicando a estética final do conjunto. Isto pode ser explicado pela falta de estudos na literatura ortodôntica a respeito dos fios estéticos, o que pode causar insegurança ao ortodontista na escolha destes fios.

O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades mecânicas dos fios estéticos em relação aos fios correspondentes, ou seja, fios de mesmo calibre, composição e marca, porém sem cobertura estética. Os resultados demonstraram bom desempenho dos fios estéticos, superando em grande parte das avaliações características dos fios não recobertos. No entanto, é necessário que outros estudos sejam realizados para reforçar os resultados encontrados, comprovando realmente a efetividade destes materiais. É importante observar que, na prática clínica, outros fatores estão envolvidos, dentre eles o custo mais elevado destes fios em relação aos superelásticos não recobertos e a possibilidade de desgaste de cobertura que pode ser observada clinicamente, prejudicando a sua função estética. Esta remoção da cobertura pode estar relacionada ao tempo em que o fio permanece na boca, ao tipo de alimentação do paciente, à utilização de enxaguatórios bucais, ao tipo de escova dental que o paciente utiliza assim como à força que o mesmo exerce durante a escovação.

6 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos, através de ensaios de tração, das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos de níquel-titânio superelásticos estéticos quando comparados aos de mesma composição não recobertos, pode-se concluir que:

6.1- Carga máxima de ruptura: Os fios estéticos apresentaram ruptura com cargas menores que os não recobertos. Em ordem decrescente o resultado encontrado foi: a) GAC e TP não recobertos; b) TP estético e Masel não recoberto; c) GAC e Masel estéticos.

6.2- Carga necessária para atingir o patamar de ativação: pode-se afirmar que os fios que apresentaram melhores comportamentos neste quesito foram em ordem decrescente: a) os fios estéticos da Masel e GAC; b) os fios estéticos da TP e os não recobertos da Masel e; c) fios dos grupos não recobertos da TP e GAC. Os fios estéticos da GAC e Masel atingiram os patamares com forças menores que os correspondentes não recobertos, sinal de que seriam clinicamente melhores, gerando forças mais fisiológicas.

6.3- Extensão do patamar de ativação: quando comparadas as médias entre si, pode-se afirmar que em ordem decrescente estariam: a) TP, Masel e GAC estéticos; b) TP e Masel não recobertos e; c) GAC não recoberto. Os três grupos de fios estéticos testados apresentaram as maiores extensões de patamares mostrando superioridade desta propriedade em relação aos não recobertos.

6.4- Área sob as curvas na ativação (limite de trabalho): observou-se que os fios não recobertos da GAC, Masel e TP e os estéticos da GAC e Masel acumularam quantidades estatisticamente semelhantes de energia durante a ativação. Os fios não recobertos da TP acumularam quantidade estatisticamente superior de energia durante a ativação, em relação aos demais fios ensaiados.

6.5- Área sob as curvas na desativação (resiliência): observou-se que as áreas de desativação apresentaram variações entre os grupos em função das diferentes cargas de desativação. Os fios de maior resiliência com base no cálculo da área de descarregamento foram: a) os fios estéticos da TP e os não-recobertos da GAC e TP; b) os não recobertos da Masel e os estéticos da Masel e GAC.

6.6- Cargas no início, em 2% e 4% de deformação nos patamares de ativação: As cargas de ativação observadas por ordem crescente de valores foram: a) as dos fios estéticos da Masel e GAC (respectivamente, iniciais: 46,2 e 48,7; em 2% 46,6 e 49,4; em 4% 47,7 e 50,6); b) as dos fios não recobertos da Masel, similares às cargas dos fios estéticos da TP; c) as dos fios não recobertos da TP, semelhantes estatisticamente às dos fios não recobertos da GAC quando comparados em deformações a 4% e; d) as dos fios não recobertos da GAC, as que apresentaram valores mais elevados (iniciais: 79,7; em 2% 81,2; em 4% 82,8).

6.7- Cargas no início, em 2% e 4% nos patamares de desativação: as cargas de desativação observadas por ordem crescente de valores foram: a) as dos fios estéticos da GAC e Masel nas cargas iniciais, em 2% e 4% (respectivamente, iniciais: 21,6 e 24,7; em 2%: 19,6 e 23,1; em 4%: 18,5 e 19,8 N); b) as dos fios não recobertos da Masel, similares às cargas dos fios estéticos da TP nos três diferentes pontos de avaliação; c) as dos fios não recobertos da TP e GAC, que apresentaram valores mais elevados de cargas de desativação (respectivamente, iniciais: 45,3 e 51,6; em 2%: 45,2 e 45,0; em 4%: 39,9 e 44,0 N).

6.8- Extensão dos patamares de ativação: Os fios estéticos apresentaram patamares de ativação significativamente mais extensos que os fios não recobertos demonstrando, em relação à análise desta característica superioridade de suas propriedades. O fio com maior extensão de patamar de ativação (6,61 mm) foi o da GAC estético sendo estatisticamente semelhante aos fios estéticos da Masel (6,59 mm) e TP (6,15 mm) e estes diferentes estatisticamente dos não recobertos. O fio não recoberto da GAC foi o que apresentou menor extensão do patamar de ativação (2,99 mm), porém as três marcas de fios não recobertos avaliados apresentaram similaridade estatística entre si.

6.9- Extensão dos patamares de desativação: os fios estéticos apresentaram patamares de desativação significativamente mais extensos que os fios não recobertos demonstrando também em relação à análise desta característica, superioridade de suas propriedades. O fio com maior extensão de patamar de desativação (6,96 mm) foi o da Masel estético sendo estatisticamente semelhante aos fios estéticos da GAC (6,71 mm) e TP (6,07 mm) e estes diferentes estatisticamente dos não recobertos. O fio não recoberto da Masel foi o que apresentou menor extensão do patamar de ativação (1,18 mm), porém as três marcas de fios não recobertos avaliados apresentaram similaridade estatística entre si.

REFERÊNCIAS

- AIROLDI, G. et al. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 112, n. 1, p. 58-63, July 1997.
- ANDREASEN, G. F.; BARRET, R. D. An evolution of cobalt-substituted Nitinol wire in Orthodontics. **Am J Orthod**, v. 73, n. 2, p. 462-740, May 1973.
- ANDREASEN, G.F.; MORROW, R. E. Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire. **Am J Orthod**, v. 73, n. 2, p. 142-151, Feb. 1978.
- ANDREASEN, G.F; WASS, K.; CHAN, K. C. A review of superelastic and thermodynamic nitinol wire. **Quintessence Int**, v. 16, n. 9, p. 623-626, Sep. 1985.
- ANDREASEN, G.H.; HILLEMANN, 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, June 1971.
- BAKKE, M. et al. Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. **Scand J Dent Res**, v. 98, n. 2, p. 149-158, Apr. 1990.
- BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 110, n. 5, p. 553-558, Nov. 1996.
- BISHARA, S. et al. Comparisons of the thermodynamic properties of three nickel-titanium orthodontic archwires. **Angle Orthod**, v. 65, n. 2, p. 1117-1122, Apr. 1995.
- BREECE, G. L.; NIEBERG, L. G. Motivations for adult orthodontic treatment. **J Clin Orthod**, v. 20, n. 3, p. 166-171, Mar. 1986.
- BURSTONE, C. J.; BALDWIN, J. J.; LAWLESS, D. T. The application of continuous forces to orthodontics. **Angle Orthod**, v. 31, n. 1, p. 1-14, Jan. 1961.
- BURSTONE, C. J.; GOLDBERG, J. Beta Titanium: A new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v. 77, n. 2, p. 121-132, Feb. 1980.
- BURSTONE, C. J; QIN, B.; MORTON, J. Y. Chinese NiTi wire- a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v. 87, n. 6, p. 445-452, June 1985.
- CACCIAFESTA, V. et al. Light-emitting diode technology for orthodontic bonding. **J Clin Orthod**, v.36, n. 8, p.461-465, Aug. 2002.
- CLOCHERET, K. et al. Dynamic frictional behaviour of orthodontic archwires and brackets. **Eur J Orthod**, v. 26, n. 2, p. 163-170, Apr. 2004.
- COBB III, N. W. et al. Efficiency of multi-strand steel, superelastic Ni-Ti and ion-implanted Ni-Ti archwires for initial alignment. **Clin Orthod Res**, v. 1, n. 1, p. 12-19, Aug. 1998.
- ELIAS, C. N., LOPES, H. P. **Materiais Dentários – Ensaios Mecânicos**. São Paulo: Santos, 2007, 266 p.

EVANS, T. J. et al. Clinical comparison and performance perspective of three aligning arch wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 114, n. 1, p. 32-39, July 1998.

EVANS, T. J.; 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.

GARCÍA-MORALES, P. et al. Maximum bite force, muscle efficiency and mechanical advantage in children with vertical growth patterns. *Eur J Orthod*, v. 25, n. 3, p. 265-272, Jun. 2003.

GOLDBERG, A. J. et al. Screening of matrices and fibers for reinforced thermoplastics intended for dental applications.

J Biomed Mater Res, v. 28, n. 2, p. 167-173, Feb. 1994.

GOLDSTEIN, M. C.; BURNS, M. H.; YURFEST, P. Esthetic orthodontic appliances for the adult. **Dent Clin North Am**, v. 33, n. 2, p. 183-193, Apr. 1989.

GRAVINA, M. A. et al. Fios ortodônticos: Propriedades mecânicas relevantes e aplicação clínica. **Rev dent press ortodon ortopedi facial**, v. 9, n. 1, p. 113-128, jan./fev. 2004.

GRAVINA, M. A. et al. Mechanical properties of nickel titanium and steel alloys under stress-strain test. **Korean J Orthod**, v. 33, n. 6, p. 465-474, 2003.

GURGEL, J. A., et al. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 120, n. 4, p. 378-382, Oct. 2001.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios ortodônticos. **Rev dent press ortodon ortopedi facial**, v. 6, n. 4, p. 103-114, 2001.

HAZEL, R. J.; ROHAN, G. J.; WEST, V.C. Force relaxation in orthodontic arch wires. **Am J Orthod**, v. 86, n. 5, p. 396-402, Nov. 1984.

HELLSING, E.; HAGBERG, C. Changes in maximum bite force related to extension of the head. **Eur J Orthod**, v. 12, n. 2, p. 148-153, May 1990.

HEMINGWAY, R. et al. The influence of bracket type on the force delivery of Ni-Ti archwires. **Eur J Orthod**, v. 23, n. 3, p. 233-241, June 2001.

HERSHEY, H. G. The orthodontic appliance: esthetic considerations. v. 117, n. 4, p. 29-34, Sep. 1988.

HOBSON, R. S.; LEDVINKA, J.; MEECHAN, J. G. The effect of moisture and blood contamination on bond strength of new orthodontic bonding material. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 120, n. 1, p. 54-57, July 2001.

HUSMANN, P. et al. The frictional behavior of coated guiding archwires. **J Orofac Orthop**, v. 3, n. 3, p. 199-211, May 2002.

IJIMA, M. et al. Micro X-ray diffraction study of superelastic nickel-titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. **Biomaterials**, v. 23, n. 8, p. 1769-1774, Apr. 2002.

IMAI, T et al. Mechanical properties and aesthetics of FRP orthodontic wire fabricated by hot drawing. **Biomaterials**, v. 19, n. 23, p. 2195-2200, Dec. 1998.

IMAI, T. et al. Effects of water immersion on mechanical properties of new esthetic orthodontic wire. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 116, n. 5, p. 533-538, Nov. 1999.

JANCAR, J. DIBENEDETTO, A. T., GOLDBERG, A. J. Thermoplastic fiber-reinforced composites for dentistry. Part II. Effect of moisture on flexural properties of unidirectional composites. **J Mater Sci**, v. 4, n. 6, p. 562-568, Dec. 1993.

KAPILA, S. et al. Effects of clinical recycling on mechanical properties of nickel-titanium alloy wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 100, n. 5, p. 428-435, Nov. 1991.

KAPILA, S. et al. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 98, n. 2, p. 117-126, Aug. 1990.

KHIER, S. E.; BRANTLEY, W. A.; FOURNELLE, R. A. Bending properties of superelastic and nonsuperelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Am J Orthod**, v. 99, n. 4, p. 310-318, Apr. 1991.

KLUMP, J. P. et al. Elastic energy/stiffness ratios for selected orthodontic wires. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 106, n. 6, p. 588-596, Dec. 1994.

KOHL, R. W. Metallurgy in orthodontics. **Angle Orthod**, v. 34, n. 1, p. 37-52, Jan. 1964.

KUSY, R. P. A review of contemporary archwires: Their properties and characteristics. **Angle Orthod**, v. 67, n. 3, p. 197-207, June 1997.

KUSY, R. P.; GREENBERG, A. R. Effects of composition and cross-section on the elastic properties of orthodontic wires. **Angle Orthod**, v. 51, n. 4, p. 325-341, Oct. 1981.

KUSY, R. P.; WHITLEY, J. Q. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. **J Biomech**, v. 23, n. 9, p. 913-925, 1990.

LINN, B. J. et al. A comparison of bond strength between direct- and indirect-bonding methods. **Angle Orthod**, v. 76, n. 2, p. 289-294, Mar. 2006.

LIPSHATZ, J.; BROCKHURST P. J.; WEST V. C. Clinical note no 11. Mechanical properties in bending of shape-memory wires. **Aust Dent J**, v. 37, n. 4, p. 315-316, Aug. 1992.

MELLING, T. R.; ODEGAARD J. The effect of short-term temperature changes on superelastic nickel-titanium archwires activated in orthodontic bending. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 119, n. 3, p. 263-273, Mar. 2001.

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.

MIURA, F.; MOGI, M.; OKAMOTO, Y. New application of superelastic NiTi rectangular wire. **J Clin Orthod**, v. 24, n. 9, p. 544-548, Sep. 1990.

- MOHLIN, B. et al. Examination of chinese Ni-Ti wire by a combined clinical and laboratory approach. **Eur J Orthod**, v. 13, n. 1, p. 386-391, Feb. 1991.
- NEUMANN, P.; BOURAUDEL, C.; JÄGER, A. Corrosion and permanent fracture resistance of coated and conventional orthodontic wires. **J Mater Sci Mater Med**, v. 13, n. 2, p. 141-147, Feb. 2002.
- NIKOLAI, R. J. On the application of engineering mechanics to the force and structural analyses of orthodontic appliances. **Am J Orthod**, v. 87, n. 3, p. 253-255, Mar. 1985.
- O'BRIEN, W. J.; RYGE, G. **An outline of dental materials and their selection**. W.B. Saunders Company, 1973.
- OLTJEN, J. M. et al. Stiffness-deflection behavior of selected orthodontic wires. **Angle Orthod**, v. 67, n. 3, p. 209-218, June 1997.
- OPPENHEIM, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. **Am J Orthod**, v. 30, n. 6, p. 277-328, June 1944.
- OSBORNE, J. W.; MAO, J. A thin bite-force transducer with three-dimensional capabilities reveals a consistent change in bite-force direction during human jaw-muscle endurance tests. **Arch Oral Biol**, v. 38, n. 2, p. 139-144, Feb. 1993.
- PEREIRA, L. J. et al. Muscle thickness, bite force, and craniofacial dimensions in adolescents with signs and symptoms of temporomandibular dysfunction. **Eur J Orthod**, v. 29, n. 1, p. 72-78, Feb. 2007.
- PERKINS, J.; HODGSON, D. **The two-way shape memory effect**. Jeff Perkins Plenum Press, 1975. 245p.
- PROFFIT, W. R. **Contemporary Orthodontics**. St. Louis: Mosby, 1986. 579 p.
- PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W.; NIXON, W. L. Occlusal forces in normal and long faced children. **J Dent Res**, v. 62, n. 5, p. 571-574, May 1993.
- QUINTÃO, C. C. A. **Fios utilizados em fase inicial de tratamento ortodôntico : Propriedades mecânicas e desempenho clínico**. 2000. 175 f. Tese (Doutorado em Odontologia – Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- QUINTÃO, C. C. A. **Propriedades mecânicas de fios ortodônticos avaliadas em ensaio de tração**. 1987. 143 f. Dissertação (Mestrado em Odontologia - Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.
- REITAN, K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. **Am J Orthod**, v. 53, n. 10, p. 721-745, Oct. 1967.
- REITAN, K. Continuous bodily movement and its histological significance. **Acta Odontol Scand**, v. 7, n. 38, p. 115-144, 1946-47.
- REITAN, K.; KVAN, E. Comparative behavior of human and animal tissue during experimental tooth movement. **Am J Orthod**, v. 41, n. 1, p. 1-14, Jan. 1971.

ROCK, W. P.; WILSON, H. J. Forces exerted by orthodontic aligning archwires. **Br J Orthod**, v. 15, n. 4, p. 255-259, Nov. 1988.

SOUZA, S. A. **Ensaio Mecânicos de Materiais Metálicos**. 2. ed. São Paulo: Edgard Blücher, 1982.

SUNNA, S.; ROCK, W. P. An in vivo investigation into the bond strength of orthodontic brackets and adhesive systems. **Br J Orthod**, v. 26, n. 1, p. 47-50, Mar. 1999.

SWANSON, T. et al. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 125, n. 3, p. 337-341, Mar. 2004.

TALASS, M. F. Optiflex archwire treatment of a skeletal Class III open bite. **J Clin Orthod**, v. 26, n. 4, p. 245-252, Apr. 1992.

THUROW, R. C. **Edgewise Orthodontics**. 3rd ed. Saint Louis: The C. V. Mosby Company, 1979. 336 p.

VAN HUMBEECK, J.; CHANDRASEKARAN, M.; DELAEY, L. Shape memory alloys: materials in action. **Endeavour**, v. 15, n. 4, p. 148-54, 1991.

WATERS, N. E. Superelastic nickel-titanium wires. **Br J Orthod**, v. 19, n. 4, p. 319-322, Nov. 1992.

WEST, A. E. **A clinical comparison of two initial aligning archwires**. 1992. 132 f. Tese. Department of Child Dental Health, University of Wales, Wales.

WILLIAMS, J. C. The effects of residual stress, thermal stress-relief, and electrolytic polishing on the elastic properties of australian wire. **Am J Orthod**, v. 50, p. 785, 1964.

YAMAGATA, S.; IMAI, T.; WATARI, F. An experimental study of the development of an esthetic transparent orthodontic wire with fiber reinforced plastic structure. **Hokkaido J Dent Sci**, v. 16, p. 225-244, 1995.

YANURU, K. et al. Temperature- and deflection- dependences of orthodontic force with Ni-Ti wires. **Dent Mater J**, v. 22, n. 2, p. 146-159, June 2003.

ZUFALL, S. W.; KENNEDY, K. C.; KUSY, R. P. Frictional characteristics of composite orthodontic archwires against stainless steel and ceramic brackets in the passive and active configurations. **J Mater Sci Mater Med**, v. 9, n. 11, p. 611-620, Nov. 1998.

ZUFALL, S. W.; KUSY, R. P. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. **Angle Orthod**, v. 70, n. 1, p. 34-47, Feb. 2000.