

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES
COM DOIS TIPOS DE ELÁSTICOS EM CADEIA

LUCIANO DIAS GIOLLO

Porto Alegre
2007

Luciano Dias Giollo

RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES COM DOIS TIPOS DE
ELÁSTICOS EM CADEIA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, da Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima

Porto Alegre

2007

Dedico este trabalho aos meus professores e aos meus colegas da IX turma do curso de Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul que, nos últimos dois anos, foram imprescindíveis para o meu crescimento profissional e pessoal.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Primeiramente aos meus pais, Felipe e Berenice, por todo apoio que sempre me deram ao longo da minha existência. Por entenderem minha ausência quase constante nestes últimos dois anos e por suportarem os meus momentos de angústia sempre com alguma palavra de conforto e carinho. Amo muito vocês.

Ao meu irmão querido, Márcio, que sempre foi exemplo e motivação para minhas realizações. Sempre amigo. Sempre presente. Sempre compreensivo. Te amo meu irmão.

À minha namorada, Raquel, por estar sempre do meu lado, dividindo comigo minhas angústias, confortando-me nos momentos ruins e festejando minhas realizações nessa longa caminhada. Tu és muito importante pra mim. Te amo.

Aos meus colegas de turma, Ariadna, Ana, Carine, Maíra e Ricardo. Vocês tornaram estes últimos dois anos muito mais fáceis do que seriam. Tenho vocês como uma segunda família. Vocês foram o espelho para o meu desenvolvimento pessoal ao longo do curso. Admiro muito vocês.

Às minhas queridas colegas do segundo ano da especialização, Caroline Schmidt, Hellen Letti, Débora Hilger e Aline Ortiz. Começamos juntos nessa caminhada, sempre unidos. Vocês foram imprescindíveis na realização deste projeto. Muito obrigado a cada uma de vocês por toda a ajuda.

Ao Professor Eduardo Martinelli Santayana de Lima. É impossível dimensionar a tua importância para minha formação como Ortodontista e como pessoa. Amigo querido, companheiro em todas as horas e grande incentivador. Sou muito grato a ti Edu. Obrigado por toda esta orientação.

Ao Professor Rogério Belle, que sempre se mostrou uma pessoa extremamente atenciosa e competente. Grande estudioso da Odontologia, peça chave desta engrenagem praticamente perfeita que é a FO PUCRS. Muito obrigado por toda a tua ajuda no desenvolvimento da minha pesquisa e pela grande amizade firmada ao longo destes dois anos.

Ao Professor Diretor Marcos Túlio Mazzini de Carvalho, pela grande amizade há tantos anos e por me fazer sentir sempre em casa quando nas dependências da faculdade. Também por proporcionar toda estrutura e ambiente favorável ao aprendizado, sempre lutando por nós alunos, sem esquecer o respeito ao próximo. Muito obrigado professor.

Ao meu colega Ricardo Meneguzzi. É difícil colocar em palavras tudo que eu penso de ti. Me sinto imensamente grato por ter te conhecido, tu és um exemplo de caráter, amizade e boa vontade em todas as horas. Se não fosse por toda a tua ajuda e companheirismo, seria impossível realizar este trabalho e os dois últimos anos teriam sido muito mais difíceis. Minha dívida contigo é eterna.

Ao professor Luiz Cesar da Costa Filho, pelos conselhos desde antes do curso, por todo apoio, boa vontade e amizade. Tua ajuda no desenvolvimento da pesquisa foi decisiva. Te agradeço profundamente.

Aos colegas que já concluíram o curso, Michel Lanes, Graziela Westphallen, Claudia Mezzomo, Marcos Chevarria e Gustavo Vieira. Muito obrigado pelas dicas e pelo convívio agradável durante o primeiro ano de curso. Ainda, um agradecimento especial ao Paulo Rogério de Oliveira Pinto que, sempre disponível, fez questão de facilitar o desenvolvimento da minha pesquisa. Muito obrigado.

Às colegas da X Turma de Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial da PUCRS, André Weissheimer, Daniela Marchiori, Janise Porto, Maurício Mezomo, Patrícia Picolli e Stefan Cardon. Fico muito grato pela boa convivência e pela ajuda de todos vocês.

Aos professores do Mestrado, Profa. Dra. Luciane Macedo de Menezes, Profa. Susana Deon Rizzato, Prof. Dr. Eduardo Martinelli de Lima, Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro e Prof. Dr. Telmo Bandeira Berthold. Devo toda minha formação a vocês. Nunca me esquecerei de todos os bons momentos vividos juntos. Muito obrigado.

À nossa querida e estimada Prof^a. Dr^a Nilza Pereira da Costa, coordenadora do programa de pós-graduação em odontologia, por toda sua dedicação e competência com o programa e também pelo carinho e atenção durante este período de convívio. Muito obrigado professora!

Aos funcionários da FO PUCRS, especialmente à Carla, Alessandra, Luiza, Rejane, Clesia e Zoila. Foi especial ter convivido com vocês.

À CAPES, por ter proporcionado a oportunidade de realizar a minha formação através da bolsa de estudos.

Ao querido colega, amigo e incentivador, Cassiano Kuchenbecker Rösing. Exemplo de pesquisador e profissional. Sempre pronto pra ajudar. Muito obrigado por sempre tornar as coisas um pouco mais fáceis para mim.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o fechamento dos espaços na retração dos caninos permanentes superiores com dois tipos de elástico em cadeia distintos (elásticos em cadeia “Memory” e “Convencional”) determinando: a diferença média do movimento dentário e a perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores. A amostra constituiu-se de 15 pacientes portadores de maloclusão de Classe II divisão 1 de Angle, com média de idade de 17anos e 5 meses, sendo 4 do gênero masculino e 11 do feminino, e todos foram submetidos à extração de dois primeiros pré-molares superiores. A retração dos caninos superiores foi realizada com elástico em cadeia “Convencional”, na hemiarcada direita, e com elástico em cadeia tipo “Memory”, na esquerda, com força de 150 g. A distalização dos caninos foi avaliada a cada 3 semanas até esta ter sido completada ou num período máximo de 3 reavaliações. Em cada uma destas consultas, foi obtido modelo de gesso a partir de moldagens com alginato. A avaliação da quantidade média do fechamento dos espaços a cada 3 semanas 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 movimentação com elásticos “Memory”, em uma das medidas de fechamento de espaços. Além disso, essa tendência limitou-se às três primeiras semanas de tratamento, perdendo a validade ao longo do período de retração de caninos superiores permanentes. Ocorreu perda de ancoragem para ambos os elásticos, no entanto, sem diferença estatística entre eles.

Palavras-chave: **retração de caninos, elásticos em cadeia, rugosidades palatinas.**

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the speed of space closure in canine retraction submitted to two distinct types of elastomeric chains (Memory chain and Standard chain) and to determine: mean quantity of movement of upper canine retraction and the loss of anchorage involved. The sample consisted of 15 patients with Angle 1st division Class II malocclusion, with a mean age of 17, 5 years of 4 boys and 11 girls. All of them were submitted to first premolar extractions. Upper canine retraction was achieved with Standard elastomeric chains in the upper right quadrant and with Memory elastomeric chains in the upper left quadrant providing a starting force of 150 g. Canine retraction was assessed in a three week reactivation protocol, until canine retraction was completed or up to a maximum of 3 reactivations. At each recall, stone model casts were taken. The evaluation of the mean amount of space closure 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 model casts. Results showed a statistical difference towards Memory chain, at one measure point and between the first and second activations. Anchorage loss occurred in both specified retraction methods, however there was not significant difference between them.

Key words: canine retraction, elastomeric chain, palatal rugae.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. A) Elástico em cadeia “Memory” “American Orthodontics”® e B) Elástico em cadeia “Convencional” “American Orthodontics”®.....	42
Figura 2. Dinamômetro Morelli®.....	44
Figura 3. Medidas de referência utilizadas para medir o fechamento de espaço: (A)EP cerv, (B)EP marg, (C)EP cusp, (D)EP cusp’.....	45
Figura 4. Paquímetro digital Digimess®.....	45
Figura 5. Medidas de referência utilizados para medir a perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores.....	46

LISTA DE GRÁFICOS E TABELAS

Gráfico 1. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,77$).....	49
Gráfico 2. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,25$).....	50
Gráfico 3. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0,91$).....	50
Gráfico 4. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,81$).....	51
Gráfico 5. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,43$).....	52
Gráfico 6. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0,76$).....	52
Gráfico 7. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,20$).....	53
Gráfico 8. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,65$).....	54
Gráfico 9. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0,94$).....	54
Gráfico 10. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,05$).....	55
Gráfico 11. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,85$).....	56

Gráfico 12. Comparação da quantidade de movimento de cúspide' dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0,38$).....	56
Gráfico 13. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,33$).....	57
Gráfico 14. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,14$).....	58
Gráfico 15. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0,37$).....	58
Tabela 1. Médias, desvios padrão e teste t-Student comparando as medidas realizadas com 7 dias de intervalo.....	48
Tabela 2. EP Cerv.: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores no intervalo das consultas.	49
Tabela 3. EP Marg.: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores no intervalo das consultas.....	51
Tabela 4. EP Cúsp.: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores no intervalo das consultas.	53
Tabela 5. EP Cúsp': Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores no intervalo das consultas.	55
Tabela 6. EP Ancoragem: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos molares superiores no intervalo das consultas.....	57

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

g	Gramas
gF/cm ²	Gramas-Força por centímetro quadrado
NiTi	Níquel-titânio
ss	Stainless Steel (aço inoxidável)
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
EP Cerv.	Espaço presente cervical
EP Marg.	Espaço presente marginal
EP Cusp.	Espaço presente de cúspide
EP Cusp’.	Espaço presente de cúspide’
EP Ancoragem	Espaço presente de ancoragem
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	13
2 REVISTA DE LITERATURA.....	14
2.1 FORÇAS ORTODÔNTICAS.....	17
2.2 ELÁSTICOS EM CADEIA OU CADEIAS ELASTOMÉRICAS.....	24
2.3 CARACTERÍSTICAS DAS FORÇAS DOS ELÁSTICOS EM CADEIA.....	26
2.4 MECÂNICA DE DESLIZAMENTO – RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES.....	37
3 PROPOSIÇÃO.....	40
4 MATERIAL E MÉTODO.....	41
5 RESULTADOS.....	48
6 DISCUSSÃO.....	59
6.1 MATERIAL E MÉTODO.....	59
6.2 MOVIMENTO DENTÁRIO.....	65
6.3 CONTROLE DE ANCORAGEM.....	71
6.4 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	72
7 CONCLUSÕES.....	74
REFERÊNCIAS.....	75
ANEXOS.....	80

1 INTRODUÇÃO

Na presença da má oclusão de Classe II, divisão 1 de Angle, uma opção de tratamento é a distalização dos dentes superiores com o aparelho extra-bucal ancorado nos primeiros molares permanentes superiores. Uma vez atingida uma relação favorável para os molares, procede-se, então, a retração de pré-molares, caninos e incisivos, de acordo com o plano de tratamento elaborado para o paciente.

Outra opção de tratamento é a extração de dentes pré-molares. A avaliação criteriosa de todas as características e informações disponíveis na documentação do paciente, como a idade biológica e seu nível de cooperação, embasam a decisão pelo tratamento mais indicado.

Independente do diagnóstico e do plano de tratamento do profissional com o uso do aparelho extra-bucal ou com extrações dentárias, um espaço criado deve, agora, ser fechado pela retração de caninos e incisivos. Para isso, existem vários sistemas de força capazes de realizar o movimento ortodôntico para o fechamento do espaço. Tais como: molas fechadas de aço, molas fechadas de níquel-titânio, magnetos, sliding- jig, alças de fechamento, aparelho extra-bucal (J-hook) e elásticos em cadeia.

Pela mecânica de deslizamento, há movimentação do bráquete no arco ortodôntico e os elásticos em cadeia apresentam fácil aplicação, baixo custo, são relativamente higiênicos e excluem o paciente da necessidade de cooperação (NANDA, 1997; De GENOVA et al., 1985).

Desta maneira, o presente trabalho visa avaliar e comparar a quantidade de movimento dentário produzido pelo uso de dois tipos de elásticos em cadeia.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O conceito do tratamento ortodôntico é amplamente baseado no fato de que uma força, quando aplicada a um dente irá alterar sua posição em relação as suas estruturas circunvizinhas. Uma dessas estruturas é o osso alveolar, principal tecido de suporte envolvido nessa articulação dento - alveolar (SMITH e STOREY, 1952).

Sabe-se que forças aplicadas aos dentes são capazes de produzir reações teciduais que resultam em movimentação dentária que pode ocorrer tanto junto com o osso, como através do mesmo. O tecido ósseo adapta-se facilmente a alterações causadas por forças que sobre ele atuam e a movimentação dentária ortodôntica se beneficia desta característica marcante do osso que envolve todas as raízes de toda a arcada dentária. Sem a capacidade plástica do tecido ósseo, o movimento ortodôntico seria impossível, devido à ausência de remodelação e à incapacidade de adaptação do osso (MELSEN, 1999).

O conhecimento das alterações teciduais geradas no ligamento periodontal e também no osso, de acordo com o tipo de força aplicada, é essencial para o planejamento do movimento do dente e suas estruturas anexas para uma nova posição, sem danos aos tecidos (STOREY E SMITH, 1952).

O objetivo da força aplicada é de levar o dente para uma posição pré-determinada pelo profissional. Biologicamente, a força aplicada é distribuída aos tecidos de suporte a partir de uma superfície do dente, onde se iniciará uma reabsorção óssea que irá permitir a movimentação do elemento dentário. No lado oposto ao da reabsorção irá ocorrer uma deposição de osso. A movimentação dentária ortodôntica baseia o seu sucesso na concomitância desses fenômenos (MELSEN, 1999)

Tendo como objetivo o movimento ortodôntico de translação, um deslocamento dentário uniforme, sem inclinações, ocorreria, o que geraria uma mesma quantidade de pressão e tensão ao longo de toda a superfície dentária, diminuindo a presença de efeitos deletérios secundários ao movimento ortodôntico. Entretanto, os dentes apresentam um centro de resistência que, por definição é o ponto exato onde uma força deveria passar para movimentar um corpo linearmente no espaço sem nenhum tipo de rotação. É muito difícil definir o ponto exato onde se localizaria o centro de resistência de cada dente, visto que o mesmo é dependente de fatores como o comprimento e a morfologia radicular, o número de raízes e o nível ósseo alveolar de suporte. Como regra geral, o centro de resistência de dentes monorradiculados, periodontalmente saudáveis, encontra-se a um terço da distância da junção amelo-cementária ao ápice da raiz (NANDA, 1997).

Uma vez identificado este local, deve-se ter consciência que a força será aplicada a certa distância do centro de resistência e isso irá gerar uma tendência rotacional do dente. Esse fenômeno é conhecido como Momento de Força (M). A rotação é definida pela ausência de deslocamento de dois pontos de um corpo em movimento, na mesma direção e proporção. Em termos didáticos, calcula-se o momento (M), multiplicando a magnitude da força (F) pela distância perpendicular (D) do ponto de apoio até o centro de resistência ($M=FxD$) (NANDA, 1997; BISHARA, 2004).

Pode-se concluir desta forma, que quase todos os movimentos ortodônticos geram tendência rotacional de movimento. Há, então, a criação do centro de rotação, ao redor do qual o dente envolvido irá girar. Este centro é localizado em pontos variáveis, dependendo da distância do local de aplicação da força e do centro de resistência. O reflexo dessa movimentação ortodôntica é o movimento de inclinação. Esse fenômeno é responsável pela criação de diferentes áreas de pressão e tensão ao longo das raízes dentárias, divergindo do objetivo almejado de produzir compressões em um grau constante na superfície radicular, necessários a uma resposta biológica ideal (BISHARA, 2004)

Fica claro que, quando se discute a relação de quantidade de força com o movimento dentário, uma avaliação dos princípios mecânicos envolvidos deve ser realizada. Essa importância dos princípios mecânicos fica aparente quando se compara a movimentação dentária de corpo com a movimentação de inclinação. Enquanto na primeira temos o envolvimento de toda a superfície radicular dentária, na segunda temos apenas uma área circunscrita marginal. Essa diferença vai ser realmente relevante no momento da aplicação da força. Nos movimentos de inclinação, a força ativa vai ser sempre maior do que a aplicada, pois se concentrará em uma superfície reduzida, próxima à área da crista alveolar. Nos movimentos de corpo, a força ativa não vai ser maior do que a aplicada. Essa força se distribuirá totalmente nas superfícies dentárias de maneira homogênea (REITAN, 1957).

A quantidade de força apropriada para uma movimentação dentária de corpo, de um único dente, pode variar de acordo com a área radicular. Para os caninos superiores, as forças podem variar entre 150 e 200 gramas e, ocasionalmente pode aumentar na fase final do fechamento dos espaços residuais. Para os caninos inferiores, a força deve ficar no patamar entre 100 e 200 gramas e, para os dentes premolares, um pouco abaixo deste valor. Embora não exista consenso em relação à existência da força ótima, capaz de realizar a movimentação dentária da maneira mais biológica possível, sem causar danos teciduais, existe a concordância generalizada de que as forças pesadas podem ser responsáveis por injúrias irreversíveis ao paciente e, devido a isso, as forças empregadas para a movimentação dentária devem ser sempre de leves magnitudes (SMITH E STOREY, 1952) (REITAN, 1957).

2.1 FORÇAS ORTODÔNTICAS

A revisão da literatura disponível, referente ao tipo de força ortodôntica necessária para gerar resposta favorável ao periodonto, revela a presença de diferentes opiniões. Admite-se que um sistema ótimo de forças é aquele necessário para geração de uma resposta biológica adequada do ligamento periodontal (REN, MALTA, KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Não se sabe ao certo a quantidade de força necessária para se mover um dente. O fato é que existe uma quantidade variável de protocolos de aplicação de forças utilizados pelos ortodontistas clínicos para o fechamento de espaços e não há uma evidência científica de uma quantidade de força específica que permita classificá-la como ótima, na literatura especializada (NIGHTINGALE, JONES, 2003).

O pioneiro nesse assunto foi Schwarz, em 1932, que conceituou a força ótima como a força capaz de alterar a pressão tecidual, aproximando-a da pressão dos vasos sanguíneos, prevenindo, assim, sua obliteração no ligamento periodontal comprimido.

Este mesmo autor defende que as forças que ultrapassem esse nível atrasariam o movimento dentário, pois o excesso de pressão levaria à formação de áreas de necrose tecidual que impediriam a reabsorção óssea frontal e teriam de ser reabsorvidas para que a movimentação acontecesse. No caso de forças abaixo deste nível ótimo, o autor declara que as mesmas não seriam suficientes para causar qualquer reação no ligamento periodontal.

O conceito atual de força ótima sugere a individualização dos casos. Há diferenças tanto de dente para dente como entre os pacientes tratados da mesma maneira. A definição seria, então, que a força ótima de magnitude determinada e características temporais (contínua Vs intermitente, por exemplo), seria capaz de

produzir a máxima quantidade de movimento dentário, sem causar dano tecidual e com mínimo desconforto para o paciente (REN, MALTA, KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Storey e Smith e Smith e Storey, em 1952, em seus estudos sobre forças ortodônticas, determinaram a existência de um valor ótimo de força para movimentação dos caninos, entre 150 e 250 gramas, que provocaria taxa máxima de reabsorção óssea frontal na região. À medida que estes valores de força ultrapassassem esse ponto, haveria decréscimo na quantidade de reabsorção óssea frontal até que a mesma iria cessar. Teoricamente, este seria o ponto de transição entre a reabsorção óssea frontal e a reabsorção solapante. Isso caracteriza o fato de que os valores muito acima do nível ótimo para retração de caninos causariam maior movimentação da unidade de ancoragem, premolares e molares, pois o movimento dos caninos estaria biologicamente estagnado. Os autores ainda concluem que, mesmo que o conceito de força ótima pudesse ser aplicado em todos os dentes, ainda haveria a dificuldade de se determinar a distribuição da força em relação à área de contato entre dente e osso. Isto ocorre porque existe a tendência de inclinação dentária decorrente da aplicação da força. A pressão entre a raiz dentária, o ligamento periodontal e a superfície óssea varia do valor máximo na crista alveolar marginal até valor zero no centro de rotação do dente. Torna-se, então, menos importante o valor da força que está sendo aplicada no dente, devendo-se atentar para a pressão que está sendo exercida na interface dente, ligamento periodontal e osso.

Andreassen e Zwanziger, em 1980, em seus estudos sobre maloclusão de Classe I associada ao apinhamento dentário, tentaram avaliar a veracidade do conceito de forças diferenciais, proposto por Begg, na metade da década de 50. Encontraram como resultado que, com o uso de bráquetes tipo “edgewise” e arcos contínuos, nem sempre a teoria de Begg está correta, ou seja, os resultados mostraram que há retração de caninos com forças entre 100 e 150 gramas e a ausência da perda de ancoragem pelo segmento posterior não é uma regra. Assim como, com a aplicação de forças entre 400 e 500 gramas, a unidade de ancoragem, ou segmento posterior, mover-se-ia mesialmente e o canino ficaria imóvel também não é uma verdade absoluta. Na

realidade, neste estudo constatou-se que, geralmente, forças recíprocas geram movimentos recíprocos, onde a taxa de fechamentos de espaços é relativa e variável.

A magnitude da força é um item muito importante a ser considerado no tratamento ortodôntico, pois a mesma não é só distribuída na coroa do dente, mas ao longo de todas as estruturas de suporte. Dessa forma, a distribuição da pressão, a distorção do ligamento periodontal e a deformação óssea causada pela tensão são fatores críticos no ponto de vista celular, e a remodelação óssea está diretamente ligada aos níveis de pressão e tensão no periodonto (REN, MALTA, KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Em 1974, Boester e Johnston, em pesquisa sobre retração de caninos permanentes, dividiram as arcadas de cada paciente em quatro quadrantes e aplicaram diferentes níveis de força para cada quadrante, buscando encontrar o valor ótimo de forças, a resposta diferencial para a aplicação de forças diferenciais e a caracterização da dor frente a diferentes magnitudes de força. Os autores avaliaram forças variando entre 55g, 140g, 225g e 310g e concluíram que a força de 55g produziu a menor taxa de movimentação em relação às outras magnitudes de forças aplicadas. Para estas outras forças, a quantidade de fechamento de espaço não diferiu, permanecendo praticamente a mesma para todas elas. Em relação à perda de ancoragem, a mesma aconteceu de forma relativa e independente da quantidade de força. Para o desconforto do paciente em relação à quantidade de força, não houve diferença significativa. Devido a isso, três dos argumentos mais comuns favorecendo as forças leves – eficiência, preservação de ancoragem e conforto – não puderam ser confirmados. Observaram também que, a partir de um determinado nível de força, o aumento adicional da mesma não produz aumento contínuo da movimentação, nem que a força menor é a melhor.

Em termos gerais, afirma-se que forças leves são mais biológicas e mais eficientes e, devido a isso, menos dolorosas aos pacientes. Apesar desse conceito sobre força ótima ser bastante atrativo, não há nenhum consenso universal, nem evidências científicas idôneas que determinem valores numéricos específicos de

magnitude de forças. Apesar da existência de inúmeros estudos que investigaram qual força seria ideal para produzir uma quantidade máxima de movimentação e as vantagens das forças ortodônticas leves em relação às pesadas, não se obteve uma conclusão de cunho universal. O que existe é uma variação determinada, não exata, deste valor. De certa forma é decepcionante concluir que, depois de cinquenta anos de pesquisas em movimentação dentária, a resposta para a questão da quantificação da força ótima ainda está distante. Essa falta de entendimento existe devido a quatro problemas principais que se apresentam no momento da obtenção dessa força (REN, MALTA, KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

A primeira dificuldade encontra-se na imprecisão do cálculo da distribuição dos níveis de pressão e tensão que se espalham ao longo do ligamento periodontal. Esse fato torna-se importante uma vez que as forças aplicadas aos dentes em si não são o fator decisivo que levará a uma resposta biológica. O que é fundamental é que se considere a quantidade de pressão e tensão locais que as células dos tecidos de suporte irão sofrer. O segundo problema é como controlar o tipo de movimento que o dente irá realizar. Na maioria dos estudos existentes, há a presença do movimento de inclinação dentária, o que significa que não houve um equilíbrio na distribuição das zonas de pressão e tensão ao longo do ligamento periodontal. O resultado clínico deste fenômeno foi a observação de uma movimentação das coroas e raízes dentárias em proporções distintas ou até em direções diferentes. Um terceiro fator que contribui para a o mau entendimento da quantidade de força para a mesma ser considerada ótima, é que o movimento ortodôntico pode ser dividido em diversas fases. Burstone, em 1989, categorizou o movimento ortodôntico dentário em fase inicial, fase de retardamento do movimento e fase pós-retardamento do movimento. Estudos mais recentes, realizados em cães da raça Beagle, determinaram a existência de quatro fases: fase inicial, fase inerte, fase de início e fase linear. O problema reside no fato de que muitos estudos avaliam a movimentação dentro de um período de tempo relativamente curto, levando à obtenção de dados que englobam somente as primeiras duas fases do fenômeno, deixando de fora a fase de pós-retardamento do movimento e a fase linear, que é onde

o movimento ortodôntico dentário verdadeiro ocorre. Por último, o que vem a atrapalhar a avaliação da quantidade de força é a grande variação entre os indivíduos, tanto em relação à pesquisa em humanos quanto nos experimentos com animais. Mesmo com forças de mesma intensidade, padronizadas e constantes, ainda pode-se ter uma variação substancial na quantidade de movimento ortodôntico dentário tanto em um mesmo indivíduo como em uma população. (REN, MALTA, KUIJPERS-JAGTMAN, 2003).

Quinn e Yoshikawa, em 1985, realizaram um estudo onde avaliaram as teorias de magnitude de forças obtidas a partir de pesquisas reconhecidas por sua qualidade e número de citações na literatura ortodôntica. Em suas considerações sobre o movimento dentário e a magnitude da pressão aplicada e também sobre ancoragem, concluíram que a taxa de movimentação de um dente tem uma relação linear com a magnitude da pressão aplicada (força por unidade de área: gF/cm^2) até certo ponto. Após esse ponto, o aumento na pressão não gera aumento perceptível na movimentação. Ainda, relatam que em casos de retração, a ancoragem pode ser controlada dentro do próprio arco, com a mudança do local da extração para regiões mais anteriores e pela adição de mais dentes na unidade de ancoragem. Quinn e Yoshikawa, baseados em dados clínicos, estimam que, para uma retração eficiente de caninos superiores, a força deve variar entre 100 e 200 gramas, o que geraria uma compressão média em suas raízes entre 70 e 140 gF/cm^2 .

Em 1996, Lee, analisou em seus estudos os resultados de dois experimentos prévios, que avaliavam a relação da força exercida pelos dispositivos ortodônticos com a quantidade de movimento dentário, em função da pressão exercida pela raiz no periodonto que a circunda. Foram usados, nos seus experimentos, seis pacientes que haviam apresentado taxas ótimas de deslocamento dentário de corpo. Para a avaliação da magnitude de pressão ótima que a raiz deve exercer no complexo periodontal, a média dessa força ótima que foi aplicada, foi dividida pela média estimada da área projetada da raiz dentária. Pelos cálculos do autor, este valor ótimo de pressão estimado deve ser 197 gF/cm^2 . No tratamento ortodôntico de pacientes adolescentes,

este valor aproximado de 200 gF/cm² é a pressão necessária para obtenção de níveis ótimos de movimentação dentária de corpo. A experiência clínica do autor sugere que este valor poderia ser aumentado de acordo com o aumento da idade do paciente. No entanto, este valor tem sido suficiente em situações clínicas onde a estimativa de forças para movimentar um único dente foi necessária. Quando se busca um valor ótimo de forças para realizar um deslocamento dentário, através da análise de pesquisas disponíveis na literatura sobre a relação da magnitude da força com a taxa de movimentação dentária, deve-se avaliar, sobretudo, o tipo de movimento dentário que está sendo considerado. Isto se torna mais claro quando se observa que, um dente quando faz movimento de inclinação, gira sobre seu centro de resistência, em média 43 % da distância que vai da junção amelo-cementária até o ápice, no caso de caninos superiores. Enquanto que, em um deslocamento de corpo, o centro de rotação de um dente está localizado no infinito (LEE, 1996).

No ano anterior, Lee (1995), em um trabalho com vinte pacientes masculinos, com idades entre 12 e 14 anos e necessitando de distalização de caninos superiores como parte de seus tratamentos, comparou a movimentação de corpo em uma hemiarcada com a inclinação na hemiarcada oposta. A força inicial em ambos os lados da arcada dentária era de 450 gF/cm². Como o estudo não previa reativações na força, esta seria a maior força aplicada para a distalização dos caninos superiores ao longo do estudo. Em seus resultados, encontrou que a maior quantidade de movimento dentário ocorreu logo após o início da aplicação da força, em média, nos primeiros 21 dias. Os valores variavam entre 0,78 mm a 1,34 mm para a inclinação e 0,86 mm a 1,37 mm para o deslocamento de corpo, com médias de força em intervalos correspondentes a 337 gF/cm² a 388 gF/cm² e 354 gF/cm² a 375 gF/cm², respectivamente, sabendo-se da existência de uma tendência de diminuição da força com o passar do tempo. O autor conclui que, de acordo com os resultados dos seus experimentos, as taxas baixas de liberação de forças produzem as maiores quantidades de movimentação dentária. Afirma, ainda, que se uma quantidade específica de força é necessária para causar uma quantidade de reabsorção óssea direta, então, menos força será necessária para

mover dentes com movimento de inclinação do que com movimento de corpo, por uma mesma distância, pois não há necessidade de controlar o momento de força.

Nightingale e Jones, em 2003, realizaram um estudo comparativo entre elásticos em cadeia e molas de Níquel-Titânio com 15 pacientes entre 12 e 18 anos. Relataram que mais da metade da amostra (59%) manteve no mínimo 50% da força inicial em um período que variava de 1 a 15 semanas. Ainda, quanto maior for a força inicial aplicada, maior será a perda de força da cadeia elastomérica com o passar do tempo, por isso não seria aconselhável uma aplicação de força excessiva com o intuito e compensar os efeitos da diminuição da força. Descobriram também que não há uma relação específica entre magnitude de força inicial aplicada e quantidade de fechamento de espaços. Segundo os autores, tanto os elásticos em cadeia como as molas de Níquel-Titânio tiveram um padrão de fechamento de espaços similar. A taxa de fechamento de espaços atingida pelas cadeias elastoméricas foi de 0,21mm por semana.

A maioria dos estudos relativos aos elásticos em cadeia foi feita laboratorialmente, distanciando um pouco os resultados da realidade, pois a reprodução do ambiente oral não é exata. Não se sabe ao certo a quantidade de força que permaneceria existindo nas cadeias elastoméricas ao final de seu uso clínico, nem por que período ela continuaria ativa. As forças produzidas pelos elásticos em cadeia tendem a diminuir à medida que estas cadeias elastoméricas permanecem em uso na boca. Acredita-se que a diminuição do espaço de acordo com a movimentação dentária, associada à presença de umidade, que enfraquece a união intermolecular e a degradação química do material, seja responsável pela diminuição do estiramento das cadeias elásticas. Forças pesadas resultam em uma maior queda de força. Conseqüentemente, não seria aconselhável a aplicação de forças maiores com o intuito de contornar os efeitos da diminuição da força. Pode-se dizer, então, que quanto maior for a força aplicada inicialmente aos elásticos em cadeia, maior será a sua queda ao longo do período de uso clínico (NIGHTINGALE, JONES, 2003).

As pesquisas biológicas que objetivam a determinação dos níveis e taxas de forças ótimas sob condições variáveis de movimento dentário, implicam em um entendimento não só da composição estruturas dos acessórios ortodônticos, como também os processos fisiológicos envolvidos no movimento dentário (BURSTONE, 1961)

2.2 ELÁSTICOS EM CADEIA OU CADEIAS ELASTOMÉRICAS

Os elásticos que contém látex na sua composição são uma reconhecida fonte de liberação de forças contínuas na Ortodontia. A relação entre a força e o alongamento dos elastômeros tem sido investigada e os resultados variam de acordo com os autores (ASH e NIKOLAI, 1978; ROCK et al., DeGENOVA et al., 1985; LU et al. 1993; BATY, STORIE e Von FRAUNHOFER, 1994; JOSELL, LEISS e REKOW, 1997). Alguns defendem uma relação linear enquanto outros autores defendem uma relação curvilínea (WONG, 1976).

Quando um elástico em cadeia é estirado, ele não se comporta como um material elástico perfeito, ideal. Isso ocorre devido a uma perda de energia do material e a curva da queda de força demonstra menor quantidade de pressão, quando sofre determinado estiramento, quando comparada à curva de aplicação de força (NIGHTINGALE, JONES, 2003).

A borracha natural foi o primeiro elastômero que se tem conhecimento, provavelmente usado por civilizações antigas. O seu uso era bastante limitado, visto que sofria influência do meio e tinha um comportamento desfavorável em relação em relação à temperatura e à absorção de água. Em 1839, entretanto, Charles Goodyear foi responsável pelo advento da vulcanização, o que aumentou o uso da borracha natural largamente (BATY, STORIE E Von FRAUNHOFER, 1994).

Elastômero é um termo geral que engloba os materiais que, após uma substancial deformação, retornam rapidamente ao seu formato original. Os polímeros de borracha sintéticos foram desenvolvidos primeiramente por indústrias petroquímicas, na década de 20. Estes polímeros têm como característica uma fraca atração molecular e são muito sensíveis aos efeitos dos radicais livres, com destaque para o ozônio e para a luz ultravioleta. A exposição destes polímeros sintéticos a esses radicais livres tem como resultados o decréscimo na flexibilidade e na força de tensão deste material. Devido a isso, as empresas que produzem estes materiais têm incluído em sua composição substâncias protetoras contra a ação do ozônio e da oxidação, com o intuito de retardar esses efeitos e aumentar a vida útil dos elastômeros (BATY, STORIE E Von FRAUNHOFER, 1994).

A propriedade mais útil dos elastômeros é a sua capacidade resiliente. Isto os torna bastante benéficos para a aplicação das forças de tração intra-orais em uma magnitude entre 170 e 225 gramas. O látex de alta qualidade consegue reter satisfatoriamente essa resiliência sob a água e, sob ótimas condições, apresentam mínima queda de força (WONG, 1976).

As cadeias elastoméricas estão presentes na prática clínica da Ortodontia desde a década de 60. São usadas para geração de forças leves e contínuas para retração de caninos, fechamento de diastemas, correção de rotações dentárias e constrição dos arcos. São de baixo custo, relativamente higiênicas, de fácil utilização e requerem nenhuma cooperação dos pacientes. Entretanto, as cadeias elastoméricas apresentam, também, uma série de desvantagens. É de senso comum o fato de que os elásticos em cadeia perdem sua força ao longo do período em que está sendo utilizado. Acredita-se que isto ocorra devido a uma combinação de dois fatores. Um deles seria a água, que causa o enfraquecimento da força intermolecular e a degradação química do material, e o outro fator seria a movimentação dentária, o que levaria a uma diminuição do estiramento da cadeia elastomérica (NIGHTINGALE, JONES, 2003).

Segundo Baty, Storie e Von Fraunhofer, em 1994, estes elásticos quando expostos ao ambiente oral, absorvem umidade, alteram sua cor permanentemente e sofrem um colapso de suas ligações internas, o que leva a uma deformação definitiva. Também sofrem uma rápida queda de forças devido ao relaxamento de suas ligações moleculares, resultando em uma perda gradual de sua eficiência.

Essas características inerentes às cadeias elastoméricas, que acabam gerando grande perda inicial de força nas primeiras 24 horas, levaram vários estudiosos no assunto a pesquisar formas de anular ou, ao menos, diminuir este efeito. Uma forma proposta por vários autores de destaque na literatura seria o pré-estiramento dos elásticos em cadeia, com o intuito de aliviar o efeito da perda da força inicial e melhorar a constância da força ativa (KOVATCH, LAUTENSCHLAGER e KELLER; WONG; HERSHEY e BROOKS, 1976; BRANTLEY et al.; YOUNG e SANDRIK, 1979).

2.3 CARACTERÍSTICAS DAS FORÇAS DOS ELÁSTICOS EM CADEIA

A relação tensão-relaxamento dos elásticos em cadeia é a quantidade de decréscimo da força sob tensão constante. Essa característica das cadeias elastoméricas nos permite uma melhor avaliação do comportamento clínico das mesmas, visto que seria conveniente o conhecimento da magnitude da força depositada nos dentes durante o relaxamento das cadeias elásticas. Sabe-se que o pré-estiramento diminui a degradação da força, deixando-a agir de uma forma quase

constante. Resta saber se a força residual é aquela adequada para iniciar ou manter o movimento dentário (KAPILA, 1994).

Andreassen e Bishara, em 1970, em estudo laboratorial compararam elásticos intraorais $\frac{1}{8}$ e $\frac{3}{4}$ de diâmetro, de três marcas comerciais diferentes, com elásticos em cadeia de marca comercial específica. Testaram trezentos elásticos intra-orais e cem elásticos em cadeia de maneiras semelhantes. Como resultados apresentaram que, após 24 horas do início da instalação do dispositivo, os elásticos em cadeia tiveram queda de 74% de sua força inicial, enquanto os elásticos intra-orais perderam 42% de sua força, na mesma situação. Dentro deste período, também relataram que a maior queda de força ocorreu na primeira hora após o início da aplicação. Descobriram, também, que após estas primeiras 24 horas, a queda de força diminuiu para um padrão de relativa estabilidade. Isto significa que após o primeiro dia, existe uma força relativamente constante atuando, onde quanto mais tempo o elástico estiver em boca, menor será a taxa de perda de força. Concluem, então, que o ortodontista clínico que escolher as cadeias elastoméricas como opção de tratamento, deve usar uma força inicial quatro vezes maior do que aquela que ele pretende liberar para os dentes, visto que, no primeiro dia de uso, a força tende a diminuir em 75% de seu total.

No ano de 1976, Kovatch et al., avaliaram a liberação e a degradação de forças em elásticos em cadeia de uma mesma marca comercial, ativados em 30% do seu comprimento original, em velocidades diferentes de estiramento (0,5, 5 e 50 centímetros por minuto). Relataram que a maior queda de força inicial ocorreu naqueles elásticos estirados mais rapidamente, comparados aos elásticos estirados de forma mais lenta. Ainda, os elásticos que foram estirados lentamente, após uma semana, apresentaram menos queda de força. Os autores recomendam desta forma, estiramento lento das cadeias elastoméricas no momento do posicionamento em boca. Embora seus achados representem diferenças estatisticamente significativas, os autores acreditam que essas diferenças não atinjam magnitude tal que interfira de maneira importante no resultado clínico.

Neste mesmo ano, Wong realizou estudo laboratorial comparativo de amostras contendo cadeias elastoméricas e elásticos intra-orais com látex na sua composição. Estes elásticos foram testados em simulação de condições ambientais diversas (seco e não estirado; seco e estirado em 17 mm; submerso em água à 37° C e estirado em 17 mm). Os seus dados sugerem que os materiais elastoméricos sofrem alongamento permanente e deformação plástica definitiva. Essa deformação ocorre de acordo com o tempo de utilização e a quantidade de estiramento dada ao material. Em relação à resiliência, os elásticos com látex permaneceram mais resilientes e, conseqüentemente, liberam força relativamente mais constante. Como as cadeias elastoméricas sofrem alteração de cor permanente durante seu uso clínico, os fabricantes incluem cores metálicas em sua composição, no intuito de solucionar este problema. No entanto, esta atitude reflete em redução de força e elasticidade do material. O autor recomenda o pré-estiramento dos materiais elastoméricos em do seu tamanho, justificando que isto aumentaria a resistência do material. Entretanto, a quantidade de resiliência e a deformação do material dependem diretamente da velocidade e da extensão do estiramento do mesmo. Conclui, finalmente, que a maior taxa de queda de força dos materiais elásticos estudados ocorre nas primeiras três horas de aplicação em ambiente submerso em água. Após este período, a força manteve-se relativamente igual até o final do período de testes.

A temperatura e o pré-estiramento afetam significativamente tanto o pico quanto a carga residual da força gerada pelas cadeias elastoméricas, enquanto a concentração de oxigênio e o pH não têm efeito nesta característica (KAPILA, 1994).

Ash e Nikolai, em 1978, fizeram estudo comparativo sobre o relaxamento das cadeias elastoméricas *in vivo* e *in vitro*. Atestaram, na época, que a maioria dos estudos apoiava suas conclusões em pesquisas laboratoriais, que simulavam a umidade e a temperatura do ambiente oral. No entanto, são claras as diferenças presentes entre as características do ambiente oral e de ambientes reproduzidos por simulação. No período entre as consultas, os elásticos expostos ao ambiente oral acabam sofrendo uma série de pequenas e adicionais deformações que estão fora do controle do

ortodontista, provenientes da mastigação e da qualidade da higiene oral. Ainda, a composição química da saliva, associada à variação da temperatura do ambiente oral devido à ingestão de alimentos quentes e frios, pode causar grande influência.

Com este propósito, os autores acima citados dispuseram-se a pesquisar os padrões de relaxamento de três marcas comerciais de elásticos em cadeia em três condições ambientais diferentes: exposição ao ar à 37°C, submerso em água à 37° C e em pacientes (*in vivo*). A amostra de pacientes foi composta de cinco meninos e seis meninas, com idades entre 11 anos e 5 meses e 13 anos e 2 meses. A extensão do estiramento dos elásticos era de 28 mm e o período de testes foi de três semanas. As leituras da quantidade de força remanescente foram feitas em intervalos de ativação inicial (hora zero), 30 minutos, 1, 8 e 24 horas e 1, 2 e 3 semanas. Em relação aos resultados, relataram que parece haver queda de força imediatamente após a instalação, e essa força segue em decréscimo durante o período de três semanas de testes. A degradação de forças mostrou-se mais rápida na água e no ambiente oral, quando comparadas à exposição somente ao ar. *In vivo*, após trinta minutos da ativação inicial, a degradação de forças dos elásticos foi bem maior do que no ambiente livre de umidade (ar). Após três semanas, então, essa diferença pode chegar a 20% menos de força no ambiente oral. Comparando os elásticos submersos em água com os elásticos usados nos pacientes, as diferenças só começaram a aparecer realmente após o período de uma semana. Entretanto, ambos ainda apresentavam magnitude de forças que chegava a 160 gramas ao final do período de três semanas, o que, segundo Storey e Smith, em 1952, é suficiente para a movimentação dentária.

Já no ano de 1986, Rock et al. estudaram a redução da força das cadeias elastoméricas após um mês em ambiente oral. Os pacientes desta amostra necessitavam de fechamento de espaços de extração de premolares com retração de caninos superiores. Os autores utilizaram, no seu estudo, dez amostras diferentes de elásticos, de cadeia aberta e fechada, de três marcas comerciais diferentes. Relataram que a mais importante propriedade dos compostos elastoméricos seria a sua capacidade de liberação de forças úteis durante um determinado período de uso clínico.

Isto evitaria a necessidade de reconsultas freqüentes e diminuiria a necessidade de substituição dos elásticos. Para os autores, o decréscimo da força dos elásticos, depois de um período de utilização em boca, pode ser devido à redução na extensão decorrente do movimento dentário e também pela degradação do material elastomérico, causada pelo stress mecânico e pela exposição ao ambiente oral. Como conclusões, sugeriram que a queda da magnitude da força dos elásticos, tanto os de cadeia aberta como também de cadeia fechada, ficou em torno de 40%. O decréscimo em firmeza do material foi semelhante e ficou entre 34 e 67%. Após quatro semanas de tratamento, os elásticos de cadeia fechada produziram movimentação dentária que variou de zero a 3,8 mm, enquanto que os elásticos de cadeia aberta realizaram deslocamento dos dentes na ordem de zero a 5,1 mm.

Josell, Leiss e Rekow, em 1997, realizaram estudo para avaliar a degradação da força nas cadeias elastoméricas. Em sua amostra contemplaram o uso de cadeias elastoméricas de seis diferentes marcas comerciais. Duas configurações diferentes de cada empresa foram utilizadas: cadeia contínua (fechada) e cadeia não contínua (aberta). Para simular a retração de caninos, foi estipulada a distância de 28 mm de estiramento, sob força inicial de aproximadamente 300 gramas. Relataram que, em relação à degradação, a maior quantidade de queda de força ocorreu, para todas as cadeias elásticas, no primeiro dia. A partir de 2 a 4 dias, a quantidade de força liberada pelas cadeias elastoméricas manteve-se razoavelmente constante durante o período da investigação. Puderam concluir, conseqüentemente, que a maior quantidade de queda de forças ocorreu no primeiro dia, mais especificamente na primeira hora. Neste período, dependendo do fabricante, a perda de força variou de 7% até 31%. Após os 28 dias de testes, houve perda entre 22% até 70% da força inicial liberada pelas cadeias elásticas. Se o ortodontista tiver o conhecimento, portanto, da porcentagem de força inicial que determinada marca comercial pode manter entre as consultas de manutenção, ele poderá, então, adaptar o seu protocolo de aplicação de força de maneira mais aproximada aos valores considerados ótimos pra uma retração dentária.

Sonis, Van der Plas e Gianelly, em 1986, optaram por realizar um estudo in vivo, onde avaliaram as diferenças entre as cadeias elastoméricas e os elásticos simples com cobertura de nylon com objetivo de fechamento de espaço de extração de premolares. A amostra consistia em um número de 25 pacientes, representando um total de 80 quadrantes experimentais. Quarenta quadrantes foram tratados com os elásticos em cadeia de duas marcas comerciais diferentes, enquanto os outros quarenta quadrantes foram tratados com os elásticos simples. A força inicial variou de 350 a 400 gramas e, a cada intervalo de três semanas, os elásticos e as cadeias elastoméricas eram substituídos por novos acessórios idênticos, com a mesma força inicial. A medição da quantidade de força remanescente era feita a cada três semanas, quando o paciente retornava pra a troca dos dispositivos. Como resultados, relataram que todos os materiais testados produziram aproximadamente a mesma quantidade de movimento dentário, sem diferenças estatísticas significativas. Portanto, a decisão do ortodontista por um destes materiais deve basear-se em outros fatores, como a facilidade de manipulação do produto e o conforto e a higiene do paciente. Para os autores, os elásticos em cadeia são mais fáceis de instalar e são mais higiênicos, enquanto que os elásticos simples têm maior controle dos níveis de força inicial. Em relação ao desconforto, nenhuma diferença foi encontrada entre os materiais. Sonis et al. puderam concluir, então, que os dispositivos elastoméricos auxiliares são uma alternativa viável como um sistema de geração de forças.

Os pesquisadores Young e Sandrik, em 1979, avaliaram a influência do pré-estiramento das cadeias elastoméricas em relação ao seu relaxamento, de forma laboratorial. Para seu estudo, avaliaram dois tipos de elásticos em cadeia de uma mesma marca comercial, contemplando tanto as cadeias abertas como as fechadas também. O método de teste consistia em um pré-estiramento das cadeias elásticas e seu posicionamento em um aparelho que, ao mesmo tempo em que faz a extensão do material simulando sua aplicação clínica, mede o seu relaxamento. Os elásticos foram, então, deixados em água deionizada à 37°C por 24 horas, submetidos a uma força de 90 gramas. Foi concluído que, após 24 horas de aplicação de força, os elásticos em

cadeia fechada (curto) apresentaram de 17% a 25% de aumento de capacidade de retenção de força inicial empregada e, após quatro semanas, a força remanescente nesses elásticos era de 64% a 93% maior do que no grupo controle. A quantidade de estiramento afetou significativamente a quantidade de força remanescente também, onde os elásticos que foram pré-estirados em 23 mm tiveram desempenho melhor do que aqueles que foram pré-estirados em 14 mm. Os elásticos em cadeia aberta (longo) não demonstraram nenhuma mudança significativa em relação à retenção da força empregada.

No ano de 1975, os autores Hershey e Reynolds realizaram estudo comparativo entre três marcas comerciais disponíveis de elásticos em cadeia. Por se tratar de análise laboratorial, contaram com o apoio de um equipamento de simulação de movimento dentário e o estudo teve extensão de quatro semanas. Como conclusões, relataram não haver diferença estatisticamente significativa em relação à queda de força entre as marcas comerciais avaliadas, no entanto, houve diferença substancial na força inicial aplicada pelas mesmas, recomendando o uso clínico de um dinamômetro para determinação acurada dos valores de força iniciais liberadas pelas cadeias elastoméricas. Os autores ainda confirmam uma queda média de 50% de força nas primeiras 24 horas e, após o período do estudo (quatro semanas), 40% de força remanescente. Entretanto, com a simulação de movimento em laboratório em dois grupos – 0.25 mm e 0.5mm por semana – a quantidade remanescente de força após quatro semanas foi de, respectivamente, 25% e 33%.

De Genova et al., em 1985, estudaram a degradação das forças das cadeias elastoméricas de forma laboratorial. Afirmando que os materiais polímeros não são materiais elásticos ideais, sofrendo alterações nas suas propriedades mecânicas em função do tempo e da temperatura, os autores compararam as propriedades de degradação da força em três produtos elastoméricos de marcas comerciais diferentes à disposição no mercado. A proposição do estudo era avaliar o padrão de degradação da força dos materiais selecionados durante três semanas. Além disso, o efeito da ciclagem térmica, da ativação inicial e da diminuição do espaço por simulação de movimento

dentário, na queda da força, também foram aspectos estudados. Em um primeiro momento, os autores testaram as diferenças entre a amostra que foi mantida em temperatura constante de 37°C e a que sofreu a ciclagem térmica variando de 15°C à 45°C de temperatura. Relataram que as cadeias que receberam as oscilações de temperatura tiveram menor perda de força no período de três semanas. No entanto, para forças iniciais de valores entre 300 e 400 gramas, a diferença era de apenas 7 a 10 gramas. Em uma segunda etapa, submeteram as amostras à ciclagem térmica e compararam as diferenças na queda de força de elásticos mantidos em comprimento constante com elásticos que recebiam simulação de movimento dentário de 0.25 milímetros por semana. Reportaram que os elásticos submetidos à simulação de movimento dentário mantiveram de 9% a 13% menos força do que o grupo de comprimento constante.

Ainda, os estudos de De Genova et al. mostram que as cadeias de filamentos curtos (passo curto) geravam maior quantidade de força inicial, assim com maior retenção da força remanescente, quando comparados às cadeias de filamentos longos (passo longo). Confirmaram também, que a queda de forças das cadeias elastoméricas poderia variar entre 50% e 75%, assim como relatado em estudos anteriores (ANDREASEN e BISHARA, 1970; HERSHEY e REYNOLDS, 1975; WONG, 1976; ASH e NIKOLAI, 1978).

Parece claro o conhecimento de que as propriedades dos elásticos em cadeia sofrem importantes alterações ao longo do seu período de uso. É de conhecimento geral que estes materiais obtêm uma queda de força com o passar do tempo, mesmo em ambientes secos, e suas propriedades são modificadas tanto pela temperatura quanto pela umidade. Grande parte da força inicial é perdida nas primeiras 24 horas e, após esse período, a queda de força continua, mas em taxa bastante diminuída e constante. A solução parece ser simples, com o aumento expressivo no valor da força inicial, com o intuito de anular o efeito desta grande diminuição de força nas primeiras 24 horas. Entretanto, sobrecarregar as cadeias elastoméricas com excessos iniciais de força leva a queda de força, também, muito aumentada. Aliado a isso, a presença de

umidade, na forma de água e saliva, contribuem de forma muito importante para as taxas de diminuição da força aplicada (ANDREASEN e BISHARA, 1970; ASH e NIKOLAI, 1978; KILLIANY e DUPLESSIS, 1985; LU et al., 1993; NATRASS et al., 1998).

Em revisão a literatura referente a este assunto, observa-se que a maioria dos estudos baseia-se em testes laboratoriais, com diferentes metodologias e protocolos. Avaliações realizadas em amostras mantidas em ambiente seco claramente não representam o ecossistema oral em que os elásticos em cadeia terão que atuar. As tentativas de simulação do ambiente oral incluem testes com saliva artificial (BATY et al., 1985), ciclagem térmica (De GENOVA et al., 1985) e manutenção das amostras sob água à 37°C constantes (HERSHEY e REYNOLDS, 1975; ASH e NIKOLAI, 1978). No entanto, tais modificações nas metodologias não reproduzem adequadamente o ambiente oral, pois as quedas de força *in vivo* continuam a ser largamente maiores do que aquelas experimentadas pelas cadeias elastoméricas avaliadas em ambiente laboratorial (ASH e NIKOLAI, 1978).

Nattrass et al., no ano de 1998, na tentativa de reproduzir com maior fidelidade a realidade dos acontecimentos do ambiente bucal, comparou as propriedades dos elásticos em cadeia e das molas de Níquel-Titânio, outro dispositivo de uso comum para aplicação de mecânica de fechamento de espaços, frente diversas situações que poderiam ser encontradas clinicamente no interior da cavidade oral. Para isso, submeteram uma parte de sua amostra a três tipos de temperaturas diferentes: (1) refrigeração a 10°C; (2) temperatura ambiente de 22°C; (3) banho de água quente a 37°C, todos imersos em água comum. Outra parte da amostra foi submetida à avaliação em temperatura constante de 22°C, porém imersas em três soluções diferentes: (1) água destilada; (2) Coca-Cola®, por ser uma bebida comum entre os jovens; (3) solução rica em pigmentos, por ter um profundo efeito clínico sobre os elastômeros. O período de testes durou sete dias e as medições de forças foram feitas em intervalos de 0, 30 e 60 segundos, 15, 30 e 60 minutos, 24 horas e sete dias. Os autores puderam concluir, ao final do estudo, que a molas de Níquel-Titânio foram minimamente afetadas

pela temperatura e nada afetadas pelo ambiente. Já as cadeias elastoméricas foram afetadas tanto pela temperatura, quanto pelo ambiente. Os resultados sugeriram que os ambientes com Coca-Cola® e com a solução pigmentadora geraram maior queda na força dos elásticos em cadeia em comparação ao ambiente com água destilada apenas. A temperatura foi a variável com maior efeito sobre as cadeias elastoméricas, onde quanto maior a temperatura, maior a queda de forças.

No ano de 1993, Lu et al. propuseram-se à realização de um trabalho que avaliaria três marcas comerciais de elásticos em cadeia. No período de seis semanas, os elastômeros seriam avaliados quanto à sua força inicial e queda de força durante o intervalo do estudo. Também seria investigada a força gerada pelas cadeias de cor cinza em relação às cadeias transparentes e, ainda, a força de retração de caninos efetiva, que poderia ser mantida por estes elásticos. O teste foi desenvolvido submerso em água com temperatura (37°C) e pH (7.0) constantes. O estudo envolveu simulação de movimento dentário, na taxa de 0.5mm por semana e as medições de força ocorreram na primeira, oitava e vigésima quarta hora, no terceiro dia e, após, semanalmente até a sexta semana. Como resultados, relatam que o tempo de retração efetiva de caninos deve ser de não mais que três semanas, sugerindo que ocorram mudanças no material após este período. Como já relatado em estudos anteriores, constataram que a maior queda de força ocorre na primeira hora e quanto maior a força inicial, maior será a queda de forças durante seu uso. Ainda, para uma determinada marca, o remanescente de força das cadeias elásticas transparentes foi superior ao das cadeias elásticas de cor cinza.

Mais recentemente, no ano de 2005, Kim et al. avaliaram o efeito do pré-estiramento das cadeias elastoméricas na relação da queda de força através do tempo. Em estudo de quatro semanas, as amostras foram pré-estiradas em 100% e mantidas em água a uma temperatura de 37°C constantes. As medições foram realizadas dentro do período de 1 hora, 24 horas e semanalmente até quatro semanas. Como resultados encontraram que, no intervalo de quatro semanas, foram encontrados valores semelhantes de força remanescente tanto para o grupo teste (pré-estirado), quanto

para o grupo controle (não estirado). E que, clinicamente, estes valores ainda seriam suficientes para o movimento dentário. Os autores concluem que, apesar do pré-estiramento diminuir a queda de força, esta ocorre apenas na primeira hora e os resultados ao longo do período de quatro semanas não divergem estatisticamente entre os grupos. Portanto, o uso do pré-estiramento de cadeias elastoméricas como rotina na clínica ortodôntica é questionável.

Em 2006, Pinto realizou pesquisa comparativa entre a eficiência dos elásticos em cadeia tipo “Memory” e as molas de Níquel-Titânio no que concerne a velocidade de fechamento de espaços pela retração de caninos superiores, assim como a quantidade de perda de ancoragem, em pacientes portadores de maloclusão de Classe II. A amostra constituía-se de 15 pacientes, os quais haviam sido submetidos ao uso do aparelho extra-bucal ou às extrações de premolares superiores para criação de espaços para retração de caninos. A arcada foi dividida em quadrantes e em cada lado do arco superior foi aplicada uma mecânica. Independentemente do tipo de sistema aplicado, a força empregada era de 150 gramas. A perda de ancoragem foi registrada pelas medidas lineares entre os primeiros molares e a terceira ruga palatina. Como resultado relatou que houve uma maior velocidade de fechamento de espaços com os elásticos em cadeia em comparação às molas de NiTi. Em relação à perda de ancoragem, não houve diferença estatística para os dois sistemas, apesar de a perda ter ocorrido para ambos.

2.4 MECÂNICA DE DESLIZAMENTO – RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES

Para o sucesso da retração de caninos superiores, deve-se levar em conta a fricção presente na interface bráquete/fio ortodôntico. Se para esta retração optar-se por um arco retangular de calibre 0.019" x 0.025" em bráquetes com encaixe 0.022", amarrado com amarrilho metálico, a fricção produzida será em torno de 100 gramas. Então, se a força pura necessária para a retração de caninos superiores supostamente é de 100 gramas, outras 100 gramas devem ser adicionadas à mecânica aplicada para que se vença essa fricção. A resistência friccional pode ser reduzida, mas não eliminada. Uma alternativa seria o uso de arcos redondos como forma de reduzir o atrito entre o fio ortodôntico e os bráquetes (PROFFIT, 2000).

A decisão pelo calibre do arco a ser utilizado para a retração de caninos levou em conta a eficiência do movimento. Ou seja, como forças consideradas leves são vantajosas por produzirem reações teciduais mais fisiológicas, permitirem maior controle de ancoragem e menor desconforto para o paciente, estas forças deveriam ser transferidas ao máximo para os caninos a serem retraídos. Portanto, dever-se-ia levar em conta o envolvimento do atrito na mecânica de deslizamento com elásticos em cadeia. Arcos retangulares produzem quantidades de atrito significativamente maiores do que os arcos redondos. Devido a isso, decidiu-se pelo uso de arcos de aço 0.018" amarrados em bráquetes com encaixe 0.022" x 0.028" para fechamento de espaços com retração de caninos. O uso de arcos redondos resulta em menor fricção e os arcos de aço com calibre 0.018" possuem rigidez adequada, reduzindo a tendência à deflexão do arco durante a terapia de retração (NANDA, 1997).

Uma forma de tentar aumentar o controle da ancoragem posterior é o uso de elásticos intermaxilares. O uso de arcos mais pesados associados ao uso de elásticos de Classe II geraria um movimento dentário diferencial. Os dentes superiores são

pressionados contra os inferiores e vice-versa, criando vetores de força com a tendência de retração dos dentes ântero-superiores e mesialização dos molares inferiores. No entanto, uma limitação do uso deste sistema é a dependência da cooperação do paciente no uso e troca dos elásticos (BISHARA, 2004).

Segundo Bishara, em 2004, outra forma de atingir essa ancoragem máxima é a movimentação independente dos caninos. Teoricamente, a retração isolada dos caninos exige menor rigor de ancoragem, visto que serão apenas dois dentes caninos superiores em oposição aos dentes posteriores, que formam a unidade de ancoragem. Devido a isto, parece prudente que se associe o máximo de dentes posteriores a esta unidade, criando um bloco posterior de ancoragem, formado pelas raízes dos premolares e molares permanentes imersas no osso alveolar, em contrapartida aos monorradiculados caninos permanentes superiores.

A extensão na qual a ancoragem deve ser reforçada depende do movimento dentário desejado. Para evitar o movimento dentário recíproco deve-se associar a maior quantidade de dentes na unidade de ancoragem. Em tratamentos que utilizam mecânica de deslizamento, que é o caso da atual pesquisa, a relação da área de ligamento periodontal da unidade de ancoragem pela área de ligamento periodontal da unidade em movimento deve ser de 4 para 1 (PROFFIT, 2000).

No ano de 1985, Almeida et al. realizaram estudo para verificar a estabilidade das rugas palatinas durante o crescimento normal e, também, as possíveis alterações de posição nessa região, causadas pelos uso do aparelho extra-bucal (AEB) e de aparelhos funcionais. Os modelos de gesso do pré e pós-tratamento foram examinados e comparados, avaliando-se as extremidades mediais e laterais da primeira, segunda e terceira ruga, tanto do lado direito quanto no esquerdo. Os resultados dos autores sugerem que os pontos de referência mediais das rugas palatinas parecem ser pontos confiáveis e estáveis para a análise do movimento dentário tanto no plano transversal, quanto no ântero-posterior.

Simmons, Moore e Erickson, em 1987, realizaram um estudo longitudinal para avaliar as mudanças na região das rugas palatinas, causadas pelo crescimento ântero-posterior. Os resultados desta pesquisa indicam um aumento de comprimento significativo no sentido ântero-posterior na região medial das rugas, sugerindo que esta região responde ao crescimento craniofacial das estruturas esqueléticas com as quais se relaciona, tornando-se assim, segundo os autores, uma região instável como ponto de referência para a avaliação da migração dentária.

Já Bailey, Esmailnejad e Almeida, no ano de 1996, buscaram determinar se as rugosidades palatinas eram afetadas pela terapia ortodôntica. Para tal avaliação, os autores marcaram os pontos mediais e laterais das três rugas palatinas nos modelos de gesso iniciais e finais simultaneamente. Como conclusão do estudo, os autores afirmam que o ponto lateral e medial da terceira ruga palatina parece ser um local estável para a construção de pontos anatômicos de referência para a análise longitudinal de modelos.

No ano de 2001, Hoggan e Sadowsky pesquisaram a confiabilidade do uso das rugosidades palatinas como forma de avaliar a movimentação ântero-posterior dos dentes superiores. Com este intuito, avaliaram os resultados das superposições cefalométricas comparados com os resultados dos modelos de gesso. Os autores relatam haver diferenças importantes em relação às duas técnicas. Ao mesmo tempo em que a análise de modelos de gesso é mais simples, consome menos tempo e evita a exposição excessiva do paciente à radiação, esta técnica não permite a avaliação da inclinação dentária relativa ao movimento. Os autores, por fim, concluem que a extremidade medial da terceira ruga palatina constitui um marco confiável de referência na avaliação dos movimentos dentários de incisivos e molares. E, ainda, que o uso dos modelos de gesso constitui uma alternativa ao clínico, em relação à requisição de uma tomada radiográfica, apesar da limitação que a impossibilidade de avaliar a inclinação dentária, nos modelos de gesso, impõe.

3 PROPOSIÇÃO

Objetivo Geral:

Avaliar e comparar o fechamento dos espaços pela retração dos caninos permanentes superiores com dois tipos de elástico em cadeia distintos (“Memory” e “Convencional”).

Objetivo Específico:

Comparar:

✚ as diferenças na quantidade de fechamento de espaço com retração de caninos superiores permanentes registradas entre as consultas de avaliação;

✚ as diferenças na quantidade de perda de ancoragem pela movimentação mesial dos primeiros molares superiores permanentes registradas entre as consultas de avaliação;

4 MATERIAL E MÉTODO

A amostra deste estudo foi composta por 15 pacientes brasileiros (11 do gênero feminino e 4 do gênero masculino), residentes em Porto Alegre, com idades variando entre 11 e 29 anos (média de 17 anos e 5 meses), em tratamento durante o intervalo de junho a novembro de 2007, na clínica do Curso de Mestrado em Ortodontia da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS). O critério de seleção exigia que os pacientes fossem saudáveis, não fossem portadores de síndromes ou fissuras lábio-palatais e estivessem na fase de dentição permanente necessitando a retração de caninos superiores. Todos apresentavam malocclusão de Classe II divisão 1, e foram submetidos a extrações de primeiros pré-molares superiores.

Previamente, 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 81) aprovado pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS e pelo Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS (Anexo B, página 85).

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.

O tratamento ortodôntico foi realizado com aparelho fixo “standard edgewise” 0,022” x 0,028” e a fase de alinhamento e nivelamento das arcadas iniciou com arcos coaxiais de aço inoxidável 0,0155” e 0,0175”, 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 realizada de duas maneiras distintas:

A) elásticos em cadeia tipo “Memory Chain”^{*} na hemiarcada superior esquerda, com força de 150 g (Figura 1A, página 42).

B) elásticos em cadeia tipo “Convencional”[†] na hemiarcada superior direita, com força de 150 g (Figura 1B, página 43).

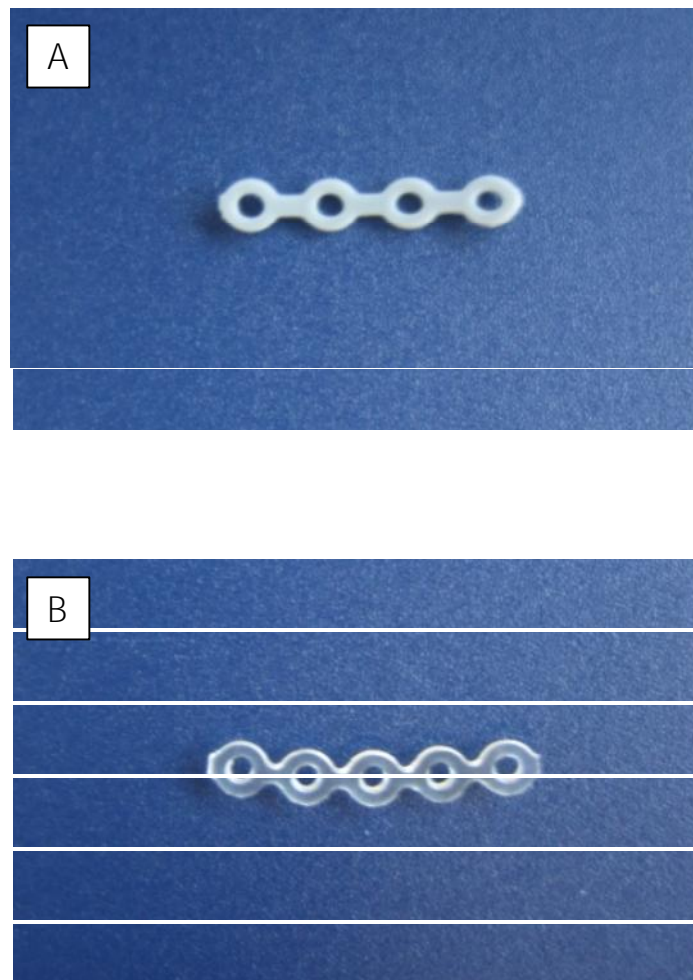


Figura 1. A) Elástico em cadeia memory chain American Orthodontics[®]* e B) Elástico em cadeia convencional American Orthodontics[®]†.¹

* American Orthodontics[®], Memory Chain Short Gray, REF 854-253, Sheboygan, USA.

† American Orthodontics[®], Standard Chain crystal, REF 854-253, Sheboygan, USA.

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

(T1): previamente a retração dos caninos;

(T2): 3 semanas de retração dos caninos;

(T3): 6 semanas de retração dos caninos;

(T4): 9 semanas de retração dos caninos;

Para a avaliação do fechamento de espaços, foram registradas as diferenças médias obtidas ($DM = \text{Valor Médio "convencional"} - \text{Valor Médio "memory"}$) para as variáveis.

Em cada uma das avaliações foi obtido modelo de gesso da arcada superior de cada paciente a partir de moldagens com alginato², manipulado de acordo com as indicações do fabricante.

O diagnóstico e plano de tratamento dos pacientes determinou o grau de ancoragem exigida em cada caso. Amarrilho metálico 0,025" conjugava primeiros molares permanentes e segundos pré-molares.

² Zhermack - Hidrogum®, REF C302025, Badia Polesine, Itália.

Os elásticos em cadeia foram instalados entre o canino e o segundo pré-molar e substituídos a cada 3 semanas, até se atingir a nona semana. A força inicialmente empregada foi de 150 g, medida com auxílio de um dinamômetro³ (Figura 2, página 44).

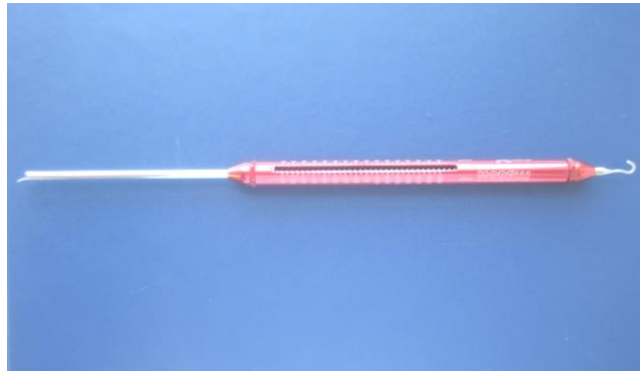


Figura 2. Dinamômetro Morelli®.

Para determinação da movimentação ortodôntica dos caninos permanentes superiores, foram realizadas as seguintes medidas (Figura 3, página 45):

A) EP Cerv - distância da região cervical distal do canino superior próximo à margem gengival à região cervical mesial do segundo pré-molar superior;

B) 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 segundo pré-molar superior;

C) EP Cusp - distância da ponta da cúspide do canino superior à ponta da cúspide vestibular do segundo pré-molar superior;

D) EP Cusp' - distância da ponta da cúspide do canino superior à ponta da cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior.

³ Morelli®, 100g-1600g, REF 75.02.006, Sorocaba-SP, Brasil.

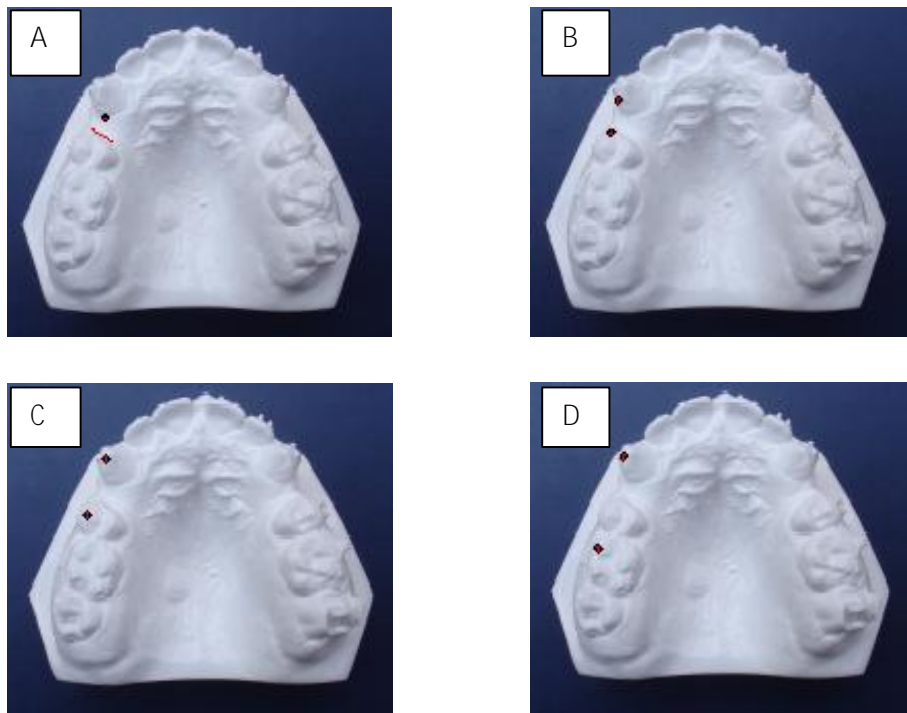


Figura 3. Medidas de referência utilizados para medir o fechamento de espaço: A) EP cerv, B) EP marg, (C) EP cusp, (D) EP cusp'.

As mensurações foram realizadas por um único operador com paquímetro digital⁴ (Figura 4, página 45), nos dois hemiarcos superiores. Após 7 dias, as medidas de 10 modelos foram repetidas para verificar a confiabilidade das mesmas comparando a 1^a e a 2^a medição pelo teste t-Student (tabela 1, página 48).

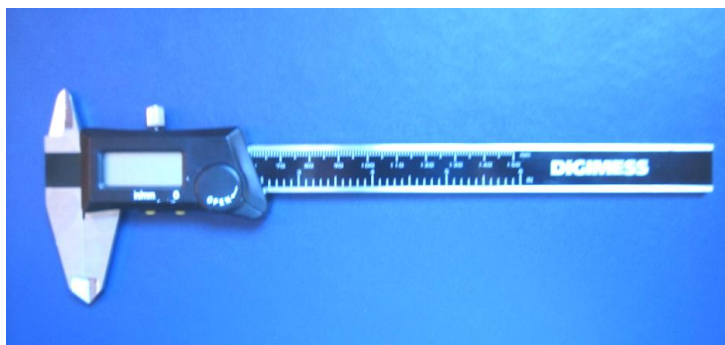


Figura 4. Paquímetro digital Digimess®.

⁴ Digimess®, REF 100-149G, São Paulo-SP, Brasil.

A quantidade de movimento ocorrida em cada sistema foi encontrada ao se subtrair do valor do espaço presente obtido na consulta anterior o valor obtido na consulta subsequente ($T2 - T1$; $T3 - T2$; $T4 - T3$).

A perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores (EP Ancoragem) foi avaliada (medindo-se com as pontas para medidas internas do paquímetro digital) pela distância linear do ponto mais mesial dos primeiros molares superiores até a extremidade medial (junto à sutura palatina mediana) da terceira ruga palatina (Figura 5, página 46). Para tanto, os pontos de referência foram marcados cuidadosamente com grafite 0,5 mm e as medidas foram tomadas com as pontas internas do paquímetro digital. Novamente, após 7 dias, as medidas de 10 modelos foram repetidas a fim de verificar a confiabilidade estatística das mesmas.



Figura 5. Medidas de referência utilizados para medir a perda de ancoragem dos primeiros molares superiores – EP Ancoragem.

Para a comparação entre as leituras (estudo do erro) e para a comparação dos grupos (elásticos em cadeia “Memory Chain” e “Convencional”) foi utilizado o teste de

comparações de médias t-Student para dados pareados, indicado para avaliar as diferenças entre os pares de dois grupos.

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

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

		Comparação	N	Média	Desvio Padrão	t	p
EP Cervical	<i>Convencional</i>	Medida 1	10	3,01	1,92	-0,43	0,48
		Medida 2	10	3,02	1,90		
	<i>Memory</i>	Medida 1	10	3,95	1,50	1,12	
		Medida 2	10	3,90	1,42		
EP Marginal	<i>Convencional</i>	Medida 1	10	4,93	1,57	-1,93	0,09
		Medida 2	10	4,99	1,48		
	<i>Memory</i>	Medida 1	10	5,77	1,25	-1,90	
		Medida 2	10	5,89	1,20		
EP Cúspide	<i>Convencional</i>	Medida 1	10	11,40	1,48	1,37	0,31
		Medida 2	10	11,33	1,44		
	<i>Memory</i>	Medida 1	10	12,66	1,27	-1,23	
		Medida 2	10	12,07	1,20		
EP Cúspide'	<i>Convencional</i>	Medida 1	10	20,80	3,68	1,29	0,26
		Medida 2	10	20,73	3,70		
	<i>Memory</i>	Medida 1	10	21,47	3,60	-1,33	
		Medida 2	10	21,56	3,79		
EP Anclagem	<i>Convencional</i>	Medida 1	10	25,91	1,88	-0,04	0,94
		Medida 2	10	25,92	2,01		
	<i>Memory</i>	Medida 1	10	24,95	3,33	0,64	
		Medida 2	10	25,07	3,49		

O resultado do teste t-Student para amostras pareadas mostrou que não houve diferença significativa entre as duas leituras realizadas para cada medida comparada.

Tabela2. EP Cervical: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores nos intervalos entre as consultas.

Convencional - Memory	Diferença Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	p
1ª Ativação (T2 – T1)	-0,03	0,50	-0,31	0,24	0,77
2ª Ativação (T3 – T2)	-0,17	0,50	-0,50	0,14	0,25
3ª Ativação (T4 – T3)	-0,02	0,60	-0,58	0,53	0,91

Gráfico 1. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0.77$).

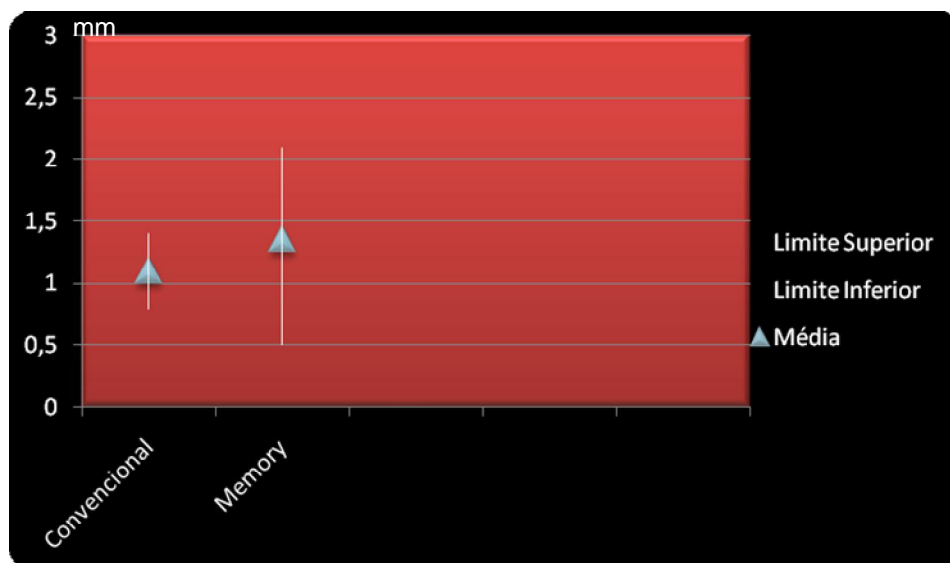


Gráfico 2. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0.25$).

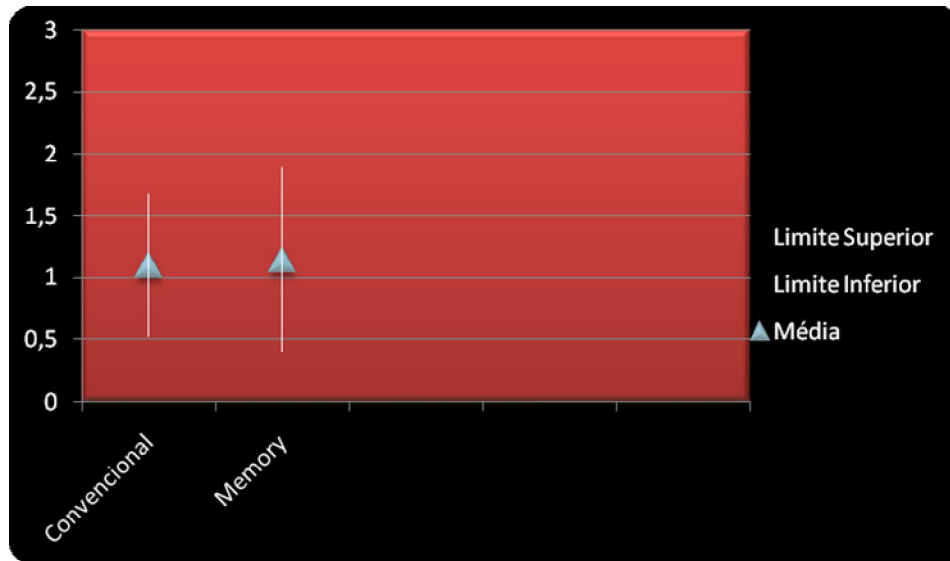
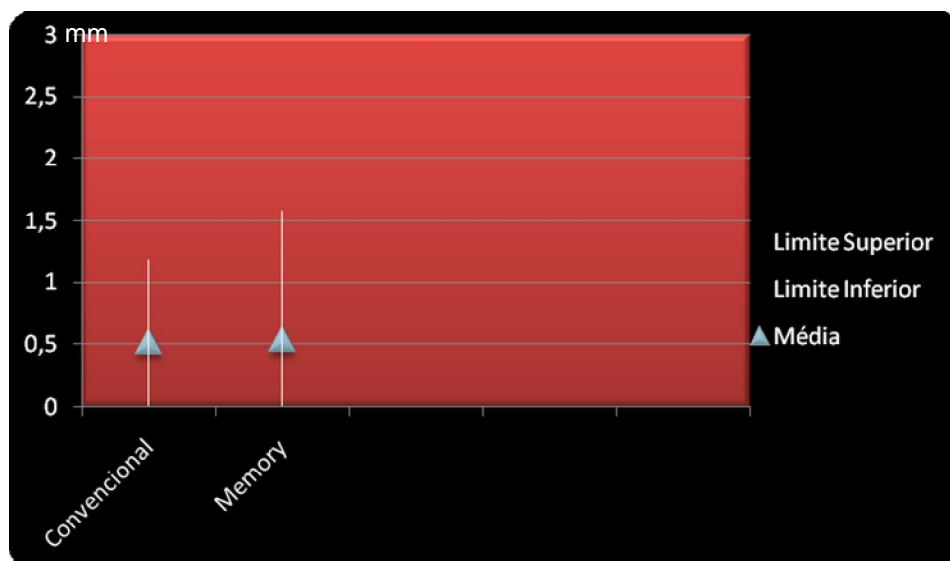


Gráfico 3. Comparação da quantidade de movimento cervical dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0.91$).



Não houve diferença na quantidade de movimento dos caninos permanentes superiores, medida na região cervical entre os caninos e segundos pré-molares superiores, com os dois elásticos em cadeia utilizados ($p>0.05$).

Tabela 3. EP Marginal: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores nos intervalos entre as consultas.

Convencional - Memory	Diferença Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	p
1ª Ativação (T2 – T1)	-0,04	0,76	-0,47	0,37	0,81
2ª Ativação (T3 – T2)	-0,25	1,10	-0,96	0,44	0,43
3ª Ativação (T4 – T3)	0,10	0,84	-0,67	0,88	0,76

Gráfico 4. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0,81$).

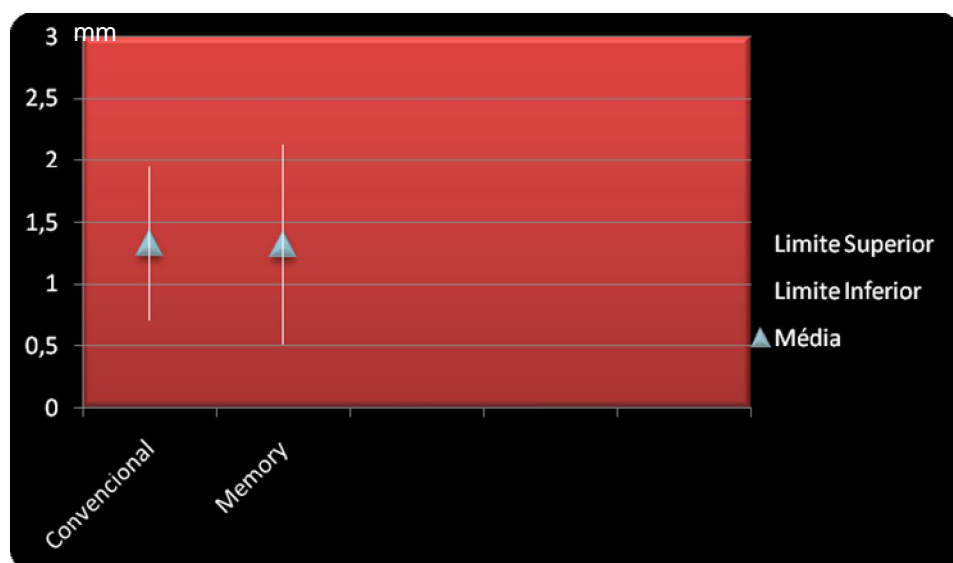


Gráfico 5. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0,43$).

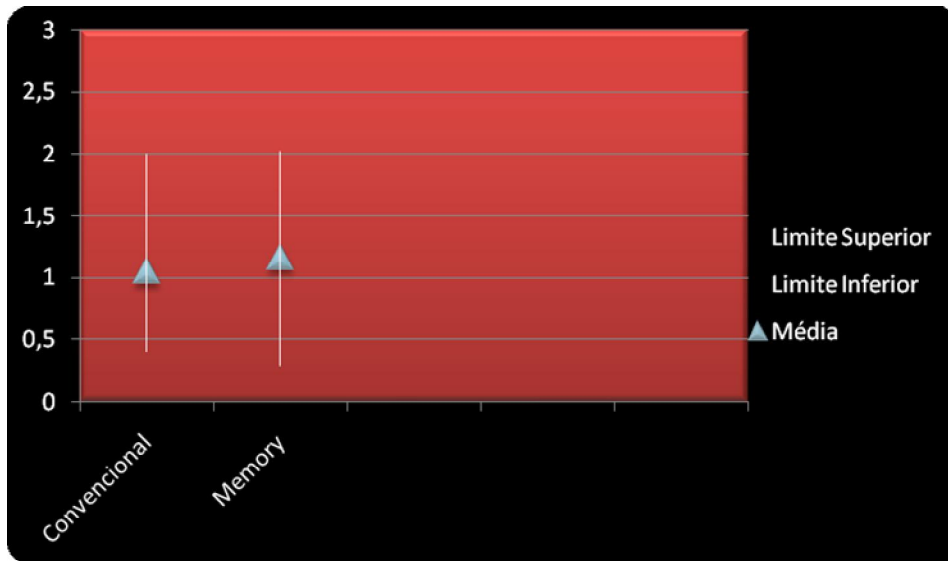
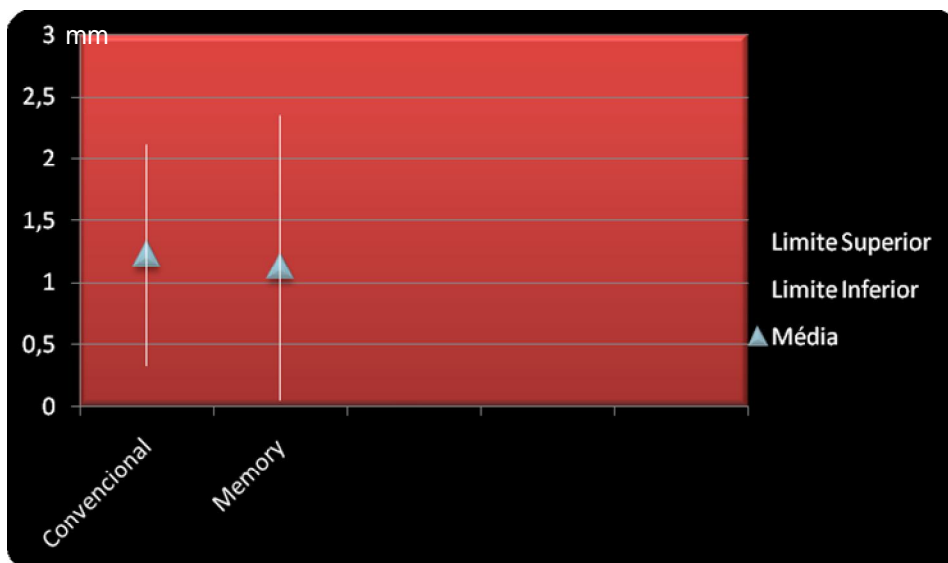


Gráfico 6. Comparação da quantidade de movimento marginal dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0.76$).



Não houve diferença estatística na quantidade de movimento de caninos permanentes superiores, medida nas cristas marginais entre os caninos e segundos pré-molares superiores, com os dois elásticos em cadeia utilizados ($p>0.05$).

Tabela 4. EP Cúspide: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores nos intervalos entre as consultas.

Convencional - Memory	Diferença Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	p
1ª Ativação (T2 – T1)	-0,23	0,67	-0,60	0,14	0,20
2ª Ativação (T3 – T2)	0,07	0,57	-0,28	0,44	0,65
3ª Ativação (T4 – T3)	0,01	0,68	-0,61	0,65	0,94

Gráfico 7. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0.20$).

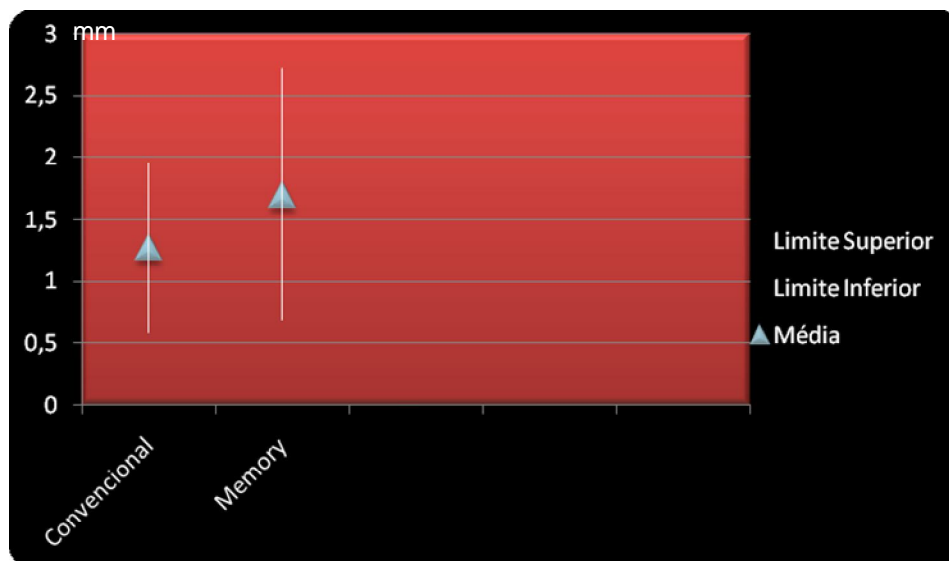


Gráfico 8. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0.65$).

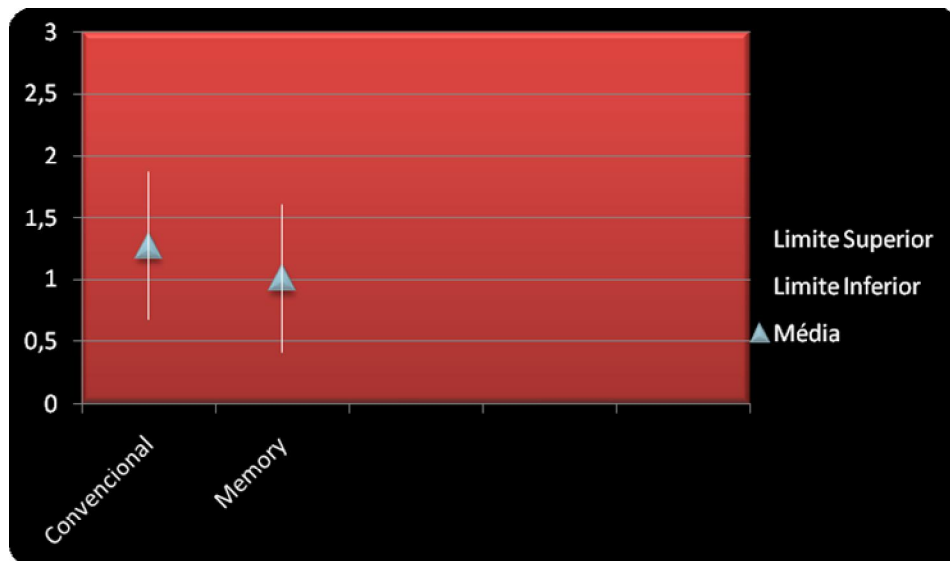
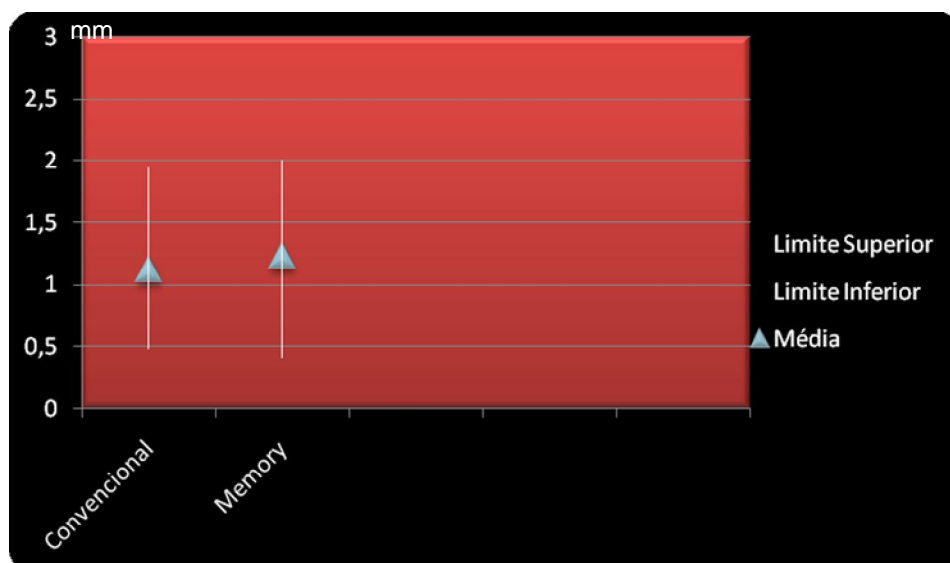


Gráfico 9. Comparação da quantidade de movimento de cúspide dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0.94$).



Não houve diferença estatística na quantidade de movimento de caninos permanentes superiores, medida nas cúspides entre os caninos e segundos pré-molares superiores, com os dois elásticos em cadeia utilizados ($p>0.05$).

Tabela 5. EP Cúspide': Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos caninos superiores nos intervalos entre as consultas.

Convencional - Memory	Diferença Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	p
1ª Ativação (T2 – T1)	-0,35	0,65	-0,71	0,01	0,05
2ª Ativação (T3 – T2)	0,03	0,74	-0,43	0,51	0,85
3ª Ativação (T4 – T3)	-0,15	0,42	-0,54	0,24	0,38

Gráfico 10. Comparação da quantidade de movimento de cúspide' dos caninos permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0.05$).

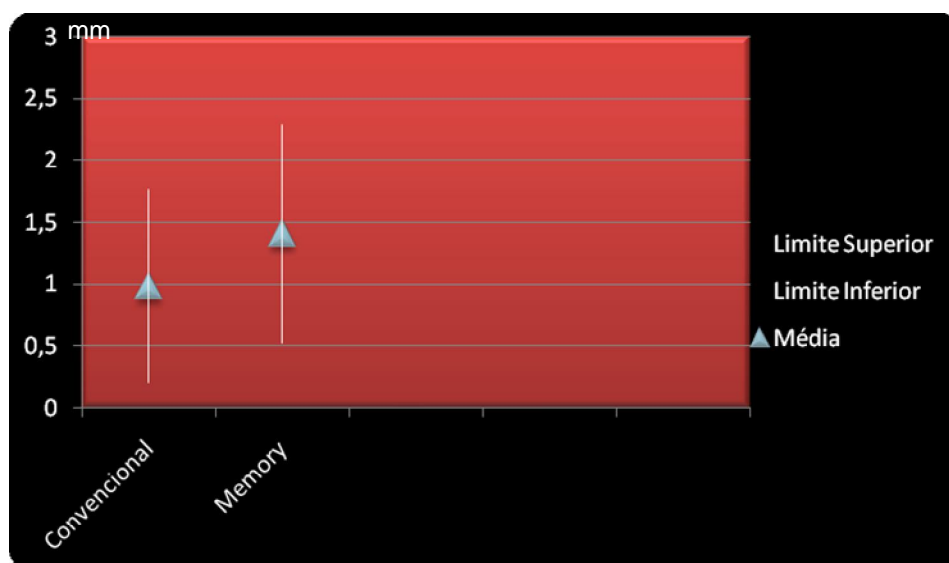


Gráfico 11. Comparação da quantidade de movimento de cúspide' dos caninos permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0.85$).

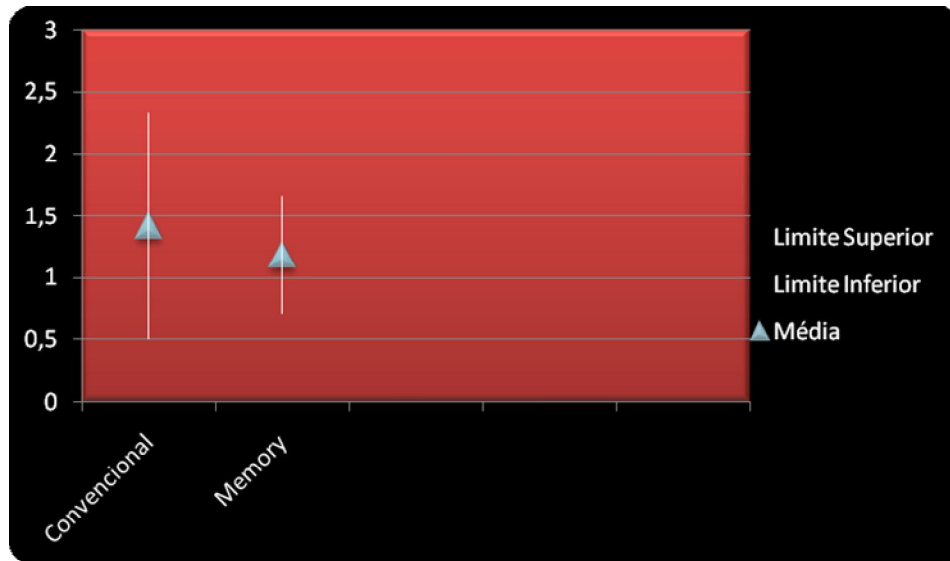
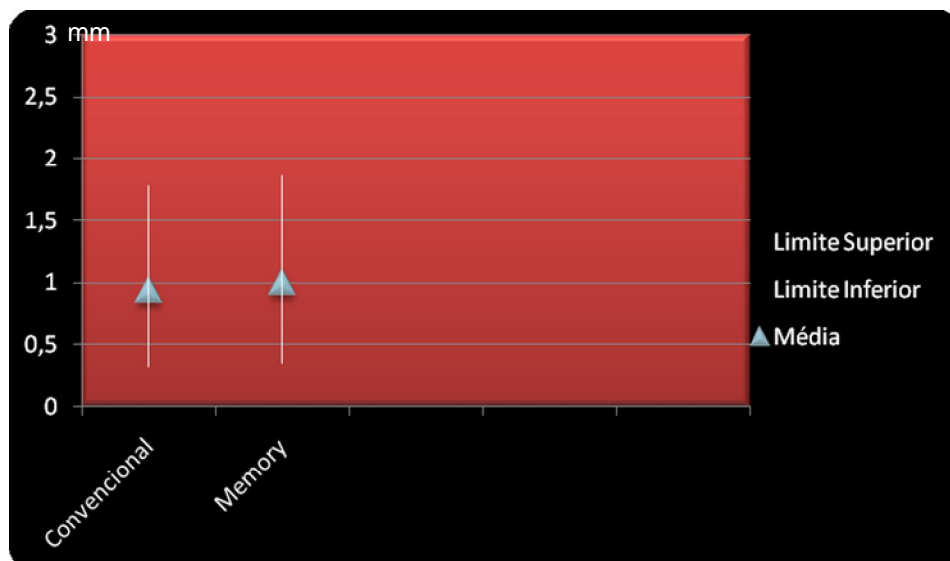


Gráfico 12. Comparação da quantidade de movimento de cúspide' dos caninos permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0.38$).



O elástico em cadeia “Memory” produziu maior quantidade de movimento dos caninos permanentes superiores, medida entre as cúspides, com referência no 1º molar permanente superior, no primeiro período avaliado (T2 – T1, $p=0.05$). Não houve diferença estatística nas outras avaliações ($p>0.05$)

Tabela 6. EP Ancoragem: Médias, desvios padrão, limite superior e inferior e teste t pareado comparando a diferença na quantidade de movimento dos 1º Molares superiores nos intervalos entre as consultas.

Convencional - Memory	Diferença Média	Desvio Padrão	Limite Inferior	Limite Superior	p
1ª Ativação (T2 – T1)	0,18	0,70	-0,21	0,57	0,33
2ª Ativação (T3 – T2)	-0,50	1,11	-1,21	0,20	0,14
3ª Ativação (T4 – T3)	0,44	1,22	-0,68	1,57	0,37

Gráfico 13. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores no momento T2 – T1 ($p=0.33$).

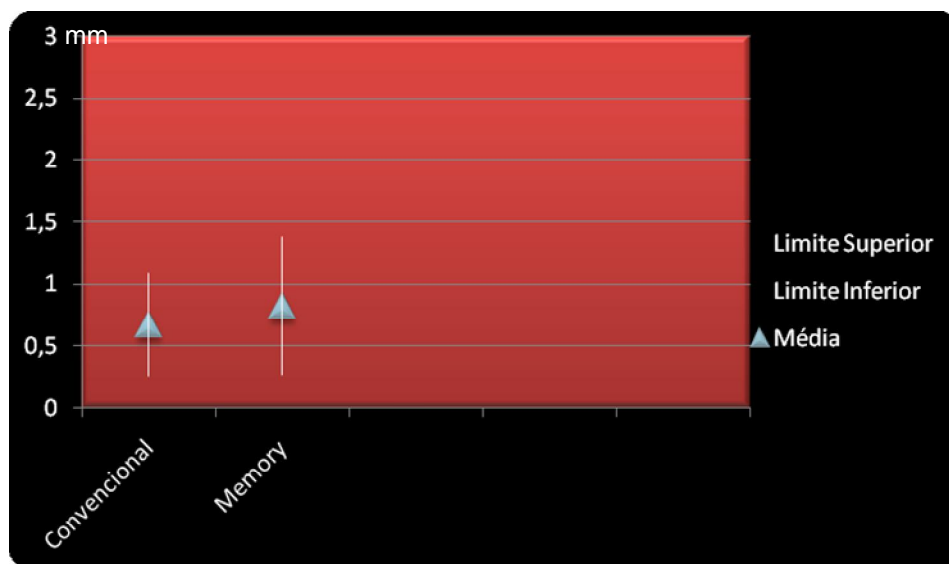


Gráfico 14. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores no momento T3 – T2 ($p=0.14$).

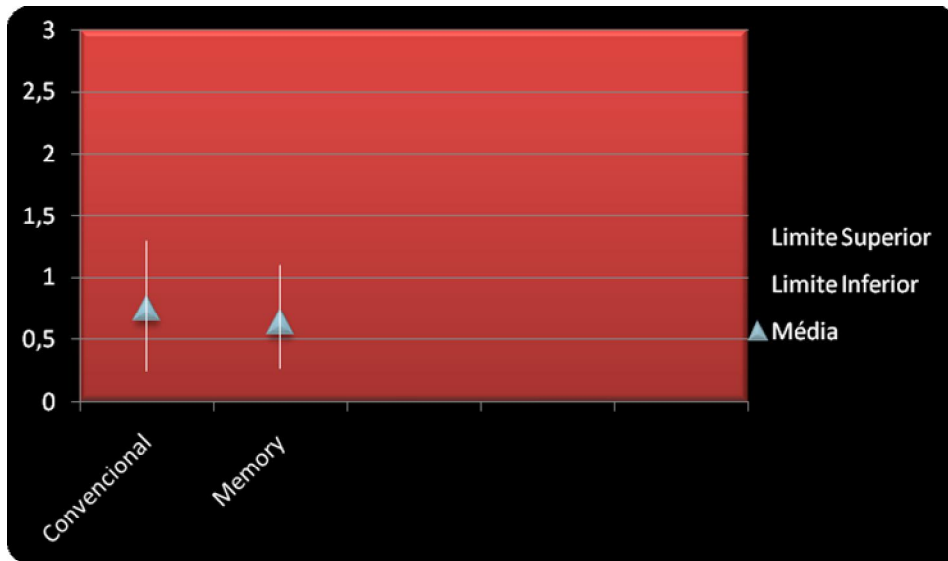
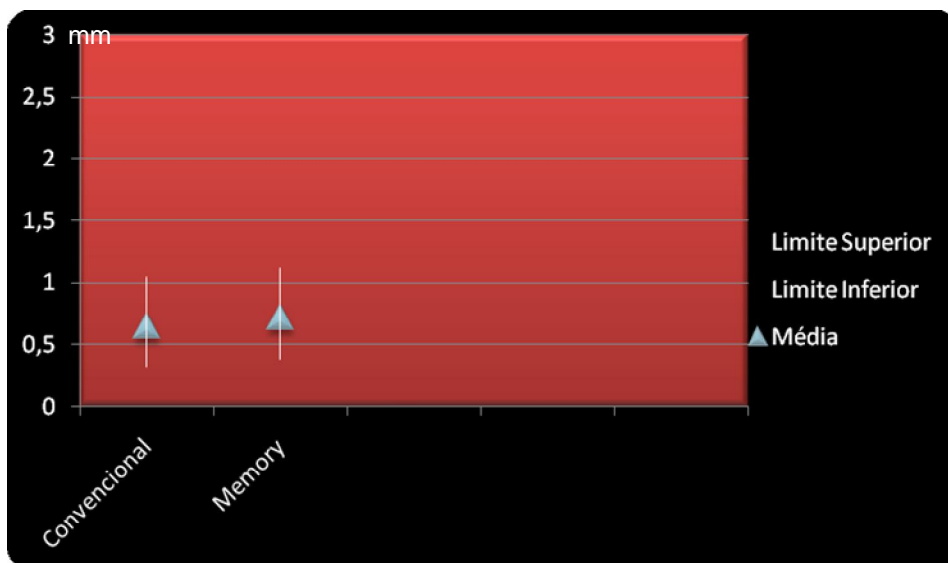


Gráfico 15. Comparação da quantidade de perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores no momento T4 – T3 ($p=0.37$).



Não houve diferença estatística na quantidade de perda de ancoragem dos primeiros molares permanentes superiores, medida entre a mesial do 1º molar e a extremidade medial da 3ª ruga palatina, com os dois elásticos em cadeia utilizados ($p>0.05$).

6 DISCUSSÃO

6.1 MATERIAL E MÉTODO

O uso dos elásticos em cadeia na ortodontia permite a liberação de forças leves e contínuas com objetivos clínicos variados. Além de realizarem constrições nos arcos dentários, correção de giroversões e fechamento de diastemas, a retração de caninos é uma das principais funções desempenhadas pelas cadeias elastoméricas.

Vários são os motivos para a eleição de um determinado dispositivo para a realização de um movimento ortodôntico planejado. Acreditando no valor da contribuição da pesquisa científica para o aumento da produtividade e eficiência clínica, optou-se por avaliar as diferenças na competência em retrair caninos superiores de um material bastante utilizado nas clínicas ortodônticas: os elásticos em cadeia.

Este material é de custo relativamente baixo e razoavelmente higiênico, pois apesar de ser um fator a mais no acúmulo de placa, é de fácil higienização e sua troca ocorre geralmente entre três e quatro semanas. Ainda, a fácil utilização e manipulação dos elásticos otimizam a consulta clínica e criam mais tempo para a atenção ao paciente em todas as suas necessidades.

Tendo em vista a necessidade de fechamento de espaços com retração de caninos em pacientes portadores de maloclusão de Classe II, que se submeteram a extração de primeiros pré-molares superiores, propôs-se, nesta pesquisa, comparar a quantidade de movimentação de caninos ocorrida e a quantidade de perda de ancoragem a cada consulta de reativação, utilizando-se dois tipos de elásticos em cadeia: elástico em cadeia convencional e Memory⁵, ambos de mesma marca.

⁵American Orthodontics®, Sheboygan, USA.

Para a realização do estudo, foram utilizados os dois quadrantes maxilares, o direito e o esquerdo. O lado direito recebeu mecânica com elástico convencional, enquanto o lado esquerdo recebeu os elásticos do tipo Memory. O uso da divisão em quadrantes para avaliação de diferentes sistemas de retração não é novidade no campo da pesquisa, visto que Sonis (1994); Nightingale e Jones (2003) e Bokas e Woods (2006) já haviam dividido as arcadas em quatro quadrantes e aplicado diferentes tipos de sistemas de retração de caninos para cada lado.

A medida utilizada para avaliar o fechamento de espaços foi da ponta de cúspide dos caninos até a ponta de cúspide mésio-vestibular do primeiro molar permanente, como já descrito por Bokas e Woods (2006). Pinto (2006) relata, ainda, outros pontos de referência para analisar o fechamento de espaços, medidas estas que foram adotadas para a realização desta pesquisa.

A decisão pelo período de reativações de força, caracterizadas pela troca dos elásticos em cadeia e pela tomada de registros através das moldagens, foi baseada na suposição de que os pacientes são vistos pelos seus ortodontistas no intervalo de três semanas (ANDREASSEN e BISHARA, 1970). Assim como De Genova et al. (1985) e Sonis, Van der Plas e Gianelly (1986), os registros utilizados para a avaliação da quantidade de movimentação dos caninos foram tomados de três em três semanas. Neste estudo, limitaram-se as tomadas de registro em quatro momentos. Desde o registro inicial (T1), previamente ao início da retração, passando por dois registros do progresso (T2 e T3), até o registro final (T4).

Para medição do fechamento de espaços de extração de pré-molares superiores com retração de caninos, deve-se fazer registro das medidas referentes aos espaços residuais entre o canino e a unidade de ancoragem, de acordo com o intervalo das consultas. Sonis, em 1994, registrou suas medidas clinicamente, usando como pontos de referência as aletas mesiais e distais dos bráquetes do canino e do segundo pré-molar, respectivamente. Na presente pesquisa optou-se por um método de avaliação

utilizando-se modelos de gesso (HÄSLER et al., 1997; SAMUELS; RUDGE e MAIR, 1998; DIXON et al., 2002; NIGHTINGALE e JONES, 2003).

A perda da ancoragem é uma questão de grande preocupação para todo ortodontista. Nos casos onde há indicação de extração de pré-molares superiores, com discrepância anteroposterior exacerbada, o controle da ancoragem torna-se imprescindível, na medida em que o espaço criado será fechado pela retração anterior apoiada na unidade de ancoragem posterior. Com este propósito, optou-se pela utilização da extremidade medial da terceira ruga palatina para avaliar a diferença na quantidade de perda de ancoragem relativa a cada tipo de elástico.

A estabilidade das rugas palatina como pontos de referência para a avaliação do movimento dentário está presente na literatura (HOOGAN e SADOWSKY, 2001; ALMEIDA et al., 2005). Outra forma de avaliar a movimentação dentária são as sobreposições cefalométricas a partir de telerradiografias de perfil. Entretanto, a presença de desvantagens como a exposição exagerada à radiação, o excesso de tempo consumido com o traçado, análise e as sobreposições cefalométricas, a dificuldade de determinação exata dos pontos de referência e a sensibilidade da técnica, levaram à opção pela análise das medidas em modelos de gesso.

A extremidade medial da terceira ruga palatina é um ponto de referência apropriado para a análise seriada em modelos de gesso dos movimentos de molares e incisivos. Häslér et al., em 1997, em seus estudos sobre a movimentação dos caninos superiores em áreas de extração de pré-molares, também utilizou a extremidade mesial da terceira ruga palatina como forma de avaliar o controle da ancoragem em seus pacientes. Mais recentemente, Almeida et al. (1995), avaliou a estabilidade das rugas palatinas para análise em modelos de gesso. Concluiu que, enquanto as extremidades laterais parecem ser menos estáveis, as extremidades mediais das rugas palatinas são pontos anatômicos apropriados para a construção de planos estáveis de referência para a avaliação longitudinal em modelos de gesso. Desta maneira, o controle da ancoragem foi avaliado, nesta pesquisa, através das diferenças das distâncias lineares

presentes entre o ponto mais mesial dos primeiros molares permanentes superiores e as extremidades mediais da terceira ruga palatina.

Tecnicamente, o pesquisador que se propuser a realizar um estudo semelhante, poderá enfrentar certas dificuldades relativas à localização de pontos de referência na região das rugas palatinas. A padronização das moldagens, a qualidade do material e o extremo cuidado técnico no momento da tomada do registro, podem facilitar o momento de localização e mensuração dos pontos de referência nos modelos de gesso. Por fim, o estudo acurado da anatomia da região palatina em modelos de gesso, previamente ao momento das medições, também pode ajudar o pesquisador nesta etapa sensível do estudo.

A queda da força inicial provavelmente seja a maior desvantagem apresentada pelas cadeias elastoméricas. Essa drástica diminuição da magnitude inicial da força aplicada levou ao desenvolvimento de técnicas que prometem aliviar esse contratempo. O pré-estiramento dos elásticos é uma delas. Wong, em 1976, recomenda o estiramento da cadeia em 10% do seu comprimento original, para aumentar a manutenção da força. No mesmo ano, Hershey e Brooks relataram que o pré-estiramento associado à aplicação de calor poderia reduzir a degradação da força em 50% na primeira hora e até 34% na quarta semana. Este comportamento seria similar ao relato de estudos que não submeteram os elásticos ao pré-estiramento. Em 1979, Brantley et al. comparou o estiramento prévio de cadeias elásticas mantidas em água e ar, com um grupo controle. Seus resultados mostram diferenças levemente favoráveis apenas para os elásticos mantidos em água. Young e Sandrik, em 1979, avaliaram as vantagens do pré-estiramentos das cadeias elastoméricas. Concluíram que o controle da liberação inicial da força é extremamente imprescindível, uma vez que o estiramento dos elásticos em cadeia na ordem de três a quatro vezes o seu valor inicial pode levá-los a uma deformação permanente, o que reduziria drasticamente o valor da força inicial desejada.

No presente estudo optou-se pelo não estiramento das cadeias elastoméricas devido às informações conflitantes, relativas à competência do pré-estiramento em reduzir a queda da força liberada, presentes na literatura. Além disso, esta decisão baseou-se nas dificuldades metodológicas de padronização do estiramento devido à ausência de simetria bilateral em relação ao espaço residual a ser fechado e, também, na preferência do autor em utilizar o produto em seu estado original, de acordo com as indicações do fabricante.

Um aspecto de fundamental importância antes do início da realização da presente pesquisa foi a decisão pela magnitude máxima da força aplicada. Por isso entende-se a quantidade de força que começa a ser liberada no momento exato da colocação dos elásticos em cadeia entre o bráquete do canino e o do segundo pré-molar. Visto que, a partir deste momento, a força tende somente à queda, seja pela degradação das cadeias elastoméricas em razão dos efeitos ambientais, seja pela movimentação dentária em direção ao espaço a ser fechado.

No ano de 1952, os autores Storey e Smith já relatavam, em estudo clássico sobre a relação da força ortodôntica em relação ao movimento dentário, que para se mover um dente de maneira bem sucedida, sem causar danos aos tecidos envolvidos, deve-se estar ciente das reações que podem ser geradas no osso e no ligamento periodontal quando diferentes pressões são aplicadas. Com base nesta filosofia e nos resultados de seus estudos, os autores propõem que a força ideal para movimentar os caninos para a distal da maneira mais biologicamente favorável ficaria entre o intervalo de 150 a 200 gramas.

Sonis, Van der Plas e Gianelly, no ano de 1986, optaram por sobrecarregar os caninos com forças que variavam entre 300 e 400 gramas, embasando-se no fato de que os elásticos em cadeia apresentam queda inicial de força de até 60% em um intervalo de três semanas. Não foram encontradas diferenças estatisticamente importantes relativas à taxa de movimento dentário.

Junto a esta ampla gama de orientações, relativas à quantidade de força necessária para gerar movimentação biologicamente favorável, fornecida pela literatura, os autores Quinn e Yoshikawa, em 1985, relatam, em revisão sobre a magnitude de forças na ortodontia, que sua melhor estimativa em relação à força necessária para eficiente retração de caninos ficaria entre os valores de 100 e 200 gramas.

Nightingale e Jones, em 2003, em sua pesquisa sobre sistemas de liberação de forças para fechamento de espaços, ao compararem cadeias elastoméricas com molas de Níquel-Titânio aplicaram forças que variavam entre 70 e 450 gramas no grupo dos elásticos em cadeia, com média de 209 gramas. Relatam que o fechamento de espaços foi bem sucedido e que não houve diferença estatística entre os dois grupos.

Apesar de ter sido realizado apenas com o ar como simulação de ambiente, o que pode ser considerada uma falha metodológica, visto que a literatura fornece informações relativas à influência negativa da presença da umidade (saliva, bebidas) na resistência dos elásticos (ASH e NIKOLAI, 1978; KUSTER et al., 1986), o trabalho de Rock et al. avaliou 13 marcas diferentes em relação as suas extensões iniciais de força. Para gerar a quantidade de força de 300 gramas proposta pelo autor, o mesmo sugere que se estirem as cadeias elásticas em 50% a 75% do seu comprimento original. No entanto, apenas 7,5% de sua amostra atingiram este valor sem exceder o limite elástico do material, o que causaria deformação permanente.

Com uma variabilidade de valores tão extensa presente na literatura, a decisão pela quantidade de força a ser utilizada nesta pesquisa baseou-se nas análises presentes em publicações científicas consistentes. Os valores médios de 150-250 gramas (SMITH e STOREY, 1952; REITAN, 1957), 100-200 gramas (QUINN e YOSHIKAWA, 1985), 180 gramas (SONIS, 1994), 200 gramas (BOKAS e WOODS, 2006), 400-500 gramas (SAMUELS, RUDGE e MAIR, 1993) e 200 gramas (NIGHTINGALE e JONES, 2003) formaram o embasamento científico que levou à decisão de 150 gramas como a quantidade de força aplicada no início e a cada troca de elásticos durante o período de retração dos caninos, neste estudo. Estes valores foram

checados com um aparelho tensiômetro Morelli®⁶, com escala entre 100 e 1600 gramas. Não houve pré-estiramento das cadeias elastoméricas.

Parece haver um consenso na literatura sobre o fato de que 150 gramas de força seriam suficientes para movimentação, de caninos superiores, bem sucedida. Este valor pode ser considerado favorável biologicamente, levando-se em conta a mecânica de deslizamento empregada no caso dos elásticos em cadeia. Segundo Lotzof et al., em 1996, este tipo de mecânica, aplicada no sistema *Edgewise*, gera resistência imposta pelo atrito de 55 gramas. Torna-se claro, desta forma, que a força final aplicada durante esta pesquisa, associada à ação da resistência friccional, será de 100 gramas, valor este considerado dentro das recomendações de Reitan (1957) no que se refere à relação da baixa magnitude de forças com a menor formação de áreas hialinizadas e remodelação tecidual de forma mais contínua.

6.2 MOVIMENTO DENTÁRIO

A variação individual na resposta biológica do movimento ortodôntico, assim como a influência ambiental e os diferentes hábitos inerentes a cada paciente da população de uma amostra científica, acaba por dificultar ou impedir a generalização dos resultados para uma população maior, através da formulação de novos paradigmas relativos à aplicação de força e ao controle de ancoragem por parte dos autores. Entretanto, os resultados obtidos na presente pesquisa indicam a tendência a ser esperada pelo clínico durante o tratamento ortodôntico.

A comparação da quantidade de movimento de caninos superiores, produzida pelos elásticos em cadeia estudados, está demonstrada separadamente (Gráfico1-15, página 49-58), de acordo com a medida (EP Cervical / Marginal / Cúspide / Cúspide' / Ancoragem) e com o momento do tratamento (terceira, sexta e nona semana).

⁶ Morelli®, 100g-1600g, REF 75.02.006, Sorocaba-SP, Brasil

A análise do valor “p” de cada variável revela a probabilidade de erro ao se afirmar que determinada informação obtida com os dados daquela variável possam ser interpretados como verdadeiros para a população geral.

Para a variável EP Cúspide’, na primeira ativação (T2 – T1), o valor de $p=0.05$ revelou significado estatístico para quantidade de movimento de 0,35 mm a mais para os elásticos Memory (Tabela 5, página 55). Isto significa que durante as três primeiras semanas (1ª ativação), estas cadeias elastoméricas produziram 0,35 mm a mais do que as cadeias elastoméricas convencionais. No entanto, isto não significa que os elásticos convencionais não tenham produzido quantidades satisfatórias de movimento, mas que, durante as três semanas iniciais do tratamento, produziram 0,35 mm a menos de quantidade de deslocamento dentário.

Para todas as outras medidas de fechamento de espaço (Tabela 2, 3, 4 e 6, página 49, 51, 53 e 57, respectivamente), não houve diferença estatística relativa à quantidade de movimento gerado, independente do momento do tratamento. Isto poderia permitir a suposição de que, em relação ao desempenho dos elásticos estudados, haveria vantagem para o Memory em uma medida, durante o intervalo entre a primeira e a segunda ativação.

A retração de caninos superiores para espaços criados pela extração de pré-molares superiores não é um fenômeno imediato. A biologia envolvida no movimento ortodôntico leva o ortodontista a utilizar as forças com cautela. Por isso, existe a necessidade de uma série de consultas de ativações de força, caracterizadas pela troca dos elásticos em cadeia. Com base nisso, os resultados obtidos nesta pesquisa levaram ao questionamento da relação de custo-benefício presente no uso dos elásticos em cadeia tipo Memory em relação aos convencionais, onde o custo médio obtido no mercado pode ser até 75% superior.

A avaliação clínica dos resultados se faz extremamente pertinente, visto que esta pesquisa visa auxiliar na compreensão do comportamento dos elásticos em cadeia, assim como uma melhor orientação quanto à sua aplicabilidade clínica. Quanto a isso,

foi bastante perceptível que as cadeias elastoméricas Memory apresentaram melhores propriedades físicas no retorno das consultas. Estes elásticos apresentavam, ainda, uma considerável elasticidade residual, manutenção de cor e pouca ou nenhuma absorção de fluidos do meio bucal.

Baseado nisto, pode-se afirmar que os elásticos Memory apresentam a vantagem de necessitar de menos trocas para a reativação da força aplicada, assim como, um provável melhor desempenho caso o intervalo entre as consultas fosse maior. O ortodontista que optar pelo uso deste tipo de elásticos em cadeia em seus tratamentos, talvez possa utilizar um protocolo de reativações de força dentro de intervalos maiores entre as consultas, sem a perda da eficiência. Já os elásticos convencionais, ao retornarem para as consultas de reativação, apresentavam-se rígidos, sem elasticidade residual, manchados e com grande absorção de fluidos bucais, caracterizados pelo seu aumento de volume. Isto leva a crer que o intervalo de três semanas seria o limite de permanência deste tipo de cadeia elastomérica na boca dos pacientes.

Em uma análise individualizada, as médias das diferenças na quantidade de movimento parecem favorecer as cadeias elastoméricas tipo Memory. As quatro medidas utilizadas no fechamento de espaços (EP cervical, marginal, cúspide e cúspide') associadas aos três intervalos de ativações (3ª, 6ª e 9ª semana) geraram 12 registros de diferenças de quantidade de movimento. Dentre estes, 66,5% (8 registros) favoreceram os elásticos Memory, enquanto que 33,5% (4 registros) mostraram maior movimentação com os elásticos convencionais. No entanto, esta afirmação não pode ser comprovada estatisticamente (Tabela 2-6, página 49-57).

O desempenho individual em relação à perda de ancoragem revelou que um total de 9 pacientes, ou seja, 60%, da amostra obtiveram maior perda de ancoragem no lado esquerdo, com os elásticos tipo Memory. Já os 6 pacientes que formavam os 40% restantes da amostra tiveram perda maior de ancoragem com os elásticos convencionais.

A avaliação do desempenho dos elásticos em cadeia é um assunto bastante estudado no meio científico. A literatura possibilita, atualmente, a obtenção de variadas informações e avaliações referentes às cadeias elastoméricas. Isto, sem dúvida, serve de orientação e auxílio a qualquer ortodontista que deseje ampliar seus conhecimentos sobre determinado tema. No entanto, devido à extensa variedade metodológica como o tempo de avaliação, os dentes utilizados na análise, a diferença em número da população da amostra, o tipo de mecânica aplicada, os pontos de referência e a quantidade de força, parece arriscada a tentativa de comparação dos resultados desta pesquisa com os resultados de outras publicações disponíveis.

Com a observação das variáveis supracitadas presentes em relação ao estudo do movimento dentário, mais especificamente à retração de caninos superiores, não é a intenção dos autores a criação de novas teorias baseadas na comparação dos resultados obtidos com os que já estão divulgados no campo científico. No entanto, a própria revisão da literatura já induz de forma natural que estes dados obtidos nas publicações científicas sejam discutidos juntamente aos coletados nesta pesquisa, sempre levando em conta as limitações inerentes a cada uma.

Para tornar possível a comparação dos resultados do presente estudo com os resultados presentes na literatura, optou-se por extrapolar o valor de 21 dias (três semanas) para trinta dias, visto que a maioria dos trabalhos presentes na literatura expõe seus resultados relativos a um mês de movimentação. Para isto, utilizou-se o valor médio de movimentação obtido multiplicado por 30 dias, dividindo-se, então por 21 dias. Com isto, foram coletados os valores mensais de deslocamento com os elásticos Memory e convencionais, na ordem de 1,70 mm e 1,43 mm, respectivamente.

Sonis, em 1994, comparando a competência do fechamento de espaços entre os elásticos intermaxilares e as molas de Níquel-Titânio, observou uma quantidade de movimento de 1,08 mm/mês de fechamento de espaços com os elásticos. Apesar da diferença de composição e forma dos elásticos entre uma pesquisa e outra, cabe ressaltar que os elásticos em cadeia convencionais e Memory obtiveram resultados

superiores, atingindo médias de 1,43 mm e 1,70 mm ao mês, respectivamente, no presente estudo.

Samuels, Rudge e Mair (1993, 1998) utilizaram força inicial de 400 gramas aplicada aos elásticos, atingindo a quantidade mensal de fechamento de espaço de 0,76 mm. Em 2003, Nightingale e Jones encontraram, após a aplicação de força inicial entre 70 e 450 gramas (média de 209 gramas), a média de 0,84 mm/mês de fechamento de espaços com os elásticos em cadeia. No presente estudo, a força aplicada foi de 150 gramas, considerada por muitos autores como ideal para movimentação de corpo dos caninos (STOREY E SMITH, 1952; SMITH E STOREY, 1952; QUINN E YOSHIKAWA, 1985). Mais uma vez, os resultados da atual pesquisa apresentam-se superiores, tanto para os elásticos convencionais (1,43 mm/mês), quanto para o Memory (1,70 mm/mês).

Bokas e Woods, em 2006, aplicaram 200 gramas de força inicial nos elásticos em cadeia e nas molas de Níquel-Titânio, a fim de compará-los em relação à taxa de distalização dos caninos superiores. Obtiveram média de 1,68 mm de retração de caninos em um mês para as cadeias elásticas. O valor encontrado por estes autores assemelha-se muito aos encontrados neste trabalho e também foi satisfatoriamente competente na tarefa do fechamento dos espaços de extração de pré-molares superiores.

Sonis, Van der Plas e Gianelly (1986) aplicaram forças entre 350 e 400 gramas e atingiram médias entre 0,99 e 1,51 mm de movimento dentário em um mês. Apesar da proximidade destes resultados com os registrados no presente estudo, qualquer comparação não se faria justa, uma vez que o sucesso do fechamento de espaços está diretamente ligado ao controle da ancoragem, fenômeno que os autores acima citados falharam em analisar.

Pinto (2006) comparou os elásticos em cadeia tipo Memory com as molas de Níquel-Titânio em relação à velocidade de fechamento de espaços. O autor encontrou diferenças estatisticamente significativas em favor do desempenho dos elásticos e o valor médio foi de 1,48 mm/mês de movimentação de caninos, bastante próximo do que foi encontrado nesta pesquisa.

A qualidade das cadeias elastoméricas tipo Memory, demonstrada por Pinto (2006), foi supostamente explicada através de informações adquiridas diretamente com o engenheiro técnico responsável da empresa fabricante *American Orthodontics*, que afirma que o elástico em cadeia tipo Memory, utilizado nesta pesquisa, é definido como *Thermoset Polyester Polyurethan*, apresentando propriedades hidrofóbicas que o tornam mais estável no meio bucal e lhe conferem um desempenho extremamente satisfatório na movimentação ortodôntica de caninos.

No entanto, o presente estudo, que comparou as cadeias elastoméricas Memory com cadeias elastoméricas convencionais, ambas de mesmo fabricante, demonstrou não haver embasamento estatístico que suporte a teoria de que estes elásticos com propriedades diferenciadas produzam taxas de fechamento de espaços mais satisfatórias, em intervalos de ativação de três semanas.

No entanto, de acordo com as percepções clínicas obtidas, os elásticos em cadeia Memory provavelmente apresentariam desempenho vantajoso caso houvesse a possibilidade de estudos mais longos e com consultas de reativação de forças mais espaçadas.

6.3 CONTROLE DE ANCORAGEM

Por se tratar de uma pesquisa que avalia o desempenho do fechamento de espaços após extração de pré-molares superiores, não foram selecionados pacientes que haviam recebido tratamento com aparelho extra-bucal previamente. Se isto tivesse ocorrido, provavelmente haveria uma menor quantidade de perda de ancoragem por parte dos elásticos, uma vez que, certamente far-se-ia a associação do AEB com outra forma clássica de aumentar o controle do movimento mesial de molares na retração de caninos: a conjugação do maior número de dentes posteriores com amarrilho metálico, formando um bloco único.

O presente estudo lançou mão da conjugação de primeiros molares e segundos pré-molares superiores com amarrilho metálico como forma de aumentar o controle da perda de ancoragem posterior. O amarrilho metálico utilizado era de calibre 0,025", trocado a cada nova ativação, assim como, também, os elásticos em cadeia.

Para a medida que avaliou o controle de ancoragem (Tabela 6, página 57), não houve significado estatístico para as diferenças médias entre o lado direito e esquerdo. No entanto, a perda de ancoragem se fez presente, independente do tipo de elástico. O momento de maior diferença na perda de ancoragem posterior foi na sexta semana (T3 – T2), com 0,5 mm a mais de movimento com os elásticos tipo Memory. No entanto, o valor de p (0,14) não valida esta afirmativa para a população geral.

Na comparação com dados obtidos na literatura, onde Pinto (2007) relata perda de ancoragem de apenas 0,11 mm/mês com os elásticos em cadeia, parece prudente sugerir que, sempre que for viável, se faça a associação do aparelho extra-bucal à conjugação dentária com amarrilho metálico, como forma de auxílio no controle da ancoragem posterior.

Outros estudos não fizeram referência em relação à análise do controle de ancoragem na aplicação de seus sistemas de força (SAMUELS, RUDGE e MAIR, 1993,

1998; SONIS, 1994; DIXON et al., 2002; NIGHTINGALE e JONES, 2003), ficando, assim, difícil a comparação com a presente pesquisa.

Cabe ressaltar que a perda de ancoragem pode, muitas vezes, ser desejada pelo clínico. A quantidade de movimentação mesial do segmento dentário posterior depende do plano de tratamento individualizado de cada paciente e o ortodontista deve ser responsável pelo seu controle.

6.4 EVIDÊNCIAS CLÍNICAS E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Por se tratar de pesquisa que contemplou a investigação clínica, não seria justo que os resultados apresentados fossem simplesmente uma discussão da interpretação estatística.

O desenvolvimento do mesmo tratamento, com materiais semelhantes, porém de composições diferentes, apesar da nulidade da diferença matematicamente relevante, gerou percepções clínicas que merecem comentário.

Embora os dois sistemas de forças tenham tido um desempenho igualmente satisfatório no tratamento proposto, clinicamente houve percepção de melhor performance por parte dos elásticos em cadeia tipo Memory.

Se no que concerne o fechamento de espaços com retração de caninos não houve superioridade evidente entre os dois tipos de cadeias elastoméricas, características como o aspecto, a flexibilidade, o conforto, o acabamento e a manutenção das características frente ao ambiente oral, são fatores favoráveis à escolha dos elásticos Memory para uso clínico, visto que a literatura já comprovou a

influência do meio bucal sobre o desempenho dos elásticos em cadeia (ASH e NIKOLAI, 1978; HAN E QUICK, 1993)

No entanto, a relação entre o custo e o benefício que envolve a opção de elásticos com propriedades diferenciadas, como o Memory, parece ser negativa, de acordo com os resultados da pesquisa. Este tipo de cadeia elastomérica pode atingir valores até 75% maiores do que as cadeias elastoméricas convencionais, no mercado odontológico, pela mesma quantidade de produto.

No entanto, as características superiores dos elásticos Memory já citadas permitem que os mesmos permaneçam em boca por períodos mais extensos do que os elásticos convencionais, sem a necessidade de sua troca. A confecção de novos estudos que permitissem a expressão total da força gerada por estes elásticos diferenciados, por intervalos mais longos entre suas trocas, seriam interessantes, pois, assim, permitiriam a determinação da real relação entre o custo e o benefício dos mesmos.

Além disso, estudos adicionais relativos às vantagens e desvantagens dos elásticos na Ortodontia, seriam bastante úteis. O uso de magnitudes de força diferentes, associadas à avaliação da perda de ancoragem, com métodos de avaliação mais semelhantes parece ser um campo atrativo a quem se dispuser a estudar esta área na odontologia.

Ainda, a análise do tipo de movimento produzido seria bastante pertinente, uma vez que não basta um dente movimentar-se mais rapidamente até certo ponto em razão da inclinação, pois uma vez inclinado, o mesmo deve ser verticalizado, e isto pode ter um custo biológico muito grande.

7 CONCLUSÕES

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

- ✚ houve tendência de maior movimentação distal dos caninos com elásticos em cadeia “Memory”, durante o primeiro período de avaliação (três primeiras semanas);

- ✚ ocorreu perda de ancoragem dos primeiros molares superiores permanentes para os dois tipos de cadeias elastoméricas, não havendo diferença com significado estatístico entre as mesmas;

- ✚ ambos os métodos apresentaram desempenho satisfatório no que concerne ao fechamento de espaços de extração de pré-molares superiores com a retração de caninos superiores permanentes, com a presença de pequena perda de ancoragem.

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.; 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.

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.

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.

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.

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 elastiks. *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.

LEE, B.W. The force requirements for tooth movement part I: Tipping and bodily movement. *Aust Orthod J*. Melbourne, v.13, p.238-248, Mar, 1995.

LEE, B.W. The force requirements for tooth movement part III: The pressure hypothesis tested. *Aust Orthod J*. Melbourne, v.14, p.93-97, Mar, 1996.

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.

MATTA, E.N.R; CHEVITARESE, O. Avaliação laboratorial da força liberada por elásticos plásticos. *Rev. SOB*, Rio de Janeiro, v.3, n.4, p.131-136, Mar, 1997.

MELSEN, B. Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*, Appleton, v.69, n.2, p.151-158, Feb, 1999.

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.

PINTO, P.R.O; LIMA, E.M.S. retração de caninos superiores com molas fechadas de níquel-titânio e elásticos em cadeia. Porto Alegre: Dissertação de Mestrado (Ortodontia e Ortopedia Facial). Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, 2006, 99p.

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.111, Jan, 1986.

PROFFIT, W.R. Contemporary Orthodontics. North Carolina: Mosby Incorporated. 2000. 677p.

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.

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, Jan, 2003.

ROCK, W.P.; WILSON, H.J.; FISHER, S. Force reduction of orthodontic elastomeric chains after one month in the mouth. *Br J Orthod*, Oxford. v.13, n.3, p147-150, Jan, 1986.

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.

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.

SIMMONS, J.D.; MOORE, R.N.; ERICKSON, L.C. A longitudinal study of anteroposterior growth changes in the palatine rugae. *J Dent Res*, Lincoln, v.66, n.9, p.1512-1515, Sept, 1987.

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. *AmJ 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.

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

RETRAÇÃO DE CANINOS SUPERIORES COM 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. O presente trabalho tem o objetivo de avaliar a quantidade e velocidade de retração dos caninos utilizando elásticos em cadeia de qualidades diferentes após 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 a 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. Luciano Dias Giollo 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 Luciano Dias Giollo no telefone (51) 97393934 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.

Assinatura do Paciente

Nome do Paciente

___/___/___

Assinatura do Pesquisador

Nome 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

___/___/___

ANEXO B

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

Porto Alegre 02 de julho de 2007

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0017/07

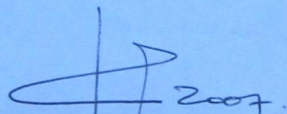
Intitulado: Retração de caninos superiores com elásticos em cadeia

Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Eduardo Martinelli S. de Lima

Pesquisadores Associados: Luciano Dias Giollo

Nível: Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 22 de maio de 2007.


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@pucrs.br