ELIANE CECILIO

**ESTUDO COMPARATIVO DA AÇÃO BIOMECÂNICA DE
ALÇAS ORTODÔNTICAS CONFECCIONADAS
EM FIOS RETANGULARES**

São Paulo

2006

ELIANE CECILIO

**Estudo comparativo da ação biomecânica de alças
ortodônticas confeccionadas em fios retangulares**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia da Universidade de São
Paulo, para obter o título de Doutor,
pelo Programa de Pós-Graduação em
Odontologia.

Área de Concentração: Ortodontia

Orientador: Prof. Dr. Jorge Abrão

São Paulo

2006

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Cecilio, Eliane

Estudo comparativo da ação biomecânica de alças ortodônticas confeccionadas em fios retangulares / Eliane Cecilio; orientador Jorge Abrão. - São Paulo, 2006.

131p. : fig., tab., graf.; 30 cm.

Tese (Doutorado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Ortodontia) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Aparelhos ortodônticos 2. Oclusão dentária 3. Tratamento ortodôntico
4. Maloclusão 5. Movimentação dentária

CDD 617.64
BLACK D41

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Cecilio E. Estudo comparativo da ação biomecânica de alças ortodônticas confeccionadas em fios retangulares [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo,   /   / 2006

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À DEUS, que nos descaminhos da vida e
diante dos desencantos nas relações humanas,
sempre me protegeu, nortando meus passos na
direção do bem, da justiça e da fé inabalável,
mantendo-me o dom da emoção e a crença num
mundo melhor.

Aos meus amados filhos CACIO e BRUNO,
... pela benção de gerá-los e tê-los
como mestres...
... por vocês a luta incansável...
... de vocês a maior das realizações...!!!

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais ELZA e SEME (in
memorian), por minha formação moral e pelas
lições de coragem e dignidade que me fizeram
optar por percorrer a caminhada somente
fazendo concessões em nome do Bem, obrigada
pela vida.

À minha grande e maravilhosa família -
irmã, irmãos, cunhado(a) sobrinhos(as) -
obrigada pela união e pelo afeto.

À minha nora ANNA CAROLINA,
agradeço pelo carinho e pelos cuidados de filha.

Ao Prof. Dr. JORGE ABRÃO, orientador, amigo, protetor e irmão... depois de tantos atalhos percorridos, hoje é inimaginável a avenida principal sem a sua presença constante. Espero que meus pequenos gestos na conduta do dia a dia possam lhe fazer compreender o quanto lhe sou grata.

Que Deus o abençoe sempre!

Ao Pesquisador Dr. JESUALDO LUIZ ROSSI do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, pela orientação científica nos ensaios laboratoriais desta pesquisa e pelo apoio e amizade durante o árduo trajeto.

Meu mais sincero agradecimento!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Titular Dr. Julio Wilson Vigorito, aos Profs. Livre Docentes Dr. Jorge Abrão, José Rino Neto e João Batista de Paiva, aos Profs. Doutores André Tortamano, Solange Mongelli de Fantini e Gladys Cristina Domínguez Rodríguez, da Disciplina de Ortodontia, pelos preciosos ensinamentos durante os longos anos da minha formação ortodôntica.

Aos colegas de curso, Klaus Barreto dos Santos Lopes Batista, Ricardo César Moresca, Augusto Ricardo Andrighetto, Gilberto Vilanova Queiroz, Ricardo Fidos Horliana, Lylian Kazumi Kanashiro e Helena Márcia Guerra dos Santos, personagens indescritíveis desta jornada, pelas dissidências e convivências que ampliaram meus horizontes na busca do desenvolvimento humano e científico.

Às secretárias Viviane e Edina e aos técnicos Edílson e Ronaldo, pela constante colaboração e paciência ao longo de toda a jornada.

À Nalva pelos saborosos cafés e momentos de descontração.

Aos amigos do Departamento de Ortodontia e Odontopediatria da FOU SP, pelo agradável convívio.

A todos os funcionários da biblioteca da FOU SP pela incansável colaboração durante a longa gestação desta pesquisa.

Às bibliotecárias Vânia M. B. O. Funaro e Glauci Elaine D. Fidelis pela disposição e carinho com a revisão das normas e referências deste trabalho.

À pesquisadora M.Sc. em Física Marilene Morelli Serna, e ao técnico de laboratório Eliel Domingos de Oliveira, do IPEN, pela receptividade e inestimável auxílio na fase experimental deste trabalho.

À professora e amiga Carmen T. Santoro Santos pelo constante auxílio com o idioma inglês.

Aos queridos amigos do CETAO, Leandro Kfoury M. Cerqueira, Milleni C. Fernandes Martins, André Abrão, Fábio Nauff, Roberta Sottano Calabria, Luciano Wagner e Milena Cadioli B. Higashitani pela eficiente e leal parceria e pelo apoio sempre presente na vida pessoal e profissional.

Às empresas Ortho Organizers, A Company, GAC e Ormco, representadas respectivamente por Maria José Pileggi, Dr. Fabio Lyra, Cleber Bastia e Carlos Miqui, pela valiosa doação dos arcos utilizados nesta pesquisa.

Enfim, a todos os que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimentos.

Vida é o amor existencial
Razão é o amor que pondera
Estudo é o amor que analisa
Ciência é o amor que investiga
Filosofia é o amor que pensa
Religião é o amor que busca Deus
Verdade é o amor que se eterniza
Ideal é o amor que se eleva
Fé é o amor que transcende
Esperança é o amor que sonha
Caridade é o amor que auxilia
Fraternidade é o amor que se expande
Sacrifício é o amor que se esforça
Renúncia é o amor que se depura
Simpatia é o amor que sorri
Trabalho é o amor que constrói
Indiferença é o amor que se esconde
Desespero é o amor que se desgoverna
Paixão é o amor que se desequilibra
Ciúme é o amor que se desvaira
Orgulho é o amor que enlouquece
Sensualismo é o amor que se envenena

Finalmente, o *Ódio*, que julgas ser a antítese do *Amor*, não é senão o próprio *Amor* que adoeceu
gravemente...

Francisco Cândido Xavier

Cecilio, E. Estudo comparativo da ação biomecânica de alças ortodônticas confeccionadas em fios retangulares [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

No tratamento das maloclusões muitas vezes se impõe a necessidade de extrações dentárias para cumprir as metas do tratamento ortodôntico em busca da oclusão normal. Um dos recursos para o fechamento de espaços após exodontias é a utilização de arcos de retração com alças. Atualmente existe, no mercado, uma grande disponibilidade de arcos pré-fabricados, fornecidos por diversos fabricantes, que apresentam variações na forma e número de alças, espessura dos fios e ligas metálicas diferentes. O conhecimento das propriedades mecânicas e das forças liberadas por estes arcos é de extrema importância para que se obtenha uma resposta biológica adequada durante a movimentação dentária. O presente estudo procurou avaliar, experimentalmente, as forças liberadas por alguns tipos mais utilizados de arcos com alças produzidos com fios de secção retangular com variações de geometria (espessura, número e forma das alças), liga metálica e fabricante, impondo-lhes diferentes ativações. Buscou-se ainda determinar a quantidade de ativação onde ocorre o limite de proporcionalidade e, finalmente, fazer comparações entre os arcos com o intuito de fornecer ao ortodontista subsídios para a escolha do arco adequado. Para tal foram utilizados 19 tipos diferentes de arcos submetidos a testes de tração. Foram registradas as forças continuamente até uma deformação das alças de 4 mm. As comparações foram realizadas por meio de testes estatísticos isolando-se apenas uma característica de variação permitindo uma melhor compreensão do fator

preponderante na alteração da força. Os resultados revelaram variações importantes nas forças a cada 0,5 mm de ativação, sendo de forma geral, ativações de 0,5 e 1,0 mm as que liberam forças mais adequadas. Os limites de proporcionalidade ocorreram na sua maioria acima de 1,5 mm de ativação até 2,5 mm, podendo em arcos mais flexíveis ocorrer acima de 4,0 mm. As comparações estatísticas demonstraram diferenças significativas entre todos os grupos avaliados, revelando que todas as variações (geometria, espessura, material e fabricante) exercem influência sobre a força gerada, sendo que a liga metálica parece ser preponderante.

Palavras-Chave: alças ortodônticas de retração; força de ativação; limite de proporcionalidade; aço inoxidável; cromo-cobalto; titânio-molibdênio

Cecilio, E. Comparative study of biomechanical action of orthodontic loops made with rectangular wires [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

In malocclusion treatments, dental extractions become necessary, in some cases, in order to achieve orthodontic goals of normal occlusion. One of the devices employed to close spaces after dental extraction is the use of retraction arches with loops. Nowadays, there is a wide range of pre-manufactured arches in the market, which present variations in shape, number of loops, thickness of the wire and metallic alloys. It is extremely important to understand mechanical properties as well as the forces delivered by these arches in order to achieve proper biological response during tooth movement. The present study tried to evaluate, experimentally, forces delivered by some of the most frequently employed arches made of rectangular wires with different geometrical characteristics (thickness, number and shape of loops), metallic alloys and made by different manufacturers, when submitted to different levels of activation. It was tried to determine the activation level at proportional limit and compare these values for different arches, in order to provide the orthodontists with accurate data which may help them to choose the proper arches. Nineteen different types of arches were submitted to tension tests. Forces were continuously measured up to 4 mm level of loop deformation. Statistical tests were employed to make comparisons, with only one type of variation for each test, which allowed a better comprehension of the main factor in force change. Results revealed important variations in forces at 0.5 mm intervals, and generally, 0.5 mm and 1.0 mm levels of activation delivered the most

proper forces. Proportional limit occurred, mostly, over 1.5 mm and up to 2.5 mm levels of activation, except for more flexible arches, when it occurred above 4.0 mm. Statistical comparisons showed significant differences between all groups studied, demonstrating that all variations (geometry, thickness, material and manufacturer) can influence the delivered force. In spite of this, metallic alloys seemed to be the most important factor determining force deliverance variation.

Keywords: orthodontics retraction loops; activation force; proportional limit; stainless steel; cromium-cobalt; titanium-molibdenium

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Alça em forma de chave	72
Figura 4.2 - Alça em forma de T ¹	72
Figura 4.3 - Alça em forma de T ²	73
Figura 4.4 - Dupla alça em forma de chave	74
Figura 4.5 - Dupla alça de forma diversa	74
Figura 4.6- Alça em forma de gota.....	74
Figura 4.7 - Alça em forma de T ³	75
Figura 4.8 - Alça em forma de cogumelo	75
Figura 4.9 - Máquina para ensaios universais.....	76
Figura 4.10 - Painel de controle da máquina de ensaios	76
Figura 4.11 - Micrômetro digital.....	77
Figura 4.12 - Fio antes do teste.....	79
Figura 4.13 - Fio após o teste.....	79
Gráfico 5.1 - Alça em chave de aço .016" X .022" – A Company	83
Gráfico 5.2 - Alça em chave de aço .016" X .022" – Ortho Organizers	84

Gráfico 5.3 - Alça em chave de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	84
Gráfico 5.4 - Alça em chave de aço .019" X .025" – Ortho Organizers	85
Gráfico 5.5 - Alça em T ¹ de aço .016" X .022" – Ortho Organizers	85
Gráfico 5.6 - Alça em T ² de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	86
Gráfico 5.7 - Alça em T ¹ de aço .019" X .025" – Ortho Organizers	86
Gráfico 5.8 - Alça em dupla chave de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	87
Gráfico 5.9 - Alça em dupla chave de aço .019" X .025" – GAC	87
Gráfico 5.10 - Alça em dupla chave de aço .019" X .025" – A Company	88
Gráfico 5.11 - Alça em dupla chave de aço .021" X .025" – A Company	88
Gráfico 5.12 - Alça em dupla chave de aço .021" X .025" – GAC	89
Gráfico 5.13 - Alça em dupla chave de Elgiloy .019" X .025" – A Company	89
Gráfico 5.14 - Alça dupla "Versátil" de aço .020" X .025" – GAC	90
Gráfico 5.15 - Alça em gota de TMA .017" X .025" – Ormco.....	90
Gráfico 5.16 - Alça em T ³ de TMA .017" X .025" – Ormco	91
Gráfico 5.17 - Alça em T ³ de TMA .019" X .025" – Ormco	91
Gráfico 5.18 - Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers.....	92

Gráfico 5.19 - Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers.....	92
Gráfico 5.20 - Ajuste de reta para localização do LP	93
Gráfico 5.21 - Ajuste por aproximação de uma única reta	93
Gráfico 5.22 - Cargas médias dos grupos 1 e 2 – variação do fabricante	97
Gráfico 5.23 - Cargas médias dos grupos 9 e 10 – variação do fabricante	97
Gráfico 5.24 - Cargas médias dos grupos 11 e 12 – variação do fabricante	98
Gráfico 5.25 - Cargas médias dos grupos 2 e 5 – variação de forma	98
Gráfico 5.26 - Cargas médias dos grupos 3 e 6 – variação de forma	99
Gráfico 5.27 - Cargas médias dos grupos 15 e 16 – variação de forma	99
Gráfico 5.28 - Cargas médias dos grupos 2, 3 e 4 – variação de espessura	100
Gráfico 5.29 - Cargas médias dos grupos 5 e 7 – variação de espessura	100
Gráfico 5.30 - Cargas médias dos grupos 9 e 12 – variação de espessura	101
Gráfico 5.31 - Cargas médias dos grupos 10 e 11 – variação de espessura	101
Gráfico 5.32 - Cargas médias dos grupos 16 e 17 – variação de espessura	102
Gráfico 5.33 - Cargas médias dos grupos 18 e 19 – variação de espessura	102
Gráfico 5.34 - Cargas médias dos grupos 3 e 8 – variação no número de alças.....	103
Gráfico 5.35 - Cargas médias dos grupos 10 e 13 – variação de material	103

Quadro 2.1 - Forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico.....	29
Quadro 2.2 - Forças ótimas segundo Jarabak e Fizzell	35
Quadro 2.3 - Superfícies radiculares segundo Freeman.....	36
Quadro 6.1 - Forças (g) recomendadas por pesquisadores	106
Quadro 6.2 - Guia clínico para a escolha do arco de retração	113

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Classificação da amostra utilizada nesta pesquisa	80
Tabela 5.1 - Alça em chave de aço .016" X .022" – A Company	83
Tabela 5.2 - Alça em chave de aço .016" X .022" – Ortho Organizers	84
Tabela 5.3 - Alça em chave de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	84
Tabela 5.4 - Alça em chave de aço .019" X .025" – Ortho Organizers	85
Tabela 5.5 - Alça em T ¹ de aço .016" X .022" – Ortho Organizers	85
Tabela 5.6 - Alça em T ² de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	86
Tabela 5.7 - Alça em T ¹ de aço .019" X .025" – Ortho Organizers	86
Tabela 5.8 - Alça em dupla chave de aço .017" X .025" – Ortho Organizers	87
Tabela 5.9 - Alça em dupla chave de aço .019" X .025" – GAC	87
Tabela 5.10 -Alça em dupla chave de aço .019" X .025" – A Company	88
Tabela 5.11 -Alça em dupla chave de aço .021" X .025" – A Company	88
Tabela 5.12 -Alça em dupla chave de aço .021" X .025" – GAC	89

Tabela 5.13 -Alça em dupla chave de Elgiloy .019" X .025" – A Company	89
Tabela 5.14 -Alça dupla "Versátil" de aço .020" X .025" – GAC	90
Tabela 5.15 -Alça em gota de TMA .017" X .025" – Ormco	90
Tabela 5.16 -Alça em T ³ de TMA .017" X .025" – Ormco	91
Tabela 5.17 -Alça em T ³ de TMA .019" X .025" – Ormco	91
Tabela 5.18 -Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers	92
Tabela 5.19 -Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers	92
Tabela 5.20 - Deslocamentos e cargas referentes ao limite de proporcionalidade ...	94
Tabela 5.21 - Descrição das cargas (kgf) em cada grupo	95
Tabela 5.22 - Testes estatísticos para comparação dos grupos estudados.....	96
Tabela 5.23 - Comparações múltiplas entre os grupos 2, 3 e 4	96

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

AC	A Company
Cr-Co	cromo-cobalto
DP	desvio padrão
E	módulo de elasticidade
El	Elgiloy
g	grama
g/cm ²	gramas por centímetro quadrado
IPEN	Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares
kgf	quilograma força
LE	limite de elasticidade
LP	limite de proporcionalidade
min	minuto
mm	milímetro

MPa	mega Pascal
NT	níquel-titânio
OO	Ortho Organizers
OR	Ormco
R	resiliência
SS	aço inoxidável
TMA	titânio-molibdênio ou beta-titânio
“	polegada

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	23
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1 Força Ótima e Movimento Dentário	28
2.2 Ligas utilizadas em Arcos de Retração	39
2.3 Propriedades mecânicas dos fios utilizados em Arcos de Retração	44
2.3 Propriedades mecânicas e comportamento clínico das Alças de Retração.....	53
3 PROPOSIÇÃO	66
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	70
5 RESULTADOS.....	82
6 DISCUSSÃO	104
7 CONCLUSÕES	115
REFERÊNCIAS.....	118
GLOSSÁRIO.....	126

INTRODUÇÃO**INTRODUÇÃO**

1 INTRODUÇÃO

Parte do avanço expressivo das ciências biológicas nos últimos anos deve-se a vasta aplicação das ciências físicas à biologia. Sobretudo no campo da Ortodontia, a Física, a Matemática e a Engenharia podem trazer grandes contribuições no que diz respeito ao aperfeiçoamento da aparatologia e principalmente ampliar o conhecimento da biofísica do movimento dentário (BURSTONE, 2002).

Idealmente, os arcos ortodônticos deveriam ser capazes de mover os dentes por meio de forças leves e contínuas as quais poderiam reduzir o potencial de hialinização, reabsorção e desconforto do paciente (KUSY, 1997). Um ótimo sistema de força é importante para uma resposta biológica adequada para o movimento dentário, porém opiniões diferentes podem ser encontradas na literatura sobre o nível de força que resulte em condições mecânicas ótimas dentro do ligamento periodontal e estruturas de suporte (REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003). A compreensão das propriedades mecânicas e físicas dos aparelhos e dos sistemas de forças aplicados aos dentes permite ao ortodontista melhor entender as respostas clínicas e histológicas que ocorrem e conseqüentemente otimizar a qualidade do tratamento (BURSTONE, 2002).

Anteriormente ao advento das ligas de níquel-titânio, várias formas de alça eram comumente usadas para aumentar a flexibilidade e reduzir os níveis de força, particularmente nas fases iniciais do tratamento. Com a introdução de outros materiais na confecção dos fios ortodônticos, o uso de alças foi reduzido principalmente para prevenir danos à mucosa causados pelos braços das alças. Atualmente, a mecânica de retração pode ser executada de duas maneiras distintas: mecânica com atrito ou

mecânica de deslizamento e mecânica sem atrito ou mecânica de fechamento com alças. Na mecânica de deslizamento a força é gerada por elásticos ou molas fechadas e a interação fio-braquete produz o componente momento. A presença do atrito limita o movimento dos dentes. Os fios de cromo-cobalto, beta-titânio e níquel-titânio produzem mais atrito que os fios de aço inoxidável, assim como os fios retangulares e mais espessos produzem mais atrito que os redondos e menos espessos. Na mecânica sem atrito a retração é conseguida com o uso de alças que oferecem movimento dentário mais controlado. Dois momentos controlam as forças verticais e de ancoragem: o momento alfa produz movimento distal dos dentes anteriores e o momento beta produz o movimento mesial dos dentes posteriores. Com a variação destes momentos o movimento diferencial dos segmentos anterior e posterior pode ser alcançado. Desta forma, na fase de retração anterior, o uso de alças parece ser o método de melhor aceitação uma vez que a força aplicada não apresenta redução no seu efeito devido ao atrito (ODEGAARD; MELING; MELING, 1996; STAGGERS; GERMANE, 1991).

O interesse pelo assunto surgiu com a utilização da técnica de Edgewise e a aplicação das alças fechadas em forma de gota na fase de retração anterior. Qual seria a força exercida pela alça de retração quando da ativação de 1 mm preconizada pela técnica? Parecia evidente que esta força variava principalmente na dependência das dimensões da alça e tensão no fechamento, uma vez que eram geralmente confeccionadas em fios de aço .019"x .025".

Evocando os comentários de Reitan (1957) de que, na prática clínica, as forças eram aplicadas conforme a destreza e o discernimento do ortodontista e, adicionando o pensamento de Burstone (2002) de que há muitas variáveis que não conseguimos controlar completamente e, entre elas, a resposta tecidual ao tratamento ortodôntico,

a busca pelo fator mensurável predominou. Uma vez que é possível quantificar a força exercida sobre a estrutura dentária, torna-se imperativo conhecê-la para melhor controlar a variável que efetivamente pode ser influenciada.

Atualmente, com a diversificação de técnicas e materiais e com as experiências adquiridas na prática clínica e docente, surgiu o interesse por pesquisar propriedades mecânicas e a intensidade de força diante de parâmetros clínicos de ativação em alguns tipos de alças produzidas industrialmente com diferentes ligas. Sendo os arcos industrializados, supõe-se que a produção padronizada eliminaria uma série de variáveis, oriundas da confecção manual, que poderiam interferir nas propriedades físico-mecânicas, tornando possível a obtenção de resultados mais fidedignos quanto à força de ativação das alças.

Dessa forma, a busca por dados simples e objetivos, dentro de uma variada gama de materiais atualmente utilizados, norteou as pesquisas para o presente estudo, no intuito de auxiliar o ortodontista na escolha do fio apropriado.

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

---

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Força Ótima e Movimento Dentário

O conhecimento das reações que ocorrem no osso e no ligamento periodontal diante de quantidades diferentes de força é de suma importância para a prática clínica. Forças pesadas geram extensas áreas de hialinização (área necrótica estéril), acarretando um movimento dentário lento ou quase inexistente, até que ocorra o processo de reabsorção minante e conseqüente remoção da parede alveolar adjacente. Por outro lado, forças leves produzem zonas discretas de hialinização permitindo ao ligamento periodontal desencadear o processo de reabsorção frontal (CONSOLARO, 1999; REITAN, 1957; STOREY, 1973; THILANDER; RYGH; REITAN, 2002).

A quantidade de força aplicada a um dente e a área do ligamento periodontal sobre a qual a força será distribuída são importantes para determinar o efeito biológico. A resposta do ligamento periodontal não é determinada somente pela força, mas pela força por unidade de área. Uma vez que a distribuição de força no ligamento periodontal é diferente para cada tipo de movimento, torna-se necessário identificar o tipo de movimento para determinar os níveis de força ótima (Quadro 2.1) (PROFFIT; FIELDS, 2002).

Tipo de movimento	Força* (g)
Inclinação	35-60
Translação	70-120
Verticalização de raiz	50-100
Rotação	35-60
Extrusão	35-60
Intrusão	10-20

* valores dependem do tamanho do dente, os menores são para os incisivos e os maiores, para os dentes posteriores

Quadro 2.1 - Forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico

Do ponto de vista clínico, força ótima é a que produz rápido movimento dentário sem o desconforto do paciente ou dano posterior aos tecidos de suporte (perda do osso alveolar e reabsorção radicular). Do ponto de vista histológico, força ótima é a que produz um nível de pressão no ligamento periodontal que basicamente mantém a vitalidade do tecido e inicia a resposta máxima celular (aposição e reabsorção). Portanto, forças ótimas produzem reabsorção direta do processo alveolar. Como forças ótimas não requerem período de tempo algum para reparo, aparentemente tais forças podem agir continuamente. Estudos histológicos que correlacionam forças na coroa ou pressão no ligamento periodontal com respostas do tecido seriam úteis no estabelecimento de níveis de força ótima se não houvesse o fator limitante da dificuldade de obter material humano neste tipo de investigação. Portanto, parâmetros clínicos como ausência de dor, mobilidade mínima e ausência de um período tardio de movimentação após uma ativação são indícios de aplicação de forças ótimas no ligamento periodontal (BURSTONE, 2002).

Schwarz (1932) reconheceu o mérito de pioneirismo do sueco Carl Sandstedt¹ por pesquisar sistematicamente os resultados histológicos provocados pelo uso dos aparelhos ortodônticos, concluindo que: 1) do lado da tração, tanto com forças fracas como fortes, ocorre um depósito ósseo na antiga parede alveolar seguindo a

¹Sandstedt C. Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung. Nordisk Tandläkare Tidsskrift n.4, 1904; n.1 and 2, 1905.

direção das fibras periodontais distendidas; 2) do lado da pressão, sob o efeito de forças fracas, o antigo osso alveolar é reabsorvido e a superfície do dente permanece intata; 3) com a ação de forças mais fortes, o tecido periodontal é comprimido e não consegue reabsorver o antigo osso alveolar porque perde vitalidade, tendo início uma reabsorção ativa nos espaços medulares vizinhos até que o osso e o tecido comprimido na região de maior pressão sejam reabsorvidos. Schwarz com base nestes conceitos estudou, em cães, os efeitos biológicos provocados por forças ortodônticas oriundas de alças e molas digitais. Suas investigações provaram que o tratamento mais favorável é aquele que trabalha com forças que não excedam a pressão dos capilares sanguíneos. Essa pressão, em humanos e mamíferos, gira em torno de 20 a 26 g/cm². Surgiu assim o clássico conceito de força ótima orientando, na prática, o uso de forças contínuas que não ultrapassem 15 a 20 g/cm² para a manutenção de limites biológicos seguros.

Smith e Storey (1952) destacaram que mesmo não havendo um acordo quanto à força ótima que provoque movimento dentário sem danos, há um consenso geral de que forças pesadas são prejudiciais, portanto, devem-se utilizar forças o mais leve quanto possíveis. Por meio de um estudo clínico para mover os caninos distalmente com a utilização de alças, constataram que a magnitude de força ótima variou entre 150 e 200 g e, que abaixo desses níveis praticamente não houve movimento algum dos caninos. Enfatizaram ainda, que as características de desenho dos aparelhos determinam o valor da força aplicada.

Halderson, Johns e Moyers (1953) procuraram sumarizar os conhecimentos necessários para a seleção das forças utilizadas para o movimento dentário.

Destacaram que a resposta periodontal varia com a intensidade ou quantidade, duração, direção e distribuição da força aplicada. Desta forma, a proporção do movimento é amplamente determinada pela velocidade com que a membrana periodontal restabelece a circulação nas áreas de pressão e tração. Movimentos de inclinação, por exemplo, resultam em rápidas alterações ósseas. Por outro lado, movimentos de translação ou intrusão, que ocluem larga porcentagem da circulação periodontal, se processam com dificuldade.

Begg (1956) descreveu sua técnica, utilizando fios de aço redondos com alças, que considerava serem capazes de todos os tipos de movimentos dentários (inclinação, translação e torque). Demonstrou o controle de rotações, abertura e fechamento de espaços com o uso de alças verticais em um único arco. Alegava que o tratamento com fios finos melhorava o padrão dos resultados, uma vez que eliminava as forças excessivas exercidas por fios retangulares. Forças ortodônticas mais suaves provocavam menos desconforto para os pacientes e menores danos aos tecidos, movimentavam mais rapidamente os dentes e eram mais facilmente controláveis. Descreveu a “força diferencial” como um tipo de força suficiente para mover determinados dentes, mas não suficiente para mover outros, podendo-se utilizar a “resistência” desses outros dentes como fonte de ancoragem.

Reitan (1957) há quase meio século, destacou que poucas investigações incluíam uma comparação entre as variações do movimento e a força aplicada, contudo, de forma geral, revelavam a importância de alguns fatores:

1) Variação individual da reação tecidual – características individuais das estruturas periodontais e de suporte exercem influência no tempo de reação às forças aplicadas. Estudos histológicos avaliados revelaram que pacientes jovens apresentam

proliferação de novas células em um ou dois dias após a aplicação de força enquanto adultos necessitam por volta de oito dias, o que revela a preferência pelo uso de forças leves para os estágios iniciais do movimento dentário. Recomendou, portanto, uma magnitude de força de 25 g/cm² para adultos e 40 g/cm² para pacientes jovens.

2) O tipo de força aplicada – analisando uma série de experimentos com forças contínuas e intermitentes, ressaltou o cuidado necessário para a utilização de níveis de forças adequadas.

3) Os princípios mecânicos envolvidos – a quantidade de força empregada deve variar de acordo com o tipo de movimento. Movimento de corpo durante o estágio final de fechamento dos espaços das extrações, requer por volta de 250 g para caninos superiores e 100 a 200 g para caninos inferiores. Movimento de torque requer aproximadamente 130 g e movimento de extrusão apenas 25 g. Alertou para o movimento de inclinação, cuja força afeta uma área circunscrita.

Stoner (1960) enfatizou a importância da obtenção de um controle eficaz das forças aplicadas o que implicaria na determinação do grau, distribuição, direção e duração destas forças. O grau diz respeito à intensidade da força; a distribuição refere-se ao modo como esta força é transmitida à raiz e processo alveolar (inclinação ou movimento de corpo); direção refere-se ao plano no qual o dente irá se mover; e, duração refere-se ao período de atividade da força. Descreveu força ótima como sendo aquela onde o movimento dentário desejado ocorreria o mais rápido possível com o mínimo de dano aos tecidos periodontais. Acima deste nível de força, haveria danos aos tecidos provocando interrupção da atividade fisiológica normal e conseqüente necrose; abaixo do nível ótimo, o movimento seria insignificante para considerações clínicas. Destacou a importância de considerar que o nível ótimo de

força pode variar de um movimento para o outro, assim como a distribuição da força varia de acordo com o tipo de movimento. Recomendou cautela quanto ao efeito direcional de qualquer tipo de força a fim de evitar movimentos dentários indesejados e, por fim, destacou a duração da força como a capacidade de agir ao longo do tempo de forma a permitir movimento dentário contínuo. Complementando suas explanações teóricas, descreveu uma ampla gama de alças de forma a ilustrar recursos mecânicos para o desenvolvimento de forças ótimas e movimentos dentários eficientes.

Lee (1965) acreditava que o fator crítico na determinação da taxa de movimentação dentária induzida ortodonticamente era a pressão exercida pelas raízes sobre o ligamento periodontal e osso alveolar e não a força aplicada sobre a coroa. Estudando movimentos de translação e inclinação na retração de caninos, concluiu que a força ótima para o movimento distal de caninos superiores estaria na faixa entre 150 e 260 g.

Hixon et al. (1969) discorrendo sobre mecânica ortodôntica abordaram os conceitos de força diferencial, força ótima e ancoragem. As teorias existentes sugeriam que superfícies desiguais das raízes dos dentes produzem respostas diferenciadas do osso e do ligamento periodontal às diferentes magnitudes de força. A força diferencial era calcada na existência de uma força ótima que propicia a máxima resposta biológica e conseqüente taxa máxima de movimento dentário. Ultrapassar esta força alteraria a troca bioquímica das células ósseas e do ligamento periodontal reduzindo a taxa de movimento dentário. Os autores começaram a questionar o conceito de força ótima quando realizaram experimentos com alguns procedimentos clínicos que revelaram que forças 3 ou 4 vezes maiores que as recomendadas como forças ótimas também foram bem sucedidas para executar o movimento dentário. Os

resultados destes estudos enfatizaram que os movimentos de inclinação e rotação reduzem significativamente os dados disponíveis, principalmente nos casos de retração, não permitindo formular teorias sólidas em relação à força e taxa de movimento dentário. Indicaram que forças maiores por unidade de área de raiz (3 a 4 gramas por milímetro quadrado) aumentam a taxa de resposta biológica.

Sleighter (1971) avaliou clinicamente os efeitos do uso de forças leves e pesadas durante o fechamento de espaços das extrações, verificando que forças contínuas menores que 200 g são capazes de mover os caninos sem movimentar a ancoragem posterior, considerando, portanto, a importância de forças de duração prolongada no fechamento eficiente dos espaços.

Boester e Johnston (1974) avaliaram clinicamente os conceitos de forças ótimas e diferenciais na retração de caninos. Utilizaram forças de 55 g, 140 g, 225 g e 310 g. Os resultados mostraram que a força de 55 g produziu significativamente menos movimento que as outras não havendo diferença significante entre as restantes quanto à quantidade de fechamento de espaço. Da mesma forma não foram observadas diferenças em relação ao desconforto relatado pelo paciente para os quatro níveis de força.

Jarabak e Fizzell (1975) diante da constatação de que seria impraticável a busca de valores quantitativos para força ótima do ponto de vista biológico, basearam-se em dados clínicos como sensibilidade, mobilidade e deslocamento dos dentes além da análise radiográfica para determinar um nível ótimo de forças para movimentar os diversos grupos de dentes (Quadro 2.2).

Dentes	Raízes curtas (g)	Raízes médias (g)	Raízes longas (g)
Incisivos inf.	50 - 55	60 - 65	65 - 70
Caninos inf.	85 - 95	95 - 110	110 - 130
Pré-molares inf.	70 - 80	80 - 90	90 - 100
1 ^{os} Molares inf.	280 - 300	300 - 320	320 - 360
Incisivos centrais sup.	65 - 75	75 - 85	85 - 95
Incisivos laterais sup.	60 - 65	65 - 70	70 - 80
Caninos sup.	105 - 115	115 - 130	130 - 170
Pré-molares unirradiculares	85 - 100	100 - 115	115 - 135
Pré-molares birradiculares	100 - 110	120 - 130	130 - 140
1 ^{os} Molares sup..	230 - 250	250 - 270	270 - 320

Quadro 2.2 – Forças ótimas segundo Jarabak e Fizzell

Ricketts (1976) considerou suficiente para a retração dos dentes anteriores superiores, 90 g para cada incisivo central e 70g para cada incisivo lateral.

Smith e Burstone (1984) fizeram uma revisão dos conceitos básicos que envolvem as relações entre as forças e o movimento dentário. Enfatizaram que movimentos dentários indesejados ou ineficazes durante o tratamento ortodôntico resultam de variações na resposta biológica individual e do uso inadequado de forças. Assim, a aplicação das regras da biomecânica permitiria reduzir ou eliminar uma destas fontes de variação. Consideraram a habilidade para medir e controlar a relação momento/força sobre o braquete a chave para o movimento dentário controlado e previsível.

Quinn e Yoshikawa (1985) diante das controvérsias existentes sobre a relação entre a magnitude de força e a taxa de movimento dentário, revisaram os principais estudos da literatura a fim de avaliar as quatro hipóteses que descrevem esta relação: 1) existência de um limiar de força que uma vez atingido, a relação entre movimento e magnitude de força seria constante, ou seja, aumentando a quantidade de força não

aumentaria a taxa de movimento dentário; 2) existência de um aumento linear entre magnitude de força e taxa de movimento dentário, ou seja, o aumento da força resultaria em aumento de deslocamento dentário; 3) existência de um aumento gradativo entre força e movimento até um determinado limiar e a seguir a movimentação dentária diminuiria até cessar; 4) existência de um aumento linear entre tensão e deslocamento dentário até um determinado ponto a partir do qual um aumento na magnitude da força aplicada não resultaria num maior deslocamento do dente. Com base nos dados clínicos apresentados nos diversos estudos pesquisados, consideraram mais válida a última hipótese. A aceitação desta hipótese permitiria ao ortodontista incrementar a ancoragem por meio do aumento do número de dentes à unidade posterior, diminuindo, assim, a quantidade de força por unidade de área e reduzindo a movimentação dos dentes posteriores durante o fechamento dos espaços. Enfatizaram ainda que o aumento da força acima do limiar ótimo em vez de promover maior taxa de deslocamento dentário poderia gerar efeitos adversos como reabsorções radiculares e aumento no tempo de tratamento.

Langlade (1993) em seu capítulo sobre biomecânica, citou uma tese de Freeman², da Universidade do Tennessee, que estabelece as médias das superfícies radiculares em mm² (Quadro 2.3).

Dentes	Superfície Radicular (mm ²)	
	Superior	Inferior
Incisivo central	230	170
Incisivo lateral	194	200
Canino	282	270
1º Pré-molar	312	237
2º Pré-molar	254	240
1º Molar	533	475

Quadro 2.3 – Superfícies radiculares segundo Freeman

Lee (1995) considerava essencial o conhecimento específico sobre a relação existente entre a força e o movimento dentário, não só para a condução de um tratamento ortodôntico atraumático como também para estabelecer uma base sólida

---

²Freeman DC. Root surface área related to anchorage in Begg technique. Master's thesis. University of Tennessee, Memphis 1965.

para a escolha do desenho do aparelho. Por outro lado, embora houvesse uma ampla abordagem confrontando o movimento de corpo e de inclinação, constatou não haver uma comparação científica entre os dois tipos de movimento. Desenvolveu um estudo com pacientes cujo tratamento envolvia movimento distal dos caninos superiores. Os aparelhos utilizados objetivavam obter movimento de corpo de um dos lados da arcada e movimento de inclinação do outro lado. A força inicial aplicada era idêntica para os dois lados e o movimento dos caninos foi observado após a terceira, quinta, sexta e sétima semanas. Dos catorze casos estudados, doze apresentaram padrão similar de movimento, ou seja, para uma magnitude de força semelhante houve deslocamento equivalente tanto para o movimento de corpo quanto para o movimento de inclinação. Os dois casos restantes não puderam ser avaliados devido ao fechamento prematuro dos espaços.

Shimizu (1995) verificou que as forças ideais para a retração de dentes após a extração de pré-molares variavam de acordo com os dentes a serem movimentados. Para a retração de caninos superiores essa força deveria ser próxima de 150 g e para os inferiores 120 g. Para a retração de incisivos superiores a quantidade de força necessária seria 300 g e para os inferiores 240 g. Para a retração dos seis dentes anteriores superiores seria necessário 600 g e para os inferiores 480 g.

Iwasaki et al. (2000) desenvolveram um estudo para demonstrar que com o uso de forças baixas o movimento de translação pode ter início sem intervalo e com

velocidade clinicamente significativa. Basearam-se na evidência de que a terapia ortodôntica convencional frequentemente utiliza magnitudes de força acima de 100 g para retração de caninos e isto resultaria num intervalo de aproximadamente 21 dias para o movimento dentário. Aplicaram, em sete pacientes, forças contínuas de 18 g para a retração dos caninos maxilares de um lado e 60 g para os do outro lado, durante 84 dias de estudo. Observaram que o intervalo de espera para a movimentação dentária foi eliminado e a quantidade de movimento distal dos caninos foi de 0,87 e 1,27 mm por mês para 18 e 60 g respectivamente. Concluíram que retração eficaz e controlada de caninos pode ser produzida por forças leves com mínimo movimento indesejável de rotação e inclinação.

Ren, Maltha e Kuijpers-Jagtman (2003) fizeram uma meta-análise a respeito da força ótima ou variação de forças para o movimento ortodôntico. Verificaram que podem ser encontradas na literatura diferentes opiniões sobre o nível de força que resulte em condições mecânicas ótimas dentro do ligamento periodontal para o movimento dentário ortodôntico. Um ótimo sistema de força é importante para uma resposta biológica adequada do ligamento periodontal e a escolha desta força está relacionada à área de superfície da raiz, diferindo assim para cada dente e para cada paciente individualmente. As forças que são aplicadas nas coroas dos dentes são distribuídas por toda a estrutura de suporte. Portanto, do ponto de vista celular, a distribuição da força, a distorção do ligamento periodontal e a deformação óssea, são fatores críticos e a resposta de remodelação está diretamente relacionada com os níveis de tensão e deformação dentro do periodonto. A força ortodôntica como um estímulo mecânico extrínseco evoca resposta biológica celular que auxilia na restauração do equilíbrio por meio da remodelação dos tecidos de suporte. Diante da

dificuldade de mensurar tensão e deformação no interior dos tecidos, o conhecimento da área da superfície radicular e a quantificação das forças aplicadas aos dentes restam como parâmetros clínicos auxiliares.

2.2 Ligas utilizadas em Arcos de Retração

2.2.1 Aço Inoxidável

As ligas de aço inoxidável foram introduzidas na 1ª Guerra Mundial e ao final da década de 1930, devido aos avanços no processo de fabricação dos fios, o aço gradativamente substituiu os arcos de ouro (KUSY, 1997).

São constituídas de cromo (17 a 25%), níquel (8 a 22%), carbono (0,08 a 0,15%) e ferro (o restante). O termo “inoxidável” é aplicado a ligas com no mínimo 11% de cromo, material capaz de proteger a superfície do fio contra a oxidação. Da mesma maneira quando no mínimo 8% de níquel estão presentes estabiliza-se a fase de estrutura austenítica e incrementa-se a resistência à corrosão. Desta forma entre os vários tipos de aço inoxidável, o 18/8 é o comumente utilizado para fios ortodônticos, onde 18 e 8 são as porcentagens de cromo e níquel respectivamente (MUENCH, 1999; PHILLIPS, 1986).

As propriedades dos fios de aço podem ser controladas por uma variação da quantidade de “trabalho a frio” e de tratamento térmico durante sua confecção. O aço

é amaciado pelo aquecimento e endurecido pelo “trabalho a frio”. Fios de aço totalmente temperados são macios e totalmente formatáveis, geralmente utilizados para amarrilhos. Os “regulares” podem ser dobrados na forma desejada sem se quebrar e, os “duros” são mais suscetíveis à fratura (PROFFIT; FIELDS, 2002).

De forma geral apresentam alta rigidez, baixa resiliência e flexibilidade, boa formabilidade, biocompatibilidade, possibilitam solda ou fusão e apresentam baixo custo (KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Seu módulo de elasticidade é de aproximadamente 158.700 MPa (JOHNSON, 2003).

2.2.2 Cromo-Cobalto

As ligas de cromo-cobalto foram desenvolvidas por volta de 1950 pela *Elgin Watch Company*, compostas basicamente de cobalto (40%), cromo (20%), ferro (16%) e níquel (15%) (BURSTONE, 2002; KUSY; MIMS; WHITLEY, 2001). Podem conter ainda: molibdênio (7%), manganês (2%), berílio (0,04%) e carbono (0,15%) (PHILLIPS, 1986).

Disponíveis comercialmente por *Elgiloy* (Rock Mountain), *Azura* (Ormco) e *Multiphase* (American Orthodontics). São apresentadas em quatro diferentes têmperas: azul (macio), amarelo (dúctil), verde (semi-resiliente) e vermelho (resiliente) (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY; MIMS; WHITLEY, 2001).

O Elgiloy azul pode ser curvado facilmente, possibilitando a execução de alças e dobras para a movimentação dentária. Com exceção do Elgiloy vermelho, os fios de cromo-cobalto não tratados termicamente, têm menor limiar de deformação elástica que o aço de espessuras compatíveis. Possuem características de rigidez semelhantes ao aço inoxidável, porém sua força e formabilidade podem ser modificadas pelo tratamento térmico. Um tratamento térmico a 482 °C por 7 a 12 minutos aumenta o limite de elasticidade e a resiliência dos fios (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY, 1997; KUSY; MIMS; WHITLEY, 2001).

As ligas de cromo-cobalto apresentam a vantagem de serem adquiridas em estado mais macio e conseqüentemente com maior formabilidade e, depois de formatadas, serem endurecidas por tratamento térmico (PROFFIT; FIELDS, 2002).

Seu módulo de elasticidade é de aproximadamente 193.200 MPa (JOHNSON, 2003).

2.2.3 Beta-Titânio

Popularizou-se como liga ortodôntica na década de 1980 sendo introduzida na Ortodontia por intermédio do Dr. Burstone que a patenteou reservando os direitos de fabricação à Ormco. Encontravam-se disponíveis em cinco espessuras com os nomes de TMA (titanium-molybdenum alloy) e Titanium Niobium (JOHNSON, 2003; KUSY, 1997).

Leva este nome por preservar a forma alotrópica beta, formada a altas temperaturas. Isto é obtido pela adição de elementos de liga ao titânio, como molibdênio, zircônio e estanho (MUENCH, 1999).

Contém 80% de titânio, 11,5% de molibdênio, 6% de zircônio e 4,5% de estanho (KUSY, 1997).

Seu módulo de elasticidade é cerca de 40% do aço inoxidável e 30% da liga de cromo-cobalto, o que indica que para as mesmas dimensões de fios e mesmas dimensões de alças, ativadas a uma mesma abertura, a força aplicada aos dentes é de 40% em relação ao aço inox e 30% em relação ao Elgiloy. Em decorrência disto, a alça ortodôntica pode sofrer maior abertura durante a ativação, produzindo maior trabalho com queda menor de força, ou seja, permitem aplicar forças que diminuem gradativamente (MUENCH, 1999).

O baixo módulo de elasticidade permite forças pequenas mesmo com grandes deflexões. A relação elevada do limite convencional de escoamento com o módulo de elasticidade produz fios ortodônticos que podem manter grandes ativações elásticas, quando comparados com fios de aço inoxidável de mesma geometria (BURSTONE; GOLDBERG, 1982; PHILLIPS, 1986).

Uma vez que a rigidez do material depende do módulo de elasticidade da liga, a proporção para os fios de aço inoxidável, cromo-cobalto e beta-titânio é respectivamente 1 : 1,2 : 0,42 (BURSTONE, 1981).

Seu módulo de elasticidade é de aproximadamente 64.860 MPa (JOHNSON, 2003).

As ligas de beta-titânio liberam aproximadamente metade da força dos fios de aço e podem sofrer o dobro de deflexão sem deformação plástica (BURSTONE; GOLDBERG, 1982; KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Semelhante ao cromo-cobalto, as ligas de beta-titânio possuem ótima resistência à corrosão devido à passivação do titânio e do cromo, isto é, em contato com o oxigênio formam uma película de óxidos que agem como proteção, tornando-as altamente resistentes à corrosão especialmente no meio bucal (BURSTONE; GOLDBERG, 1982; KAPILA; SACHDEVA, 1989; MUENCH, 1999).

Assim como o aço inoxidável e o cromo-cobalto, o beta-titânio permite soldagens diretas e indiretas, apresentando também uma boa formabilidade. (BURSTONE; GOLDBERG, 1982; KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY, 1997; MUENCH, 1999).

Inversamente ao aço inoxidável e cromo-cobalto, as ligas de beta-titânio apresentam o pior coeficiente de atrito entre as ligas ortodônticas, limitando o deslizamento dos dentes durante o fechamento de espaços. Ironicamente, a primeira liga utilizada durante a era moderna da Ortodontia, o aço inoxidável, continua a melhor neste quesito (menor atrito) (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY, 1997).

Recentemente, a patente para o uso ortodôntico do beta-titânio expirou possibilitando a enorme expansão comercial desta liga, chamada de 2ª geração, disponibilizada por oito diferentes fabricantes (JOHNSON, 2003). Entre eles, uma nova versão do beta-titânio foi introduzida no mercado pela Ortho Organizers com o nome de CNA™ Beta III com a promessa de melhora nas condições de atrito.

2.3 Propriedades mecânicas dos fios utilizados em Arcos de Retração

Kohl (1964) preconizava que para o uso correto dos aparelhos ortodônticos seria necessário ter total conhecimento dos materiais com que são fabricados. As propriedades físicas e mecânicas desses materiais sofrem alterações sob variadas condições de manipulação. Pressões leves e contínuas produzidas por esses aparelhos estimulam a neoformação óssea na direção desejada. O aparelho tem sua ação dentro de um limite máximo e mínimo e, portanto, sua capacidade de aplicação de força deve ser conhecida.

As propriedades mecânicas dos fios ortodônticos são geralmente determinadas por testes de tração, flexão e torção e por serem tipos de solicitações diferentes devem ser consideradas independentemente (KAPILA; SACHDEVA, 1989).

Ware e Masson (1975) testaram as propriedades elásticas de fios ortodônticos de várias espessuras e fabricantes diferentes com o objetivo de auxiliar os ortodontistas na eleição do fio apropriado para a execução de seu trabalho. Usualmente a escolha é feita em função do renome dos fabricantes e o maior grau de resiliência, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho. Diante da diversidade dos resultados, sugeriram que propriedades mecânicas importantes para o desempenho dos fios deveriam vir impressas em suas embalagens.

Goldberg, Vanderby Jr. e Burstone (1977) fizeram um estudo sobre o módulo de elasticidade dos fios de aço inoxidável ortodôntico (18/8) por meio de testes de tração. Os fios foram testados conforme fornecidos pelo fabricante e após tratamento térmico a 400 °C e 454 °C por 3 minutos, conforme utilizado na clínica para liberação de tensões, e, a 1010 °C por 5 minutos. Os resultados mostraram um módulo de elasticidade 20% menor que os valores gerais referidos usualmente na literatura não sofrendo alteração pela liberação de tensões usada na clínica. O decréscimo no módulo é atribuído ao rigoroso “trabalho a frio” durante a fabricação que induz mudanças na rede cristalina podendo modificar as propriedades mecânicas. Os fios com tratamento térmico a 1010 °C mostraram módulos mais altos, compatíveis com os valores gerais, o que valida os resultados dos fios não tratados. Se o módulo é menor, segundo os autores, seria necessário aumentar proporcionalmente a força para uma ativação ideal.

Goldberg e Burstone (1979) consideraram como características desejáveis para um fio ortodôntico: 1) capacidade de aplicação de forças menores; 2) força mais constante ao longo do período de desativação; 3) maior facilidade e precisão na

aplicação de uma determinada força e; 4) possibilidade de aplicação de ativações maiores proporcionando um incremento no tempo de trabalho do aparelho. Acrescentaram que além destas características elásticas, os fios devem também satisfazer critérios de biocompatibilidade e formabilidade. O interesse crescente pela escolha adequada do material e a busca de fios com baixas taxas de carga-deflexão e grande capacidade de deformação elástica, levaram os autores à elaboração de testes de tração, flexão e dureza com fios redondos de beta-titânio e aço inoxidável, com e sem incorporação de alças, todos com tratamento térmico. Concluíram que as ligas de beta-titânio sob tratamentos termo-mecânicos apropriados podem apresentar o dobro da recuperação elástica apresentada pelos fios de aço austenítico 18/8, apresentando deflexões elásticas significativamente maiores sem deformar permanentemente. Apresentaram ainda redução da força por unidade de deslocamento quase 2,2 vezes menores das equivalentes em aço. Consideraram, portanto, que as ligas de beta-titânio apresentam grande potencial para uso ortodôntico.

Burstone e Goldberg (1980) abordando a evolução histórica dos tipos de ligas utilizadas na mecânica ortodôntica e, avaliando seus prós e contras, justificou seu objetivo no desenvolvimento de uma liga que oferecesse total equilíbrio e superioridade de características sobre as até então utilizadas. Destacou que, embora as propriedades requeridas de um fio variassem de acordo com a sua aplicação, no geral, três características seriam fundamentais na determinação de um fio superior: 1) recuperação elástica, ou seja, capacidade de maior deflexão sem deformação permanente permitindo maior intervalo entre as ativações; 2) menor rigidez que o aço possibilitando que fios de maior calibre para controle do movimento fossem capazes

de produzir forças mais leves; 3) maior formabilidade podendo ser facilmente configurado sem fraturar-se. Essas características estavam presentes no beta-titânio, além de ser o único com possibilidade de soldagem direta sem considerável influência nas propriedades mecânicas.

Burstone (1981) apresentou uma abordagem que denominou “módulo variável” para o controle de forças que conserva o calibre do fio relativamente constante enquanto o material é escolhido de acordo com as necessidades clínicas. Como a força gerada por um fio não permanece constante à medida que os dentes se movimentam, tornou-se necessário variar a força por meio do uso de fios com rigidez crescente. Recomendou, portanto, o uso de fios com baixa taxa de carga-deflexão de forma que a força fosse liberada de forma mais constante permitindo que se aproximasse de magnitudes de força ótima. Enfatizou que pequenas mudanças na espessura do fio produziram grandes alterações na relação carga-deflexão, lembrando que para fios redondos esta varia com a quarta potência do diâmetro. Destacou que a rigidez do aparelho é determinada por dois fatores: o próprio fio (composição química, processo de conformação e tratamento térmico, sendo o módulo de elasticidade uma propriedade inerente ao material) e o formato (geometria e secção transversal). Dessa forma, é possível utilizar materiais diferentes (com módulos de elasticidade diferentes) para produzir uma ampla variação de forças. Chamou a atenção para o fato de que, embora o módulo de elasticidade para um mesmo tipo de material seja considerado constante, deve-se ter em mente que diferentes processos de fabricação e diferenças químicas podem influir sobre o módulo causando pequenas alterações. Referiu-se à superioridade dos arcos retangulares em relação aos redondos, uma vez que permitem liberação de forças

com maior controle sobre as raízes durante o movimento dentário. Lembrou também que a incorporação de alças aos arcos diminui a taxa carga-deflexão minimizando efeitos colaterais. Concluindo, o princípio do “módulo variável” reduz o número de arcos necessários durante o tratamento, aumentando a eficiência e o controle. Isto se tornou possível graças à maior deflexão elástica das novas ligas existentes. Considerou por fim que os fios redondos continuam importantes nos casos de movimentos de primeira e segunda ordem e quando da necessidade de diminuir o atrito entre o fio e o braquete. Resumiu sua abordagem enfatizando que três fatores determinam a escolha do fio apropriado para aplicação clínica: rigidez, força e máxima deflexão elástica. Considerou que embora a rigidez dos fios permita comparações, a quantidade de força total liberada pode variar consideravelmente.

Drake et al. (1982) pesquisaram as propriedades mecânicas de três espessuras de fio em aço inoxidável (SS), níquel-titânio (NT) e titânio-molibdênio (TMA), por meio de testes de tração e dureza. Sob tração os fios de aço apresentaram o menor limite de elasticidade enquanto os de TMA o maior. Valores altos de elasticidade demonstram clinicamente a capacidade de aumentar a distância entre as ativações. Sob deflexão e torção, os fios de aço apresentaram a menor capacidade de armazenar energia (resiliência) e os de níquel-titânio a maior. As alças em forma de gota fechada de TMA exercem menos da metade da força por ativação quando comparadas com ativações semelhantes dos fios de aço.

Asgharnia e Brantley (1986) pesquisaram o módulo de elasticidade e o limite de elasticidade em fios redondos e retangulares de aço inoxidável, níquel-titânio, beta-titânio e cromo-cobalto. Os fios foram submetidos a testes de flexão e tração como fornecidos pelo fabricante e após tratamento térmico a 482 °C (somente o aço e o

Elgiloy). Os resultados demonstraram que, para todas as ligas, as médias do módulo e do limite de elasticidade apresentaram-se maior nos testes de flexão quando comparados aos testes de tração. Observaram também um pequeno incremento no módulo e no limite de elasticidade após tratamento térmico.

Kapila e Sachdeva (1989) fizeram uma revisão sobre as propriedades mecânicas e aplicações clínicas dos fios de aço, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio, para proporcionar ao clínico conhecimentos básicos sobre as características e uso dos fios ortodônticos. As propriedades desejáveis nos fios ortodônticos são: grande flexibilidade, baixa dureza, boa formabilidade, grande capacidade de armazenar energia, biocompatibilidade e estabilidade, baixo atrito e passível de soldagem. Os fios de aço permaneceram populares desde sua introdução na Ortodontia devido a sua formabilidade, biocompatibilidade e estabilidade, dureza e baixo custo. Os fios de cromo-cobalto devem ser manipulados em condição de fundição e a seguir submetidos a tratamento térmico. Após o tratamento, os fios de cromo-cobalto assumem propriedades similares aos do aço. Os fios de Nitinol apresentam boa flexibilidade e baixa rigidez, porém pobre formabilidade. Os fios de beta-titânio fornecem uma combinação de adequada flexibilidade, rigidez média, boa formabilidade e podem ser soldados. O bom uso destes fios ortodônticos pode ser feito pela cuidadosa seleção do tipo e espessura de fio apropriado à necessidade de cada situação clínica particular.

Johnson e Lee (1989) considerando a rigidez ou propriedade de carga/deflexão como um dos fatores mais importantes do fio e diante do aumento no número de fios disponíveis, se propuseram a testar 196 tipos de fios quanto à rigidez. Relacionaram a rigidez de fios redondos, quadrados, retangulares e trançados da maioria dos

materiais disponíveis e fabricantes diferentes. Os resultados mostraram rigidez similar entre o aço inoxidável e o Elgiloy azul sendo praticamente o dobro da rigidez do beta-titânio. Por outro lado a rigidez sofre incremento gradativo à medida que a espessura do fio aumenta. Constataram que um aumento racional da rigidez do fio torna possível ao clínico reduzir o número de fios utilizados sem comprometer a eficiência do movimento dentário. Para tal, a escolha do fio apropriado envolveria, segundo os autores, em primeiro lugar a rigidez correta; a seguir, o tamanho, a forma e o material.

Langlade (1993) considerando que a maioria dos aparelhos ortodônticos utiliza uma propriedade física conhecida como elasticidade dos metais, chamou a atenção para os fatores que podem influenciar na elasticidade:

- 1) diâmetro do fio – a relação carga/deslocamento varia diretamente com a quarta potência do diâmetro do fio, logo, para baixar esta relação, reduz-se o diâmetro. Porém a redução exagerada no diâmetro reduz ao mesmo tempo o limite de elasticidade (varia diretamente com a terceira potência do diâmetro);
- 2) forma do fio – fios redondos não são capazes de movimentos nos três planos do espaço. Fios quadrados e retangulares possuem maior módulo de elasticidade;
- 3) comprimento do fio – a relação carga/deslocamento diminui com o aumento no comprimento do fio ou incorporação de alças;
- 4) liga utilizada;
- 5) largura e profundidade dos braquetes – a transmissão de cargas para movimentação dentária encontra-se na dependência da liberdade do arco dentro dos canais de encaixe dos braquetes;
- 6) distância interbraquetes – o braquete age como um ponto de apoio; quanto maior essa distância, maior a deflexão;

7) desenho das alças.

Kusy (1997) elaborou uma revisão sobre propriedades e características dos fios atuais para auxiliar na escolha do arco. Compreende que cada estágio do tratamento pode requerer fios diferentes e que, a rigor, não existe um fio ideal. As ligas de aço inoxidável introduzidas na 1ª Guerra Mundial apresentam alta rigidez, formabilidade, biocompatibilidade, baixa resiliência e flexibilidade. Por volta de 1950, são introduzidas as ligas de cromo-cobalto conhecidas comercialmente por Elgiloy e com características similares ao aço. Quando submetidas a tratamentos térmicos diferentes a resiliência, formabilidade e flexibilidade podem ser incrementadas. As ligas de níquel-titânio introduzidas no início dos anos 60 apresentam memória de forma, baixa rigidez, alta flexibilidade e resiliência (são capazes de exercer forças leves e contínuas), porém não permitem dobras (baixa formabilidade) e soldagem. As ligas de beta-titânio apareceram no mercado no final da década de 70. Comercializadas sob o nome de TMA, têm boa formabilidade e possibilita soldagem e, se comparadas ao aço, apresentam maior resiliência e menor rigidez. Porém seu coeficiente de atrito é o pior de todas as ligas ortodônticas.

Oltjen et al. (1997) investigaram as características do níquel-titânio e do aço sob determinadas deflexões clinicamente relevantes. Utilizaram arcos com secções redondas, quadradas e retangulares e espessuras variadas. Os resultados da relação carga/deflexão obtida por meio de gráficos mostra que a rigidez pode ser alterada não somente pela variação de tamanho como também pela fadiga e composição da liga.

Johnson (2003) diante da ampliação no número de fabricantes e espessuras disponíveis dos fios de beta-titânio, propôs-se a investigar a rigidez dos tipos disponíveis no mercado. Para tal avaliou ligas de sete espessuras e oito fabricantes

diferentes por meio de testes de flexão em três pontos. As amostras continham fios retangulares e quadrados, sendo três delas de nióbio-titânio, liga com características de formabilidade semelhante ao TMA, exceto por seu limite de elasticidade mais baixo (80% da rigidez do beta-titânio). Os resultados evidenciaram uma variada gama de rigidez, entre os diversos fabricantes, para os fios de beta-titânio de 2ª geração possibilitando ao clínico a escolha mais conveniente. Diferente do esperado, o nióbio-titânio mostrou-se 8,6% mais rígido que o TMA. Concluiu que, tendo o beta-titânio 42% da rigidez do aço e o dobro da sua flexibilidade, poderia substituí-lo com vantagens como fio de finalização, permitindo individualização de forma, incorporação de torques adicionais e dobras necessárias à mecânica ortodôntica além de maiores intervalos entre as ativações. Particularmente no que se refere ao torque, uma vez que sua manifestação depende do tamanho do slot, da espessura do fio e de sua geometria (quadrado ou retangular), o TMA permite o uso de espessuras que preencham totalmente o slot, liberando forças mais suaves e constantes permitindo assim, ativações mais próximas. Enfatizou a importância de se ter em mente que, para um mesmo slot, o fio quadrado exerce forças menores que o retangular.

Cecilio et al. (2005) buscando uma melhor compreensão das propriedades mecânicas dos fios ortodônticos utilizados nos arcos de retração empregaram uma metodologia diferente usando um analisador mecanodinâmico que permite determinar o módulo de elasticidade quando um material é submetido a uma carga oscilante, em função do tempo, da temperatura e da frequência. Para a avaliação mecanodinâmica utilizaram testes de flexão por engastamento simples. Foram analisados e comparados fios retangulares de SS (aço inoxidável), TMA (beta-titânio) e Elgiloy azul (cromo-cobalto) com espessuras diferentes e provenientes de três fornecedores

comerciais (Ormco, GAC e A Company). Os ensaios foram feitos a uma temperatura de 35,5 °C (temperatura média do meio bucal). Verificaram não haver diferença estatisticamente significativa entre os módulos do SS e do Elgiloy, porém, em valores absolutos, o Elgiloy apresentou um módulo ligeiramente superior ao do SS. As ligas de SS de mesma espessura e fabricantes diferentes não apresentaram diferenças de módulo significantes, embora o módulo do fio .019"x.025" da GAC mostrou-se menor que o da A Company. O módulo de elasticidade do TMA revelou-se aproximadamente a metade do módulo do SS e do Elgiloy azul, o que, clinicamente resultaria em forças mais leves. Concluíram que, dependendo da necessidade mecânica, cada liga poderia desempenhar importante papel e auxiliar o ortodontista nas diversas fases do tratamento ortodôntico.

2.4 Propriedades mecânicas e comportamento clínico das Alças de Retração

Bull (1951) abordando a mecânica utilizada para o tratamento das maloclusões de CI II 1 com extração de pré-molares, descreveu com detalhes os arcos com alças de retração. Utilizava duas fases para o fechamento dos espaços: 1) retração dos caninos com arcos seccionados construídos com fio .021"x .025" de aço com alças fechadas posicionadas nos espaços dos 1^{os} pré-molares extraídos; 2) retração dos incisivos com arcos contínuos de aço .021"x .025" com alças localizadas entre incisivo lateral e canino de cada lado. Iniciava os procedimentos de fechamento dos espaços

pela arcada inferior e somente quando restava um pequeno espaço, iniciava o fechamento do arco superior adicionando aos arcos de retração elásticos de CI II. Tanto na retração de caninos como de incisivos preconizava, se necessário, o uso de um plano de mordida superior para eliminar interferências oclusais. Para os arcos seccionados, utilizava 1 mm de ativação a cada 3 semanas e para os arcos contínuos a ativação era de 2 mm com a presença de efeito Gable.

Burstone, Baldwin e Lawless (1961) por meio de dados experimentais, procuraram confirmar as abordagens teóricas sobre os princípios biomecânicos da liberação de forças contínuas em Ortodontia e sua aplicação clínica. Constataram que: 1) a relação carga/deflexão pode ser diminuída reduzindo as dimensões do fio. Para forças unidirecionais a melhor configuração encontra-se nos fios retangulares com menor espessura e maior largura; 2) nenhuma alça é completamente constante em sua ação. As forças mais constantes e com níveis de força ótima, são oriundas de alças que possuem relação carga/deflexão baixa e carga máxima alta; 3) embora as propriedades mecânicas inerentes ao fio determine sua ação, o fator primário para a liberação de forças contínuas é o desenho das alças; e, 4) pesquisas biológicas que ajudam a determinar os níveis de força ótima, sob condições variáveis de movimento dentário, alertam para a necessidade de total compreensão do desenho estrutural do aparelho e do processo fisiológico do movimento dentário.

Lino (1973) estudou as propriedades mecânicas de quatro tipos de alças de retração construídas com fios de aço de secção retangular (.021"X.025") com ou sem tratamento térmico. As alças possuíam respectivamente as seguintes dimensões de altura e diâmetro de curvatura: A (9,5 e 3,3 mm), B (9,7 e 3,7 mm), C (4,3 e 3,2 mm) e D (9,2 e 2,1 mm) sendo que A, B e C eram construídas usando-se inicialmente uma

prensa para dar a conformação e fechadas manualmente com alicates. As alças D eram confeccionadas por um profissional de reconhecida habilidade. Cada corpo de prova foi submetido a cargas gradativas de 100 em 100 g até atingir 800 g. Após eliminação total da carga, novamente receberam carga, sob o mesmo critério, até 1600 g. Os tempos utilizados para tratamento térmico foram de 2, 6, 18 e 54 minutos sob temperaturas de 300, 450, 600 e 750 °C. Concluiu que a forma e dimensões das alças interferem no seu comportamento mecânico. As alças A e B apresentaram o melhor comportamento enquanto as mais curtas (C) demonstraram extrema rigidez. O tratamento térmico só em condições extremas tem significativa influência sobre as propriedades mecânicas das alças. A melhor relação tempo/temperatura encontrada para o tratamento térmico foi de 450 °C por 6 minutos, sendo que acima de 450 °C e por tempos prolongados iniciam-se modificações estruturais que interferem em seus comportamentos elásticos.

Burstone e Koenig (1976) teceram considerações sobre a otimização nos procedimentos de retração anterior e de caninos. Destacaram que o desenho e a escolha da alça apropriada devem ser baseados em diversos critérios científicos. A proporção momento/força deve ser adequada para evitar que as raízes sejam deslocadas mesialmente ou anteriormente. Uma alça de retração com angulação zero em seus braços oclusais horizontais libera, ao ser ativada, um determinado momento e produz uma determinada força. Quanto maior for a proporção momento/força, maior o controle do clínico sobre os ápices dos dentes anteriores. A análise da forma demonstrou que para as alças T, quando se aumenta a altura e diminui a distância dos braços verticais e quando a largura gengival do T também é maior há um aumento importante na razão momento/força. A colocação de hélices pode ser útil, mas seu

efeito principal seria reduzir a taxa carga/deflexão. Embora seja possível desenhar alças de retração que liberem uma proporção momento/força adequada, os movimentos translatórios são difíceis considerando as limitações intra-bucais e a altura da alça. A introdução de angulações nos braços verticais ajudaria a contornar estas limitações.

Scelza Neto, Mucha e Chevitaese (1985) realizaram um estudo por meio de ensaios mecânicos de tração para investigar o comportamento de alças de retração em forma de “gota”. Como na prática clínica a ativação dessas alças não deve ultrapassar a abertura de 1,25 mm, estaria essa deformação compreendida dentro do seu regime elástico? Buscaram, assim, subsídios para melhor compreensão mecânica e melhor aproveitamento clínico destas alças. Utilizaram para os ensaios alças de dimensões de 6 mm de altura e 3 mm de diâmetro confeccionadas por um mesmo profissional com fio .019”x .025”. Concluíram que uma abertura de 1,25 mm para as alças estudadas corresponde a uma carga de 1 kg sobre os dentes de suporte e que a ativação acima destes valores resulta em deformações permanentes.

Chaconas, Caputo e Miyashita (1989) estudaram, por meio de análise fotoelástica, os efeitos de diferentes ativações em três tipos de arcos utilizados na técnica Bioprogressiva para fechamento de espaços. Os arcos com duplo delta, utilidade e com alças reversas com helicóide foram construídos com fios .016” x.016” de Elgiloy azul. Foram realizadas ativações de torque, retração e intrusão. As áreas de pressão evidenciadas por meio da luz polarizada revelaram maior eficácia do arco com duplo delta quando for indicado o fechamento da mordida. Por outro lado, quando pré-existe uma sobremordida, os arcos de fechamento com helicóide e os arcos

utilidade produziram torque vestibular de coroa mais efetivo durante a retração anterior, possibilitando o controle da sobremordida.

Odegaard, Meling e Meling (1996) diante das evidências de que a aplicação de forças por meio de alças de retração gera uma tendência de inclinação dos dentes anteriores e, para anulá-la, impõe-se a necessidade de incorporação de torque entre as alças, investigaram, sob torção, diferentes tipos de alças. Buscando descrever os efeitos de algumas formas de alças sobre a rigidez do fio, verificaram que a espessura do fio e a geometria das alças poderiam exercer influência sobre a rigidez. Concluíram que fios de menores espessuras mostraram maior flexibilidade sob torção. Igualmente, pequena variação na espessura poderia causar alterações na rigidez para um mesmo tipo de alça. O aumento no diâmetro do ápice, até um limite, aumenta a flexibilidade da alça, enquanto o aumento em altura, dentro de parâmetros clínicos, não exerce influência significativa na flexibilidade. Alças com fechamento reverso e alças em T demonstraram ser os melhores formatos quando se deseja redução na rigidez e aumento de flexibilidade; ao contrário, quando se almeja alta rigidez, a alça de Bull é a mais indicada.

Raboud et al. (1997) destacaram que embora já tenha sido avaliada a importância clínica dos efeitos tridimensionais das alças de retração, a quantificação destes sistemas de força não é bem conhecida. Clinicamente, um dos problemas decorrentes da aplicação de forças de retração é a rotação dos dentes unirradiculares. Para buscar esta quantificação, estudaram alças verticais simples e com helicóide, bem como alças em T. As alças verticais eram de aço inoxidável com espessura .016" x .022" e foram testada sem ativação prévia e com pré-ativação de 10° e 20° nos ângulos de base. As alças em forma de T de TMA e com espessura .017" x .025",

foram testada com pré-ativação de 20° e 40°. Os resultados demonstraram que sob ativações entre 1 mm e 2 mm, as alças verticais produziram forças maiores que as alças T, claramente associadas às diferentes propriedades do TMA. As pré-ativações das alças verticais somente reduziram parcial e variavelmente as tendências de rotação axial dos dentes. Já as alças em T possibilitaram ativações 3 a 4 vezes maiores que as alças verticais e, sob pré-ativações de 40°, limitaram as rotações possibilitando a translação dentária.

Chen, Markham e Katona (2000) estudaram os efeitos da geometria das alças em T sobre sua força e momento. Parecia claro que o nível e a direção das forças e momentos gerados pelas alças dependiam de muitos fatores. A influência do material e forma das alças e a direção e magnitude da ativação dificultam a análise. Os resultados demonstraram que a força e o momento gerado pela ativação da alça em T dependem de sua geometria e do efeito Gable combinado ao tratamento térmico. De forma geral, o aumento nas dimensões horizontal ou vertical reduz a relação carga/deflexão e a proporção momento/força. O aumento da dimensão vertical de 6 para 7 mm promoveu uma redução entre 10 e 20 % na força horizontal liberada e entre 14 e 20 % no momento gerado. Já o aumento na dimensão horizontal de 6 para 8 mm provocou uma redução entre 20 e 25 % na força horizontal e entre 38 e 45 % no momento. A incorporação de pré-ativação às alças (efeito Gable) e a liberação das tensões pelo tratamento térmico proporcionaram efeito contrário.

Suzuki e Lima (2001) fizeram uma retrospectiva a respeito dos recursos mecânicos para fechamento de espaços, focalizando a atenção nos arcos de retração dupla chave (DKH - Double Key Hole) idealizado por Parker e utilizado na mecânica de Roth. Ressaltaram que esses arcos mostraram-se altamente competentes na

preservação da ancoragem, controle vertical e torque e, dependendo dos objetivos do tratamento e conseqüente necessidade de ancoragem, podem ser utilizados nas espessuras .019"x .025" ou .021"x .025". Para obtenção de ancoragem máxima preconizavam o uso do arco de espessura .021"x.025", com o segmento anterior anodizado, ativando-o com amarrilho 0,25 mm do gancho do 1º molar até a 2ª chave, devendo estar conjugados os 1ºs e 2ºs molares e 2ºs pré-molares entre si. Para obtenção de ancoragem média recomendavam o arco de espessura .019"x .025" justificando que a diferença de dimensões entre o fio e o canal de encaixe dos braquetes proporcionariam um deslizamento recíproco dos segmentos posteriores e anterior. O arco também recebe ativação com amarrilho 0,25 mm do gancho do 1º molar até a 2ª alça, porém sem conjugar os dentes posteriores. Para ancoragem mínima utilizavam o arco de espessura .021"x .025" com os segmentos posteriores anodizados e ativação igual à utilizada para ancoragem média. Após a mesialização dos 1ºs molares, o arco passaria a ser ativado do gancho do 2º molar até a 2ª chave. Enfatizaram, ainda, os cuidados no controle da curva de Spee e torque quando se utilizam ancoragem média e máxima sugerindo amarrar as alças entre si de ambos os lados, provocando um efeito Gable, com o intuito de minimizar o efeito de extrusão que acontece no segmento anterior.

Thiesen et al. (2001) avaliaram a força liberada por oito formas diferentes de alças ortodônticas para retração de caninos e incisivos. Utilizaram fio de espessura .019" x .025" de aço inoxidável da marca Morelli para a construção das alças que foram submetidas a ensaios de tração com distensão de 1 e 2 mm. Os tipos avaliados foram: alça em forma de gota, alça em forma de gota com helicóide, alça de Bull, alça reversa simples, alça reversa com helicóide, alça vertical com helicóide, alça em T e

alça de Bull : entre 298 g e 836 g e entre 585 g e 1146 g

A partir das comparações concluíram que:

- 1) a inserção de pré-ativações aumentou significativamente a magnitude das forças geradas pelas alças de Bull, o mesmo não ocorrendo com as alças T;
- 2) as alças T geraram altas proporções momento/força proporcionando movimentos de inclinação descontrolada e controlada, de translação e radicular enquanto as de Bull somente inclinação descontrolada;
- 3) as alças T geraram proporções carga/deflexão mais baixa que as alças de Bull proporcionando forças mais constantes durante a desativação;
- 4) a comparação entre os sistemas de forças gerados pelas alças evidenciou que as alças T apresentaram resultados mais satisfatórios. Finalizando, ponderaram que, quando o tratamento requer retração em massa dos incisivos e caninos inferiores, ativa-se 2,0 mm as alças T (.017" x .025"), gerando uma magnitude de força variando de 318 g a 350 g. Já para a retração em massa dos incisivos e caninos superiores, essa alça deveria ser ativada de 3,0 a 4,0 mm, pois geraria magnitudes de força variando de 479 g a 670 g. À medida que a espessura do fio aumenta, a quantidade de ativação deve ser diminuída.

Matsui et al. (2002) descreveram uma técnica, para retração anterior, pela qual um único arco de retração poderia ser usado para o fechamento de grandes espaços. Utilizando fios de aço inoxidável .018" x .025", as alças possuíam dimensões preconizadas pela literatura (7 a 8 mm de altura e 3 a 4 mm de largura) podendo ser construídas abertas ou fechadas. Se abertas, à medida que as ativações propiciavam a aproximação distal ao braquete do canino, era preconizada uma contração da alça permitindo novas ativações até o fechamento total dos espaços. Utilizando testes de

tração com carga de 300 g e deformação de aproximadamente 1,2 mm, não verificaram diferença significativa quanto aos momentos entre as alças fechada e aberta. Concluíram que o método economizaria um valioso tempo no atendimento do paciente dispensando manobras de alterações nos arcos.

Souza et al. (2003) avaliaram o sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara e verificaram que a força liberada pela alça estudada foi de 253,6 g sendo considerada alta, com base na literatura, para a retração dos caninos. Assim, sua utilização seria mais apropriada para a retração dos incisivos ou dos seis dentes anteriores.

Kuhlberg e Priebe (2003) compararam o movimento dentário ortodôntico a um modelo de estímulo-resposta, onde o estímulo seria o sistema de força aplicado e a resposta o movimento dentário resultante. A aplicação de forças mecânicas aos dentes e suas estruturas de suporte levam ao movimento dentário. As leis da estática e da dinâmica permitem prever precisamente a natureza do movimento de um corpo pela análise do sistema de força aplicado a ele. Já a Biomecânica estuda a relação das forças mecânicas com os sistemas biológicos e dependendo da resposta biológica, o movimento dentário clinicamente observável pode depender de outros fatores além das forças aplicadas. Assim, os autores desenvolveram um estudo com o objetivo de determinar a resposta dos dentes a um sistema de força determinado por uma única ativação de uma alça de retração em forma de T confeccionada para liberar movimentos diferenciais para os dentes anteriores e posteriores. A alça foi construída com fio .017"x .025" de beta-titânio (CNA) conforme descrita por Burstone e Koenig (1976) sofrendo pré-ativação de 60° para adequação do momento. Telerradiografias antes e após um período de 3 meses foram obtidas utilizando-se

marcadores nos caninos e 1^{os} molares para facilitar a análise comparativa das sobreposições. Após a inserção dos arcos foi feita uma única ativação de 6 mm para a observação de respostas horizontais, verticais e angulares, eliminando variáveis que poderiam confundir ao longo do tratamento. Os achados sugeriram que o sistema de força prevê os deslocamentos dentários resultantes apesar do meio ambiente biológico. As fontes de variabilidade foram consideradas produto de erros de medida e clínicos. A relevância da investigação foi a documentação da resposta em curto prazo ao estímulo qualitativo sem efeitos colaterais da continuidade do tratamento.

Uribe e Nanda (2003) abordando considerações biomecânicas para os tratamentos de maloclusões de CI II 2 com extrações de 1^{os} pré-molares superiores, descreveram o uso de arcos de CNA com alças de retração em forma de cogumelo (CNA^{TM} Beta III Mushroom Loop^{TM} Archwire). Destacaram que esses arcos produzem uma relação ideal momento/força além de apresentarem alças que devido sua configuração arredondada não interferem com os tecidos gengivais. Recomendaram o uso de um arco de espessura .017"x .025" cujas alças recebiam uma pré-ativação de 3 mm. A seguir eram acentuados os ângulos de base mesiais e distais das alças (efeito Gable) com o intuito de aumentar o torque anterior e incrementar a ancoragem. Depois de instalado o arco era ativado mais 1 mm, completando um total de 4 mm de ativação. Para manter constante a relação momento/força, as alças só deveriam ser reativadas após o espaço ter sido reduzido no mínimo 3 mm. Após o fechamento completo dos espaços, os arcos deveriam ser mantidos por mais duas consultas para corrigir inclinações axiais dos dentes anteriores e posteriores, diminuindo significativamente o tempo de tratamento.

Thiesen (2003) estudou os sistemas de forças produzidos pelas alças em gota, gota com helicóide, T e T com helicóide, utilizando diferentes ligas metálicas (aço inoxidável e beta-titânio), diferentes secções transversais (.017" x .025" e .019" x .025") e diferentes intensidades de pré-ativação (0°, 40° e 180°). As magnitudes de força horizontal e momento foram quantificados distendendo os corpos de prova em 0, 1, 2, 3, 4 e 5 mm de ativação. Os resultados mostraram que a magnitude de força horizontal e a relação carga/deflexão apresentaram valores crescentes, respectivamente, para as alças T com helicóide, T, em gota com helicóide e em gota. O material (liga metálica) foi a variável que apresentou maior influência sobre a força horizontal e a relação carga/deflexão produzidas pelas alças. O momento e a proporção momento/força gerados pelas alças de fechamento sofreram maior influência do fator pré-ativação.

Thiesen et al. (2004) reeditaram o estudo anterior apresentando tabelas com os valores médios de forças geradas por alças construídas com fios de aço inoxidável diante de diferentes ativações:

1) Alça em gota – fio .017" X .025" e .019" X .025" respectivamente:

236 g e 302 g para 1,0 mm de ativação

452 g e 596 g para 2,0 mm de ativação

622 g e 837 g para 3,0 mm de ativação

761 g e 1037 g para 4,0 mm de ativação

2) Alça em gota com helicóide – fio .017" X .025" e .019" X .025" respectivamente:

155 g e 212 g para 1,0 mm de ativação

326 g e 446 g para 2,0 mm de ativação

502 g e 660 g para 3,0 mm de ativação

660 g e 857 g para 4,0 mm de ativação

3) Alça “T” – fio .017” X .025” e .019” X .025” respectivamente:

131 g e 194 g para 1,0 mm de ativação

276 g e 393 g para 2,0 mm de ativação

408 g e 576 g para 3,0 mm de ativação

537 g e 740 g para 4,0 mm de ativação

4) Alça “T” com helicóides – fio .017” X .025” e .019” X .025” respectivamente:

95 g e 139 g para 1,0 mm de ativação

197 g e 287 g para 2,0 mm de ativação

296 g e 424 g para 3,0 mm de ativação

394 g e 556 g para 4,0 mm de ativação

Barbosa, Suzuki e Caram (2004) abordando uma visão contemporânea de biomecânica, fizeram considerações sobre inovações que introduziram à técnica de Straight Wire denominado “Sistema Versátil”. As maiores vantagens eram oferecidas pelos arcos de retração e pelos braquetes de caninos. Estes braquetes, apresentando uma canaleta que proporciona liberdade na angulação (de 0 a 13°), evitariam o efeito indesejável de aprofundamento da mordida nas primeiras fases do tratamento. Outra vantagem seria oferecida pela concavidade no interior do slot, substituindo as “superfícies de contato” por “pontos de contato” entre o fio e o braquete, proporcionando uma diminuição do atrito durante a mecânica ortodôntica. O arco de retração anterior versátil (DKLV) desenhado por Barbosa e Suzuki e construído com fio de aço inoxidável .020”x .025”, tendo como característica principal a incorporação de um helicóide junto à alça distal, possibilitou maior flexibilidade durante a ativação. Segundo os autores, o arco permitiria ao operador:

PROPOSIÇÃO

- 1) fechar completamente os espaços remanescentes com o uso de apenas um arco;
- 2) controle das inclinações axiais durante a retração;
- 3) fechamento dos espaços perdendo ou não ancoragem;
- 4) controlar a inclinação e a rotação dos caninos;
- 5) maior número de ativações;
- 6) controle da sobremordida, com amarração entre as alças produzindo um “efeito Gable”;
- 7) usar as alças como suporte para o uso de eventuais elásticos de Classe II durante a retração.

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

Considerando os interesses clínicos e com o amparo da literatura pertinente, propôs-se a:

3.1 Determinar os padrões médios das forças liberadas sob diferentes ativações de alguns tipos de alças ortodônticas de retração confeccionadas em fios retangulares disponíveis no mercado.

3.2 Determinar a quantidade de deformação e correspondentes cargas onde ocorre o limite de proporcionalidade para os 19 grupos estudados de alças ortodônticas de retração.

3.3 Determinar as possíveis diferenças de ação mecânica a partir de comparações quanto à variação de material, geometria (espessura, número e forma das alças) e fabricante, entre os 19 grupos de alças estudadas (Tabela 4.1 – p. 80):

3.3.1 comparação entre os grupos **G1** e **G2** (SS -.016" x .022") quanto à variação do fabricante (AC e OO).

3.3.2 comparação entre os grupos **G9** e **G10** (SS - .019" x .025") quanto à variação do fabricante (AC e GAC).

3.3.3 comparação entre os grupos **G11** e **G12** (SS - .021" x .025") quanto à variação do fabricante (AC e GAC).

3.3.4 comparação entre os grupos **G2** e **G5** (SS - .016" x .022" - OO) quanto à variação de forma.

3.3.5 comparação entre os grupos **G3** e **G6** (SS - .017" x .025" - OO) quanto à variação de forma.

3.3.6 comparação entre os grupos **G15** e **G16** (TMA - .017" x .025" - OR) quanto à variação de forma.

3.3.7 comparação entre os grupos **G2**, **G3** e **G4** (SS - OO) quanto à variação de espessura (.016" x .022", .017" x .025" e .019" x .025").

3.3.8 comparação entre os grupos **G5** e **G7** (SS - OO) quanto à variação de espessura (.016" x .022" e .019" x .025").

3.3.9 comparação entre os grupos **G9** e **G12** (SS - GAC) quanto à variação de espessura (.019" x .025" e .021" x .025").

3.3.10 comparação entre os grupos **G10** e **G11** (SS - AC) quanto à variação de espessura (.019" x .025" e .021" x .025").

3.3.11 comparação entre os grupos **G16** e **G17** - OR) quanto à variação de espessura (.017" x .025" e .019" x .025").

3.3.12 comparação entre os grupos **G18** e **G19** (TMA – OO) quanto à variação de espessura (.017" x .025" e .019" x .025").

3.3.13 comparação entre os grupos **G3** **G8** S - .017" x .025" - OO) quanto à variação no número de alças.

3.3.14 comparação entre os grupos **G10** e **G13** .019" x .025"- AC) quanto à variação de material (SS e EI).

MATERIAL E MÉTODOS***MATERIAL E MÉTODOS***

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

Para o presente estudo foram utilizados os seguintes materiais:

4.1.1 Arcos com alças produzidos com fios de secção retangular com variações de geometria (espessura, número e forma das alças), tipos de liga e fabricantes, abaixo especificados (Tabela 4.1 – p. 80):

- Arco de aço inoxidável (.016"x .022") com 2 alças em forma de chave: 2 Key Loop fabricado pela A Company (Figura 4.1).
- Arco de aço inoxidável (.016"x .022") com 2 alças em forma de chave: Pro Form Keyhole Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.1).
- Arco de aço inoxidável (.017"x .025") com 2 alças em forma de chave: Pro Form Keyhole Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.1).
- Arco de aço inoxidável (.019"x .025") com 2 alças em forma de chave: Pro Form Keyhole Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.1).

Figura 4.1 – Alça em forma de chave

Diante da existência de variações entre as formas de T das alças pesquisadas foram adotados, neste trabalho, Algarismos sobrescritos ao T de forma a diferenciá-las.

- Arco de aço inoxidável (.016" x .022") com 2 alças em forma de T¹: Pro Form T-Loop Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.2).

Figura 4.2 – Alça em forma de T¹

- Arco de aço inoxidável (.017" x .025") com 2 alças em forma de T²: Pro Form T-Loop Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.3).
- Arco de aço inoxidável (.019" x .025") com 2 alças em forma de T¹: Pro Form T-Loop Arch – 2 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.2).

Figura 4.3 – Alça em forma de T²

- Arco de aço inoxidável (.017"x .025") com 4 alças em forma de chave: Pro Form Keyhole Arch – 4 Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.4).
- Arco de aço inoxidável (.019"x .025") com 4 alças em forma de chave: Looped Retraction Wire fabricado pela GAC (Figura 4.4).
- Arco de aço inoxidável (.019"x .025") com 4 alças em forma de chave: 4 Key Loop fabricado pela A Company (Figura 4.4).
- Arco de aço inoxidável (.021"x .025") com 4 alças em forma de chave: 4 Key Loop fabricado pela A Company (Figura 4.4).
- Arco de aço inoxidável (.021"x .025") com 4 alças em forma de chave: Looped Retraction Wire fabricado pela GAC (Figura 4.4).
- Arco de Elgiloy azul (.019"x .025") com 4 alças em forma de chave: 4 Key Loop Nic o Loy fabricado pela A Company (Figura 4.4).

Figura 4.4 – Dupla alça em forma de chave

- Arco de aço inoxidável (.020"x .025") com 4 alças de forma diversa: Versátil (DKLV) fabricado pela GAC (Figura 4.5).

Figura 4.5 – Dupla alça de forma diversa

- Arco de TMA (.017"x .025") com 2 alças em forma de gota: Teardrop Looped Arch Form - Alexander fabricado pela Ormco (Figura 4.6).

Figura 4.6 – Alça em forma de gota

- Arco de TMA (.017"x .025") com 2 alças em forma de T³: T Loops fabricado pelaOrmco (Figura 4.7).

- Arco de TMA (.019"x .025") com 2 alças em forma de T³: T Loops fabricado pelaOrmco (Figura 4.7).

Figura 4.7 – Alça em forma T³

- Arco de CNA (.017"x .025") com 2 alças em forma de cogumelo: Mushroom Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.8).

- Arco de CNA (.019"x .025") com 2 alças em forma de cogumelo: Mushroom Loop fabricado pela Ortho Organizers (Figura 4.8).

Figura 4.8 – Alça em forma de cogumelo

4.1.2 Uma máquina para ensaios universais da marca Instron, modelo 4400R, produzida pela Instron Corporation (Figura 4.9).

Figura 4.9 – Máquina para ensaios universais

O equipamento possui um compartimento no qual se insere a célula de carga para a execução dos testes e, acoplado, um painel de controle, onde é possível monitorar a carga, velocidade de ensaio e quantidade de deflexão das alças (Figura 4.10). Inclui, ainda, um software para comando dos testes, responsável pela alimentação dos dados necessários para a execução dos ensaios, pelo registro dos dados obtidos e pela execução dos gráficos de carga x deformação.

Figura 4.10 – Painel de controle da máquina de ensaios

4.1.3 Um micrômetro digital da marca Mitutoyo que mede de 0 a 25 mm com precisão de 0,001 mm para a obtenção das larguras e espessuras dos fios, medidas necessárias para a alimentação dos dados na máquina de ensaios (Figura 4.11).

Figura 4.11 – Micrômetro digital

4.2 Métodos

4.2.2 Obtenção dos corpos de prova

Os arcos pré-fabricados foram seccionados na marca da linha média e cada hemi-arco foi retificado para permitir sua fixação no porta amostra. A seguir foi cortado um pequeno segmento da extremidade final do arco para que cada corpo de prova tivesse um comprimento de aproximadamente 55 mm. Desta forma, após a fixação do fio, era possível obter um comprimento útil de 27 mm entre as garras que prendem a amostra.

Foram testadas quatro amostras de cada tipo de arco. O critério de definição do tamanho da amostra fundamentou-se no fato de que, sendo o material estudado produzido industrialmente, sob controle de qualidade, e tendo apresentado em testes anteriores (CECILIO et al., 2005) um coeficiente de variação baixo para o módulo de elasticidade, o número de ensaios mostrou-se estatisticamente suficiente.

Os corpos de prova foram identificados por meio de um código e numerados, facilitando o registro dos dados durante os testes.

4.2.3 Ensaios de tração

As amostras foram submetidas a testes de tração utilizando-se uma célula de carga de 50 kgf que permite registrar forças com precisão de 5 g.

Após a fixação dos fios nas garras da célula de carga, identificava-se a amostra no software, registrando sua largura e espessura e definindo a velocidade de ensaio

e quantidade de deformação desejada. A seguir a carga era zerada no painel de controle e era dado o comando de teste.

Os fios com uma alça sofreram deformação de 4 mm a uma velocidade de ensaio de 0,5 mm/min enquanto os fios com duas alças sofreram deformação de 8 mm a uma velocidade de ensaio de 1,0 mm/min. Ao final dos testes os fios eram retirados das garras e armazenados em sacos plásticos identificados. As figuras 4.12 e 4.13 ilustram um fio antes e após o ensaio de tração.

Figura 4.12 – Fio antes do teste

Figura 4.13 – Fio após o teste

4.2.4 Análise dos dados

As amostras foram codificadas e agrupadas para facilitar a análise dos dados e permitir o melhor entendimento das comparações efetuadas entre os diversos tipos de alças estudadas (Tabela 4.1 – p. 80).

Foram elaborados gráficos das curvas médias de carga x deformação de cada grupo estudado. Embora durante os ensaios tivessem sido impostas deformações

diferentes em função do número de alças (4 mm para uma alça e 8 mm para duas alças), foi adotado o padrão de 4mm de deformação para as representações gráficas.

Para determinar o intervalo onde ocorre o limite de proporcionalidade, foram feitos ajustes de retas ao gráfico das médias de carga x deformação para cada grupo estudado, sendo que o ponto de intersecção das retas indica a quantidade de deformação e a carga correspondente onde o limite de proporcionalidade é ultrapassado. Neste trabalho, define-se o limite de proporcionalidade, como sendo o limite no qual a deformação do arco deixa de ser proporcional à carga aplicada, ressaltando-se que em alguns casos a curva carga x deformação foi aproximada por uma reta.

Tabela 4.1 – Classificação da amostra utilizada nesta pesquisa

Grupo	Código	Espessura	Forma	Nº de		Fabricante
				Alças	Material	
G1	AC16SS	.016"X.022"	Chave	2	SS	A Company
G2	OO16SS	.016"X.022"	Chave	2	SS	Ortho Organizers
G3	OO17SS1	.017"X.025"	Chave	2	SS	Ortho Organizers
G4	OO19SS	.019"X.025"	Chave	2	SS	Ortho Organizers
G5	OO16SST	.016"X.022"	T ¹	2	SS	Ortho Organizers
G6	OO17SST	.017"X.025"	T ²	2	SS	Ortho Organizers
G7	OO19SST	.019"X.025"	T ¹	2	SS	Ortho Organizers
G8	OO17SS2	.017"X.025"	Dupla Chave	4	SS	Ortho Organizers
G9	GA19SS	.019"X.025"	Dupla Chave	4	SS	GAC
G10	AC19SS	.019"X.025"	Dupla Chave	4	SS	A Company
G11	AC21SS	.021"X.025"	Dupla Chave	4	SS	A Company
G12	GA21SS	.021"X.025"	Dupla Chave	4	SS	GAC
G13	AC19EL	.019"X.025"	Dupla Chave	4	Elgiloy	A Company
G14	GA20SS	.020"X.025"	"Versátil"	4	SS	GAC
G15	OR17TM	.017"X.025"	Gota	2	TMA	Ormco
G16	OR17TMT	.017"X.025"	T ³	2	TMA	Ormco

RESULTADOS

G17	OR19TMT	.019"X.025"	T ³	2	TMA	Ormco
G18	OO17CN	.017"X.025"	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers
G19	OO19CN	.019"X.025"	Cogumelo	2	TMA	Ortho Organizers

4.2.5 Análise estatística

Por meio de um software e com os pares de valores força/deformação registrados nos ensaios de tração foram elaborados gráficos representativos da força em função da deformação para cada tipo de alça.

A partir das curvas médias obtidas para cada grupo estudado, foram construídas tabelas que apresentam as cargas e respectivos desvios padrões correspondentes a cada 0,5 mm de deformação (até 4 mm). Da mesma forma, a partir do ajuste de retas às curvas médias, foi construída uma tabela para identificar a quantidade de deslocamento e a carga correspondente necessárias para ultrapassar o limite de proporcionalidade.

Os testes estatísticos foram realizados com o auxílio do programa Excel 2003 e SPSS 13.0 (*Statistical Program for Social Science*).

Para realizar as comparações das características de interesse (geometria, fabricante ou material), primeiramente testou-se a normalidade de distribuição dos dados por meio do teste de Kolmogorov-Smirnov (CONOVER, 1980) e constatou-se que os valores de carga (força) não possuem distribuição normal. Logo, os grupos estudados foram comparados utilizando-se testes não paramétricos.

Para realizar comparações entre dois grupos foram empregados testes de Wilcoxon pareado (CONOVER, 1980) e para realizar comparações entre mais de dois grupos foi utilizado o teste de Friedman e posteriormente foram utilizadas comparações múltiplas não paramétricas apropriadas para o tipo de teste (NETER et al., 1996). Para todos os testes foi utilizado o nível de significância de 1%.

RESULTADOS**RESULTADOS**

5 RESULTADOS

Os gráficos e as tabelas de 5.1 a 5.19 apresentam as curvas médias obtidas por meio dos ensaios de tração para cada grupo estudado além das cargas e respectivos desvios padrões (DP) correspondentes a cada 0,5 mm de deformação (até 4 mm). Quanto mais íngreme a curva, mais rígido o arco e, conseqüentemente, maior a liberação de carga por quantidade de deformação. A ocorrência de desvios padrões bastante pequenos para as cargas de todos os arcos estudados, comprova a homogeneidade de comportamento dos fios em decorrência da produção industrial e confirma a não necessidade de um maior número de ensaios.

Gráfico 5.1 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – A Company

Tabela 5.1 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,21	0,01
1,0	0,43	0,02
1,5	0,65	0,03
2,0	0,84	0,03
2,5	0,99	0,03
3,0	1,11	0,03
3,5	1,21	0,02
4,0	1,29	0,02

RESULTADOS

Gráfico 5.2 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Tabela 5.2 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,19	0,01
1,0	0,38	0,01
1,5	0,57	0,02
2,0	0,76	0,02
2,5	0,90	0,01
3,0	1,02	0,01
3,5	1,12	0,01
4,0	1,19	0,01

Gráfico 5.3 – Alça em chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.3 – Alça em chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,27	0,03
1,0	0,54	0,04
1,5	0,81	0,03
2,0	1,05	0,03
2,5	1,25	0,03
3,0	1,41	0,03
3,5	1,54	0,02
4,0	1,66	0,02

RESULTADOS

Gráfico 5.4 – Alça em chave de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.4 – Alça em chave de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,40	0,04
1,0	0,78	0,04
1,5	1,11	0,04
2,0	1,39	0,04
2,5	1,61	0,03
3,0	1,79	0,03
3,5	1,95	0,03
4,0	2,09	0,03

Gráfico 5.5 – Alça em T¹ de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Tabela 5.5 – Alça em T¹ de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,10	0,02
1,0	0,18	0,02
1,5	0,27	0,02
2,0	0,36	0,02
2,5	0,44	0,02
3,0	0,51	0,02
3,5	0,57	0,02
4,0	0,63	0,02

RESULTADOS

Tabela 5.6 – Alça em T² de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,16	0,01
1,0	0,33	0,00
1,5	0,51	0,01
2,0	0,69	0,01
2,5	0,87	0,02
3,0	1,04	0,04
3,5	1,19	0,05
4,0	1,31	0,05

Gráfico 5.6 – Alça em T² de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.7 – Alça em T¹ de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,16	0,01
1,0	0,32	0,01
1,5	0,49	0,01
2,0	0,65	0,02
2,5	0,80	0,02
3,0	0,93	0,02
3,5	1,06	0,02
4,0	1,17	0,02

Gráfico 5.7 – Alça em T¹ de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

RESULTADOS

Tabela 5.8 – Alça em dupla chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,17	0,01
1,0	0,31	0,01
1,5	0,46	0,01
2,0	0,60	0,01
2,5	0,74	0,01
3,0	0,87	0,01
3,5	0,99	0,01
4,0	1,11	0,01

Gráfico 5.8 – Alça em dupla chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.9 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,20	0,01
1,0	0,40	0,01
1,5	0,60	0,02
2,0	0,80	0,03
2,5	0,98	0,03
3,0	1,14	0,04
3,5	1,29	0,04
4,0	1,42	0,04

Gráfico 5.9 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – GAC

RESULTADOS

Tabela 5.10 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,28	0,06
1,0	0,49	0,06
1,5	0,69	0,05
2,0	0,89	0,04
2,5	1,07	0,04
3,0	1,22	0,03
3,5	1,36	0,02
4,0	1,47	0,02

Gráfico 5.10 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – A Company

Tabela 5.11 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,26	0,03
1,0	0,53	0,05
1,5	0,79	0,06
2,0	1,05	0,06
2,5	1,28	0,05
3,0	1,49	0,04
3,5	1,67	0,04
4,0	1,83	0,03

Gráfico 5.11 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – A Company

RESULTADOS

Gráfico 5.12 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – GAC

Tabela 5.12 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,27	0,04
1,0	0,55	0,03
1,5	0,83	0,03
2,0	1,08	0,03
2,5	1,30	0,02
3,0	1,51	0,02
3,5	1,69	0,02
4,0	1,84	0,02

Gráfico 5.13 – Alça em dupla chave de Elgiloy
.019" X .025" – A Company

Tabela 5.13 – Alça em dupla chave de
Elgiloy .019" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,35	0,03
1,0	0,56	0,03
1,5	0,75	0,03
2,0	0,90	0,03
2,5	1,04	0,04
3,0	1,15	0,03
3,5	1,25	0,02
4,0	1,33	0,02

RESULTADOS

Gráfico 5.14 – Alça dupla "Versátil" de aço
.020" X .025" – GAC

Tabela 5.14 – Alça dupla "Versátil" de aço
.020" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,23	0,03
1,0	0,45	0,03
1,5	0,68	0,02
2,0	0,90	0,02
2,5	1,11	0,01
3,0	1,30	0,02
3,5	1,47	0,02
4,0	1,62	0,03

Gráfico 5.15 – Alça em gota de TMA
.017" X .025" – Ormco

Tabela 5.15 – Alça em gota de TMA
.017" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,12	0,02
1,0	0,25	0,03
1,5	0,37	0,03
2,0	0,49	0,03
2,5	0,60	0,02
3,0	0,69	0,02
3,5	0,77	0,03
4,0	0,84	0,03

RESULTADOS

Gráfico 5.16 – Alça em T³ de TMA
.017" X .025" – Ormco

Tabela 5.16 – Alça em T³ de TMA
.017" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,07	0,01
1,0	0,13	0,01
1,5	0,20	0,01
2,0	0,26	0,01
2,5	0,33	0,02
3,0	0,40	0,02
3,5	0,47	0,02
4,0	0,54	0,02

Gráfico 5.17 – Alça em T³ de TMA
.019" X .025" – Ormco

Tabela 5.17 – Alça em T³ de TMA
.019" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,07	0,00
1,0	0,15	0,00
1,5	0,23	7,74E-4
2,0	0,31	7,74E-4
2,5	0,40	0,00
3,0	0,48	0,01
3,5	0,57	0,01
4,0	0,66	0,01

RESULTADOS

Gráfico 5.18 – Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.18 – Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,08	0,01
1,0	0,16	0,01
1,5	0,24	0,01
2,0	0,31	0,01
2,5	0,38	0,01
3,0	0,45	0,01
3,5	0,51	0,01
4,0	0,57	0,01

Gráfico 5.19 – Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.19 – Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,12	0,02
1,0	0,21	0,03
1,5	0,31	0,03
2,0	0,42	0,03
2,5	0,51	0,03
3,0	0,61	0,03
3,5	0,69	0,03
4,0	0,77	0,02

O gráfico 5.20 exemplifica o ajuste de retas realizado para cada curva média obtida a partir das diferentes amostras estudadas. Para a realização deste ajuste foram determinados inicialmente dois coeficientes angulares para cada curva. O ponto de interseção entre as retas define o limite de proporcionalidade (LP) das alças estudadas.

O gráfico 5.21 permite visualizar que em alguns casos este ajuste foi obtido pela aproximação de uma única reta devido ao fato de que o limite de proporcionalidade ocorre acima de 4 mm de deformação.

Gráfico 5.20 – Ajuste de reta para localização do LP

Gráfico 5.21 – Ajuste por aproximação de uma única reta

A tabela 5.20 foi obtida a partir dos ajustes de reta e apresenta os deslocamentos e respectivas cargas onde ocorre o limite de proporcionalidade.

Tabela 5.20 – Deslocamentos e cargas referentes ao limite de proporcionalidade

Grupo	Deslocamento (mm)	Carga (kgf)
G1	2,02	0,86
G2	2,16	0,81
G3	1,99	1,07
G4	1,83	1,37
G5	--	0,73
G6	3,13	1,09
G7	2,38	0,77
G8	--	1,11
G9	1,91	0,76
G10	1,94	0,88
G11	2,21	0,86
G12	2,01	1,10
G13	1,80	0,88
G14	2,31	1,05
G15	2,51	0,59
G16	--	0,54
G17	--	0,66
G18	--	0,57
G19	--	0,76

-- acima de 4 mm

A tabela 5.21 apresenta um resumo de medidas que descrevem as cargas dos diversos grupos estudados, tais como média, mediana, maior valor de carga (máximo) e o número de observações (N) (BUSSAB; MORETTIN, 1987).

Tabela 5.21 – Descrição das cargas (kgf) em cada grupo

Grupo	Média	Mediana	Máximo	N
G1	0,50	0,30	1,29	579
G2	0,46	0,27	1,19	579
G3	0,68	0,44	1,69	577
G4	0,85	0,57	2,09	578
G5	0,30	0,22	0,73	578
G6	0,44	0,23	1,31	579
G7	0,40	0,23	1,17	580
G8	0,64	0,39	1,66	577
G9	0,87	0,58	2,19	579
G10	0,82	0,57	1,98	573
G11	0,92	0,67	2,10	579
G12	1,12	0,79	2,67	575
G13	0,88	0,73	1,81	579
G15	0,33	0,19	0,96	579
G16	0,30	0,18	0,83	579
G17	0,40	0,22	1,18	578
G18	0,35	0,23	0,89	578
G19	0,46	0,30	1,21	566

A tabela 5.22 apresenta os resultados dos testes comparativos propostos entre os grupos avaliados isolando-se apenas uma característica de variação. Para a comparação entre dois grupos (amostras pareadas) foi utilizado o teste não

paramétrico de Wilcoxon. O teste de Friedman (equivalente não paramétrico da ANOVA) foi utilizado para a comparação de três grupos (LELES, 2001). O valor Z é a estatística de teste para se chegar ao valor de p. Os resultados demonstraram que todas as comparações realizadas mostraram-se estatisticamente significativas ($p < 0,001$). Os grupos marcados por asteriscos foram os que apresentaram maior valor de carga nas comparações entre dois grupos.

Tabela 5.22 – Testes estatísticos para comparação dos grupos estudados

Grupos	Valor Z	p	Variação
G1* x G2	18,22	<0,001	Fabricante
G9 x G10*	16,06	<0,001	Fabricante
G11 x G12*	20,73	<0,001	Fabricante
G2* x G5	16,12	<0,001	Forma
G3* x G6	2,81	<0,001	Forma
G15* x G16	20,63	<0,001	Forma
G2 x G3 x G4*	1152,00	<0,001 [#]	Espessura
G5 x G7*	8,71	<0,001	Espessura
G9 x G12*	20,78	<0,001	Espessura
G10 x G11*	20,74	<0,001	Espessura
G16 x G17*	20,35	<0,001	Espessura
G18 x G19*	20,61	<0,001	Espessura
G3* x G8	20,81	<0,001	Nº de alças
G10* x G13	3,82	<0,001	Material

* Grupo com maior carga

[#] Teste de Friedman baseado na estatística qui-quadrado com 2 graus de liberdade

A tabela 5.23 apresenta os resultados das comparações múltiplas não paramétricas entre os grupos 2, 3 e 4 avaliados dois a dois. A estatística mostra que

a carga média é significativamente diferente entre os três grupos ($p < 0,001$) sendo o grupo 2 o de menor carga e o grupo 4 o de maior carga.

Tabela 5.23 – Comparações múltiplas entre os grupos 2, 3 e 4

Grupos	Valor Z	p
G2 x G3*	16,99	<0,001
G3 x G4*	16,99	<0,001
G2 x G4*	33,97	<0,001

* Grupo com maior carga

Os gráficos de 5.22 a 5.35 permitem visualizar as diferenças entre os grupos comparados por meio de colunas representativas das cargas médias de cada grupo.

Gráfico 5.22 – Cargas médias dos grupos 1 e 2 – variação do fabricante

Gráfico 5.23 – Cargas médias dos grupos 9 e 10 – variação do fabricante

Gráfico 5.24 – Cargas médias dos grupos 11 e 12 – variação do fabricante

Gráfico 5.25 – Cargas médias dos grupos 2 e 5 – variação de forma

Gráfico 5.26 – Cargas médias dos grupos 3 e 6 – variação de forma

Gráfico 5.27 – Cargas médias dos grupos 15 e 16 – variação de forma

Gráfico 5.28 – Cargas médias dos grupos 2, 3 e 4 – variação de espessura

Gráfico 5.29 – Cargas médias dos grupos 5 e 7 – variação de espessura

Gráfico 5.30 – Cargas médias dos grupos 9 e 12 – variação de espessura

Gráfico 5.31 – Cargas médias dos grupos 10 e 11 – variação de espessura

Gráfico 5.32 – Cargas médias dos grupos 16 e 17 – variação de espessura

Gráfico 5.33 – Cargas médias dos grupos 18 e 19 – variação de espessura

Gráfico 5.34 – Cargas médias dos grupos 3 e 8 – variação no número de alças

Gráfico 5.35 – Cargas médias dos grupos 10 e 13 – variação de material

RESULTADOS

RESULTADOS

5 RESULTADOS

Os gráficos e as tabelas de 5.1 a 5.19 apresentam as curvas médias obtidas por meio dos ensaios de tração para cada grupo estudado além das cargas e respectivos desvios padrões (DP) correspondentes a cada 0,5 mm de deformação (até 4 mm). Quanto mais íngreme a curva, mais rígido o arco e, conseqüentemente, maior a liberação de carga por quantidade de deformação. A ocorrência de desvios padrões bastante pequenos para as cargas de todos os arcos estudados, comprova a homogeneidade de comportamento dos fios em decorrência da produção industrial e confirma a não necessidade de um maior número de ensaios.

Gráfico 5.1 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – A Company

Tabela 5.1 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,21	0,01
1,0	0,43	0,02
1,5	0,65	0,03
2,0	0,84	0,03
2,5	0,99	0,03
3,0	1,11	0,03
3,5	1,21	0,02
4,0	1,29	0,02

Gráfico 5.2 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Tabela 5.2 – Alça em chave de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,19	0,01
1,0	0,38	0,01
1,5	0,57	0,02
2,0	0,76	0,02
2,5	0,90	0,01
3,0	1,02	0,01
3,5	1,12	0,01
4,0	1,19	0,01

Gráfico 5.3 – Alça em chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.3 – Alça em chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,27	0,03
1,0	0,54	0,04
1,5	0,81	0,03
2,0	1,05	0,03
2,5	1,25	0,03
3,0	1,41	0,03
3,5	1,54	0,02
4,0	1,66	0,02

Gráfico 5.4 – Alça em chave de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.4 – Alça em chave de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,40	0,04
1,0	0,78	0,04
1,5	1,11	0,04
2,0	1,39	0,04
2,5	1,61	0,03
3,0	1,79	0,03
3,5	1,95	0,03
4,0	2,09	0,03

Gráfico 5.5 – Alça em T¹ de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Tabela 5.5 – Alça em T¹ de aço
.016" X .022" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,10	0,02
1,0	0,18	0,02
1,5	0,27	0,02
2,0	0,36	0,02
2,5	0,44	0,02
3,0	0,51	0,02
3,5	0,57	0,02
4,0	0,63	0,02

Gráfico 5.6 – Alça em T² de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.6 – Alça em T² de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,16	0,01
1,0	0,33	0,00
1,5	0,51	0,01
2,0	0,69	0,01
2,5	0,87	0,02
3,0	1,04	0,04
3,5	1,19	0,05
4,0	1,31	0,05

Gráfico 5.7 – Alça em T¹ de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.7 – Alça em T¹ de aço
.019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,16	0,01
1,0	0,32	0,01
1,5	0,49	0,01
2,0	0,65	0,02
2,5	0,80	0,02
3,0	0,93	0,02
3,5	1,06	0,02
4,0	1,17	0,02

Gráfico 5.8 – Alça em dupla chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.8 – Alça em dupla chave de aço
.017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,17	0,01
1,0	0,31	0,01
1,5	0,46	0,01
2,0	0,60	0,01
2,5	0,74	0,01
3,0	0,87	0,01
3,5	0,99	0,01
4,0	1,11	0,01

Gráfico 5.9 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – GAC

Tabela 5.9 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,20	0,01
1,0	0,40	0,01
1,5	0,60	0,02
2,0	0,80	0,03
2,5	0,98	0,03
3,0	1,14	0,04
3,5	1,29	0,04
4,0	1,42	0,04

Gráfico 5.10 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – A Company

Tabela 5.10 – Alça em dupla chave de aço
.019" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,28	0,06
1,0	0,49	0,06
1,5	0,69	0,05
2,0	0,89	0,04
2,5	1,07	0,04
3,0	1,22	0,03
3,5	1,36	0,02
4,0	1,47	0,02

Gráfico 5.11 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – A Company

Tabela 5.11 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,26	0,03
1,0	0,53	0,05
1,5	0,79	0,06
2,0	1,05	0,06
2,5	1,28	0,05
3,0	1,49	0,04
3,5	1,67	0,04
4,0	1,83	0,03

Gráfico 5.12 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – GAC

Tabela 5.12 – Alça em dupla chave de aço
.021" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,27	0,04
1,0	0,55	0,03
1,5	0,83	0,03
2,0	1,08	0,03
2,5	1,30	0,02
3,0	1,51	0,02
3,5	1,69	0,02
4,0	1,84	0,02

Gráfico 5.13 – Alça em dupla chave de Elgiloy
.019" X .025" – A Company

Tabela 5.13 – Alça em dupla chave de
Elgiloy .019" X .025" – A Company

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,35	0,03
1,0	0,56	0,03
1,5	0,75	0,03
2,0	0,90	0,03
2,5	1,04	0,04
3,0	1,15	0,03
3,5	1,25	0,02
4,0	1,33	0,02

Gráfico 5.14 – Alça dupla "Versátil" de aço
.020" X .025" – GAC

Tabela 5.14 – Alça dupla "Versátil" de aço
.020" X .025" – GAC

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,23	0,03
1,0	0,45	0,03
1,5	0,68	0,02
2,0	0,90	0,02
2,5	1,11	0,01
3,0	1,30	0,02
3,5	1,47	0,02
4,0	1,62	0,03

Gráfico 5.15 – Alça em gota de TMA
.017" X .025" – Ormco

Tabela 5.15 – Alça em gota de TMA
.017" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,12	0,02
1,0	0,25	0,03
1,5	0,37	0,03
2,0	0,49	0,03
2,5	0,60	0,02
3,0	0,69	0,02
3,5	0,77	0,03
4,0	0,84	0,03

Gráfico 5.16 – Alça em T³ de TMA
.017" X .025" – Ormco

Tabela 5.16 – Alça em T³ de TMA
.017" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,07	0,01
1,0	0,13	0,01
1,5	0,20	0,01
2,0	0,26	0,01
2,5	0,33	0,02
3,0	0,40	0,02
3,5	0,47	0,02
4,0	0,54	0,02

Gráfico 5.17 – Alça em T³ de TMA
.019" X .025" – Ormco

Tabela 5.17 – Alça em T³ de TMA
.019" X .025" – Ormco

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da Carga
0,5	0,07	0,00
1,0	0,15	0,00
1,5	0,23	7,74E-4
2,0	0,31	7,74E-4
2,5	0,40	0,00
3,0	0,48	0,01
3,5	0,57	0,01
4,0	0,66	0,01

Gráfico 5.18 – Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.18 – Alça em cogumelo de TMA .017" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,08	0,01
1,0	0,16	0,01
1,5	0,24	0,01
2,0	0,31	0,01
2,5	0,38	0,01
3,0	0,45	0,01
3,5	0,51	0,01
4,0	0,57	0,01

Gráfico 5.19 – Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers

Tabela 5.19 – Alça em cogumelo de TMA .019" X .025" – Ortho Organizers

Deslocamento (mm)	Carga (kgf)	DP da carga
0,5	0,12	0,02
1,0	0,21	0,03
1,5	0,31	0,03
2,0	0,42	0,03
2,5	0,51	0,03
3,0	0,61	0,03
3,5	0,69	0,03
4,0	0,77	0,02

O gráfico 5.20 exemplifica o ajuste de retas realizado para cada curva média obtida a partir das diferentes amostras estudadas. Para a realização deste ajuste foram determinados inicialmente dois coeficientes angulares para cada curva. O ponto de interseção entre as retas define o limite de proporcionalidade (LP) das alças estudadas.

O gráfico 5.21 permite visualizar que em alguns casos este ajuste foi obtido pela aproximação de uma única reta devido ao fato de que o limite de proporcionalidade ocorre acima de 4 mm de deformação.

Gráfico 5.20 – Ajuste de reta para localização do LP

Gráfico 5.21 – Ajuste por aproximação de uma única reta

A tabela 5.20 foi obtida a partir dos ajustes de reta e apresenta os deslocamentos e respectivas cargas onde ocorre o limite de proporcionalidade.

Tabela 5.20 – Deslocamentos e cargas referentes ao limite de proporcionalidade

Grupo	Deslocamento (mm)	Carga (kgf)
G1	2,02	0,86
G2	2,16	0,81
G3	1,99	1,07
G4	1,83	1,37
G5	--	0,73
G6	3,13	1,09
G7	2,38	0,77
G8	--	1,11
G9	1,91	0,76
G10	1,94	0,88
G11	2,21	0,86
G12	2,01	1,10
G13	1,80	0,88
G14	2,31	1,05
G15	2,51	0,59
G16	--	0,54
G17	--	0,66
G18	--	0,57
G19	--	0,76

-- acima de 4 mm

A tabela 5.21 apresenta um resumo de medidas que descrevem as cargas dos diversos grupos estudados, tais como média, mediana, maior valor de carga (máximo) e o número de observações (N) (BUSSAB; MORETTIN, 1987).

Tabela 5.21 – Descrição das cargas (kgf) em cada grupo

Grupo	Média	Mediana	Máximo	N
G1	0,50	0,30	1,29	579
G2	0,46	0,27	1,19	579
G3	0,68	0,44	1,69	577
G4	0,85	0,57	2,09	578
G5	0,30	0,22	0,73	578
G6	0,44	0,23	1,31	579
G7	0,40	0,23	1,17	580
G8	0,64	0,39	1,66	577
G9	0,87	0,58	2,19	579
G10	0,82	0,57	1,98	573
G11	0,92	0,67	2,10	579
G12	1,12	0,79	2,67	575
G13	0,88	0,73	1,81	579
G15	0,33	0,19	0,96	579
G16	0,30	0,18	0,83	579
G17	0,40	0,22	1,18	578
G18	0,35	0,23	0,89	578
G19	0,46	0,30	1,21	566

A tabela 5.22 apresenta os resultados dos testes comparativos propostos entre os grupos avaliados isolando-se apenas uma característica de variação. Para a comparação entre dois grupos (amostras pareadas) foi utilizado o teste não

paramétrico de Wilcoxon. O teste de Friedman (equivalente não paramétrico da ANOVA) foi utilizado para a comparação de três grupos (LELES, 2001). O valor Z é a estatística de teste para se chegar ao valor de p. Os resultados demonstraram que todas as comparações realizadas mostraram-se estatisticamente significativas ($p < 0,001$). Os grupos marcados por asteriscos foram os que apresentaram maior valor de carga nas comparações entre dois grupos.

Tabela 5.22 – Testes estatísticos para comparação dos grupos estudados

Grupos	Valor Z	p	Variação
G1* x G2	18,22	<0,001	Fabricante
G9 x G10*	16,06	<0,001	Fabricante
G11 x G12*	20,73	<0,001	Fabricante
G2* x G5	16,12	<0,001	Forma
G3* x G6	2,81	<0,001	Forma
G15* x G16	20,63	<0,001	Forma
G2 x G3 x G4*	1152,00	<0,001 [#]	Espessura
G5 x G7*	8,71	<0,001	Espessura
G9 x G12*	20,78	<0,001	Espessura
G10 x G11*	20,74	<0,001	Espessura
G16 x G17*	20,35	<0,001	Espessura
G18 x G19*	20,61	<0,001	Espessura
G3* x G8	20,81	<0,001	Nº de alças
G10* x G13	3,82	<0,001	Material

* Grupo com maior carga

[#] Teste de Friedman baseado na estatística qui-quadrado com 2 graus de liberdade

A tabela 5.23 apresenta os resultados das comparações múltiplas não paramétricas entre os grupos 2, 3 e 4 avaliados dois a dois. A estatística mostra que

a carga média é significativamente diferente entre os três grupos ($p < 0,001$) sendo o grupo 2 o de menor carga e o grupo 4 o de maior carga.

Tabela 5.23 – Comparações múltiplas entre os grupos 2, 3 e 4

Grupos	Valor Z	p
G2 x G3*	16,99	<0,001
G3 x G4*	16,99	<0,001
G2 x G4*	33,97	<0,001

* Grupo com maior carga

Os gráficos de 5.22 a 5.35 permitem visualizar as diferenças entre os grupos comparados por meio de colunas representativas das cargas médias de cada grupo.

Gráfico 5.22 – Cargas médias dos grupos 1 e 2 – variação do fabricante

Gráfico 5.23 – Cargas médias dos grupos 9 e 10 – variação do fabricante

Gráfico 5.24 – Cargas médias dos grupos 11 e 12 – variação do fabricante

Gráfico 5.25 – Cargas médias dos grupos 2 e 5 – variação de forma

Gráfico 5.26 – Cargas médias dos grupos 3 e 6 – variação de forma

Gráfico 5.27 – Cargas médias dos grupos 15 e 16 – variação de forma

Gráfico 5.28 – Cargas médias dos grupos 2, 3 e 4 – variação de espessura

Gráfico 5.29 – Cargas médias dos grupos 5 e 7 – variação de espessura

Gráfico 5.30 – Cargas médias dos grupos 9 e 12 – variação de espessura

Gráfico 5.31 – Cargas médias dos grupos 10 e 11 – variação de espessura

Gráfico 5.32 – Cargas médias dos grupos 16 e 17 – variação de espessura

Gráfico 5.33 – Cargas médias dos grupos 18 e 19 – variação de espessura

Gráfico 5.34 – Cargas médias dos grupos 3 e 8 – variação no número de alças

Gráfico 5.35 – Cargas médias dos grupos 10 e 13 – variação de material

DISCUSSÃO**DISCUSSÃO**

6 DISCUSSÃO

Na prática clínica o movimento dos dentes nunca ocorre por influência de uma força simples. Na realidade a movimentação dentária é determinada por diversas forças, naturais ou intencionais, atuando de forma diferente. É quase impossível representar matematicamente todos os complicados sistemas de forças que agem sobre os dentes, porém é de suma importância conhecer as forças que são empregadas por meio dos aparelhos ortodônticos (MOYERS, 1991). Quando o enfoque é a fase de fechamento dos espaços das extrações, com a utilização de alças de retração, é preciso conhecer diversos outros fatores, como as características da liga utilizada, as dimensões da secção transversal do fio, a geometria das alças, a força liberada, além de avaliar os componentes biológicos e individuais onde esses fatores vão atuar.

Do ponto de vista biológico existem divergências, entre os pesquisadores, quanto à força ótima que promova movimento dentário sem danos. A literatura pertinente apresenta uma grande quantidade de estudos enfatizando que a busca por valores quantitativos para força ótima é impraticável, pois esta se encontra na dependência da variação individual, tipo de força aplicada, tipo de movimento e superfície radicular dos dentes. No entanto, o consenso geral leva ao denominador comum de que forças pesadas são prejudiciais (JARABAK; FIZZELL, 1957; LANGLADE, 1993; REITAN, 1957; REN; MALTA; KUIJPERS-JAGTMAN, 2003; SMITH; STOREY, 1952; STONER, 1960).

Diante das controvérsias, é interessante que se conheça os valores de forças (g) que os diversos autores têm sugerido em suas pesquisas para a movimentação distal dos dentes anteriores (Quadro 6.1).

AUTORES	DENTES					
	<u>3</u>	<u>3</u>	<u>21/12</u>	<u>21/12</u>	<u>321/123</u>	<u>321/123</u>
Smith e Storey 1952	--	150-200	--	--	--	--
Reitan 1957	250	100-200	--	--	--	--
Lee 1965	150-260	--	--	--	--	--
Hixon et al. 1969	300	--	--	--	--	--
Sleighter 1971	--	200	--	--	--	--
Boester e Johnston 1974	140-300	--	--	--	--	--
Jarabak e Fizzell 1975	105-170	85-130	250-350	200-280	460-690	370-540
Ricketts 1976	--	--	320	--	--	--
Lee 1995	337-388	--	--	--	--	--
Shimizu 1995	150	120	300	240	600	480
Iwasaki et al. 2000	18-60	--	--	--	--	--

-- Não disponível

Quadro 6.1 – Forças (g) recomendadas por pesquisadores

Anteriormente ao advento das novas ligas, o uso de várias formas de alças era comumente adotado nas diversas fases do tratamento com o intuito de aumentar a flexibilidade dos fios e diminuir os níveis de força empregados. Com a introdução de outros materiais à prática ortodôntica, o uso de alças diminuiu para reduzir o tempo de trabalho e prevenir possíveis danos à mucosa, porém na fase de retração anterior parece haver maior aceitação na utilização das alças uma vez que a força aplicada não apresenta redução no seu efeito devido ao atrito quando comparado à mecânica de deslize (ODEGAARD; MELING; MELING, 1996; STAGGERS; GERMANE, 1991).

Diante da difícil tarefa que é o domínio da biomecânica, considerando-se os infindáveis fatores e variáveis que interferem tanto do ponto de vista físico quanto biológico e, com o avanço dos materiais e variedades de alças disponíveis no mercado, buscou-se com esta pesquisa trazer ao ortodontista dados objetivos e mensuráveis para norteá-lo na escolha do arco mais adequado para a fase de fechamento dos espaços. Intentou-se, desta forma, quantificar a força que é liberada por diferentes tipos de alças impondo-lhes diferentes ativações e, a seguir, compará-las quanto às variações de espessura, material, forma, fabricante e número de alças.

Analisando-se de um modo geral as curvas de carga x deformação obtidas por meio dos ensaios de tração constata-se, como esperado e largamente descrito na literatura, a diferença de comportamento entre as diferentes ligas utilizadas nos arcos. Os arcos de aço inoxidável e de Elgiloy apresentam curvas mais definidas e mais íngremes o que demonstra maior rigidez dos fios com liberação de cargas mais elevadas. Já os arcos de beta-titânio apresentam aspecto mais retilíneo e menos íngreme revelando, ao contrário, fios mais flexíveis com liberação de cargas mais suaves (BURSTONE; GOLDBERG, 1980; CECILIO et al., 2005; DRAKE et al., 1982; GOLDBERG; BURSTONE, 1979; JOHNSON; LEE, 1989; KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY, 1997).

Uma avaliação mais detalhada das curvas e tabelas de cargas revela diferenças de comportamento quando se compara ligas iguais o que sugere a influência das outras variáveis presentes nos arcos (LINO, 1973; ODEGAARD; MELING; MELING, 1996; SHIMIZU et al., 2002a, 2002b; THIESEN et al., 2001; THIESEN, 2003; THIESEN et al., 2004).

Comparando-se, por exemplo, os pares de gráficos e tabelas 5.1 e 5.2 (p. 83 e 84); 5.9 e 5.10 (p. 87 e 88); 5.11 e 5.12 (p. 88 e 89) verifica-se que embora apresentem a mesma liga (aço inoxidável), a mesma espessura, a mesma forma e número de alças, as forças mostraram-se diferentes em função da variação do fabricante. É importante ressaltar que os fabricantes não fornecem a composição e nem o processamento mecano-térmico das ligas utilizadas em seus arcos o que pode sugerir que algumas variações no teor da liga e no processo de produção do aço sejam responsáveis pelas diferenças encontradas. As propriedades dos fios de aço podem ser alteradas por diferenças químicas e variações na quantidade de “trabalho a frio” e de tratamento térmico durante a sua produção o que induz mudanças na rede cristalina. (BURSTONE, 1981; CECILIO et al., 2005; GOLDBERG; VANDERBY; BURSTONE, 1977; JOHNSON, 2003; PROFFIT; FIELDS, 2002).

A comparação entre os pares de gráficos e tabelas 5.2 e 5.5 (p. 84 e 85); 5.3 e 5.6 (p. 84 e 86); 5.15 e 5.16 (p. 90 e 91), que apresentam a mesma espessura, material, número de alças e fabricante, mostra a influência da forma das alças no comportamento mecânico dos arcos (BURSTONE; BALDWIN, LAWLESS, 1961; LANGLADE, 1993). As alças em forma de T mostraram maior flexibilidade que as alças em forma de gota e em forma de chave. Por sua vez as alças em forma de chave liberaram forças maiores. A forma de T tem sido apontada na literatura como o melhor formato quando se deseja redução na rigidez e aumento de flexibilidade (ODEGAARD; MELING; MELING, 1996; SHIMIZU et al., 2002a, 2002b; THIESEN et al., 2001; THIESEN, 2003; THIESEN et al., 2004). Considerando que a forma e dimensões das alças interferem no seu comportamento mecânico (CHEN; MARKHAM; KATONA, 2000; LANGLADE, 1993; LINO, 1973; ODEGAARD; MELING;

MELING, 1996), suspeitou-se a princípio que o aumento na flexibilidade fosse devido às dimensões das alças uma vez que as alturas são similares variando somente o diâmetro: 3 mm, 4 mm e 6 a 6,5 mm respectivamente para as alças em gota, em chave e em T. Porém os resultados encontrados mostram que, mesmo com diâmetro menor, a forma de gota exibe forças menores que a forma de chave, evidenciando a influência da forma.

A rigidez de um fio é consequência da espessura e do material, assim, pequenas mudanças na sua espessura podem produzir alterações significantes na relação carga-deflexão. Quando comparados os gráficos e tabelas 5.2, 5.3 e 5.4 (p. 84 e 85); 5.5 e 5.7 (p. 85 e 86); 5.9 e 5.12 (p. 87 e 89); 5.10 e 5.11 (p. 88); 5.16 e 5.17 (p. 91); 5.18 e 5.19 (p. 92), que representam arcos de mesmo material, forma e número de alças e fabricante, foi possível verificar a concordância com as afirmações científicas (BURSTONE, 1981; BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961; LANGLADE, 1993; ODEGAARD; MELING; MELING, 1996). Todas as comparações mostraram que o aumento na espessura produz um aumento na força liberada, aumento este maior ou menor dependendo da liga.

Analisando a variação no número de alças por intermédio dos gráficos e tabelas 5.3 e 5.8 (p. 84 e 87) representativos de arcos de mesma liga (aço inoxidável), forma, fabricante e espessura, foi possível notar um decréscimo importante na força para os arcos de dupla chave. Isto confirma o princípio básico da biomecânica de que quanto maior o comprimento do fio maior a sua flexibilidade.

A avaliação quanto à variação do material só foi possível para os arcos dupla chave que apresentam as versões em Elgiloy e aço inoxidável (gráficos e tabelas 5.10 e 5.13). Os arcos de beta-titânio são encontrados no mercado mais comumente nas

formas de T e cogumelo. Porém foi possível verificar, de forma geral, que o material (liga metálica) foi a variável que apresentou maior influência sobre a força (THIESEN et al., 2001). Comparando-se os gráficos e tabelas 5.10 e 5.13 (p. 88 e 89) que apresentam arcos de forma e número de alças, fabricante e espessura similar, constatou-se importante diferença na liberação de força. Até 2 mm de deformação o Elgiloy apresenta liberação de força maior que o aço, acima de 2 mm o aço inoxidável exibe forças maiores. Embora a literatura pertinente atribua características de rigidez semelhantes entre o aço inoxidável e o cromo-cobalto (KAPILA; SACHDEVA, 1989; KUSY, 1997), este último tem apresentado, quando testado, valores de módulo de elasticidade maiores, coerentes com a liberação de forças mais elevadas (na faixa de parâmetros clínicos de ativação) apresentadas neste estudo (ASGHARNIA; BRANTLEY, 1986; BURSTONE; GOLDBERG, 1980; CECILIO et al., 2005).

Todas as diferenças apontadas foram confirmadas pelos testes estatísticos, ou seja, todos os grupos comparados apresentaram diferenças estatisticamente significantes, demonstrando que efetivamente todas as variáveis presentes – material, espessura, forma e número de alças e fabricante – promovem alterações na força liberada. É interessante observar que embora tenha sido escolhido o nível de significância de 1%, as diferenças apresentadas mostraram-se significativas no nível de 0,1% (Tabelas 5.22 e 5.23 – p. 96 e Gráficos 5.22 a 5.35 – p. 97 a 103).

O interesse pela determinação do intervalo de deformação onde ocorre o limite de proporcionalidade encontra respaldo no fato de que, na prática clínica, utiliza-se um padrão de ativação de 1mm. A adoção deste padrão não é bem explicitada na literatura científica, supondo-se ter sido adotado da técnica de Edgewise em que se utilizavam as alças de aço inoxidável e preconizava-se uma ativação de um “dime”,

moeda americana com espessura aproximada de 1,25 mm. Estudos posteriores utilizando diferentes formas de alças, espessuras e materiais, referem-se a ativações que chegam até a 4 mm para a retração de todos os dentes anteriores (SCELZA NETO; MUCHA; CHEVITARESE, 1985; SHIMIZU et al., 2002a, 2002b; URIBE; NANDA, 2003). Se a intensidade de ativação pode variar de acordo com a quantidade de força desejada para movimentar os dentes, e esta força apresenta variações entre os diferentes tipos de arcos, é importante conhecer até que ponto as alças podem ser ativadas sem ultrapassar seu regime elástico, preservando assim suas propriedades. Para todas as alças pesquisadas o limite de proporcionalidade ocorreu acima de 1,5 mm de deformação, sendo que para aquelas que liberam menor força, este limite ocorreu acima de 4 mm (Tabela 5.20 – p. 94).

Infelizmente todas as pesquisas disponíveis utilizam alças confeccionadas manualmente, com formas, materiais e dimensões diferentes o que inviabiliza qualquer tipo de comparação com o presente estudo. No entanto, como a finalidade maior desta pesquisa é trazer para o ortodontista um guia prático para a clínica diária, onde normalmente se utiliza arcos pré-fabricados, algumas considerações clínicas devem ser mencionadas.

CONSIDERAÇÕES CLÍNICAS

Sendo os arcos disponíveis no mercado configurados para a retração em massa de todo o segmento anterior (incisivos centrais, laterais e caninos), as considerações que se seguem foram baseadas nas forças necessárias para a movimentação destes dentes segundo Jarabak e Fizzell (460 a 690 g para os dentes

superiores e 370 a 540 g para os inferiores) e Shimizu (600 g para os dentes superiores e 480 g para os inferiores) (JARABAK; FIZZELL, 1975; SHIMIZU, 1995).

Para a retração do segmento anterior são empregadas alças dispostas bilateralmente no arco, o que supõe que as magnitudes de forças recomendadas deveriam ser divididas por dois para a escolha do arco adequado e quantidade de ativação.

O quadro 6.2 (p. 113) apresenta os arcos estudados por ordem crescente de quantidade de força média (g) liberada até 2 mm de ativação. Para cada arco foi colocada em destaque a força que se enquadra dentro dos parâmetros sugeridos pelos autores acima citados e a quantidade de ativação necessária para liberá-las. Os destaques em lilás correspondem às forças para movimentação dos dentes superiores, em laranja às forças para movimentação dos dentes inferiores e em verde, para os dentes superiores e inferiores.

É interessante observar que muitos arcos liberam forças adequadas com 0,5 mm de ativação e que para estes mesmos arcos 1 mm de ativação promoveria forças indesejáveis. Por outro lado, como já referido, ligas de beta-titânio podem requerer até 2,0 mm de ativação para alcançar forças compatíveis. Em virtude da necessidade de precisão para o procedimento clínico, sugere-se a utilização de calibradores de espessura, pois um pequeno erro na ativação poderia gerar forças inadequadas e até alterar o comportamento da alça.

Os arcos de espessura .019"x.025" dupla chave de Elgiloy da A Company e uma chave de aço da Ortho Organizers demandam cuidados para sua utilização devido a liberação excessiva de força, acima dos padrões fisiológicos sugeridos.

Quando houver necessidade de pré-ativações (efeito Gable) para controle de movimento radicular ou de extrusões dentárias, é importante que se considerem possíveis incrementos na força (SHIMIZU et al., 2002a, 2002b; THIESEN, 2003). Como tem sido relatado na literatura, para arcos confeccionados manualmente em aço inoxidável, este aumento parece maior para alças em gota quando comparadas às alças em forma de T. (SHIMIZU et al., 2002a; THIESEN et al., 2004).

Espessura	Forma	Material	Fabricante	Ativação (mm)			
				0,5	1,0	1,5	2,0
.017"x .025"		TMA	Ormco	70	130	200	260
.019"x .025"		TMA	Ormco	70	150	230	310
.017"x .025"		TMA	Ortho Organizers	80	160	240	310
.016"x .022"		Aço	Ortho Organizers	100	180	270	360
.019"x .025"		TMA	Ortho Organizers	120	210	310	420
.017"x .025"		TMA	Ormco	120	250	370	490
.017"x .025"		Aço	Ortho Organizers	170	310	460	600
.019"x .025"		Aço	Ortho Organizers	160	320	490	650
.017"x .025"		Aço	Ortho Organizers	160	330	510	690
.016"x .022"		Aço	Ortho Organizers	190	380	570	760
.019"x .025"		Aço	GAC	200	400	600	800
.016"x .022"		Aço	A Company	210	430	650	840
.020"x .025"		Aço	GAC	230	450	680	900
.019"x .025"		Aço	A Company	280	490	690	890
.021"x .025"		Aço	A Company	260	530	790	1050
.017"x .025"		Aço	Ortho Organizers	270	540	810	1050
.021"x .025"		Aço	GAC	270	550	830	1080
.019"x .025"		Elgiloy	A Company	350	560	750	900
.019"x .025"		Aço	Ortho Organizers	400	780	1110	1390

Superiores	Inferiores	Superiores e inferiores

Quadro 6.2 – Guia clínico para a escolha do arco de retração

A quantidade de força liberada por um arco de retração sofre a influência do material (liga metálica), geometria das alças (forma, dimensões e número), e espessura do fio, o que ficou evidente nas pesquisas reportadas (BURSTONE, 1981; BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961; CHEN; MARKHAM; KATONA, 2000; LANGLADE, 1993; LINO, 1973; ODEGAARD; MELING; MELING, 1996; SHIMIZU et al., 2002a, 2002b; THIESEN et al., 2001; THIESEN, 2003; THIESEN et al., 2004) e foram comprovadas neste estudo, onde também foi constatada a atuação do fator fabricante. As diferentes combinações destas variáveis nos arcos dificultam a previsão dos resultados na geração da força. Ou seja, embora a liga metálica exerça maior influência na força gerada, um arco de aço com espessura menor e uma alça T, por exemplo, pode liberar forças menores que um arco de titânio-molibdênio de maior espessura e alça em forma de gota. Seria bastante importante se os fabricantes se preocupassem com testes prévios, de forma a fornecer impresso em suas embalagens informações de propriedades mecânicas importantes para o desempenho dos fios. O que ocorre atualmente é que a escolha é feita em função do renome dos fabricantes ou tipo de material, sem o conhecimento de resultados de testes prévios para a comprovação de seu desempenho (WARE; MASSON, 1975). Esse desempenho fica ainda mais imprevisível quando os arcos são confeccionados manualmente, acrescentando-se aí componentes de falhas na simetria e dimensões das alças.

CONCLUSÕES**CONCLUSÕES**

7 CONCLUSÕES

Segundo a metodologia empregada e com base nos resultados obtidos por meio das análises estatísticas, torna-se lícito concluir:

7.1 Os padrões médios de força dos arcos pesquisados apresentaram variações, sugerindo que ativações entre 0,5 e 1,0 mm são as que geralmente liberam cargas mais fisiológicas (Quadro 6.2 – p.113).

7.2 O limite de proporcionalidade da maioria dos arcos estudados ocorreu entre 1,8 mm e 2,5 mm de ativação, sendo que para alguns, principalmente os de TMA este limite ocorreu acima de 4 mm de deformação (Tabela 5.20 – p.94).

7.3 Todas as comparações entre os grupos estudados apresentaram diferenças estatisticamente significativas (Tabela 5.22 – p.96). Sumarizando, as comparações revelaram:

- Fios mais espessos liberam forças maiores.
- Alças em forma de T exibem forças menores que a forma de gota e de chave.
- Arcos com quatro alças (dupla chave) produzem forças menores que os com duas alças.
- Arcos de titânio-molibdênio apresentam forças expressivamente menores que os de aço inoxidável e cromo-cobalto.

REFERÊNCIAS

- Arcos da GAC apresentam forças maiores que os seus similares da A Company que por sua vez mostraram forças maiores quando comparados aos seus correlatos da Ortho Organizers.

REFERÊNCIAS**REFERÊNCIAS**

REFERÊNCIAS¹

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

Barbosa JA, Suzuki H, Caram CSB. Visão contemporânea da biomecânica Straight Wire – “Sistema Versátil”. In: Nova visão em Ortodontia e Ortopedia Funcional dos Maxilares – SPO; 2004 out. 9-12; São Paulo. São Paulo: Santos; 2004. cap.3, p.29-41.

Begg PR. Differential force in orthodontic treatment. Am J Orthod 1956;42(7):481-510.

Boester CH, Johnston LE. A clinical investigation of the concepts of differential and optimal force in canine retraction. Am J Orthod 1974;44(2):113-9.

Bull HL. Obtaining facial balance in the treatment of Class II, Division 1. Angle Orthod 1951; 21(3):139-48.

Burstone CJ. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: Graber TM, Vanarsdall Jr. RL. Ortodontia - Princípios e técnicas atuais. 3ªed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan; 2002. cap.4, p.228-57.

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

Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod 1961;31(1):1-14.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: A new orthodontic alloy. Am J Orthod 1980;77(2):121-32.

Burstone CJ, Goldberg AJ. Status report on beta titanium orthodontic wires. J Am Dent Assoc 1982;105(4):684-5.

---

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod* 1976;70(1):1-19.

Bussab WO, Morettin PA. *Estatística Básica*. 4ª ed. São Paulo: Atual; 1987.

Cecilio E, Abrão J, Lima LFCP, Rossi, JL. Avaliação mecanodinâmica de ligas utilizadas em arcos ortodônticos de retração. *Ortodontia* 2005;38(1):25-33.

Chaconas SJ, Caputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod* 1989;59(1):25-30.

Chen J, Markham DL, Katona TR. Effects of T-loop geometry on its forces and moments. *Angle Orthod* 2000;70(1):48-51.

Conover WJ. *Practical nonparametric statistics*. 2ª ed. New York: Wiley; 1980.

Consolaro A. Biologia da movimentação dentária: princípios básicos aplicados à clínica. In: Interlandi S. *Ortodontia - Bases para a iniciação*. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1999. cap.21; p.437-49.

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

Ferros & aços I. Disponível em URL: <http://www.mspsc.eng.br/ciemat/aco1.asp> [2006 Jul. 7].

Ferros & aços IV. Disponível em URL: <http://www.mspsc.eng.br/ciemat/aco4.asp> [2006 Jul. 7].

Goldberg AJ, Vanderby Jr. R, Burstone CJ. Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires. *J Dent Res* 1977;56(10):1227-31.

Goldberg AJ, Burstone CJ. An evaluation of beta-titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res* 1979;58(1-3):593-9.

Halderson H, Johns EE, Moyers R. The selection of forces for tooth movement. Am J Orthod 1953;39(1):25-35.

Hixon EH, Atikian H, Callow GE, McDonald HW, Tacy RJ. Optimal force, differential force, and anchorage. Am J Orthod 1969;55(1):437-57.

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

Jarabak JR, Fizzell JA. Aparatologia del arco de canto com alambres delgados. 2ª ed. Trad. Federico Rosenmeyer. Buenos Aires: Mundi; 1975. cap. 7; p.277-379.

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

Johnson E. Relative stiffness of beta titanium archwires. Angle Orthod 2003;73(3):259-69.

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

Kohl RW. Metallurgy in orthodontics. Angle Orthod 1964;34(1):37-52.

Kuhlberg AJ, Priebe D. Testing force systems and biomechanics-measured tooth movements from differential moment closing loops. Angle Orthod 2003;73(3):270-80.

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

Kusy RP, Mims L, Whitley JQ. Mechanical characteristics of various tempers of as-received cobalt-chromium archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119(3):274-91.

Langlade M. Terapêutica Ortodôntica. 3ª ed. Trad. Miguel N. Benvenga. São Paulo: Santos; 1993. cap.1, p.1-78.

Lee BW. Relationship between tooth movement rate and estimated pressure applied. J Dent Res 1965;44(5):1053.

Lee BW. The force requirements for tooth movement. Part I: tipping and bodily movement. Aust Orthod J 1995;13(4):238-48.

Leles CR. Princípios de Bioestatística. In: Estrela C. Metodologia Científica - Ensino e Pesquisa em Odontologia. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 2001. cap.14, p.275-305.

Lino AP. Avaliação de propriedades mecânicas da alça de retração ortodôntica em função do tratamento térmico e dimensões. Ortodontia 1973;6(1):15-23.

Marcotte MR. Biomecânica em Ortodontia. 1ª ed. Trad. de Mônica Salfatis. São Paulo: Santos; 1993.

Matsui S, Otsuka Y, Kobayashi S, Ogawa S, Kanegae H. Time-saving closing loops for anterior retraction. J Clin Orthod 2002;36(1):38-41.

Moyers RE. Ortodontia. 4ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1991. cap.13, p.258-80.

Muench A. Metais em Ortodontia. In: Interlandi S. Ortodontia - Bases para a iniciação. 4ª ed. São Paulo: Artes Médicas; 1999. cap.18, p.487-96.

Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, Wasserman W. Applied Linear Statistical Models. 4ª ed. Illinois: Richard D. Irwing; 1996.

44. Odegaard J, Meling T, Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: An in vitro study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1996;109(5):496-505.

Oliveira EJ. Biomecânica Básica para Ortodontistas. São Paulo: Ernesto.

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

Phillips RW. Materiais Dentários de Skinner. 8ª ed. Trad. de Dioracy Fonterrada Vieira. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1986.

Proffit WR, Fields HW. Ortodontia Contemporânea. 3ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002.

Quinn RS, Yoshikawa DK. A reassessment of force magnitude in orthodontics. Am J Orthod 1985;88(3):252-60.

Raboud DW, Faulkner, MG, Lipsett AW, Habershtock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1997;112(4):378-92.

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

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

Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. Am J Orthod 1976;70(4):359-97.

Scelza Neto P, Mucha JN, Chevitarese O. Mola de fechamento de espaços em Ortodontia em forma de lágrima: desempenho em tração. Rev Bras Odontol 1985;42(6):22-9.

Schwarz AM. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. Int J Orthod Oral Surg 1932;18(4):331-52.

Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1995.

Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2002a;7(6):49-61.

Shimizu RH, Sakima T, Pinto AS, Shimizu IA. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços. J Bras Ortodon Ortop Facial 2002b;7(41):371-87.

Sleichter CG. A clinical assessment of light and heavy forces in the closure of extraction spaces. Angle Orthod 1971;41(1):66-75.

Smith R, Storey E. The importance of force in orthodontics. Aust J Dent 1952;56(6):291-304.

Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984;85(4):294-307.

Souza RS, Pinto AS, Shimizu RH, Sakima MT, Gandini Jr. LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. Rev Dent Press Ortod Ortop Facial 2003;8(5):113-22.

Staggers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. J Clin Orthod 1991;25(6):364-9.

Stoner MM. Force control in clinical practice Am J Orthod 1960;46(3):163-186.

Storey E. The nature of tooth movement. Am J Orthod 1973;63(3):292-314.

Suzuki H, Lima RS. Arco de retração anterior dupla chave (DKH – Parker). Ortodontia 2001;34(1):73-8.

Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94(5):426-31.

Thiesen G, Menezes LM, Cardoso MA, Ritter DE, Locks A. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em Ortodontia. Ortod Gaúcha 2001;5(2):86-91.

Thiesen G. Análise dos sistemas de forças produzidos por diferentes alças ortodônticas para fechamento de espaços [Dissertação de Mestrado]. Porto Alegre: Faculdade de Odontologia PUC/RS; 2003.

Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. Rev Assoc Paul Espec Ortod 2004;2(2):77-92.

Thilander B, Rygh P, Reitan K. Reações teciduais em Ortodontia. In: Graber TM, Vanarsdall Jr. RL. Ortodontia - Princípios e técnicas atuais. 3ªed. Rio de Janeiro; Guanabara Koogan; 2002. cap.2, p.101-68.

Uribe F, Nanda R. Treatment of Class II, Division 2 malocclusion in adults: Biomechanical considerations. J Clin Orthod 2003;37(11):599-606.

Ware AL, Masson RJ. Physical properties of orthodontic wires. Aust Orthod J 1975;4(2):53-61.

GLOSSÁRIO

GLOSSÁRIO

Aço – denominação genérica para ligas ferro-carbono com teores de carbono de 0,008 a 2,11% (% em massa), contendo outros elementos residuais do processo de produção e podendo conter outros elementos de liga propositalmente adicionados (Ferros & aços I... 2006).

Aço inoxidável austenítico – a adição de cromo e níquel (18% e 8 % em massa, respectivamente) ao aço forma os aços inoxidáveis austeníticos, que são provavelmente os aços inoxidáveis mais usados (Ferros & aços VI... 2006).

Aço inoxidável martensítico – são aços com teores de cromo na faixa de 11 a 18%. Alguns podem conter níquel, mas o teor é baixo em comparação com os austeníticos (Ferros & aços VI... 2006).

Alotrópico – referente à alotropia: fenômeno que consiste na capacidade de um elemento químico configurar-se em mais de um sistema cristalino e consequentemente exibir diferentes propriedades físicas (Ferros & aços VI... 2006).

Biocompatibilidade – resistência à corrosão e tolerância tecidual (KOHL, 1964).

Carga Máxima – maior força que pode ser aplicada seguramente a um fio sem que haja deformação permanente (BURSTONE; BALDWIN; LAWLESS, 1961)

Centro de Resistência (C_{Res}) – para um dente se movimentar quando exposto a uma força, ele depende de características próprias (massa, forma, etc.) bem como de características dos elementos que o limitam (ligamento periodontal, vasos sanguíneos, osso, tecido conjuntivo, etc.). O C_{Res} é conceitualmente idêntico ao centro de massa. É o ponto do dente onde uma única força produziria deslocamento, ou seja, todos os pontos do dente se moveriam em linhas retas e paralelas (MARCOTTE, 1993). A posição do centro de resistência varia conforme o comprimento da raiz e a altura do osso alveolar (SMITH; BURSTONE, 1984). Em dentes de raiz única, o centro de resistência localiza-se de um terço à metade do caminho da crista alveolar ao ápice. Em dentes com mais de uma raiz encontra-se apicalmente à região da furca. O centro de resistência é fixo e não pode ser alterado por forças ortodônticas (MOYERS, 1991).

Centro de rotação – a proporção entre o momento e a força (M/F) em relação ao centro de resistência determina o centro de rotação. Este pode estar em qualquer ponto do dente ou fora dele e pode ser determinado por qualquer movimento dentário (ex: no movimento de inclinação controlada o centro de rotação encontra-se deslocado para o ápice e no movimento radicular para a borda incisal). O controle sobre o centro de rotação fornece controle sobre os tipos, mas não sobre a quantidade de movimento dentário (SMITH; BURSTONE, 1984).

Força – é a energia desencadeada para produzir movimentos ou induzir mudanças num corpo, no caso os dentes, ligamento periodontal e os ossos. Uma força tem

magnitude, ponto de aplicação e direção (sentido e linha de ação), sendo portanto, representadas por vetores (MOYERS, 1991).

Formabilidade (tenacidade ou ductibilidade) – é a capacidade de um fio para resistir às deformações plásticas (permanentes) sem sofrer fratura (KOHL, 1964; PHILLIPS, 1986; MUENCH, 1999).

Limite de elasticidade (LE) – ponto onde a tensão deixa de ser proporcional à deformação e começam a ocorrer deformações residuais. Quando este limite é ultrapassado, algum grau de deformação permanente permanece no fio após a remoção da tensão (limite convencional de escoamento). Esse limite não é facilmente identificável adotando-se, segundo a ASTM E8 (Standard Test Methods for Tension), um desvio de 0,1% a 0,2% para os metais (KOHL, 1964; KUSY; MIMS; WHITLEY, 2001; PHILLIPS, 1986; MUENCH, 1999).

Limite de proporcionalidade (LP) – ponto no gráfico tensão/deformação em que as deformações são proporcionais às tensões aplicadas. Na deformação elástica, a tensão é diretamente proporcional à deformação (lei de Hooke) (KOHL, 1964; PHILLIPS, 1986; MUENCH, 1999).

Módulo de elasticidade ou módulo de Young (E) – é a relação entre a tensão e a deformação até o limite de proporcionalidade. Expressa uma propriedade do metal; quanto maior o E mais rígido o fio e menor a sua resiliência. A magnitude de força gerada por um arco ortodôntico é proporcional ao E da liga (KOHL, 1964; PHILLIPS, 1986; MUENCH, 1999). O módulo de elasticidade é uma característica de cada

material, mas seu valor pode variar de acordo com o tipo de esforço a que é solicitado ou o método utilizado para sua mensuração. O esforço é o tipo de carga que atua sobre o

material e os mais comumente utilizados para os fios ortodônticos são os de tração, flexão e torção. Logo, tração, flexão e torção são simplesmente diferentes estados de tensão com variadas demandas no desempenho dos fios (OLIVEIRA).

Momento – a aplicação de uma força cuja linha de ação encontra-se afastada do centro de resistência do dente faz com que este tenda a girar ao redor do centro de resistência. Esta tendência rotacional é denominada de momento e é definido como o produto da intensidade da força pela distância (perpendicular) tomada da linha de ação da força até o centro de resistência (SMITH; BURSTONE, 1984; OLIVEIRA).

Pressão – é a resistência molecular interna diante da ação deformante de forças externas (MOYERS, 1991).

Relação Momento Força (M/F) – a razão entre o momento e a força aplicada ao braquete determina o tipo de movimento dentário (relação M/F no C_{Res}). A relação M/F para os movimentos de inclinação controlada, de translação e radicular é respectivamente 8:1, 10:1 e 12:1 (MARCOTTE, 1993; SMITH; BURSTONE, 1984; OLIVEIRA) e 6,52; 8,39 e 9,53 (TANNE; KOENIG; BURSTONE, 1988).

Resiliência (R) – é a capacidade de um fio para armazenar energia quando submetido a esforços até o limite de elasticidade (WARE; MASSON, 1975).

Tensão – é a mudança na forma ou tamanho de um corpo em resposta a uma força aplicada (MOYERS,1991).

Translação ou movimento de corpo – ocorre quando uma força é aplicada a um corpo através do centro de resistência, resultando no movimento de raiz e coroa na mesma direção (MOYERS,1991).