

Paulo Rogério de Oliveira Pinto

**RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES COM MOLAS FECHADAS
DE NÍQUEL-TITÂNIO E ELÁSTICOS EM CADEIA**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul como requisito à obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração Ortodontia e Ortopedia Facial

Orientador: Prof.Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima

Porto Alegre

2006

Dedico este trabalho à minha família, por aceitar a privação de minha companhia durante o período de meus estudos e, sobretudo, por apoiar e incentivar meu crescimento profissional.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

À Deus, por tudo.

Aos meus pais, Sebastião e Maria Perpétua, pelo carinho, amor e apoio.

Aos meus avós, Jesus e Dirce, pela inspiração de uma vida de perseverança e dedicação à família.

Aos meus irmãos, Ana Paula e Matheus pela compreensão e, acima de tudo pela amizade.

À minha namorada, Simone, pelo amor, paciência, incentivo, companheirismo e apoio nos momentos mais difíceis.

Ao meu colega, Gustavo da Luz Vieira, pela incondicional e sincera amizade firmada ao longo destes dois anos de curso. Amigo nas horas boas e ruins.

Ao Professor Eduardo Martinelli Santayana de Lima, não só pela valiosa orientação neste trabalho, mas sobretudo pelo respeito e amizade firmada.

Às Professoras Susana Maria Deon Rizzato e Luciane Macedo de Menezes, pelo exemplo de dedicação científica à nossa profissão e ao ensino da Ortodontia e pela amizade e carinho dedicados aos alunos.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do seu Diretor Professor Marcos Túlio Mazzini de Carvalho, pela excelente estrutura e qualidade de ensino proporcionadas.

À Professora Nilza Pereira, pelo exemplo de disciplina e profissionalismo à frente da Coordenação do Programa de Pós-graduação em Odontologia.

À CAPES, pelo apoio financeiro, indispensável para a realização deste Curso.

À TP Orthodontics, na pessoa de Margarete Campoy, pelo fornecimento das molas de níquel-titânio utilizadas nesta pesquisa.

À American Orthodontics, na pessoa de Joaquin Casamayor, pelo fornecimento dos elásticos em cadeia utilizados neste estudo.

A Professora Luciane Macedo de Menezes, pela dedicação à frente do Curso de Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial, contribuindo constantemente para o aperfeiçoamento da especialidade.

Ao Professor Ernani Menezes Marchioro, pela transmissão de sólidos ensinamentos de uma maneira bem-humorada e pelo carinho e amizade demonstrados durante todo o período do curso.

Ao Professor Telmo Bandeira Berthold, pelos importantes ensinamentos transmitidos ao longo do curso.

Aos demais professores das áreas de domínio conexo do curso de Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial, pela cessão de seus conhecimentos que colaboraram na minha formação.

A todos os professores que participaram do desenvolvimento dos meus conhecimentos, desde os primeiros anos de colégio até os dias de hoje.

Aos eternos e presentes amigos Fábio Leivas Braga, Leandro Prietto, Luis André Mezzomo, Marcelo Abreu, Rafael Farias Mérola, Ricardo Damo Meneguzzi e Vinicius Nery Viegas, os quais constantemente demonstram o verdadeiro significado das palavras amizade e companheirismo.

Aos colegas de turma, Claudia Santos Mezzomo, Graziela Henriques Westphalen, Gustavo da Luz Vieira, Marcos Gonzales Chevarria e Michel Azevedo Lanes, pela feliz e agradável relação durante os dois anos que convivemos de maneira intensa.

Aos colegas da turma antecessora, Giovanna, Guilherme, Marcel, Rodrigo, Tatiana e Vanessa, pela amizade firmada.

Aos colegas da turma do primeiro ano de Mestrado Ana Maria, Ariádna, Carine, Luciano, Maíra e Ricardo, e da turma da Especialização Aline, Caroline, Débora e Helen, pela camaradagem e pelos dias agradáveis.

Aos colegas de Mestrado em CTBMF Carla, Cáris, Danilo, Guilherme, Letícia, Marcelo Abreu, Marcelo Ferraro e Marconi, pelos bons momentos e pelas oportunidades de aprendizagem.

Aos funcionários da secretaria de Pós-graduação, Ana, Carlos, Davenir e Marcos, pela atenção e assistência concebida durante o curso.

A todos os amigos e funcionários que tive a oportunidade de conhecer dentro da Faculdade de Odontologia da PUCRS nestes oito anos de Graduação e Pós-graduação, especialmente à Carla, Alessandra, Clesia, Jaqueline, Neuza, Rejane e Zoila, revelo minha profunda satisfação pelos momentos compartilhados.

Finalmente, a todos que, de uma maneira direta ou indireta, me ajudaram na concretização deste projeto de vida, meus sinceros agradecimentos.

“O único lugar onde o sucesso vem antes
do trabalho é no dicionário.”

Albert Einstein

“Estudai como se vivêsseis para sempre, vivei
como se fôsseis morrer amanhã.”

Santo Isidoro de Sevilha

“Efetivamente, o que é a nossa vida? É um vapor que aparece
por um instante e que em seguida se desvanece.”

Tiago 4:15

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o fechamento dos espaços na retração dos caninos permanentes superiores com dois métodos distintos (elásticos em cadeia e molas fechadas de níquel-titânio) determinando: a velocidade média do movimento dentário; a perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores; a influência do sexo e das extrações de pré-molares na velocidade média de movimento ocorrida em cada sistema. A amostra constituiu-se de 15 pacientes portadores de maloclusão de Classe II divisão 1 de Angle, com média de idade de 16,3 anos \pm 5,6 anos, sendo 8 do sexo masculino e 7 do feminino, onde 5 utilizaram aparelho extra-bucal previamente e 10 foram submetidos a extração de primeiros pré-molares superiores. A retração dos caninos superiores foi realizada com elásticos em cadeia, na hemiarcada direita, e com molas de níquel-titânio, na esquerda, com força de 150 g. A distalização dos caninos foi avaliada até esta ter sido completada ou num período máximo de 5 reavaliações. Em cada uma destas consultas, foi obtido modelo de gesso a partir de moldagens com alginato. A avaliação da velocidade média mensal do fechamento dos espaços foi feita em 4 locais diferentes (3 entre canino e pré-molar e 1 entre canino e molar) e a perda de ancoragem medida entre o primeiro molar permanente e o ponto mais medial da terceira ruga palatina nos modelos de gesso. Os resultados demonstraram maior velocidade na retração dos caninos com o emprego dos elásticos em cadeia, não havendo diferença entre indivíduos do sexo masculino e feminino e entre os pacientes que utilizaram aparelho extra-bucal e os submetidos a extrações. Ocorreu perda de ancoragem com o uso dos dois métodos de retração, porém não houve diferença significativa entre os dois sistemas para pacientes do sexo masculino e feminino. Já em relação à comparação entre pacientes que utilizaram AEB e os que tiveram os pré-molares extraídos, estes últimos apresentaram maior perda de ancoragem com o uso dos elásticos em cadeia.

Palavras-chave: retração de caninos, elásticos em cadeia, molas de níquel-titânio, rugosidades palatinas.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the speed of space closure in canine retraction submitted to two distinct methods (elastomeric chains and niquel-titanium closed coil springs) and to determine: mean speed, effect of sex and extrabucal appliance in dental movement mean speed occurred in each system. The sample consisted of 15 patients with Angle 1st division Class II malocclusion, with a mean age of 16,3 years \pm 5,6, being 8 boys and 7 girls, from these, 5 used extrabucal appliance and 10 were submitted to first premolar extractions. Upper canine retraction was achieved with powerchain elastics in the upper right quadrant and with niquel-titanium coil springs in the upper left quadrant providing a starting force of 150 g. Canine retraction was evaluated until canine retraction was completed or up to a maximum of 5 visits. At each recall, stone models were taken. The evaluation of space closure mean speed was accomplished in 4 different places (3 between canine-premolar and 1 between canine-molar) and anchorage loss measured between first permanent molar and medial point of third palatal rugae in stone models. Results showed greater canine retraction speed employing elastomeric chains, and there was not difference between male and female patients and between patients that used extrabucal appliance and submitted to extractions. Anchorage loss occurred in two retraction methods, however there was not significant difference between two systems to male and female patients. The comparison between patients that used extrabucal appliance and submitted to extractions showed that the anchorage loss was greater in extraction group with elastomeric chain.

Key words: canine retraction, elastomeric chain, niquel-titanium coil springs, palatal rugae.

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 1. A) Elástico em cadeia curto American Orthodontics® e B) Mola fechada de níquel-titânio TP Orthodontics®..... | 54 |
| Figura 2. A) Foto clínica do elástico em cadeia e (B) da mola de níquel-titânio..... | 55 |
| Figura 3. Dinamômetro Morelli®..... | 56 |
| Figura 4. Pontos de referência utilizados para medir o fechamento de espaço: (A) EP cerv, (B) EP marg, (C) EP cusp, (D) EP cusp'..... | 58 |
| Figura 5. Paquímetro digital Mitutoyo®..... | 59 |
| Figura 6. Pontos de referência utilizados para medir a perda de ancoragem dos primeiros molares superiores..... | 60 |
| Figura 7. Fotografias do modelo de gesso de um paciente em R1: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal..... | 70 |
| Figura 8. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R2: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal | 71 |
| Figura 9. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R3: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal..... | 72 |
| Figura 10. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R4: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal..... | 73 |

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando as medidas realizadas com 7 dias de intervalo.....62
- Tabela 2.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cerv.....63
- Tabela 3.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP marg.....63
- Tabela 4.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cusp.....63
- Tabela 5.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cusp'.....63
- Tabela 6.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cerv.....64
- Tabela 7.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP marg.....64
- Tabela 8.** Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cusp.....65

| | |
|---|----|
| Tabela 9. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cusp’..... | 65 |
| Tabela 10. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cerv..... | 66 |
| Tabela 11. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP marg..... | 66 |
| Tabela 12. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cusp..... | 66 |
| Tabela 13. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cusp’..... | 67 |
| Tabela 14. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração..... | 67 |
| Tabela 15. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração entre pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extrações..... | 68 |
| Tabela 16. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração entre pacientes do sexo masculino e feminino..... | 69 |

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

| | |
|----------|---|
| g | Gramas |
| NiTi | Níquel-titânio |
| SS | <i>Stainless Steel</i> (aço inoxidável) |
| Co-Cr-Ni | Cobalto-cromo-níquel |
| AEB | Aparelho extra-bucal |
| mm | Milímetros |
| cm | Centímetros |
| SPSS | Statistical Package for Social Sciences |
| p | Intervalo de confiança |
| % | Porcentagem |
| “ | Polegadas |
| C | Celsius |
| ° | Graus |
| ® | Marca registrada |
| PUCRS | Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul |

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO..... | 17 |
| 2 REVISÃO DA LITERATURA..... | 19 |
| 2.1 MOVIMENTO ORTODÔNTICO..... | 19 |
| 2.2 FORÇA ÓTIMA..... | 24 |
| 2.3 ELÁSTICOS EM CADEIA..... | 26 |
| 2.4 MOLAS DE NÍQUEL-TITÂNIO..... | 34 |
| 2.5 RETRAÇÃO DE CANINOS COM MOLAS NITI E ELÁSTICOS EM CADEIA..... | 41 |
| 2.6 CONTROLE DE ANCORAGEM..... | 48 |
| 3 PROPOSIÇÃO..... | 52 |
| 4 MATERIAL E MÉTODO..... | 53 |
| 5 RESULTADOS..... | 62 |
| 5.1 RESULTADOS ESTATÍSTICOS..... | 62 |
| 5.2 RESULTADOS CLÍNICOS..... | 70 |
| 6 DISCUSSÃO..... | 74 |
| 6.1 MATERIAL E MÉTODO..... | 74 |
| 6.2 FECHAMENTO DE ESPAÇO..... | 79 |
| 6.3 PERDA DE ANCORAGEM..... | 83 |
| 6.4 FATORES ATUANTES NA FORÇA EMPREGADA..... | 85 |
| 6.5 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS E CONSIDERAÇÕES FINAIS..... | 86 |
| 7 CONCLUSÕES..... | 88 |

| | |
|-------------------------|-----------|
| REFERÊNCIAS..... | 89 |
| ANEXOS..... | 96 |

1 INTRODUÇÃO

O tratamento ortodôntico de pacientes portadores de maloclusão de Classe II Divisão 1 de Angle visa diminuir a sobressaliência através da distalização dos primeiros molares permanentes superiores com emprego de aparelho extra-bucal e a subsequente retração dos caninos e dos incisivos, separadamente. Outra opção, quando não há crescimento, é o tratamento com extrações de pré-molares superiores, os quais também proporcionam espaço para a retração dos caninos e dos incisivos superiores permanentes.

Podem ser aplicados diferentes sistemas de forças para realizar a retração dos caninos e o conseqüente fechamento do espaço, seja este presente pela utilização de aparelho extra-bucal ou pela extração de pré-molares. Dentre estes sistemas de forças, pode-se citar: alças de fechamento, aparelho extra-bucal (*J-Hook*), *sliding jig*, elásticos em cadeia, molas fechadas de aço, molas fechadas de níquel-titânio e magnetos. O movimento ortodôntico durante o fechamento do espaço é obtido através de dois tipos de mecânica. No primeiro tipo, chamada mecânica do arco segmentado, o dente se move através da ativação das alças do fio ortodôntico. No segundo tipo, considerada mecânica de deslizamento, ocorre o movimento do bráquete através do arco ou deslizamento do arco através dos bráquetes e tubo. A grande diferença entre os dois tipos de mecânica é a fricção (NANDA, 1997).

Segundo SONIS (1994), o sistema de forças ideal deve atender a alguns critérios, quais sejam: (1) promover forças ótimas para promover o efeito desejado; (2)

ser confortável e higiênico ao paciente; (3) requerer mínima manipulação do operador e tempo clínico; (4) requerer mínima cooperação do paciente e (5) ser econômico. O autor relata que muitos sistemas foram propostos para preencher tais requisitos, e incluem, entre outros, elásticos e molas. Os elásticos em cadeia apresentam baixo custo, são relativamente higiênicos, de fácil aplicação e não requerem a cooperação do paciente (DeGENOVA et al., 1985; BATY, STORIE, von FRAUNHOFER, 1994). As molas de níquel-titânio apresentam a propriedade particular de superelasticidade, produzindo, assim, forças leves e contínuas por um longo período de tempo e custo elevado. Porém, todos os sistemas apresentam deficiências inerentes.

Desta forma, o presente estudo pretende avaliar qual método é mais eficiente no fechamento dos espaços na distalização dos caninos permanentes superiores - elásticos em cadeia ou molas de NiTi – e verificar a perda de ancoragem ocorrida.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 MOVIMENTO ORTODÔNTICO

A principal finalidade de um aparelho ortodôntico é deslocar fisicamente um dente para estimular as células presentes em todas as articulações envolvidas. O objetivo é remodelar o osso e criar uma nova homeostase ou equilíbrio entre o dente e as estruturas que o suportam (BISHARA, 2004).

O osso é o tecido mais plástico do organismo, adapta-se facilmente às forças funcionais que sobre ele se manifestam. Sua reação é a deposição de tecido ósseo nas áreas submetidas às forças de tração e a reabsorção de tecido ósseo nas áreas onde há pressão. A movimentação ortodôntica somente é possível graças a esta propriedade plástica do osso, sendo, porém muito mais complexa que a mera remodelação pela presença do ligamento periodontal. O regime de aplicação da força ortodôntica influencia a movimentação dental, podendo distinguir seu ritmo em duas categorias básicas: forças contínuas e forças intermitentes. As primeiras são características dos aparelhos fixos; surgem no momento em que o dispositivo é instalado e sua atuação persiste por vários dias de forma continuada. Conforme o dente migra, a intensidade da força tende a decrescer. As forças contínuas podem ser de longa ou curta duração. As intermitentes são forças aplicadas por aparelhos removíveis,

tem sua intensidade variando entre o valor desejado e ausência total de pressão (FERREIRA, 2004).

Os princípios biomecânicos explicam os mecanismos de ação dos aparelhos ortodônticos. Eles são de fundamental importância no entendimento do tratamento ortodôntico. A unidade básica da Ortodontia é a aplicação de força nos dentes e/ou ossos. Uma força é definida como um vetor que tem uma magnitude e uma direção. A unidade correta usada para expressar as forças é o Newton (N). No entanto, na Ortodontia, a força tem sido comumente expressa em gramas (g). O entendimento de alguns conceitos mecânicos fundamentais é necessário para a compreensão da relevância clínica da biomecânica para a Ortodontia.

Todos os objetos apresentam um centro de massa. Este é o ponto através do qual uma força aplicada deve passar para que um objeto livre no espaço se mova linearmente sem qualquer rotação (NANDA, 1997). Quando todos os pontos de um corpo se movem na mesma quantidade e direção, o movimento é chamado translação. Um dente localizado na cavidade bucal não é um corpo livre, porque os tecidos periodontais de suporte o limitam. O análogo para o centro de massa para um dente *in vivo* é denominado centro de resistência (BISHARA, 2004). Uma vez que os bráquetes podem ser colados apenas às coroas dos dentes, em Ortodontia é difícil a situação em que é possível aplicar em um bráquete uma força que também aja através do centro de resistência do dente. A localização precisa do centro de resistência de um dente é dependente do comprimento e morfologia radicular, número de raízes e do nível de suporte ósseo alveolar. O centro de resistência de um dente monoradicular com nível ósseo alveolar normal está situado a um terço da distância da junção cimento-esmalte ao ápice radicular (NANDA, 1997).

Por outro lado, quando uma força não passa pelo centro de resistência de um corpo livre, ela causa a rotação do mesmo. Rotação é o movimento de um corpo onde não há dois pontos do corpo que se movem na mesma quantidade e direção. A tendência de rotacionar é denominada momento, e a resultante de uma força que não age através do centro de resistência é denominada momento da força. Esse momento (M) é quantitativamente igual à magnitude da força aplicada (F), multiplicada pela distância perpendicular (d) entre a linha da força aplicada e o centro de resistência ($M=Fd$)(NANDA, 1997; BISHARA, 2004).

Quando um corpo é rotacionado, existe outro ponto localizado no seu interior ou no exterior, ao redor do qual o corpo gira. Esse ponto é denominado centro de rotação. Uma força única, que não é aplicada no centro de resistência, deve fazer com que o corpo rotacione ao redor do centro de resistência, enquanto o centro se move simultaneamente na direção da linha de força. O centro de rotação é localizado em pontos variáveis, dependendo da distância entre o local em que a força é aplicada e o centro de resistência. O centro de rotação pode se aproximar do centro de resistência, mas nunca o atinge. Se a força for aplicada no centro de resistência, o corpo sofrerá translação e o centro de rotação está no infinito (BISHARA, 2004).

Poucas forças podem ser aplicadas nos dentes através do centro de resistência, porque ele se localiza na raiz dentária. Portanto, quase todos os movimentos dos dentes resultam em um movimento rotacional, com o centro de resistência movendo-se na mesma direção que a linha de força aplicada (BISHARA, 2004).

O aparelho ideal é aquele que pode deslocar o dente de corpo, de forma que todos os pontos da superfície da raiz dentária e do osso sejam iguais e idealmente

deslocados e estimulados. O movimento de translação de um dente requer que a força seja aplicada para agir através do centro de resistência ou que a raiz e a coroa rotacionem na mesma direção e na mesma velocidade. O objetivo de uma força que age através do centro de resistência é inatingível, porque os bráquetes são colocados na coroa e, conseqüentemente, a força não pode ser direcionada através do centro de resistência. A idéia de rotacionar a coroa e a raiz na mesma direção, a fim de obter um movimento de translação, é outra forma de descrever o objetivo da maioria dos aparelhos ortodônticos. Se uma força for aplicada na coroa de um dente para incliná-la no sentido horário, ela movimentará o centro de resistência do dente na mesma direção que a linha de força, enquanto rotaciona simultaneamente o dente em sentido horário ao redor do seu centro de resistência. O resultado dessa rotação recebe o nome de movimento de inclinação: é um centro de rotação entre o centro de resistência e o ápice do dente. Tal deslocamento dentário resulta em áreas de compressão e tensão ao longo da superfície radicular que é inconsistente com o objetivo de um grau constante de compressão para obter a resposta biológica ideal (BISHARA, 2004).

Diferentes sistemas de forças podem ser aplicados para se realizar a retração de caninos e o conseqüente fechamento de espaços, seja este presente pela utilização de aparelho extra-bucal em pacientes Classe II de Angle em fase de crescimento, seja por extração de pré-molares. Dentre estes sistemas de forças, pode-se citar: alças de fechamento, aparelho extra-bucal (*J-Hook*), *sliding jig*, elásticos em cadeia, molas fechadas de aço, molas fechadas de níquel-titânio e magnetos. O movimento ortodôntico durante o fechamento de espaço é obtido através de dois tipos de mecânica. No primeiro tipo, mecânica do arco segmentado, o dente se move através da ativação das alças do fio ortodôntico, que podem ser feitas para promover baixa taxa

de carga-deflexão e proporção momento/força controlada. O segundo tipo, mecânica de deslizamento, envolve o movimento do bráquete através do arco ou deslizamento do arco através dos bráquetes e tubo. A grande diferença entre os dois tipos de mecânica é a fricção. Uma vez que a mecânica do arco segmentado não envolve fricção, esta é chamada de técnica livre de fricção. Por outro lado, a fricção desempenha um importante papel no fechamento do espaço por deslizamento; portanto, esta técnica também é conhecida como mecânica de fricção (NANDA, 1997). Logo a verdadeira força empregada ao dente é provavelmente menor devido à fricção na interface bráquete/fio. Embora os fios de aço inoxidável tenham demonstrado menor fricção *in vitro*, fatores como inclinação e torque na interface bráquete/fio e a força que o amarrilho exerce no bráquete podem influenciar a resistência friccional (KAPILA et al., 1990). Segundo Lotzof et al. (1996), a mecânica de deslizamento no sistema *edgewise* geraria uma resistência friccional de cerca de 55 g.

Segundo SONIS (1994), o sistema de forças ideal deve atender a alguns critérios, quais sejam: (1) proporcionar forças ótimas para promover o efeito desejado; (2) ser confortável e higiênico ao paciente; (3) requerer mínima manipulação do operador e tempo clínico; (4) requerer mínima cooperação do paciente e (5) ser econômico. O autor relata que muitos sistemas foram propostos para preencher tais requisitos, e incluem, entre outros, elásticos e molas. Porém, todos os sistemas apresentam deficiências inerentes.

2.2 FORÇA ÓTIMA

O conceito de força ótima mudou consideravelmente desde a década de 30. O conceito clássico foi proposto por Schwarz (1932) como a força capaz de alterar a pressão tecidual, aproximando-a da pressão dos vasos sanguíneos, prevenindo, assim, sua obliteração no ligamento periodontal comprimido. De acordo com o autor, forças abaixo do nível ótimo não causariam reação no ligamento periodontal. Já forças excedentes a este nível levariam a áreas de necrose tecidual, impedindo reabsorção óssea frontal. O movimento dentário seria atrasado até ocorrer reabsorção capaz de eliminar o obstáculo de tecido necrótico.

Força ortodôntica ótima é definida como um sistema de forças que produz resposta biológica máxima com mínimo dano tecidual, resultando num movimento dentário mais rápido, com pequeno ou nenhum desconforto clínico (STOREY e SMITH, 1952).

O controverso tópico da magnitude e duração de força ideal necessária para movimentação dentária permanece não resolvido. Reitan (1967) acreditava que para obter movimento dentário razoavelmente rápido, zonas hialinizadas deveriam ser evitadas ou mantidas a um nível mínimo, e isto seria conseguido pelo emprego de forças leves e contínuas. Outros fatores que afetariam o movimento dentário incluiriam o tipo e direção do mesmo, área da superfície da raiz do dente, área de osso alveolar adjacente e, obviamente, variação individual.

Burstone e Groves (1961), pesquisando o menor valor de força capaz de retrair os dentes anteriores através de movimento de inclinação em 22 crianças, não encontraram um valor limiar, mas observaram bons resultados entre 50-75 g. Smith e Storey (1952), Storey e Smith (1952), em seus estudos sobre movimentação dentária em 8 pacientes concluíram que a força ótima para movimentar o canino inferior foi entre 150-250 g. Em níveis de forças de maior magnitude, entre 400-600 g, as unidades de ancoragem (segundos pré-molares e molares) movimentaram-se mais do que os caninos.

Hixon et al. (1969) estudaram a movimentação de caninos inferiores em 8 pacientes. Os autores não relataram valores de força ótima, mas observaram que o movimento dentário tende a aumentar com aumento na força acima de 300 g aproximadamente e acrescentaram, ainda, que a variação individual na movimentação foi considerável.

Andreasen e Zwanziger (1980) submeteram caninos e primeiros molares a dois níveis de forças: 100-150 g e 400-500 g, em 14 pacientes. Os autores não relataram força ótima, mas notaram que os ambos os dentes movimentaram-se simultaneamente mais com força elevada.

Boester e Johnston (1974) avaliaram quatro níveis de força no mesmo paciente para realizar retração de caninos: 55 g, 140 g, 225 g e 310 g. Os autores concluíram que a força de 55 g produziu menos movimento dentário do que os outros níveis de força, porém não houve diferença entre 140, 225 e 310 g. Os mesmos acrescentaram haver relação direta entre a magnitude da força aplicada e a taxa de movimento dentário. Observaram também que, a um certo nível de força alcançado, uma elevação adicional na força não produz aumento contínuo na movimentação.

Já Andreasen e Johnson (1967) investigaram a movimentação de molares superiores com aparelho extra-bucal. Os resultados mostraram que força de 400 g produziu movimentação dos molares 0,29 mm por semana e 200 g 0,12 mm por semana num período de dez semanas.

Quinn e Yoshikawa (1985) concluíram, em seu artigo de revisão das teorias da magnitude de força aplicada na Ortodontia, que a relação entre a taxa de movimento dentário e força (força por unidade de área, g/cm²) é linear até um ponto, mas, após este, uma elevação na força não causa aumento apreciável no movimento dental.

Quanto à magnitude das forças para retração de caninos, os níveis de força ótima recomendados seriam entre 150-250 g (SMITH e STOREY, 1952; REITAN, 1957) e entre 100 g e 200 g (QUINN e YOSHIKAWA, 1985). PROFFIT (1978, 1986) relata que a duração da força aplicada é mais influente do que a própria magnitude. Por esta razão, é importante que qualquer sistema usado no fechamento de espaço em Ortodontia seja capaz de aplicar uma força de suficiente magnitude e duração para realizar o movimento dentário.

2.3 ELÁSTICOS EM CADEIA

Elastômero é um termo genérico que inclui materiais que, após substancial deformação, rapidamente retornam às suas dimensões originais. A

borracha natural, provavelmente utilizada pelas antigas civilizações Maia e Inca, foram os primeiros elastômeros de que se tem conhecimento. Ela teve uso limitado devido ao seu desfavorável comportamento em variações de temperatura e propriedades de absorção de água. Com o advento da vulcanização por Charles Goodyear, em 1839, as aplicações para a borracha natural aumentaram incrivelmente (BATY, STORIE, von FRAUNHOFER, 1994).

Os elásticos ortodônticos são fabricados a partir do látex ou de borracha sintética. Látex é uma borracha naturalmente extraída, e utilizada primariamente em Ortodontia para emprego de força extra-bucal e força intermaxilar. A borracha sintética é feita de poliuretano com aditivos para melhorar a resistência à radicais livres que podem enfraquecer a estrutura do polímero. Os métodos de fabricação e o volume de borracha sintética podem diferir de acordo com o fabricante (WONG, 1976; KIM et al., 2005).

Os polímeros sintéticos da borracha, inicialmente desenvolvidos por petroquímicas na década de 1920, têm fraca atração molecular e consistem de ligações primárias e secundárias. Em repouso existe um padrão geométrico aleatório de cadeias moleculares duplicadas. Quando alongadas estas cadeias moleculares se desdobram num padrão linear ordenado às expensas das ligações secundárias. Ligações primárias são mantidas em alguns locais ao longo das cadeias moleculares. A interrupção do alongamento permite ao material o retorno à configuração passiva. Mas se as ligações primárias são quebradas, o limite elástico é excedido e ocorre deformação permanente (BATY, STORIE, von FRAUNHOFER, 1994).

Os polímeros sintéticos são muito sensíveis aos efeitos dos sistemas geradores de radicais livres, como ozônio e luz ultravioleta. A exposição a radicais livres

resulta em diminuição da flexibilidade e resistência à tração do polímero. A fim de retardar estes efeitos e ampliar a vida útil do elastômeros, os fabricantes adicionam substâncias antioxidantes e antiozonantes (WONG, 1976; YOUNG e SANDRIK, 1979).

As cadeias elastoméricas ou elásticos em cadeia foram introduzidas na Odontologia na década de 1960 e tornaram-se parte integrante de muitos procedimentos ortodônticos. São usadas para gerar forças contínuas e leves para retração de caninos, fechamento de diastema, correção de giros e constrição de arcos. Os elásticos em cadeia apresentam baixo custo, são relativamente higiênicos, de fácil aplicação e não requerem a cooperação do paciente (DeGENOVA et al., 1985; BATY, STORIE, von FRAUNHOFER, 1994).

No entanto, os elásticos em cadeia, assim como qualquer material, apresentam algumas desvantagens. Andreasen e Bishara (1970a) relataram que quando estendidos e expostos ao ambiente oral, absorvem água e saliva, mancham-se permanentemente, e sofrem fadiga das cadeias internas que leva à deformação permanente. Apresentam uma rápida perda de força resultando em gradual perda de eficiência. Essa diminuição na força torna difícil aos ortodontistas determinar a real força transmitida aos dentes (ANDREASEN e BISHARA, 1970a). Uma das maiores deficiências dos elásticos é a incapacidade para manter a força aplicada por um período longo. Estudos mostram que os elásticos quando removidos estão alongados permanentemente e sofrem deformação plástica. Esta deformação está relacionada com o tempo e o estiramento que o material foi sujeito (SONIS, VAN DER PLAS, GIANELLY, 1986).

Andreasen e Bishara (1970a) compararam elásticos de látex e elásticos em cadeia para fechamento de espaços com aplicação de força intra e interarcos. Após

24 horas, os elásticos em cadeia sofreram 74% de perda de força inicial, enquanto os elásticos de látex perderam apenas 42%. Após o primeiro dia, a diminuição da força declinou de uma maneira estável (ANDREASEN e BISHARA, 1970b). Os autores recomendaram a aplicação de força quatro vezes maior que o nível de força desejado para compensar esta inerente perda de força.

Hershey e Reynolds (1975) utilizaram um simulador para movimento dentário para comparar elásticos em cadeia de 3 marcas comerciais. Os resultados mostraram não haver diferença significativa na diminuição de força das cadeias elásticas, mas houve diferença substancial na força inicial das mesmas. Os autores concluíram que um dinamômetro deve ser usado clinicamente para determinar as forças iniciais aplicadas pelos elásticos. Os mesmos observaram perda de força de 50% após o primeiro dia, restando 40% da força inicial após 4 semanas. Entretanto, com movimento dentário simulado de 0,25 mm e 0,5 mm por semana, a quantidade de força restante após quatro semanas diminuiu 25% e 33%, respectivamente.

Wong (1976) comparou elásticos em cadeia de duas marcas, mantidos esticados em água a 37° C. Seu estudo sugere que a grande perda de força se dá nas primeiras 3 horas, e que a perda de força inicial nas primeiras 24 horas variou de 50% a 75%.

Kovatch, Lautenschlager, Keller (1976) avaliaram os valores de força inicial e diminuição de força de elásticos em cadeia esticados a 30% do seu comprimento original em taxa de 0,2; 2,0 e 20 polegadas por minuto. Os autores relataram que os elásticos esticados rapidamente apresentaram níveis de força inicial maior do que os esticados lentamente. Em uma semana, entretanto, as cadeias

estiradas de forma lenta exibiram menor diminuição de força. Assim, os autores recomendam alongamento lento dos elásticos em cadeia ao posicioná-los em boca.

Ash e Nikolai (1978) compararam a diminuição de força de cadeias estendidas e armazenadas em ar, água e *in vivo*. Os elásticos expostos ao ambiente bucal exibiram diminuição de força significativamente maior (20%) do que os mantidos expostos ao ar. Não houve diferença entre os elásticos mantidos em água com os posicionados nos pacientes até uma semana. Já no período superior a três semanas, os elásticos aplicados nos pacientes tiveram maior perda de força dos que os armazenados em água, mas ambos mantiveram níveis de força acima de 160 g. Segundo os autores, os efeitos da mastigação, higiene bucal, enzimas salivares e variações de temperatura na boca influenciaram tais resultados *in vivo*.

DeGenova et al. (1985) investigaram a degradação da força dos elásticos em cadeia de três empresas, mantidos em um comprimento constante em saliva artificial. No primeiro estudo, um grupo foi mantido a 37° C e o outro foi termociclado entre 15° C e 45° C. Os autores relataram que as cadeias que sofreram termociclagem exibiram perda de força significativamente menor após 3 semanas. O segundo estudo comparou o grau de diminuição de força das cadeias termocicladas mantidas em comprimento constante com as sujeitas à simulação de movimento dentário de 0,25 mm por semana. Os elásticos em cadeia sujeitos ao movimento dentário retiveram 9% a 13% menos força do que as mantidas em comprimento constante. Os resultados dos estudos de DeGenova et al. mostraram também que a diminuição da força variou de 50% a 75%.

Kuster, Ingervall, Burgin (1986) compararam elásticos em cadeia de duas marcas comerciais armazenadas em ar e *in vivo*. As cadeias armazenadas em ar foram

esticadas de 82% a 115% de seu comprimento original e, após 4 semanas, mantiveram 70% a 75% da força inicial. Já os elásticos posicionados no ambiente bucal, esticados em 100%, retiveram 43% a 52% da força inicial após quatro semanas. A 100% de extensão, os níveis de força dos dois elásticos foram 315 g e 279 g respectivamente.

Lu et al. (1993) avaliaram a diminuição da força de elásticos em cadeia de dois tipos (transparente e cinza) esticados em três comprimentos: 40 mm, 35 mm, 30 mm. As cadeias foram mergulhadas em água 37° C por seis semanas. As forças foram medidas no momento da ativação, 1 hora, 8 horas, 24 horas, três dias e semanalmente até seis semanas. O comprimento das cadeias foi diminuído 0,5 mm por semana. Os autores observaram que a maior diminuição de força ocorreu na primeira hora, e quanto maior a força inicial aplicada, maior a degradação da força para os grupos estudados. Além disso, os elásticos transparentes apresentaram maior retenção da força inicialmente aplicada do que os elásticos cinza ao final de seis semanas.

Josell, Leiss, Rekow (1997) analisaram a degradação de força de elásticos em cadeia (cadeia aberta e fechada) de seis empresas ortodônticas. Para os dois tipos de cadeias e para todas as marcas, a maior perda de força ocorreu dentro da primeira hora. Nos quatro dias seguintes a força continuou a decair, mas numa taxa menor. Após 28 dias, os elásticos retiveram entre 30% a 85% da força inicial aplicada.

Tentativas de compensar a grande diminuição da força inicial e de melhorar a constância da força empregada levaram vários autores a estudar os efeitos do pré-estiramento dos elásticos em cadeia antes de sua aplicação.

Wong (1976) recomendou pré-estiramento das cadeias elásticas um terço do comprimento original para melhorar a resistência, uma vez que as ligações

poliméricas moleculares seriam pré-distendidas. Entretanto, o autor não relatou estudos para suportar sua recomendação.

A combinação de pré-estiramento e aplicação de calor reduz a taxa de diminuição de força em 50% em uma hora e 31% em quatro semanas (HERSHEY e BROOKS, 1976). Estes valores são similares aos de estudos que não submeteram os elásticos ao pré-estiramento nem ao calor.

Brantley et al. (1979) pesquisaram o pré-estiramento de elásticos de duas marcas comerciais. As cadeias foram estiradas em 100% do seu comprimento original, divididas em quatro grupos: dois foram imersos em água a 37° C por 24 horas e três semanas, respectivamente, enquanto os outros dois foram mantidos expostos ao ar em temperatura ambiente pelos mesmos períodos. Compararam-se as taxas de diminuição da força dos grupos experimentais com o grupo controle, que não sofreu pré-estiramento. Os autores relataram que os elásticos pré-estirados em água promovem forças constantes se utilizados imediatamente após o pré-estiramento. As cadeias pré-estiradas no ar apresentam os mesmos padrões de diminuição de força (70%) do que as não estiradas (controle).

Young e Sandrik (1979) pré-estiraram dois tipos de elásticos em cadeia de mesma marca comercial (cadeia curta e cadeia longa) a fim de pré-determinar distâncias e posicionar os mesmos em um dispositivo ajustado para empregar força de 90 g. Após 24 horas de imersão em água deionizada a 37° C, os elásticos em cadeia do tipo curto apresentaram 17% a 25% de aumento na capacidade de retenção da força empregada, enquanto o longo não demonstrou nenhuma mudança. Após, com análise regressiva, os autores determinaram que após quatro semanas estes elásticos teriam de 64% a 93% a mais de retenção de força do que o grupo controle.

Kim et al. (2005) pesquisaram os efeitos do pré-estiramento na degradação da força de dois tipos de elásticos em cadeia de uma marca comercial. As cadeias foram pré-estiradas em 100% do seu comprimento em diferentes tempos: uma hora, 24 horas, duas semanas e quatro semanas em água destilada a 37° C. Os elásticos do grupo controle e os pré-ativados foram esticados 30 mm em água destilada a 37° C, e suas forças foram medidas com um dinamômetro: no momento da colocação, 1 hora, 24 horas, semanalmente até completar quatro semanas. Os resultados mostraram que os grupos experimentais apresentaram força inicial significativamente menor do que o grupo controle. Todos os grupos estudados mostraram substancial perda de força durante a primeira hora. As taxas e padrões de diminuição de força de 1 hora para quatro semanas foram similares entre os grupos pré-estirados e controle. Os autores relatam que o efeito do pré-estiramento dos elásticos em cadeia para evitar diminuição da força é observado principalmente na primeira hora.

Muitos autores se concentraram também em determinar as conseqüências da alteração do ambiente oral na força inicial empregada e na diminuição da força dos elásticos em cadeia. Estes estudos focaram-se em condições que poderiam existir dentro da cavidade oral ou poderiam ser utilizados na esterilização das cadeias antes do posicionamento em boca. DeGenova et al. (1985) submeteram elásticos em cadeia à termociclagem e observaram melhoria na retenção de força após três semanas. Ferriter, Meyers, Lorton (1990) investigaram o efeito da variação de pH, utilizando os extremos: placa (4,95) e saliva (7,26). Os elásticos submetidos à solução básica exibiram diminuição da força substancialmente maior durante o período de quatro semanas. Jefferies e von Fraunhofer (1991) simularam os efeitos da desinfecção (30

minutos) e esterilização (10 horas e 1 semana) de elásticos em cadeia em glutaraldeído submetendo-os à teste de tração. Os autores relataram que a aplicação de soluções alcalinas de glutaraldeído não ocasionou efeitos deletérios nas propriedades das cadeias elásticas e é um método efetivo e conveniente para controle de infecções. Stevenson e Kusy (1994) estudaram os efeitos do pré-estiramento, ambiente ácido, oxigênio e variação de temperatura nas propriedades mecânicas (diminuição de força) de três marcas comerciais de elásticos em cadeia. Os mesmos foram testados 10 e 100 dias, e suas propriedades mecânicas foram comparadas com os elásticos do grupo controle. Segundo os autores, dentre as variáveis estudadas (acidez, oxigênio, temperatura), apenas o aumento na temperatura ocasiona degradação das propriedades mecânicas das cadeias elásticas. Além disso, relataram que o pré-estiramento destas pode reduzir a diminuição da força após posicionamento em boca, aumentando sua eficiência.

2.4 MOLAS DE NÍQUEL-TITÂNIO

A liga de níquel-titânio (NiTi) foi estudada e desenvolvida pelo *Naval Ordnance Laboratory (NOL)*, em *Silver Springs, Maryland*, no início da década de 1960. A primeira liga de NiTi a ser introduzida na Ortodontia foi a conhecida como Nitinol: abreviação da referida liga desenvolvida na Instituição acima mencionada (Ni-Ti-NOL). Em 1971, após o estudo de Andreasen e Hilleman, a empresa *Unitek Corporation*

iniciou a produção dos fios de NiTi sob o nome comercial de Nitinol. Já em 1978, a empresa japonesa *Furukawa Electric* produziu um novo tipo de material: denominado liga Japonesa de NiTi (*Japanese NiTi alloy*) com características superiores ao Nitinol (resiliência, superelasticidade, memória de forma).

Esta liga tem a propriedade chamada memória de forma (*shape memory*), fenômeno que ocorre no material, responsável pela alteração na forma sob baixa temperatura, mas que pode facilmente voltar à sua forma inicial quando aquecido em uma mudança brusca de temperatura (MIURA et al., 1986), ou definido, também, como capacidade inerente da liga em alterar suas ligações atômicas em função da alteração de temperatura (MANHARTSBERGER e SEIDENBUSCH, 1996).

As ligas de NiTi possuem duas fases de estrutura cristalina que apresentam diferentes propriedades físicas: martensítica e austenítica. Estas fases podem ser alteradas através de mudanças na temperatura. Um fio de NiTi pode ser plasticamente deformado em sua fase martensítica. Quando este é aquecido a temperaturas acima da sua temperatura de transição (TTR – *transitional temperature range*), a estrutura cristalina se altera na fase austenítica e o fio retorna à forma manufaturada (memória de forma). Resfriando a temperaturas abaixo da TTR, há retorno à fase martensítica (BARWART, 1996).

Como resultado desta propriedade, a liga de NiTi apresenta excelente propriedade de superelasticidade. Materiais superelásticos são capazes de exercer valores constantes de força durante deformação por um período longo de tempo. O fenômeno da superelasticidade é induzido pela força (BARWART, 1996). A característica da superelasticidade é particularmente desejável por proporcionar uma força constante por um longo período de tempo, que é considerada uma força

fisiologicamente preferível para realizar o movimento dentário (MIURA et al., 1986; von FRAUNHOFER, BONDS, JOHNSON, 1993). ANGOLKAR et al. (1992) acrescentam que, durante o movimento ortodôntico, forças leves e contínuas são desejáveis para ótima reposta tecidual e rápido movimento dentário.

Uma vez que as ligas de NiTi apresentam estas propriedades desejáveis e superiores em fios, há razão suficiente para acreditar que propriedades similares podem ser obtidas com a liga quando fabricadas na forma de molas (MIURA et al.1988). A maioria dos estudos sobre NiTi até o início dos anos 90 focou-se nos arcos, não abrangendo de forma satisfatória as molas. As molas diferem dos arcos por serem submetidas a processos adicionais na fabricação que podem afetar suas propriedades mecânicas. Outra diferença é que as forças aplicadas às molas incluem componentes de torção e tração em adição às forças de dobramento. Apesar disso, as propriedades de tensão/deformação dos arcos e molas de NiTi são similares (HAN e QUICK, 1993).

Miura et al. (1988) analisaram as propriedades mecânicas de molas de NiTi, submetendo as fechadas ao teste de tração e as abertas, ao teste de compressão. Ao mesmo tempo, testaram molas de aço inoxidável. Os resultados mostraram que as molas de NiTi exibiram boas propriedades de resiliência e de superelasticidade similares às propriedades dos arcos de NiTi. Os autores relataram que o valor de carga da atividade superelástica pode ser efetivamente controlado de diversas formas: alterando-se o diâmetro do fio (mantendo-se constante o diâmetro do fio, valor de carga da atividade superelástica aumenta assim que o lúmen torna-se menor), tamanho do lúmen (mantendo-se constante o lúmen, valor de carga aumenta assim que o diâmetro do fio torna-se maior), temperatura de transformação martensítica (elevando-se a temperatura, valor de carga é reduzido).

Em um estudo *in vitro*, Angolkar et al. (1992) avaliaram a degradação de força de molas fechadas de aço inoxidável (SS), cobalto-cromo-níquel (Co-Cr-Ni) e níquel-titânio (NiTi) quando estendidas para gerar um valor de força inicial de 150-160 g. Os corpos de prova foram divididos em dois grupos: Grupo 1 composto por SS, Co-Cr-Ni e NiTi com comprimento inicial de 12 mm; Grupo 2 composto por molas de SS, Co-Cr-Ni e NiTi com comprimento inicial de 6 mm. A força inicial foi medida, e as molas estendidas nas distâncias que proporcionassem 150-160g e novamente medidas nos seguintes tempos: 4 horas, 24 horas, 3 dias, 7 dias, 14 dias, 21 dias e 28 dias. Todas as molas apresentaram perda de força ao longo do tempo, porém a maior perda de força ocorreu nas primeiras 24 horas. As molas de SS e Co-Cr-Ni apresentaram maior redução de força no Grupo 1 se comparadas com as de NiTi do mesmo grupo. Já no Grupo 2, as molas de NiTi tiveram perda da força maior que as de SS e Co-Cr-Ni. As molas apresentaram perda de força de 8% a 20% ao final dos 28 dias, sendo considerado pelos autores taxas bem menores do que as que ocorrem com os elásticos.

As alterações nas propriedades mecânicas de molas de NiTi, aço inoxidável e elásticos em cadeia *in vitro* também foram pesquisadas por Han e Quick (1993). As molas foram alongadas duas vezes o comprimento inicial e mantidas em saliva artificial a 37° C por 2, 4 e 6 semanas. Após a incubação, foi realizada a medição da força. As molas de NiTi foram altamente resistentes à degradação da força, já as molas de aço tornaram-se mais complacentes assim que foram esticadas. Os elásticos exibiram a maior diminuição de força. Os autores acrescentaram que para um completo entendimento das propriedades mecânicas destes materiais sob condições clínicas, seria aconselhável incluir simulação de mastigação e movimento dentário.

Manhartsberger e Seidenbusch (1996) testaram molas abertas e fechadas de níquel-titânio de diferentes diâmetros e forças, com um aparelho especialmente desenvolvido, que determina a força empregada. As molas fechadas e abertas utilizadas foram, segundo especificação do fabricante (Sentalloy GAC, Central Islip, NY: branca -50 g; azul - 100 g; amarela - 150 g; vermelha - 200 g). De acordo com o fabricante, o comprimento das molas pode ser expandido até 15 mm sem sofrer deformação permanente. As molas fechadas foram sujeitas a teste de tensão e as abertas sujeitas a teste de compressão. Após a primeira medida, as molas foram ativadas por um período de 4 semanas e novamente analisadas. Demonstrou-se que para as diferentes molas, a força sugerida pelo fabricante pode ser obtida apenas dentro de alguns limites. Houve clara diminuição na força gerada pela mola entre a primeira e segunda medida. De acordo com os resultados, os autores indicam que se a força anunciada pelo fabricante for desejada, deve-se reduzir a ativação proposta. Acrescentam ainda que, escolhendo a correta série de ativação com a respectiva força empregada/gerada, as molas de níquel-titânio apresentam comportamento clínico excelente.

Von Fraunhofer, Bonds, Johnson (1993) compararam a força aplicada por molas abertas e fechadas de NiTi durante a desativação com molas de aço inoxidável. As molas abertas foram submetidas ao teste de compressão (de 15 mm para 6 mm). Já as molas fechadas foram submetidas ao teste de tração (de 3 mm para 9 mm). Os resultados mostraram que estas produziram forças leves e contínuas de 75-90g no espaço de 6 mm de tração, enquanto as molas abertas produziram forças de 55-70g no espaço de 9 mm de compressão. Concluíram que as molas de NiTi promovem força constante num espaço de 7 mm para movimento dentário com uma única ativação. Já

as molas de aço imprimem uma força inicial elevada que rapidamente diminui com a movimentação dentária, necessitando muitas ativações para um movimento dentário equivalente ao conseguido com as molas superelásticas.

As molas de NiTi apresentam grande resistência à deformação permanente e grande potencial para aplicar forças relativamente constantes, o que pode ser obtido apenas sob temperaturas constantes. Entretanto, alguns fatores externos como a alimentação, afetam a cavidade oral gerando flutuações consideráveis na temperatura. Barwart (1996) avaliou o efeito da variação de temperatura na força gerada pelas molas de NiTi. Para tanto, molas fechadas de NiTi foram aquecidas e resfriadas entre 20° C e 50° C, 1° C a cada 4 minutos, mantidas em comprimento constante comparando-se com molas de aço inoxidável. Durante este procedimento as forças foram continuamente registradas. Para todas as molas testadas, os valores de carga aumentaram com elevação da temperatura e diminuíram com a diminuição da temperatura. Esta variação, segundo os autores, esteve mais relacionada às molas de NiTi do que com as de aço. Além disto, temperaturas extremas ocasionam variações nos valores de carga.

Tripolt et al. (1999) estudaram 3 tipos de molas de NiTi de uma marca comercial (leve, médio, pesado) ativadas 15 mm em temperaturas variando de 15° C a 60° C e depois desativadas para a posição inicial. As forças também foram medidas durante a desativação com um dispositivo criado especificamente para o estudo. Pouca diferença foi observada entre as molas pesadas e médias. As molas leves exerceram forças próximas às relatadas pelo fabricante. Os autores acrescentaram ainda que as molas superelásticas são extremamente sensíveis à temperatura e que, portanto, produzem grande variação de força em diferentes temperaturas na boca, mas que em

pequenas oscilações, esta variação é muito pequena. Os autores concluem que é muito difícil empregar a magnitude de força desejada em função das variáveis que agem nesta: quantidade de ativação, variação na temperatura de transição entre os diferentes fabricantes e variação de temperatura na boca.

Nattrass, Ireland, Sheriff (1998) pesquisaram os efeitos de três fatores ambientais nas alterações nas propriedades de força exercida pelas molas de NiTi: água, refrigerante de cola, solução turmérica em diferentes temperaturas: 10° C, 22° C e 37° C. As molas foram mantidas esticadas durante todo o período de teste, e as forças foram medidas na Máquina Universal de Teste Instron nos seguintes períodos: no momento da ativação, após 30 segundos, 60 segundos, 15 minutos, 30 minutos, 60 minutos, 24 horas e 7 dias. Um grupo controle não exposto às condições experimentais e mantido a 22° C foi estabelecido sendo realizadas medidas semanais por 4 semanas. Os resultados mostraram que as molas foram minimamente afetadas pela temperatura, verificando-se pequeno aumento na força assim que a temperatura aumenta. Além disso, as outras alterações ambientais não modificaram as propriedades do material.

Schneevoigt et al. (1999) estudaram as características de força de molas abertas de NiTi de 7 marcas comerciais sob compressão. As molas foram comprimidas o máximo possível e liberadas, sendo as mensurações de força realizadas nas temperaturas 27° C, 37° C e 47° C. Além disso, três corpos de prova de cada marca de três lotes diferentes foram analisados a fim de determinar a possível influência do processo de fabricação em um dado lote. Ainda, o efeito da esterilização foi testado submetendo-se uma mola de cada marca à autoclavagem por cinco vezes (6 minutos a 134° C) e subsequentemente procedendo-se à medida de força/deflexão. Segundo os autores, variação na temperatura ambiente tem forte influência nas propriedades

mecânicas. O aumento na temperatura ocasionou o aumento na força liberada pelos corpos de prova. As molas estudadas apresentaram comportamento constante dentro de um certo lote, porém, diferenças de um lote para outro exibiram alto nível de significância, e a força variou 18% de um lote para outro. Não foi observada influência da esterilização no comportamento de força/compressão das molas. Concluíram que forças constantes podem ser geradas por materiais superelásticos se a temperatura for constante.

2.5 RETRAÇÃO DE CANINOS COM MOLAS DE NITI E ELÁSTICOS EM CADEIA

A principal característica dos elásticos em cadeia é a incapacidade de aplicar uma força leve contínua por um longo período de tempo. O níquel-titânio apresenta a propriedade particular de superelasticidade, produzindo, assim, forças leves e contínuas por um longo período de ação.

A grande vantagem das molas fechadas de níquel-titânio no fechamento de espaços está na continuidade da força quando comparadas aos elásticos em cadeia, onde as forças são intermitentes (SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993, 1998; SONIS, 1994). Além disso, promovem fechamento de espaço significativamente mais rápido e mais consistente (SAMUELS; RUDGE; MAIR, 1993, 1998; SONIS, 1994; DIXON et al., 2002). As molas fechadas de níquel-titânio são indicadas por apresentar mínima

deformação permanente e pela possibilidade de descarregar forças constantes e maiores (TRIPOLT et al., 1999).

Vários estudos preocuparam-se em determinar o método mais eficiente para realizar a retração dos caninos: elásticos em cadeia, molas, alças.

Samuels, Rudge, Mair (1993) estudaram a eficiência do fechamento de espaço após extração de pré-molares em 17 pacientes, comparando mola fechada de níquel-titânio (média – 150 g) em um quadrante e um módulo elástico de retração no outro quadrante do mesmo arco, promovendo uma força inicial de 400-450g. A cada consulta os módulos elásticos foram substituídos, além de realizadas moldagens para a confecção de modelos de gesso, a fim de se medir o fechamento de espaço. Já as molas foram mantidas no local durante as reconsultas. O fechamento de espaço foi significativamente maior no grupo das molas. Os autores afirmaram que a força leve e contínua das molas de níquel-titânio é biologicamente mais aceitável do que as forças pesadas e intermitentes dos módulos elásticos e que, em virtude da rápida diminuição de força dos elásticos, há uma perda de ação dos mesmos. Conseqüentemente, as molas fechadas de níquel-titânio são hábeis em promover fechamento de espaço mais rapidamente do que os elásticos.

Sonis (1994) analisou a retração de caninos em 27 pacientes após extrações simétricas de pré-molares em um dado arco, totalizando 100 quadrantes. O grupo experimental, composto de 50 quadrantes, foi tratado com molas fechadas de níquel-titânio (150 g de força) e o grupo controle, composto pelos outros 50 quadrantes, foi tratado com elásticos 3/16” (180 g de força). Neste grupo, os pacientes foram instruídos a trocarem os elásticos diariamente. A cada consulta, era medida a distância entre a asa distal do bráquete do canino com a asa mesial do bráquete do

molar. Cada medida foi realizada 3 vezes e registrada a média. Os resultados mostraram que o movimento dentário foi de 2,04 mm/mês no grupo experimental e 1,08 mm no grupo controle. O autor relatou que a velocidade de fechamento no grupo com molas foi quase duas vezes maior do que no grupo com elásticos devido à capacidade das molas de níquel-titânio manterem o nível de força constante se comparados com os elásticos, além de não necessitar, neste caso, da colaboração do paciente.

Samuels, Rudge, Mair (1998) examinaram o fechamento de espaço após extração de pré-molares em 18 pacientes com molas fechadas de níquel-titânio leve (100 g) em um quadrante e pesada (200 g) no outro quadrante. A cada consulta foram realizadas moldagens para a confecção de modelos de gesso, a fim de se medir o fechamento de espaço. Os autores relacionaram os resultados deste estudo com os de estudo anterior, que comparou uma mola fechada de níquel-titânio (média -150 g) com módulo elástico. Verificaram que as molas fechadas de níquel-titânio produziram fechamento de espaço mais consistente. A média de fechamento de espaço foi: 0,76 mm/mês (módulo elástico); 0,64 mm/mês (mola leve – 100 g); 1,04 mm/mês (mola média – 150 g) e 0,96 mm/mês (mola pesada – 200g). As molas que produzem 150 g e 200 g fecharam o espaço mais rapidamente do que o módulo elástico e do que a mola que produz 100 g. Não houve diferença estatisticamente significativa no fechamento de espaço entre as molas fechadas de 150 g e 200 g. Segundo os autores, as diferentes taxas de fechamento de espaço promovidas pelas molas leve (100 g) e média (150 g) podem ser aplicadas para fechar quantidade de espaços diferentes em ambos os lados de um mesmo arco.

Dixon et al. (2002) estudaram a eficiência do fechamento de espaço após extração de um pré-molar, por quadrante, comparando elásticos em cadeia (10

pacientes – 40 quadrantes), “amarrilhos ativos” (12 pacientes – 48 quadrantes) e molas de níquel-titânio (11 pacientes – 44 quadrantes). Os “amarrilhos ativos” e os elásticos em cadeia foram substituídos a cada reconsulta. As molas de NiTi não foram substituídas, mas foram reativadas. A distribuição do método de fechamento de espaço em cada paciente foi aleatória. Foram confeccionados modelos de estudo no início do fechamento (To) e 4 meses após (T1). O espaço presente nos quatro quadrantes foi medido no To e T1, e calculou-se a taxa de fechamento de espaço por mês (4 semanas) e no período total de 4 meses. Os resultados mostraram fechamento de espaço de 0,35 mm/mês no grupo dos “amarrilhos ativos”, 0,58 mm/mês no grupo de elásticos em cadeia e 0,81 mm/mês no grupo das molas fechadas de níquel-titânio. Não houve efeito ou interação do uso de elásticos de Classe II e Classe III na taxa de fechamento de espaço em nenhum dos grupos estudados. Assim, os autores afirmaram que a mola de níquel-titânio promove fechamento de espaço mais rapidamente e deveria ser considerado o tratamento de escolha, apesar de apresentar custo mais elevado.

Já Nightingale e Jones (2003) investigaram a retenção da força e a taxa de fechamento de espaço obtida com elásticos em cadeia e molas de níquel-titânio. A amostra contou com 22 pacientes que submetidos a extração de pré-molares, sendo que 15 foram submetidos a fechamento de espaço com molas em um quadrante e elásticos no outro. Nos outros 7 pacientes, apenas elásticos em cadeia foram utilizados. Moldagens dos arcos foram realizadas antes do início do tratamento e a cada reconsulta com a finalidade de medir o fechamento de espaço. Os elásticos foram substituídos a cada consulta, já as molas foram mantidas e apenas reativadas. O método de mensuração do fechamento de espaço utilizado pelos pesquisadores foi o

descrito por Dixon et al. (2002). Os resultados mostraram que 59% do grupo em que se empregaram os elásticos em cadeia mantiveram 50% da força inicial num período de 1 a 15 semanas e a média da perda de força foi 47%. No grupo onde foram utilizadas molas de níquel titânio, 46% mantiveram 50% da força inicial no período de 1 a 22 semanas, e a média de perda de força foi 48%. Quanto ao fechamento de espaço, a média mensal para o grupo dos elásticos em cadeia foi de 0,84 mm e para o das molas de níquel-titânio, 1,04 mm. Os autores concluíram que a retenção de força dos elásticos em cadeia foi melhor do que previamente estudado, e que forças iniciais de grande intensidade resultam em maior decaída de força, além de afirmarem que a velocidade de fechamento de espaço entre os dois grupos foi similar. Segundo os autores, as molas de NiTi promoveram forças variáveis, mesmo quando alongadas numa mesma distância, e não pareceram promover força previsível, sendo, para os mesmos, um achado inesperado em função das conhecidas características atribuídas ao material.

Bokas e Woods (2006) compararam a retração dos caninos superiores empregando molas de NiTi e elásticos em cadeia em 12 pacientes que foram submetidos à extração dos primeiros pré-molares superiores. Aplicou-se uma força inicial de 200g e as reativações ocorreram a cada 28 dias. O fechamento do espaço foi avaliado através de modelos de gesso obtido a cada reavaliação. Os resultados demonstraram que o fechamento do espaço com as molas de NiTi foi de 1,85 mm/mês, apenas 0,17 mm/mês maior que com os elásticos, que foi de 1,68 mm/mês. Como conclusão, os pesquisadores relataram que a taxa de fechamento de espaço utilizando-se molas de NiTi e elásticos é similar.

Entretanto, o fechamento excessivamente rápido dos espaços das extrações pode promover alguns efeitos adversos. Perda do controle de torque pode

resultar em intrusão exagerada dos incisivos superiores após o final do fechamento do espaço. Perda do controle de inclinação e de rotação na área adjacente ao local da extração pode promover o giro dos molares e ocasionar uma mordida aberta lateral. Além disso, hiperplasia gengival excessiva no local das extrações pode impedir o fechamento completo dos espaços e permitir a reabertura dos mesmos após o tratamento (BENNETT e MCLAUGHLIN, 1990; SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993).

Embora vários estudos tenham contribuído para melhor compreensão da biomecânica da retração dos caninos, muito pouco se sabe sobre os fatores biológicos que influenciam este procedimento. Um deles é a variação na estrutura óssea na área onde o canino é movimentado ortodonticamente. Nos casos onde são realizadas extrações dentárias, o dente pode ser movido no local depois de ocorrer a cicatrização do alvéolo ou imediatamente após as exodontias. Assim, Häsler et al. (1997) compararam a taxa de retração de caninos no local de extrações de pré-molares após cicatrização dos alvéolos e imediatamente às exodontias. O estudo contou com 22 pacientes com média de idade de 13 anos e 7 meses. A extração do primeiro pré-molar foi iniciada em um hemiarco, e após um período médio de 86 dias, procedeu-se à exodontia do pré-molar contralateral e ao início da retração dos caninos. O experimento finalizou quando um dos caninos foi suficientemente distalizado, entrando em contato com o segundo pré-molar. Para controle de ancoragem, foi instalado em todos os pacientes barra transpalatina e aparelho extra-bucal (uso 12 horas diárias). O controle da posição dos caninos antes do estudo, ao início da distalização e ao final da mesma foi realizado com modelos dentários e radiografias intrabucais realizadas de forma padronizada. Os caninos movimentados imediatamente às extrações deslocaram-se mais rapidamente do que os do lado cicatrizado. Segundo os autores, as razões para

estes resultados são apenas suposições, uma vez que não foram realizados estudos histológicos, mas afirmam que possíveis fatores incluiriam a menor calcificação do osso, o que facilitaria a reabsorção de forma mais rápida nos alvéolos onde as extrações foram realizadas recentemente além da presença de células com maior potencial para reabsorção óssea.

Alguns fatores influenciam na escolha do método de realizar a retração dos caninos, como, por exemplo, custo-benefício e tempo clínico. As molas de níquel-titânio são as opções mais caras, mas têm a vantagem de serem mais eficientes e relativamente mais rápidas e fáceis de se ativar. Os elásticos em cadeia são mais baratos, mas consomem maior tempo clínico para substituí-lo a cada visita (DIXON et al., 2002). Apesar do desempenho clínico superior, as molas de níquel titânio permanecem relativamente caras, motivo pelo qual os elásticos em cadeia continuam populares na prática clínica (NIGHTINGALE e JONES, 2003).

2.6 CONTROLE DE ANCORAGEM

O principal fator que determina o sucesso do tratamento ortodôntico é o controle de ancoragem. Essencialmente, o controle da ancoragem envolve a capacidade de obter um movimento dentário diferencial, mais freqüentemente o movimento méso-distal relativo dos dentes anteriores e posteriores. A ancoragem posterior máxima envolve a retração dos incisivos e caninos sem o deslocamento dos pré-molares e molares para mesial.

O controle de ancoragem pode ser estabelecido de várias formas. Os aparelhos extra-bucais são freqüentemente prescritos para controlar a ancoragem, sendo usado na tentativa de manter os dentes posteriores nas estruturas faciais. Além disso, as forças liberadas pela maioria destes aparelhos excedem os níveis de força méso-distal dos elásticos ou das molas usados para a retração do segmento anterior. Os elásticos intermaxilares jogam os dentes superiores contra os inferiores e representam outro meio de obter movimento dentário diferencial. A direção do elástico define seu vetor de força e a terminologia usada para descrevê-lo. Os elásticos de Classe II encaixam-se nos dentes anteriores superiores e nos posteriores inferiores, propiciando uma força de retração nos dentes anteriores superiores e uma força simultânea de mesialização dos molares inferiores. Logo, a principal limitação do uso do AEB ou elásticos como técnica de ancoragem é a sua dependência de cooperação do paciente (BISHARA, 2004). Outra abordagem para aumentar o controle da ancoragem posterior, durante o fechamento do espaço é a retração isolada do canino.

Conceitualmente, a retração isolada do canino é considerada menos crítica na ancoragem, porque dois dentes caninos são opostos por vários dentes posteriores na unidade de ancoragem.

Bokas e Woods (2006) avaliaram a perda de ancoragem dos molares ocorrida após a retração dos caninos superiores com dois métodos (molas de NiTi e elásticos em cadeia) em 12 pacientes que sofreram extração de pré-molares. Foi instalada barra transpalatina em todos os pacientes. As reconsultas ocorreram a cada 28 dias, momento em que eram realizadas moldagens para obtenção de modelos de gesso. Para avaliação da perda de ancoragem, os autores utilizaram o ponto mais mesial dos molares superiores e as extremidades mediais das rugas palatinas como pontos de referência. Os resultados mostraram perda de ancoragem não estatisticamente significativa, sendo de 0,46 mm/mês para as molas de NiTi e de 0,45 mm/mês para os elásticos em cadeia. Estes valores de perda de ancoragem correspondem de 1/4 a 1/3 da taxa mensal de fechamento do espaço, mesmo com a presença de barra transpalatina.

A estabilidade das rugosidades palatinas como pontos de referência para avaliação do movimento ântero-posterior dos dentes foi estudada por alguns autores na literatura. Almeida et al. (1995) analisaram a estabilidade das rugas palatinas durante o crescimento normal, e se o tratamento com aparelhos extra-bucais e funcionais afetaria a posição das mesmas. Modelos iniciais e finais de 94 pacientes foram utilizados no estudo, sendo distribuídos da seguinte forma: controle (34), AEB (30) e aparelho funcional (30). Foram marcados os pontos mediais e laterais das três rugas palatinas, bem como o ponto mesial dos primeiros molares e analisadas as mudanças transversais e ântero-posteriores. Alterações significantes estatisticamente foram

observadas nos pontos laterais das rugosidades, particularmente no grupo que utilizou AEB. Para os autores, as extremidades mediais das rugas palatinas são pontos anatômicos confiáveis para análise longitudinal de modelos nos planos transversos e ântero-posterior.

Já Bailey, Esmailnejad e Almeida (1996) buscaram determinar se as rugosidades palatinas eram afetadas pela terapia ortodôntica utilizando 57 modelos de pacientes adultos pré e pós-tratamento, sendo que 27 destes sofreram extrações de pré-molares. Para tal avaliação, os autores marcaram os pontos mediais (junto à sutura palatina mediana) e laterais das três rugas palatinas nos modelos de gesso iniciais e finais simultaneamente. Os resultados mostraram que as alterações transversais ao longo do tempo foram significativamente diferentes de zero apenas para os pontos mediais da primeira ruga no grupo sem extração e para os pontos laterais da primeira ruga no grupo com extrações. Nenhuma das mudanças observadas no sentido transversal foi estatisticamente diferente entre os dois grupos. No grupo com extrações, houve alterações ântero-posteriores significativas nos pontos laterais entre a primeira e a segunda ruga e entre a segunda e a terceira ruga, e entre os pontos mediais entre a segunda e a terceira ruga. No grupo sem extrações, não ocorreram mudanças ântero-posteriores, o que sugere que o fechamento do espaço tem algum efeito na estabilidade das rugosidades palatinas. Concluindo, os autores afirmam que o ponto lateral e medial da terceira ruga palatina parece ser o local de referência anatômico mais estável na análise longitudinal de modelos.

Hoggan e Sadowsky (2001) utilizaram as rugas palatinas como referência para mensuração do movimento dentário e compararam com sobreposições cefalométricas. A amostra contou com modelos pré e pós-tratamento e radiografias

cefalométricas de 33 pacientes que foram submetidos a tratamento ortodôntico com extrações de pré-molares. Não se observou diferença estatística entre as médias de movimento dos primeiros molares medidas cefalometricamente e medidas nos pontos mediais e laterais da primeira e segunda ruga palatina e no ponto medial da terceira ruga. Segundo os autores, estes achados sugerem que os pontos de referência das rugosidades palatinas podem ser usados tanto quanto as sobreposições radiográficas para avaliar o movimento ântero-posterior dos molares.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar o fechamento dos espaços na retração dos caninos permanentes superiores com dois métodos distintos (elásticos em cadeia e molas fechadas de níquel-titânio), determinando, em cada sistema:

- ✓ a velocidade média de movimento ocorrido dos caninos superiores (mm/mês);
- ✓ a perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores ocorrida (mm/mês);
- ✓ a influência do sexo e das extrações de pré-molares na velocidade média de movimento ocorrido dos caninos superiores e na perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores.

4 MATERIAL E MÉTODO

A amostra deste estudo foi composta por 15 pacientes brasileiros, leucodermas, residentes em Porto Alegre, com média de idade de 16,3 anos \pm 5,6 anos, em tratamento na clínica do Curso de Mestrado em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), sendo 8 pacientes do sexo masculino (média de idade 15,8 anos) e 7 do sexo feminino (média de idade 16,7 anos). O critério de seleção exigia que os pacientes fossem saudáveis e estivessem na fase de dentição permanente necessitando a retração de caninos superiores. Os indivíduos selecionados apresentavam maloclusão de Classe II divisão 1 de Angle, sendo que 5 haviam utilizado previamente aparelho extra-oral, tração cervical, 400 g por 12 horas diárias (4 a 6 meses); os outros 10 pacientes foram submetidos a extrações de primeiros pré-molares superiores. Aparelho fixo *standard edgewise* 0,022" x 0,028" foi montado em todos os pacientes. Se necessário, nos pacientes que utilizaram AEB, anteriormente à retração das caninos, realizou-se retração dos pré-molares.

Previamente à inclusão na pesquisa, os pacientes ou os responsáveis pelos menores de 18 anos que concordaram com a participação na pesquisa assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Anexo A, página 96) aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS (Anexo B, página 99) e pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS (Anexo C, página 100).

A documentação inicial para diagnóstico foi composta de fotografias intra e extra-bucais, modelos de gesso, telerradiografia de perfil, radiografia panorâmica, radiografia de punho e mão, além da anamnese e do exame clínico.

A fase de alinhamento e nivelamento das arcadas iniciou com arcos coaxiais de aço inoxidável 0,018”, seguidos de arcos redondos de aço 0,016”. Ao se atingir os arcos de aço inoxidável 0.018”, a retração dos caninos permanentes superiores foi iniciada de duas maneiras distintas:

A) elásticos em cadeia^{*} na hemiarcada superior direita com força de 150 g (Figura 1A, página 54; Figura 2A, página 55).

B) molas fechadas de níquel-titânio[†] na hemiarcada superior esquerda com força de 150 g (Figura 1B, página 54; Figura 2B, página 55);

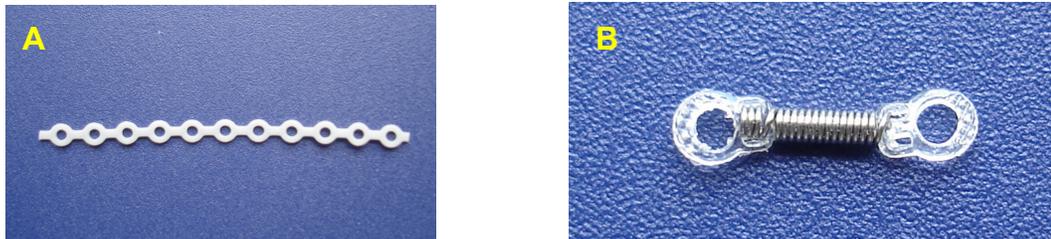


Figura 1. A) Elástico em cadeia curto American Orthodontics® e B) Mola fechada de níquel-titânio TP Orthodontics®.

^{*} American Orthodontics®, Memory Chain Short Gray, REF 854-253, Sheboygan, USA.

[†] TP Orthodontics Inc®, Reflex Closed Coil Springs, REF 210-511, Leeds, United Kingdom.



Figura 2. A) Foto clínica do elástico em cadeia e B) da mola de níquel-titânio.

Os pacientes foram avaliados nos seguintes intervalos, ou até ser obtida a retração dos caninos desejada:

Reestudo 1 (R1): previamente a retração dos caninos;

Reestudo 2 (R2): 4 semanas de retração dos caninos;

Reestudo 3 (R3): 8 semanas de retração dos caninos;

Reestudo 4 (R4): 12 semanas de retração dos caninos;

Reestudo 5 (R5): 16 semanas de retração dos caninos.

Em cada uma das avaliações foi obtido modelo de gesso da arcada superior de cada paciente a partir de moldagens com alginato.

O controle de ancoragem dos dentes posteriores dependeu do uso de aparelho extra-bucal (uso noturno – 8 horas) e da amarração em grupo com amarrilho metálico 0,010” dos primeiros molares e segundos pré-molares superiores, em cada

lado da arcada. O diagnóstico e plano de tratamento dos pacientes determinou o grau de ancoragem exigida em cada caso.

A ativação das molas de NiTi e a substituição dos elásticos em cadeia foi realizada a cada 4 semanas, até que o espaço fosse fechado. A força inicialmente empregada foi de 150 g, medida com auxílio de um dinamômetro* (Figura 3, página 56). A sucessão de ativações respeitou os tempos de observação (R2, R3, R4, R5). A retração dos caninos foi encerrada em 7 pacientes em R3, 5 pacientes em R4 e 3 em R5.



Figura 3. Dinamômetro Morelli®.

Para determinação da movimentação ortodôntica dos caninos permanentes superiores, foram realizadas as seguintes medidas (Figura 4, página 58):

* Morelli®, 100g-1600g, REF 75.02.006, Sorocaba-SP, Brasil.

- EP cerv - distância da região cervical distal do canino superior próximo à margem gengival à região cervical mesial do primeiro ou segundo pré-molar superior;
- EP marg - distância do ponto de união da face distal com a aresta distal da cúspide do canino superior com ponto de união da crista marginal mesial com a aresta mesial da cúspide vestibular do primeiro ou segundo pré-molar superior;
- EP cusp - distância da ponta da cúspide do canino superior à ponta da cúspide vestibular do primeiro ou segundo pré-molar superior;
- EP cusp' - distância da ponta da cúspide do canino superior à ponta da cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior.

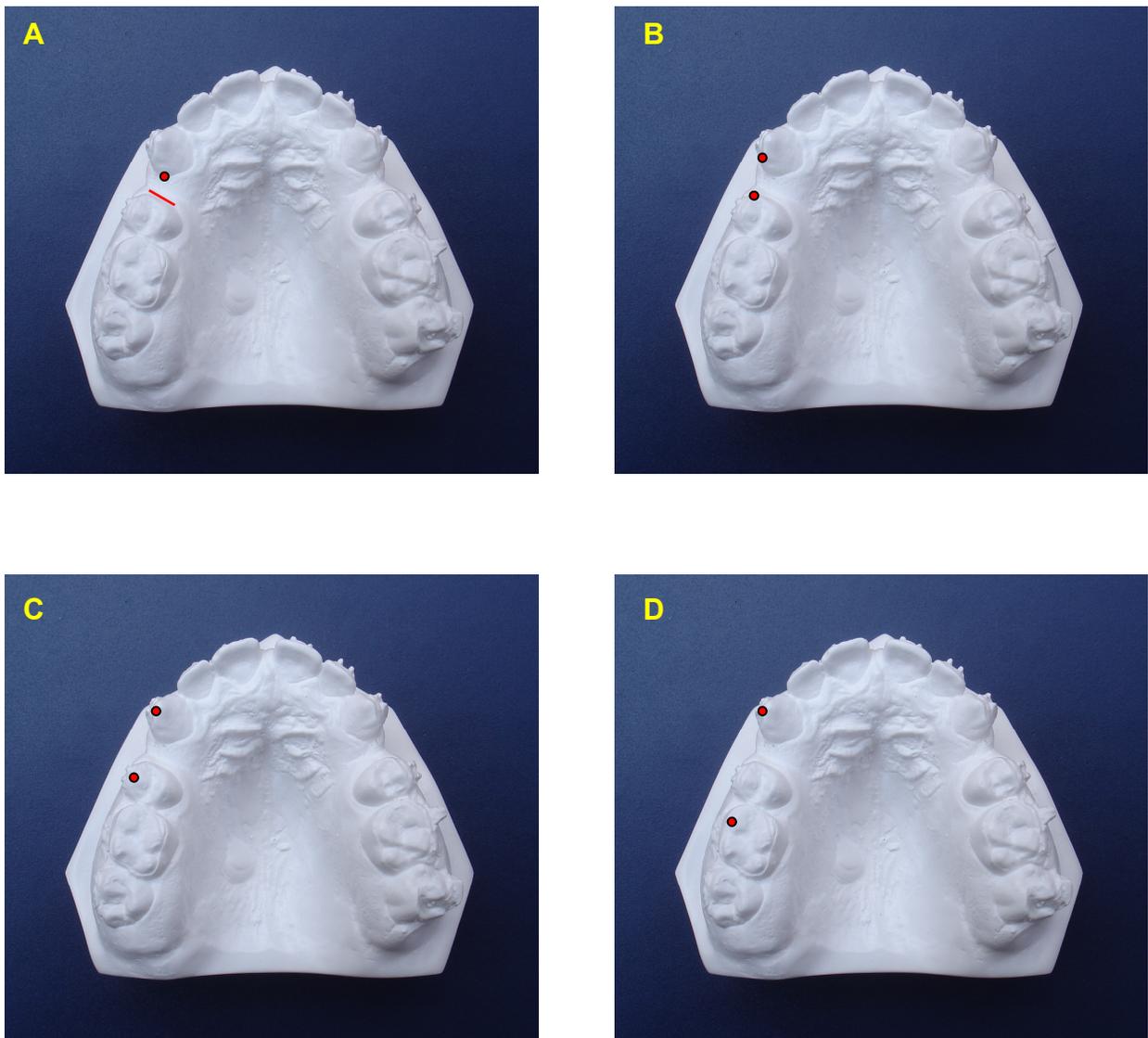


Figura 4. Pontos de referência utilizados para medir o fechamento de espaço: A) EP cerv , B) EP marg, (C) EP cusp, (D) EP cusp'.

As medidas foram feitas do canino superior ao primeiro pré-molar (no caso de pacientes que utilizaram aparelho extra-bucal), e do canino superior ao segundo pré-molar (nos pacientes submetidos a extrações). As mensurações foram realizadas por

um único operador, com auxílio de paquímetro digital* (Figura 5, página 59), nos dois hemiarcos superiores. A mensurações em EP cusp e EP cusp' foram feitas com as pontas para medidas externas do paquímetro, já em EP cerv e EP marg com as pontas para medidas internas. Após 7 dias, as medidas de 10 modelos foram repetidas a fim de verificar a confiabilidade das mesmas sendo, então, feita a comparação entre a 1ª e a 2ª medição pelo teste t-Student (Tabela 1, página 62).

A velocidade média de movimento mensal (VM) em cada sistema foi encontrada ao se dividir o movimento total ocorrido (distância entre último modelo de reestudo e R1) pelo número de consultas de reestudo.

Além disso, foram avaliadas diferenças na VM entre os sexos masculino e feminino e entre os pacientes que utilizaram AEB e os que foram submetidos a extrações.



Figura 5. Paquímetro digital Mitutoyo®.

* Mitutoyo®, REF 500-143B, Suzano-SP, Brasil.

A perda de ancoragem dos primeiros molares superiores ocorrida ao longo de todo período de retração dos caninos foi avaliada medindo-se com as pontas para medidas internas do paquímetro digital, no modelo inicial (R1) e comparando-se com o modelo final, a distância linear do ponto mais mesial dos primeiros molares superiores até a extremidade medial (junto à sutura palatina mediana) da terceira ruga palatina (Figura 6, página 60). Também foi obtida a velocidade (mm/mês) da movimentação do molar dividindo-se o valor total pelo número de reconsultas. Para tanto, os pontos de referência foram marcados cuidadosamente com grafite 0,5 mm para evitar dano ao modelo. Os modelos iniciais e finais foram posicionados lado a lado e as marcações feitas simultaneamente, pois se a localização dos pontos fosse duvidosa entre os dois modelos, os pontos seriam anotados como ausentes. Não houve problema na localização dos pontos mediais da terceira ruga palatina em nenhum paciente. Novamente, após 7 dias, as medidas de 10 modelos foram repetidas a fim de verificar a confiabilidade das mesmas sendo, então, feita a comparação entre a 1ª e a 2ª medição pelo teste t-Student.



Figura 6. Pontos de referência utilizados para medir a perda de ancoragem dos primeiros molares superiores.

Após seis meses do início da retração, foi solicitada documentação de reestudo composta de modelos de gesso, telerradiografia lateral e radiografia panorâmica.

Para a verificação da normalidade dos dados, foi utilizado o teste não-paramétrico Kolmogorov-Smirnov. Este teste é considerado uma prova de aderência; diz respeito ao grau de concordância entre a distribuição de um conjunto de valores amostrais e determinada distribuição teórica específica, neste caso, a distribuição normal. Para os dados deste estudo todas as medidas tiveram esta condição garantida, por este motivo, os testes aplicados neste estudo foram testes paramétricos.

Para a comparação entre as leituras (estudo do erro) e para a comparação dos grupos (elásticos em cadeia e molas NiTi) foi utilizado o teste de comparações de médias t-Student para dados pareados, este teste é o método mais utilizado para avaliar as diferenças entre os pares de dois grupos.

Para a comparação entre os tipos (extração de pré-molar e AEB) e entre os sexos, por serem dados independentes, foi utilizado o teste t-Student para amostras independentes. Este teste permite a comparação de dados de dois grupos independentes.

Os resultados foram considerados significativos a um nível de significância máximo de 5%. Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o *software* estatístico SPSS versão 10.0.

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS ESTATÍSTICOS

Tabela 1. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando as medidas realizadas com 7 dias de intervalo.

| <i>Comparação</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>Desvio-padrão</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|----------|--------------|----------------------|----------|----------|
| EP CUSP - Elásticos em Cadeia | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 11,43 | 1,48 | 1,37 | 0,20 |
| Medida 2 | 10 | 11,36 | 1,44 | | |
| EP CUSP - Molas de NiTi | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 12,63 | 1,27 | -1,24 | 0,25 |
| Medida 2 | 10 | 12,70 | 1,20 | | |
| EP MARG - Elásticos em Cadeia | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 4,92 | 1,57 | -1,93 | 0,09 |
| Medida 2 | 10 | 5,10 | 1,48 | | |
| EP MARG - Molas de NiTi | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 5,99 | 1,25 | -1,94 | 0,08 |
| Medida 2 | 10 | 6,13 | 1,20 | | |
| EP CERV - Elásticos em Cadeia | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 3,01 | 1,92 | -0,43 | 0,68 |
| Medida 2 | 10 | 3,02 | 1,90 | | |
| EP CERV - Molas de NiTi | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 3,95 | 1,50 | 1,27 | 0,24 |
| Medida 2 | 10 | 3,89 | 1,42 | | |
| EP CUSP' - Elásticos em Cadeia | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 21,80 | 3,68 | 1,29 | 0,23 |
| Medida 2 | 10 | 21,73 | 3,70 | | |
| EP CUSP' - Molas de NiTi | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 22,74 | 3,60 | -1,33 | 0,22 |
| Medida 2 | 10 | 22,96 | 3,79 | | |
| Perda Ancoragem 3ª Ruga - Elásticos em Cadeia | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 26,91 | 1,88 | -0,04 | 0,97 |
| Medida 2 | 10 | 26,92 | 2,06 | | |
| Perda Ancoragem 3ª Ruga - Molas de NiTi | | | | | |
| Medida 1 | 10 | 25,54 | 3,47 | 0,64 | 0,54 |
| Medida 2 | 10 | 25,39 | 3,60 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

O resultado do teste t-Student para amostras pareadas mostrou que não houve diferença significativa entre as duas leituras realizadas para cada medida comparada (Tabela 1, página 62).

Tabela 2. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cerv.

| <i>Comparação EP CERV</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>Diferença Média**</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|----------|--------------|------------|--------------------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -1,27 | 0,49 | -0,29 | -2,67 | 0,02 |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | 15 | -0,98 | 0,34 | | | |

FONTES: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 3. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP marg.

| <i>Comparação EP MARG</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>Diferença Média**</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|----------|--------------|------------|--------------------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -1,44 | 0,53 | -0,36 | -2,97 | 0,01 |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | 15 | -1,09 | 0,32 | | | |

FONTES: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 4. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cusp.

| <i>Comparação EP CUSP</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>Diferença Média**</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|----------|--------------|------------|--------------------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -1,58 | 0,57 | -0,32 | -2,23 | 0,04 |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | 15 | -1,26 | 0,43 | | | |

FONTES: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 5. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração dos caninos medido em EP cusp'.

| <i>Comparação EP CUSP'</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>Diferença Média**</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|----------|--------------|------------|--------------------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -1,63 | 0,70 | -0,40 | -2,24 | 0,04 |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | 15 | -1,23 | 0,45 | | | |

FONTES: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras pareadas verifica-se que existe diferença significativa entre os grupos elásticos em cadeia e molas de NiTi para as comparações anteriormente realizadas. Observa-se fechamento de espaço mais rápido para o grupo elásticos em cadeia (Tabela 2, 3, 4, 5, página 63).

Tabela 6. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cerv.

| <i>Comparação EP CERV</i> | <i>Grupo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|-------------------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,24 | 0,45 | 0,33 | 0,74 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,33 | 0,61 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Extração de Pré-Molares | 10 | -0,96 | 0,41 | 0,40 | 0,70 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,03 | 0,13 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 7. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP marg.

| <i>Comparação EP MARG</i> | <i>Grupo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|-------------------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,44 | 0,47 | 0,02 | 0,98 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,45 | 0,70 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,09 | 0,38 | -0,01 | 0,99 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,08 | 0,21 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 8. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cusp.

| <i>Comparação EP CUSP</i> | <i>Grupo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|-------------------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,50 | 0,46 | 0,81 | 0,43 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,75 | 0,77 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,21 | 0,49 | 0,65 | 0,53 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,37 | 0,30 | | |

FORNTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 9. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração em pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extração de pré-molares medido em EP cusp'.

| <i>Comparação EP CUSP'</i> | <i>Grupo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|-------------------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,63 | 0,61 | 0,04 | 0,97 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,64 | 0,92 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Extração de Pré-molares | 10 | -1,19 | 0,53 | 0,45 | 0,66 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -1,31 | 0,30 | | |

FORNTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras independentes verifica-se que não existe diferença significativa na velocidade de fechamento de espaço entre pacientes que utilizaram AEB e os submetidos a extrações de pré-molares (Tabela 6, 7, página 64; Tabela 8, 9, página 65).

Tabela 10. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cerv.

| <i>Comparação EP CERV</i> | <i>Sexo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|-------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeira</i> | Masculino | 8 | -1,49 | 0,52 | -2,08 | 0,06 |
| | Feminino | 7 | -1,01 | 0,32 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -1,06 | 0,30 | -0,94 | 0,37 |
| | Feminino | 7 | -0,89 | 0,39 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 11. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP marg.

| <i>Comparação EP MARG</i> | <i>Sexo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|-------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeira</i> | Masculino | 8 | -1,64 | 0,58 | -1,66 | 0,12 |
| | Feminino | 7 | -1,21 | 0,39 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -1,07 | 0,24 | 0,22 | 0,83 |
| | Feminino | 7 | -1,11 | 0,42 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 12. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cusp.

| <i>Comparação EP CUSP</i> | <i>Sexo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|-------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeira</i> | Masculino | 8 | -1,69 | 0,73 | -0,81 | 0,43 |
| | Feminino | 7 | -1,45 | 0,33 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -1,27 | 0,32 | -0,07 | 0,94 |
| | Feminino | 7 | -1,25 | 0,56 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Tabela 13. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando o fechamento de espaço com os dois sistemas de retração entre os sexos medido em EP cusp'.

| <i>Comparação EP CUSP'</i> | <i>Sexo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|--|-------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| <i>Velocidade Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Masculino | 8 | -1,88 | 0,81 | -1,54 | 0,15 |
| | Feminino | 7 | -1,35 | 0,43 | | |
| <i>Velocidade Mensal Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -1,22 | 0,37 | 0,14 | 0,89 |
| | Feminino | 7 | -1,25 | 0,56 | | |

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras independentes verifica-se que não existe diferença significativa na velocidade de fechamento de espaço entre pacientes do sexo masculino e feminino (Tabela 10, 11, 12, página 66; Tabela 13, página 67).

Tabela 14. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração.

| <i>Comparação</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP**</i> | <i>Diferença Média</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|----------|--------------|-------------|------------------------|----------|----------|
| 3ª Ruga Palatina | | | | | | |
| <i>Diferença* Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -0,31 | 0,47 | 0,03 | 0,24 | 0,81 |
| <i>Diferença* Molas de NiTi</i> | 15 | -0,34 | 0,42 | | | |
| <hr/> | | | | | | |
| <i>Perda Ancoragem Mensal Elásticos em Cadeia</i> | 15 | -0,11 | 0,17 | 0,00 | 0,10 | 0,92 |
| <i>Perda Ancoragem Mensal Molas de NiTi</i> | 15 | -0,12 | 0,15 | | | |

*Diferença = Final -Inicial

** Desvio-padrão

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras pareadas verifica-se que não existe diferença significativa para perda de ancoragem dos primeiros molares com uso dos dois sistemas de retração (Tabela 14, página 67).

Tabela 15. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração entre pacientes que utilizaram AEB e submetidos a extrações.

| <i>Comparação</i> | <i>Tipo</i> | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|--------------------------------|-----------|--------------|-------------|--------------|-------------|
| 3ª Ruga Palatina | | | | | | |
| Diferença* Elásticos em Cadeia | Extração de Pré-molares | 10 | -0,46 | 0,52 | -2,62 | 0,03 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -0,01 | 0,09 | | |
| Diferença* Molas de NiTi | Extração de Pré-molares | 10 | -0,38 | 0,36 | -0,46 | 0,66 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -0,27 | 0,56 | | |
| Perda Ancoragem Mensal Elásticos em Cadeia | Extração de Pré-molares | 10 | -0,17 | 0,19 | -2,55 | 0,03 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -0,01 | 0,04 | | |
| Perda Ancoragem Mensal Molas de NiTi | Extração de Pré-molares | 10 | -0,15 | 0,15 | -1,09 | 0,29 |
| | Aparelho Extra-bucal | 5 | -0,06 | 0,15 | | |

*Diferença = Final -Inicial

** Desvio-padrão

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras independentes verifica-se a perda de ancoragem total e mensal foi significativamente maior nos pacientes que tiveram os pré-molares extraídos e os caninos retraídos com elásticos em cadeia (Tabela 15, página 68).

Tabela 16. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando a perda de ancoragem dos primeiros molares com os dois métodos de retração entre pacientes do sexo masculino e feminino.

| <i>Comparação</i> | Tipo | <i>n</i> | <i>Média</i> | <i>DP*</i> | <i>t</i> | <i>p</i> |
|---|-------------|----------|--------------|------------|----------|----------|
| 3ª Ruga Palatina | | | | | | |
| <i>Diferença* Elásticos em Cadeia</i> | Masculino | 8 | -0,31 | 0,49 | -0,04 | 0,97 |
| | Feminino | 7 | -0,30 | 0,50 | | |
| <i>Diferença* Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -0,21 | 0,34 | 1,35 | 0,20 |
| | Feminino | 7 | -0,49 | 0,48 | | |
| <i>Perda Ancoragem Mensal Elásticos em Cadeia</i> | Masculino | 8 | -0,13 | 0,21 | -0,48 | 0,64 |
| | Feminino | 7 | -0,09 | 0,13 | | |
| <i>Perda Ancoragem Mensal Molas de NiTi</i> | Masculino | 8 | -0,09 | 0,13 | 0,84 | 0,41 |
| | Feminino | 7 | -0,15 | 0,17 | | |

*Diferença = Final -Inicial

** Desvio-padrão

FONTE: dados da pesquisa; PUCRS; 2006.

Através dos resultados do teste t-Student para amostras independentes verifica-se que não existe diferença significativa na perda de ancoragem entre pacientes do sexo masculino e feminino com os dois sistemas de retração (Tabela 16, página 69).

5.2 RESULTADOS CLÍNICOS



Figura 7. Fotografias do modelo de gesso de um paciente em R1: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal.



Figura 8. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R2: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal.

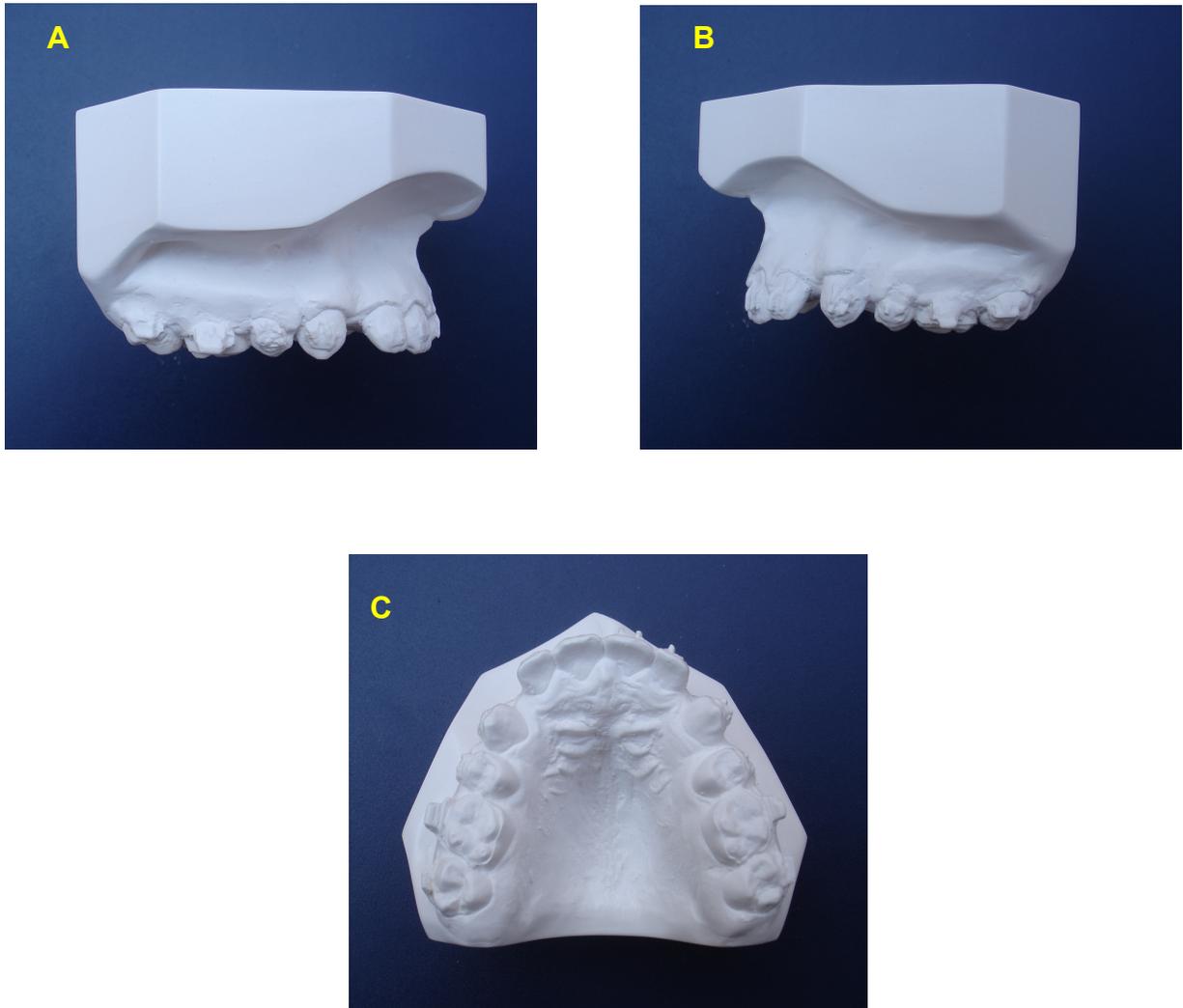


Figura 9. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R3: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal.

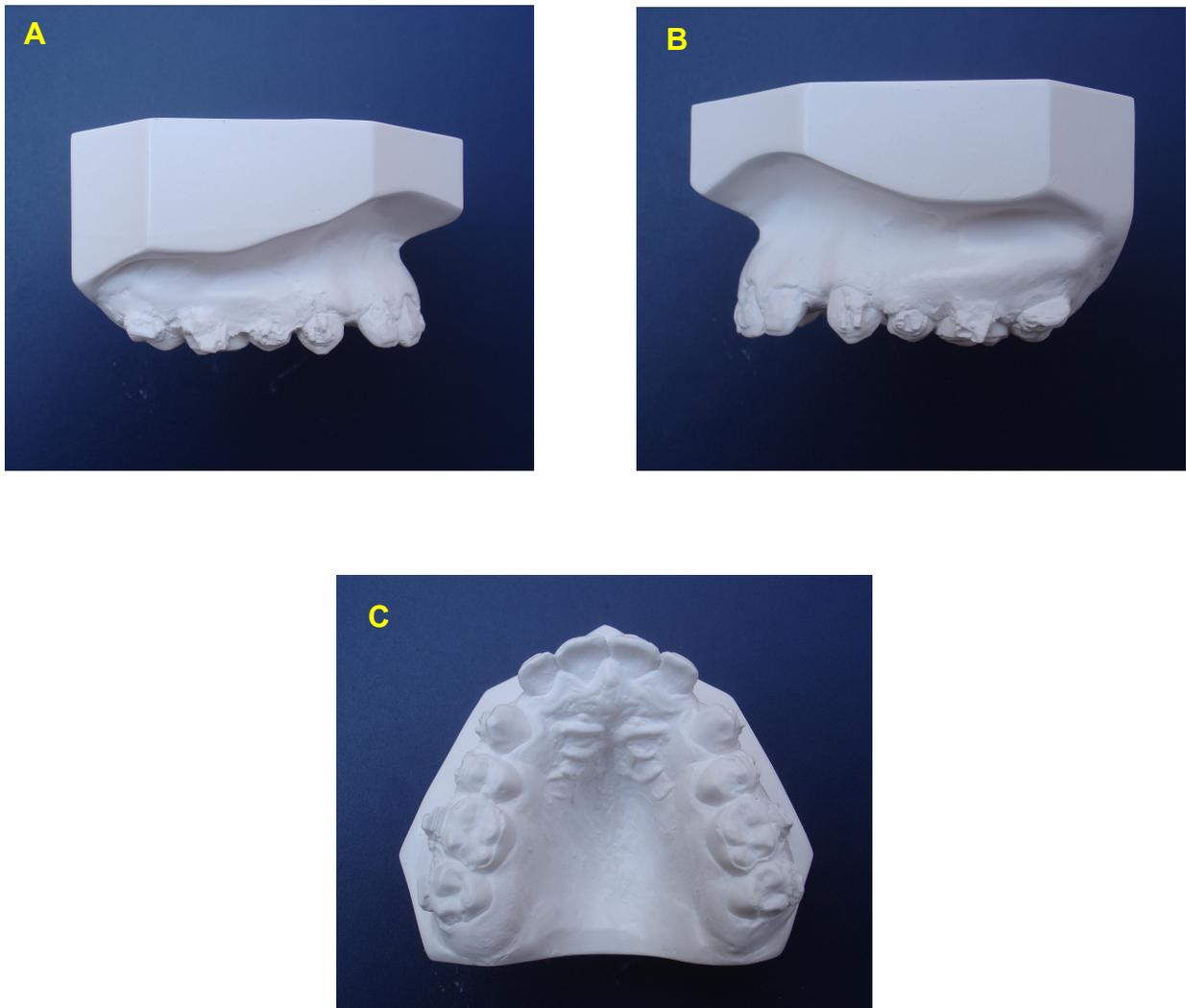


Figura 10. Fotografias do modelo de gesso do mesmo paciente em R4: (A) lateral direita, (B) lateral esquerda e (C) oclusal.

6 DISCUSSÃO

6.1 MATERIAL E MÉTODO

Tendo em vista a comprovada ação dos diferentes sistemas para a retração de caninos e conseqüente fechamento do espaço em pacientes portadores de maloclusão de Classe II, propôs-se, neste estudo, avaliar a velocidade mensal do movimento dentário ocorrido e a perda de ancoragem utilizando-se elásticos em cadeia e molas de NiTi em 15 pacientes.

Na literatura estudada, não foram relatadas diferenças na resposta ao tratamento entre pacientes do sexo masculino e feminino. Bokas e Woods (2006) utilizaram o mesmo número de pacientes para cada sexo na retração dos caninos; no entanto, não relataram se havia diferença na movimentação dentária entre os mesmos. Assim, procurou-se selecionar o mesmo número de homens e mulheres, com intuito de verificar o efeito desta variável.

Assim como Sonis (1994); Nightingale e Jones (2003); Bokas e Woods (2006), que dividiram as arcadas maxilares dos pacientes em quadrantes para a distalização dos caninos, onde para cada lado foi empregado um sistema de retração, cada paciente deste estudo teve seu arco superior dividido em dois quadrantes. No lado direito, foram aplicados elásticos em cadeia e, no lado esquerdo, molas de NiTi.

Foram utilizadas, na pesquisa, medidas lineares, em modelos de gesso, da distância entre os caninos e os primeiros pré-molares (pacientes que usaram AEB) ou os segundos pré-molares (pacientes submetidos à extração de primeiros pré-molares), e entre os caninos e os primeiros molares permanentes, para análise do fechamento do espaço. Também foi avaliada a distância entre o primeiro molar e a 3ª ruga palatina, a fim de verificar a perda de ancoragem.

Sonis (1994) estudou o fechamento do espaço medindo clinicamente a distância entre a aleta mesial do bráquete do pré-molar e a aleta distal do bráquete do canino. Na medida em que, se algum bráquete se descolasse durante o tratamento não seria possível quantificar o movimento do canino, optou-se por um método de avaliação onde fossem empregados modelos de gesso. Já Samuels, Rudge, Mair (1993, 1998) utilizaram, como pontos de referência, a distância de um ponto entre os incisivos centrais e o primeiro molar, distribuídos em coordenadas x-y, após os modelos de gesso serem digitalizados. Dixon et al. (2002), Nightingale e Jones (2003) mediram a distância entre a cúspide do canino e o sulco vestibular do primeiro molar superior para verificar a distalização dos caninos em modelos de gesso. A medida para fechamento do espaço, utilizando-se a ponta das cúspides dos caninos e dos primeiros molares como pontos de referência, seguiu o método de mensuração relatado por Bokas e Woods (2006). Estes digitalizaram os modelos e compararam as mensurações realizadas digitalmente com as feitas diretamente nos modelos, não encontrando diferenças estatísticas entre as medições. Os quatro locais de mensurações empregados neste estudo tiveram o objetivo de avaliar se o fechamento do espaço ocorrido não foi obtido apenas através de inclinações dentárias. Assim, outras medidas

para fechamento do espaço e para perda de ancoragem foram criadas especificamente para utilização nessa pesquisa.

A estabilidade das rugosidades palatinas como pontos de referência para avaliação do movimento ântero-posterior dos dentes está relatada na literatura. As extremidades mediais das rugas palatinas são pontos anatômicos confiáveis para análise longitudinal de modelos, nos planos transversos e ântero-posterior (ALMEIDA et al., 1995). Os pontos laterais e mediais da terceira ruga palatina parecem ser os pontos de referência anatômicos mais estáveis na análise longitudinal de modelos. A extração de pré-molares para retração dos dentes anteriores maxilares altera os valores ântero-posteriores dos pontos laterais e mediais da segunda ruga, a mais próxima da região dos pré-molares. A terceira ruga foi estável em todas as medidas e sua posição, próxima da região dos molares e distante da região da retração dos dentes anteriores, contribui para esta ausência de alterações (BAILEY, ESMAILNEJAD e ALMEIDA, 1996). Desta forma, a perda de ancoragem foi avaliada medindo-se a distância linear entre o ponto mais mesial dos primeiros molares e o ponto mais medial da terceira ruga palatina.

A literatura relata que o espaço resultante do uso do AEB e de extrações de pré-molares pode ser fechado ortodonticamente com a aplicação de diferentes sistemas de forças: alças de retração (mecânica do arco segmentado); AEB (*J-Hook*), *sliding jig*, elásticos em cadeia, molas fechadas de aço, molas fechadas de NiTi e magnetos (mecânica de deslizamento). Os métodos escolhidos, neste estudo, contemplaram os materiais comumente utilizados na prática clínica diária – elásticos em cadeia e molas fechadas – e que não envolvem a cooperação do paciente no uso dos elásticos (*J-Hook*, *sliding jig*), a fim de que este fato não interferisse na avaliação dos

resultados. A razão por ter-se optado pelas molas fechadas de NiTi residiu no interesse de avaliar clinicamente e de estudar as excelentes características relatadas na literatura a respeito deste material. A seleção das marcas comerciais dos elásticos e das molas baseou-se na preferência profissional e não em algum estudo que comprovasse a eficiência clínica superior das mesmas.

O intervalo de ativação dos elásticos e molas relatados na literatura é variável. Sonis (1994) realizou as reconsultas num intervalo de 3 a 6 semanas até a retração dos caninos ser obtida; Samuels, Rudge e Mair (1993), entre 5 e 8 semanas (média de 6 semanas), num período máximo de três visitas; e Nightingale e Jones (2003), entre 4 e 6 semanas, até que o espaço fosse fechado. Para este estudo, o intervalo das reconsultas foi de 4 semanas, até os caninos serem totalmente distalizados ou num período máximo de 5 consultas, o mesmo intervalo preconizado por Dixon et al. (2002) e Bokas e Woods (2006). Assim, este período permitiu uma análise da velocidade de fechamento mensal do espaço e da perda de ancoragem (mm/mês), além de ser o espaço de tempo usual nas consultas de manutenção na clínica ortodôntica, baseado no estudo de movimentação ortodôntica.

A fim de compensar a grande diminuição da força inicial e de melhorar a constância da força empregada pelos elásticos, alguns autores estudaram os efeitos do pré-estiramento dos elásticos em cadeia antes de sua aplicação. Wong (1976) recomendou pré-estiramento das cadeias elásticas em um terço do comprimento original para melhorar a resistência. A combinação de pré-estiramento e aplicação de calor reduz a taxa de diminuição de força em 50%, em uma hora, e 31%, em quatro semanas. Estes valores são similares aos de estudos que não submeteram os elásticos ao pré-estiramento nem ao calor (HERSHEY e BROOKS, 1976). As cadeias pré-

estiradas no ar apresentam os mesmos padrões de diminuição de força (70%) do que as não estiradas (controle) (BRANTLEY et al., 1979). Não foi realizado pré-estiramento dos elásticos em cadeia neste estudo.

Força ortodôntica ótima produz resposta biológica máxima com mínimo dano tecidual, resultando num movimento dentário mais rápido com pequeno desconforto (STOREY e SMITH, 1952), evitando ou mantendo, a um nível mínimo, zonas hialinizadas. Entretanto, a magnitude e a duração da força ideal para movimentação dentária permanecem controversas. Quanto à magnitude das forças para retração de caninos, os níveis de força ótima recomendados pelos estudos clássicos seriam entre 150-250 g (SMITH e STOREY, 1952; REITAN, 1957) e entre 100-200 g (QUINN e YOSHIKAWA, 1985). Smith e Storey (1952) observaram maiores taxas de movimentação dentária quando as forças variaram entre 150-250 g aplicadas na retração de caninos. O aumento da força promoveu menor movimentação dos caninos e maior perda de ancoragem. Sonis (1994) utilizou na distalização dos caninos força de 150 g, para as molas de NiTi, e 180 g, para os módulos elásticos. Bokas e Woods (2006) aplicaram 200 g; Samuels, Rudge e Mair (1993) 150 g para as molas e 400-500 g para os elásticos. Segundo estes autores, a força de 150 g seria a apropriada fisiologicamente para a movimentação ortodôntica dos caninos com mecânica de deslizamento. A utilização de molas de NiTi calibradas e de elásticos com comprimento medido cuidadosamente para empregar uma força igual é um avanço significativo em relação a outros estudos nesta área (SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993, 1998; SONIS, 1994; DIXON et al., 2002). Devido à grande variação nos níveis de força iniciais produzidos pelos diferentes produtos elastoméricos e suas características variáveis de força, a literatura é confusa em determinar a extensão inicial requerida

para gerar forças compatíveis com movimento dentário eficiente. Muitos autores recomendam a sobre-extensão dos elásticos em cadeia para produzir forças iniciais maiores (400-450 g) (SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993) a fim de compensar a inerente diminuição da força inicial das mesmas (WONG, 1976). Estes valores podem ser excessivos se forem levadas em consideração as recomendações de Reitan (1957), que advoga que forças reduzidas produziram menos hialinização e remodelação tecidual mais constante. Desta forma, o nível de força selecionado para as reativações foi um valor médio relatado na literatura: 150 g, tanto para os elásticos em cadeia quanto para as molas. Os elásticos em cadeia não foram pré-estirados antes de serem instalados nos pacientes.

6.2 FECHAMENTO DE ESPAÇO

Os dois métodos de fechamento foram eficazes na distalização dos caninos permanentes superiores. É importante salientar a importância da resposta biológica e a variação individual nas reações teciduais frente à movimentação ortodôntica, o que impede ou restringe a simples formulação de teorias a respeito de força e ancoragem.

O fechamento de espaço com elásticos em cadeia nos quatro locais medidos - EP cerv (1,27 mm/mês), EP marg (1,44 mm/mês), EP cusp (1,58 mm/mês) e EP cusp' (1,63 mm/mês), foi significativamente maior do que com molas de NiTi: 0,98

mm/mês, 1,09 mm/mês, 1,26 mm/mês, 1,23 mm/mês, respectivamente (Tabela 2, 3, 4, 5, página 63). A maior velocidade de movimentação ortodôntica dos caninos e o conseqüente fechamento de espaços para os elásticos em cadeia encontrada nesta pesquisa é discordante de alguns trabalhos relatados na literatura. Entretanto, é difícil comparar, com confiança e precisão, as taxas de movimentação dentária obtidas neste trabalho com os outros estudos devido a diferenças anatômicas, pontos de referência para medição e mecânica utilizada, sendo mais racional comentar os achados.

Tais estudos demonstraram que as molas de NiTi promoveram maior fechamento de espaço do que os produtos elastoméricos (SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993, 1998; SONIS, 1994) e mostraram não haver diferença na retração com elásticos e com molas NiTi (NIGHTINGALE e JONES, 2003; BOKAS e WOODS, 2006). Samuels, Rudge, Mair (1993, 1998) observaram fechamento com elásticos de 0,76 mm/mês e com molas, aplicando força de 100, 150 e 200 g, 0,64; 1,04 e 0,96 mm/mês, respectivamente. Sonis (1994) obteve fechamento de espaço de 2,04 mm/mês com molas de NiTi e 1,08 mm/mês com elásticos 3/16, medindo-se clinicamente a distância entre os bráquetes do canino e do pré-molar. Neste trabalho, para as 3 medidas que avaliaram a retração dos caninos entre estes e os pré-molares (EP cerv, EP marg, EP cusp), a velocidade de movimentação foi estatisticamente maior para os elásticos (Tabela 2, 3, 4, página 63). Esta discordância com os achados de Sonis (1994) está ligada ao fato de que para os elásticos havia a necessidade de cooperação do paciente para a substituição diária e uso contínuo dos elásticos. A cooperação dos pacientes é uma das variáveis mais significativas a afetar os resultados do tratamento. Logo, eliminou-se esta variável ao se empregar elásticos em cadeia fixados e substituídos a cada 4 semanas pelo pesquisador.

Além disso, a velocidade de movimentação dentária significativamente maior com molas de NiTi sobre os elásticos relatadas nestes estudos, pode estar relacionada às diferenças na magnitude das forças empregadas. As elevadas forças iniciais aplicadas nos elásticos, com intuito de compensar a inerente decaída de força do material, podem causar hialinização tecidual indevida e, conseqüentemente, retardo na movimentação dentária (STOREY e SMITH, 1952; REITAN, 1957; QUINN e YOSHIKAWA, 1985). Ainda, quanto maior a força aplicada, maior a inclinação bráquete-fio em função da deflexão do fio, o que geraria um aumento da resistência friccional ao movimento. Considerando que a força aplicada, tanto para as molas de NiTi quanto para os elásticos, foi igual (150 g) e dentro dos valores relatados na literatura como fisiologicamente aceitáveis, é provável que esta maior velocidade de fechamento do espaço promovido pelos elásticos em relação às molas tenha ocorrido em função da ausência da hialinização indevida na área de retração dos caninos, embora não se tenha realizado análise histológica ou pelo fato de o elástico gerar força intermitente, dando ao periodonto tempo para recuperação das áreas hialinizadas.

Os resultados deste estudo também foram discordantes do encontrado por Nightingale e Jones (2003), onde estes obtiveram retração dos caninos de 0,84 mm/mês (elásticos em cadeia) e 1,04 mm/mês (molas NiTi), embora sem diferença estatística. Bokas e Woods (2006), da mesma forma, acharam a taxa de distalização dos caninos semelhante para elásticos e molas, 1,68 mm/mês e 1,85 mm/mês, respectivamente. Assim como nestes estudos citados, o desempenho dos elásticos em cadeia foi muito superior do que previamente relatado. O fechamento do espaço observado foi superior com uso deste material. De acordo com informações adquiridas diretamente com o engenheiro responsável da *American Orthodontics*, o elástico em

cadeia usado nesta pesquisa é definido como *thermoset polyester polyurethan*, que apresenta propriedades hidrofóbicas, o que o torna mais estável no ambiente bucal, sendo, portanto, este fator responsável pela performance superior dos elásticos em relação às molas. Além disso, é provável que as molas não tenham mantido a intensidade de força tão adequada quanto os elásticos mantiveram em função do modo como foram aplicadas.

Também foi estudado o efeito do sexo na movimentação dos caninos superiores. A análise da distalização dos caninos comparando os resultados entre indivíduos do sexo masculino e do feminino com os dois sistemas de retração mostrou não haver diferença estatisticamente significativa em nenhuma das 4 medidas para fechamento do espaço (Tabela 10, 11, 12, página 66; Tabela 13, página 67). Uma vez que os trabalhos analisados não avaliaram a influência da variável sexo na velocidade de movimentação dentária para estes dois sistemas de retração, este achado é um avanço em relação aos mesmos.

Vários fatores biológicos influenciam o procedimento de retração de caninos. Um deles é a variação na estrutura óssea na área onde o canino é movimentado ortodonticamente. Nos casos onde são realizadas extrações dentárias, o dente pode ser movido no local depois de ocorrer a cicatrização do alvéolo ou imediatamente após as exodontias. Häsler et al. (1997) compararam a taxa de retração de caninos no local de extrações de pré-molares após cicatrização dos alvéolos e imediatamente após às exodontias, sendo que dentes movimentados logo após às extrações deslocaram-se mais rapidamente do que os do lado cicatrizado. Desta forma, considerando-se que a amostra contou com 5 pacientes que haviam utilizado previamente AEB e 10 submetidos a extrações de primeiros pré-molares, submeteu-se

os dados a tratamento estatístico também com a intenção de avaliar se haveria alguma diferença para a velocidade de fechamento de espaço entre molas e elásticos para alguma destas condições. Os resultados mostraram não haver diferença na velocidade da distalização dos caninos entre os pacientes que utilizaram AEB e os que sofreram extrações (Tabela 6, 7, página 64; Tabela 8, 9, página 65). A retração dos caninos, nos casos de extrações, foi iniciada uma semana após a realização das mesmas.

6.3 PERDA DE ANCORAGEM

A perda de ancoragem foi a segunda questão analisada neste estudo e deve ser salientado que a utilização do aparelho extra-oral, por 8 horas diárias, em conjunto com amarração em grupo com amarrilho metálico 0,010” dos primeiros molares, segundos pré-molares foram utilizados no arco maxilar dos pacientes participantes durante o período de estudo. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significante na movimentação mesial dos primeiros molares produzidas pelos elásticos em cadeia e pelas molas de NiTi, sendo 0,11 mm/mês e 0,12 mm/mês, respectivamente (Tabela 14, página 67). Bokas e Woods (2006) também não encontraram diferença significante entre os dois sistemas para movimentação anterior dos molares, entretanto, a perda de ancoragem foi maior tanto para os elásticos (0,45 mm/mês) quanto para as molas de NiTi (0,46 mm/mês). A razão para esta discordância é explicada pela diferença dos métodos de ancoragem empregados entre os dois

estudos, o que sugere que o emprego de AEB em associação com a amarração em conjunto dos dentes é mais eficiente para impedir a movimentação mesial dos molares durante a retração dos caninos. Outro motivo para a reduzida perda de ancoragem encontrada, provavelmente se deve ao fato da força inicial aplicada ter sido menor. Outros estudos comparando estes dois métodos de retração não consideraram a variável perda de ancoragem (SAMUELS, RUDGE, MAIR, 1993, 1998; SONIS, 1994; DIXON et al., 2002; NIGHTINGALE e JONES, 2003).

Assim como para o fechamento de espaço, onde foi avaliada a influência entre os sexos masculino e feminino e entre os pacientes que utilizaram AEB e os que sofreram extrações, para a perda de ancoragem dos molares estudaram-se as mesmas condições, e também não foi observada diferença estatística na retração dos caninos com emprego de elásticos em cadeia e com molas de NiTi para a primeira condição. (Tabela 16, página 69). Porém, a perda de ancoragem foi significativamente maior nos pacientes que tiveram os pré-molares extraídos e os caninos retraídos com elásticos em cadeia (Tabela 15, página 68). O plano de tratamento nos casos que envolvem extrações prevê maior perda de ancoragem. Novamente, o uso do AEB em conjunto com a amarração em grupo dos dentes foi responsável pelo reduzido movimento mesial dos primeiros molares para os pacientes do sexo masculino e feminino, quer tenham utilizado AEB, quer tenham sido submetidos a extrações.

6.4 FATORES ATUANTES NA FORÇA EMPREGADA

Uma questão importante é a variação de temperatura que ocorre com o consumo de diferentes alimentos e bebidas, o que pode afetar a força empregada pelos elásticos em cadeia (ASH e NIKOLAI, 1978) e pelas molas de NiTi (TRIPOLT et al., 1999), especialmente as molas superelásticas. Foram usadas neste estudo molas *standard* ao invés das superelásticas a fim de evitar as mudanças de fase que ocorrem durante a ativação e desativação e os efeitos da temperatura. Enquanto é possível limitar os efeitos da temperatura usando molas de NiTi *standard*, o mesmo não ocorre para os elásticos.

Outrossim, apesar da força inicialmente exercida pelos elásticos e molas ter sido mensurada a cada ativação (150 g), a real força aplicada é difícil de ser determinada por vários motivos. A distribuição da pressão gerada pelos sistemas de forças pode ser influenciada pela morfologia dentária, comprimento radicular e arquitetura gengival. As molas e os elásticos utilizados estão sujeitos a distúrbios mecânicos durante a mastigação e podem sofrer, em consequência disto, estiramento e relaxamento (HAN e QUICK, 1993). Este estiramento cíclico pode causar redução da força. Além disso, a força real empregada no dente é menor devido à fricção na interface bráquete/fio. Segundo Lotzof et al. (1996), a mecânica de deslizamento no sistema *edgewise* geraria uma resistência friccional de cerca de 55 g. Uma vez que foi utilizado aparelho fixo *standard edgewise*, aço inoxidável, com resistência friccional correspondente a 1/3 da força inicial, é provável que a força atuante na movimentação

dentária tenha sido em torno de 100 g. Ademais, independentemente das propriedades específicas de cada material e da fricção atuante no sistema, a força inicial aplicada pode declinar porque tanto as molas de NiTi (ANGOLKAR et al., 1992) quanto os elásticos em cadeia desativam assim que os dentes se movimentam e se aproximam (DeGENOVA et al., 1985).

6.5 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Por se tratar de uma pesquisa baseada em uma amostra clínica, observando-se os resultados das alterações provocadas por um determinado tratamento, é interessante que, além dos dados estatísticos já discutidos, haja um comentário das evidências clínicas durante o período de tratamento destes pacientes.

Embora os elásticos tenham promovido distalização mais rápida dos caninos do que as molas, os dois sistemas de forças empregados promoveram movimento dentário compatível com uso clínico. Durante a retração dos caninos, não foi necessária a recolagem de nenhum bráquete utilizado como apoio para a movimentação dentária, o que não ocasionou a interrupção da força geradora do movimento. Os elásticos em cadeia não arrebentaram em nenhum paciente durante o período de observação, não precisando, portanto, de substituição dos mesmos antes das consultas planejadas. Por outro lado, uma vez que as molas de NiTi foram fixadas com amarrilho metálico, em dois pacientes houve a quebra deste no momento

R3, levando a necessidade de reativação entre as consultas de revisão planejadas. Além disso, em outros dois pacientes, houve a secção do anel plástico na extremidade das molas, o que levou à necessidade de substituição das mesmas. A maioria dos pacientes relatou desconforto na mucosa jugal, no lado em que a mola estava presente, além de maior dificuldade na higienização. Do ponto de vista clínico, o posicionamento dos elásticos proporcionou maior praticidade, uma vez que a fixação das molas com amarrilho metálico exigiu maior manipulação e consumiu mais tempo durante as reativações. Por fim, deve-se ainda destacar o custo elevado das molas se comparado com o dos elásticos.

Estudos adicionais, com diferentes níveis de força empregando os mesmos materiais e seus efeitos na movimentação dentária poderiam ser úteis. A comparação da avaliação clínica com a realizada em modelos de gesso poderia ser aplicada assim como a análise da perda de ancoragem medindo-se as alterações do comprimento do arco como forma de se avaliar a perda de ancoragem. Além da velocidade da retração dos caninos, pesquisas futuras poderiam avaliar as inclinações ocorridas durante o movimento, levando em consideração inclusive a tridimensão, em programas específicos (Ortho-CAD) ou tomografias.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos, podem-se estabelecer as seguintes conclusões:

- ✓ A velocidade média de movimento dos caninos permanentes superiores foi significativamente maior com o uso de elásticos em cadeia em comparação com as molas de NiTi;
- ✓ Ocorreu perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores com o uso dos dois métodos de distalização dos caninos permanentes superiores, não havendo diferença entre os dois sistemas;
- ✓ Não houve diferença significativa na velocidade de retração dos caninos permanentes superiores entre indivíduos do sexo masculino e feminino e entre os pacientes que utilizaram AEB e os que sofreram extração de pré-molares. Não houve diferença significativa na perda de ancoragem entre pacientes do sexo masculino e feminino;
- ✓ A perda de ancoragem mensal foi significativamente maior nos quadrantes que tiveram os pré-molares extraídos e os caninos retraídos com elásticos em cadeia.

REFERÊNCIAS*

ALMEIDA, M.A.; PHILLIPS, C.; KULA, K.; TULLOCH, C. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts. **Angle Orthod**, Appleton, v.65, n.1, p.43-48, 1995.

ANDREASEN, G.F.; JOHNSON, P. Experimental findings on tooth movement under two conditions of applied force. **Angle Orthod**, Appleton, v. 37, n.1, p.9-12, 1967.

ANDREASEN, G.F.; BISHARA, S. Comparison of alastik chains with elastics involved with intra-arch molar to molar forces. **Angle Orthod**, Appleton, v.40, n. 3, p. 151-158, July, 1970a.

ANDREASEN, G.F.; BISHARA, S. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. **Angle Orthod**, Appleton, v.40, n. 3, p.319-328, July, 1970b.

ANDREASEN, G.F.; HILLEMANN, T.B. An evaluation of 55 cobalt substituted nitinol wire for use in orthodontics. **J Am Dent Assoc**, v.82, p.1373-1375, 1971. *apud* MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v. 90, n.1, p.1-10, July, 1986.

ANDREASEN, G.F.; ZWANZIGER, D. A clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.78, n.1, p.25-40, July, 1980.

ANGOLKAR, P.V.; ARNOLD, J.V.; NANDA, R.S.; DUCANSON JR, M.G. Force degradation of closed coil springs: An *in vitro* evaluation. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.102, n.2, p. 127-133, Aug, 1992.

ASH, J.L.; NIKOLAI, R.J.. Relaxation of orthodontic elastomeric chains and modules *in vitro* and *in vivo*. **J Dent Res**, Washington, v.57, n.5-6, p.685-690, May-June, 1978.

* Segundo norma NBR 6023, agosto de 2002, ABNT.

BAILEY, L.J.; ESMAILNEJAD, A; ALMEIDA, M.A. Stability of the palatal rugae as landmarks for analysis of dental casts in extraction and nonextraction cases. **Angle Orthod**, Appleton, v.66, n.1, p. 73-78, 1996.

BARWART, O. The effect of temperature change on the load value of Japanese NiTi coil springs in the superelastic range. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.110, n.5, p.553-558, Nov, 1996.

BATY, D.L.; STORIE, D.J.; von FRAUNHOFER, J.A. Synthetic elastomeric chains: a literature review. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.105, n.6, p. 536-542, June, 1994.

BENNETT, J.C.; MCLAUGHLIN, R.P. Controlled space closure with a preadjusted appliance system. **J Clin Orthod**, Boulder, v.24, n.4, p.251-260, Apr, 1990.

BISHARA, S.E. **Ortodontia**. São Paulo: Editora Santos. 2004. 593p.

BOESTER, C.H.; JOHNSTON, L.E. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. **Angle Orthod**, Appleton, v.44, n.2, p.113-119, Apr, 1974.

BOKAS, J.; WOODS, M. A clinical comparison between nickel titanium springs and elastomeric chains. **Aust Orthod J**, Brisbane, v.22, n.1, p.39-46, May, 2006.

BRANTLEY, W.; SALANDER, S.; MYERS,L.; WINDERS,R. Effects of prestretching on force degradation characteristics of plastic modules. **Angle Orthod**, Appleton, v.49, n.1, p.37-43, Jan, 1979.

BURSTONE, C.J.; GROVES, M.H. Threshold and optimum force values for maxillary anterior tooth movement. **J Dent Res**, Washington, v.30, p.695,1961.

DeGENOVA, D.C.; McINNES-LEDOUX, P.; WEINBERG, R.; SHAYE, R. Force degradation of orthodontic elastomeric chains – a product comparison study. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 87, n. 5 , p. 377-384, May, 1985.

DIXON, V.; READ, M.J.F.; O'BRIEN, K.D.; WORTHINGTON, H.V.; MANDALL, N.A. A randomized clinical trial to compare three methods of orthodontic space closure. **J Orthod**, Oxford, v.29, n.1, p.31-36, Mar, 2002.

FERREIRA, F.V. **Ortodontia: diagnóstico e planejamento clínico**. 6ª ed, São Paulo: Artes Médicas. 2004. 553p.

FERRITER, J.; MEYERS, C.; LORTON, L. The effect of hydrogen ion concentration on the force degradation rate of orthodontic polyurethane chain elastics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.98, n.5, p.404-410, Nov, 1990.

HAN, S.; QUICK, D.C. Nickel-titanium spring properties in a simulated oral environment. **Angle Orthod**, Appleton, v. 63, n.1, p.67-72, Spring, 1993.

HÄSLER, R.; SCHMID, G.; INGERVALL, B.; GEBAUER U. A clinical comparison of the rate of maxillary canine retraction into healed and recent extraction sites – a pilot study. **Eur J Orthod**, Oxford, v.19, n.6, p.711-719, Dec, 1997.

HERSHEY, H.G.; BROOKS, D.G. Effect of heat and time on stretched plastic orthodontic modules. **J Dent Res**, Washington, 55B, p.363, 1976.

HERSHEY, H.G.; REYNOLDS, W. The plastic module as an orthodontic tooth moving mechanism. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.67, n.5, p.554-562, May, 1975.

HIXON, E.H. ATIKIAN, H.; CALLOW, G.E.; MCDONALD, H.W.; TACY, R.J. Optimal force, differential force and anchorage. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.55, n.5, p.437-457, May, 1969.

HIXON, E.H.; AASEN, T.O. ARANGO, J.; CLARCK, R.A.; KLOSTERMAN, R.; MILLER, S.S. et al. On force and tooth movement. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.57, n.5, p.476-478, May, 1970.

HOGGAN, B.H.; SADOWSKY, C. The use of palatal rugae for the assessment of anteroposterior tooth movements. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, v.119, n.5, p. 482-488, May, 2001.

JEFFERIES, C.; von FRAUNHOFER, J. The effects of 2% alkaline glutaraldehyde solution on the elastic properties of elastomeric chain. **Angle Orthod**, Appleton, v.61, n.1, p.25-30, Spring, 1991.

JOSELL, S.D.; LEISS, J.B.; REKOW, D. Force degradation in elastomeric chains. **Semin Orthod**, Saint Louis, v.3, n.3, p.189-197, Sept, 1997.

KAPILA, S.; ANGOLKAR, P.V.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.98, n.2, p.117-126, Aug, 1990.

KIM, K.H.; CHUNG, C.H.; CHOY, K.; LEE, J.S.; VANARSDALL, R.L. Effects of prestretching on force degradation of synthetic elastomeric chains. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, Saint Louis, v.128, n.4, p.477-482, Oct, 2005.

KOVATCH, J.; LAUTENSCHLAGER, D. KELLER, J. Load extension-time behavior of orthodontic *alastiks*. **J Dent Res**, Washington, v.55, p.685-690, Sept-Oct, 1976.

KUSTER, R.; INGERVALL, B.; BURGIN, W. Laboratory and intraoral test of degradation of elastic chains. **Eur J Orthod**, Oxford, v.8, n.3, p.202-208, Aug, 1986.

LOTZOF, L.P.; FINE, H.A.; CISNEROS, G.J. Canine retraction: a comparison of two pre-adjusted bracket systems. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.110, n.2, p.191-196, Aug, 1996.

LU, T.C.; WANG, W.N.; TARNG, T.H.; CHEN, J.W. Force decay of elastomeric chain – A serial study. Part II. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v. 104, n.4, p.373-377, Sept, 1993.

MANHARTSBERGER, C.; SEIDENBUSCH, W. Force delivery of NiTi coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.109, n.1, p.8-21, Jan, 1996.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; HAMANAKA, H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v. 90, n.1, p.1-10, July, 1986.

MIURA, F.; MOGI, M.; OHURA, Y.; KARIBE, M. The super-elastic Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. Part III Study on the Japanese NiTi alloy coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.94, n.2, p. 89-96, Aug, 1988.

NANDA, R. **Biomechanics in clinical orthodontics**. Philadelphia: W.B.Saunders Company. 1997. 332p.

NATTRASS, C.; IRELAND, A.J.; SHERIFF, M. The effect of environmental factors on elastomeric chain and nickel titanium coil springs. **Eur J Orthod**, Oxford, v.20, n.2, p.169-176, Apr, 1998.

NIGHTINGALE, C.; JONES, S.P. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. **J Orthod**, Oxford, v.30, n.3, p.229-236, Sept, 2003.

PROFFIT, W.R. Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. **Angle Orthod**, Appleton, v. 48, n. 3, p.175-186, July, 1978.

PROFFIT, W.R. On the aetiology of malocclusion. **Br J Orthod**, Oxford, v. 13, n.1, p.1-11, Jan, 1986.

QUIN, R.S.; YOSHIKAWA, D.K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.88, n. 3, p.252-260, Sept, 1985.

REITAN, K. Clinical and histologic observation on tooth movement during and after orthodontic treatment. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.53, n.10, p. 721-745, Oct, 1967.

REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. **Am J Orthod**, Saint Louis, v. 43, n.1, p.32-45, Jan,1957.

SAMUELS, R.H.A.; RUDGE, S.J.; MAIR, L.H. A comparison of space closure using a nickel-titanium spring and an elastic module: a clinical study. **Am J Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.103, n.5, p.464-467, May, 1993.

SAMUELS, R.H.A.; RUDGE, S.J.; MAIR, L.H. A clinical study of space closure with nickel-titanium closed coil springs and an elastic module. **Am J Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.114, n.1, p.73-79, July, 1998.

SCHNEEVOIGT, R.; HAASE, A.; ECKARDT, V.L.; HARZER, W.; BOURAUUEL, C. Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. **Med Eng Phys**, Oxford, v.21, n.2, p.119-125, Mar, 1999.

SCHWARZ, A.M. Tissue changes incident to orthodontic tooth movement. **Int J Orthod**, v.18, p.331-352, 1932. *apud* REN, Y.; MALTHA, J.C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. **Angle Orthod**, Appleton, v. 73, n.1, p.86-92, Feb, 2003.

SMITH, R.; STOREY, E. The importance of force in orthodontics. **Aust Dent J**, Melbourne, v. 56, n.6, p.291-304, Dec, 1952.

SONIS, A.L. Comparison of NiTi coil springs vs. elastics in canine retraction. **J Clin Orthod**, Boulder, v.28, n.5, p.293-295, May, 1994.

SONIS, A.L.; VAN DER PLAS, E.; GIANELLY, A. A comparison of elastomeric auxiliaries versus elastic thread on premolar extraction site closure: an in vivo study. **Am J Orthod**, Saint Louis, v.89, n.1, p.73-78, Jan, 1986.

STEVENSON, J.; KUSY, R.P. Force application and decay characteristics of untreated and treated polyurethane elastomeric chains. **Angle Orthod**, Appleton, v.64, n.6, p.455-467, 1994.

STOREY, E; SMITH, R. Force in orthodontics and its relation to tooth movement. **Aust Dent J**, Melbourne, v. 56, n.1, p.11-18, Feb, 1952.

TRIPOLT, H.; BURSTONE, C.J.; BATLEON, P.; MANSCHIEBEL, W. Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs. **Am J Orthod Dentofac Orthop**, Saint Louis, v.15, n.5, p.498-507, May, 1999.

von FRAUNHOFER, J.A.; BONDS, P.W.; JOHNSON, B.E. Force generation by orthodontic coil springs. **Angle Orthod**, Appleton, v.63, n.2, p.145-148, Summer, 1993.

WONG, A.K. Orthodontic elastic materials. **Angle Orthod**, Appleton, v.46, n. 2, p.196-205, Apr, 1976.

YOUNG, J.; SANDRIK J. Influence of preloading on stress relaxation of orthodontic elastic polymers. **Angle Orthod**, Appleton, v.49, n.2, p.104-109, Apr, 1979.

ANEXOS

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido assinado pelos pacientes da amostra.

“Retração de caninos superiores com molas fechadas de níquel-titânio e elásticos em cadeia”

I. Objetivos e justificativa da pesquisa

Alguns estudos mostram a eficiência relativa que os elásticos em cadeia têm em produzir movimentos dentários devido à queda da força inicial. As molas de níquel titânio produzem forças constantes sem decair. O presente trabalho tem o objetivo de avaliar a quantidade e velocidade de retração dos caninos utilizando-se molas de níquel-titânio e elásticos em cadeia após uso de aparelho extrabucal ou extração de primeiros pré-molares superiores.

II. Procedimentos a serem utilizados

A pesquisa será realizada através de:

- Moldagens do arco dentário do paciente a cada reconsulta e realizando-se medições nos modelos de gesso confeccionados à partir das mesmas;

III. Os desconfortos ou riscos esperados

Com relação às moldagens, o único desconforto esperado está relacionado à ocorrência de náuseas que alguns pacientes sentem no momento da moldagem. Isto, porém, não tem maior relevância, uma vez que qualquer paciente que se submete a tratamento ortodôntico deve realizar uma documentação ortodôntica, realizando-se moldagens para confecção dos modelos de estudo.

VI. Garantia de resposta a qualquer pergunta

A qualquer dúvida que o paciente/responsável tenha sobre o estudo, esta será prontamente esclarecida pelo pesquisador.

V. Liberdade de abandonar a pesquisa sem prejuízo para si

Ressaltamos que a concordância em participar deste estudo não implica necessariamente qualquer modificação no tratamento que já está sendo feito, nem tampouco os resultados destes exames terão efeito sobre ele. Da mesma forma, a não concordância em participar deste estudo não irá alterar de nenhuma maneira o tratamento já estabelecido.

VI. Garantia de privacidade**VII. Compromisso com informação atualizada do estudo****VIII. Disponibilidade de tratamento médico e indenização em casos de danos****IX. Garantia de que custos adicionais serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa.****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Eu,(paciente ou responsável)
fui informado dos objetivos da pesquisa acima de maneira clara e detalhada. Recebi informação a respeito do tratamento recebido e esclareci minhas dúvidas. Sei que em qualquer momento poderei solicitar novas informações e modificar minha decisão se assim eu o desejar. O Dr. Paulo Rogério de Oliveira Pinto certificou-me de que todos os dados desta pesquisa referentes aos exames realizados serão confidenciais, bem como

o seu tratamento não será modificado em razão desta pesquisa e terei liberdade de retirar meu consentimento de participação na pesquisa face a estas informações.

Fui informado que não existem danos à minha saúde causados diretamente pela pesquisa. Também sei que caso existam gastos adicionais, estes serão absorvidos pelo orçamento da pesquisa.

Caso tiver novas perguntas sobre este estudo, posso chamar Paulo Rogério de Oliveira Pinto no telefone (51) 9285-7082 para qualquer pergunta sobre os meus direitos como participante deste estudo ou se penso que fui prejudicado pela minha participação.

Declaro que recebi cópia do presente Termo de Consentimento.

Nome do Responsável

Assinatura do Responsável

Nome do Pesquisador

Assinatura do Pesquisador

Este formulário foi lido para _____(nome do paciente)
em _____/_____/_____ (data) por _____(nome do
pesquisador) enquanto eu estava presente.

Assinatura de testemunha

Nome da Testemunha

Porto Alegre, _____ de _____ de _____.

ANEXO B - Protocolo de aprovação do projeto de dissertação pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS.



*Comissão Científica e de Ética
Faculdade de Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 16 de setembro de 2005

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0092/05

Intitulado: *Retração de caninos superiores com molas fechadas de níquel titânio e elásticos em cadeia*

do(a) aluno(a): *Paulo Rogério de Oliveira Pinto*

Programa de: *Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial*

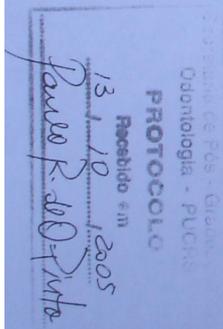
do curso de: *Ortodontia e Ortopedia Facial*

Nível: *Mestrado*

Orientado pelo(a): *Prof. Dr. Eduardo Martinelli S. de Lima*

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 16 de setembro de 2005.

Este projeto deverá ser imediatamente encaminhado ao CEP/PUCRS



Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS

Av. Ipiranga, 6681, Prédio 06 sala 209
Porto Alegre /RS – Brasil – Cx. Postal:1429
90619-900

Fone/Fax: (51) 3320-3538
e-mail: odontologia-pg@puers.br

ANEXO C - Protocolo de aprovação do projeto de dissertação pela Comissão de Ética em Pesquisa do Hospital São Lucas da PUCRS.



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício nº 177/06-CEP

Porto Alegre, 03 de março de 2006.

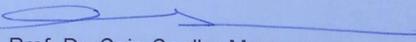
Senhor(a) Pesquisador(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 05/02855, intitulado: "Retração de caninos superiores com molas fechadas de níquel titânio e elásticos em cadeia".

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP. Inicialmente, em 03/09/2006.

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Atenciosamente,


Prof. Dr. Caio Coelho Marques
COORDENADOR EM EXERCÍCIO

Ilmo(a) Sr(a)
Mest Paulo Rogério de Oliveira Pinto
N/Universidade