

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ - UTFPR
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

DISSERTAÇÃO
apresentada à UTFPR
para obtenção do título de

MESTRE EM CIÊNCIAS

por

MARCELLO JASKIW PULTER

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DE ALÇAS
ORTODÔNTICAS PRÉ-FABRICADAS E DESTINADAS AO
FECHAMENTO DE ESPAÇOS.**

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

Prof. Dr. Paulo César Borges

UTFPR

Examinadores:

Prof. Dr. Carlos Henrique da Silva

UTFPR

Prof. Dr. Roberto Martins de Souza

USP

Prof. Dr. Ulisses Coelho

UEPG

Curitiba, agosto de 2006.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

MARCELLO JASKIW PULTER

**CARACTERIZAÇÃO MECÂNICA E MICROESTRUTURAL DE ALÇAS
ORTODÔNTICAS PRÉ-FABRICADAS E DESTINADAS AO
FECHAMENTO DE ESPAÇOS.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges

**CURITIBA
2006**

DEDICO ESTE TRABALHO

À minha amada esposa Lílian, pelo apoio
que preciso e incentivo que me encoraja sempre a
“ir em frente“. À nossa tão esperada filha Manoella.
Mulheres da minha vida.

A meus pais Manoel e Natália e minha irmã Luciane, pela infinita bondade, amor e incentivo que tornaram esta conquista algo incomensurável. Por certo, o sucesso não teria o mesmo sabor, sem vocês. Sintam-se, pois, orgulhosos do que me proporcionaram, contribuindo de forma decisiva para que eu chegasse com êxito ao final da caminhada.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Paulo César Borges, pela orientação precisa com que me conduziu, tornando este trabalho uma proeza admirável. Também pela pessoa que é.

“O professor se liga à eternidade, ele nunca sabe onde cessa a sua influência”.

Henry Adams

AGRADECIMENTOS

Ao amigo e colega de mestrado Victor Hugo Werner Baggio, pela ajuda incontestada e amizade dedicada.

Ao amigo e colega de mestrado Gilmar Trevisan, pelos conselhos, presteza e estímulo que contribuíram para a execução deste trabalho. Também pelo caráter e correção, de marca indefectível. Pela ajuda desinteressada àqueles que a ele recorrem.

Ao amigo Euclides por todo o amparo prestado, por compartilhar conhecimentos valiosos e pela presteza desinteressada.

Ao Prof. Dr. Ulisses Coelho, pela paciência e correção com que os trabalhos foram conduzidos, culminando com uma produção de qualidade; pela ajuda inestimável à realização das experiências aqui registradas.

À amiga Dra. Maura, pela amizade e pelo impulso que me possibilitou percorrer o bom caminho para a realização dos meus intentos.

Ao amigo Fernando Torino, pela boa vontade na concessão dos recursos imprescindíveis à realização desta experiência científica.

Ao amigo e colega de profissão Marcelo Ferreira, pelo espírito motivacional e pelo privilégio da nossa amizade e carinho, pelo otimismo transmitido e conselhos encorajadores; pela convivência amorável.

Agradecimentos

Ao Prof. Dr. Paulo José Abatti, por me abrir as portas e caminhos adentrados e percorridos; pelo profissionalismo.

À Prof. Dra. Dayse Urias, pelo emérito trabalho dedicado à classe odontológica e hoje, ícone da Ortodontia Brasileira. Pelos bons momentos convividos, nos quais professor e aluno vivenciaram desafios e conquistas.

A todos os professores, estagiários, colegas e funcionários da UTFPR, pela atenção dispensada nos momentos necessários e atendidos. Pelo convívio amigo e fraterno, pela significativa experiência partilhada no transcorrer do curso.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS	xvii
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xviii
RESUMO	xxi
ABSTRACT	xxii
1 INTRODUÇÃO	1
2 MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA	6
3 LIGAS METÁLICAS NA ORTODONTIA	27
4 MATERIAIS e MÉTODOS	37
4.1 ALÇAS ORTODÔNTICAS COMO CORPO DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS E ANÁLISES MICROESTRUTURAIS	37
4.2 MENSURAÇÃO GEOMÉTRICA DAS ALÇAS	44
4.3 ANÁLISE DE MICROESTRUTURAL DAS LIGAS METÁLICAS	45
4.3.1 Obtenção dos corpos de prova para análise microestrutural.....	45
4.3.2 Análise metalográfica das ligas metálicas	46
4.3.3 Micro-dureza das ligas metálicas	46
4.4 MEDIÇÃO DE FORÇAS (FX e FY) E DE MOMENTO (MZ)	47
4.4.1 Plataforma de medição de forças (FX e FY) e de momento (MZ) ..	47
4.4.2 Sistema de aquisição de dados	49
4.4.3 Calibração da Plataforma	52
4.4.4 Ensaio de tração	55

4.4.5	Linearização da regressão polinomial quadrática	58
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	59
5.1	GEOMETRIA DAS ALÇAS – GRUPOS 01 AO 07-B	59
5.2	MICRO-DUREZA <i>VICKERS</i> – GRUPOS 01 AO 07	65
5.3	IMAGENS METALOGRAFICAS – GRUPOS 01 AO 07-B	66
5.4	CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA.....	69
5.5	VALORES DE FX – GRUPOS 01 ao 04	72
5.6	VALORES DE FX, FY e MZ – GRUPOS 05-A ao 07-B	80
5.7	RELAÇÃO MZ/FX.....	116
6	CONCLUSÕES	119
	ANEXOS	120
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	132
	APÊNDICE	139

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – (A) Retração anterior em massa. (B) Retração dos incisivos.....	4
Figura 02 – Alça de retração de Gjessing	15
Figura 03 – Alça em forma de lágrima ou gota.....	17
Figura 04 – Relações entre momento/força (M/F).....	22
Figura 05 – Centro de rotação em relação à altura do osso alveolar palatino	24
Figura 06 – Alça em “T”	25
Figura 07 – Alça em delta de Ferreira ou <i>Cefet’s spring</i>	26
Figura 08 – Arco duplas-chave GAC.....	33
Figura 09 – Alça dupla-chave GAC	38
Figura 10 – Alça dupla-chave ORMCO.....	38
Figura 11 – Alça dupla-chave ADITEK.....	39
Figura 12 – Alça de retração versátil – AGATHOS	39
Figura 13 – Alça em “T” – ADITEK.....	40
Figura 14 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - ADITEK.....	40
Figura 15 – Alça em “T” - G&H.....	41
Figura 16 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - G&H.....	41
Figura 17 – Alça em “T” - G&H.....	42
Figura 18 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - G&H.....	42
Figura 19 – (A) Projetor de perfis Hauser; (B) Imagem projetada de alça de retração versátil AGATHOS ampliada em 10 vezes	43

Figura 20 – (A e B) Microscópio óptico metalográfico <i>Jenavert-Carlzeiss/Jena</i> , com lente <i>Planachromat HD 50 x / 0,80 ∞ / 0 – A</i> , da mesma empresa e módulo de aquisição de imagens <i>CoolSNAP-Procf Color / Media Cybernetics</i> acoplado.....	44
Figura 21 – (A) Prensa metalográfica <i>Predopress-Struers</i> e pó de baquelite;	
(B) Corpos de prova embutidos em baquelite.....	45
Figura 22 – (A) Equipamento de teste de micro-dureza <i>Shimadzu HMV-2 Series</i> ;	
(B) Identação para obtenção da micro-dureza (ampliação óptica - 500X) .	47
Figura 23 – (A) Plataforma de medição de forças (FX e FY) e momento (MZ)	47
Figura 24 – Representação do apoio fixo, simulando a presença do segundo pré-molar	48
Figura 25 – Módulo Condicionador de 08 Entradas: <i>MCS1000</i>	49
Figura 26 – Fonte de tensão <i>Tektronix PS280 DC Power Supply</i>	50
Figura 27 – Placa de aquisição de dados com barramento ISA (<i>DAQ 801 - QUATECH</i>).	51
Figura 28 – Representação modular do programa <i>DASYLab® VERSÃO 7.0</i>	52
Figura 29 – Massas utilizadas na calibração da plataforma de medição de forças...	53
Figura 30 – Relógio comparador <i>MITUTOYO</i>	56
Figura 31 – Linearização da regressão polinomial quadrática – faixa de trabalho	58
Figura 32 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 01	59
Figura 33 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 02	60
Figura 34 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 03	60
Figura 35 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 04	61
Figura 36 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 05-A.....	62
Figura 37 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 05-B.....	62
Figura 38 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 06-A.....	63
Figura 39 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 06-B.....	63

Figura 40 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 07-A.....	64
Figura 41 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 07-B.....	64
Figura 42 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 01	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 01	66
Figura 43 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 02	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 02	67
Figura 44 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 03	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 03	67
Figura 45 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 04	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 04	68
Figura 46 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 05	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 05	68
Figura 47 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 06	
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 06	69
Figura 48 – Reta da regressão linear para FX – calibração da plataforma	70
Figura 49 – Reta da regressão linear para FY – calibração da plataforma	70
Figura 50 – Reta da regressão linear para MZ – calibração da plataforma.....	71
Figura 51 – Regressão Polinomial FX do grupo 01 – DIG1S	72
Figura 52 – Comportamento elástico em FX do grupo 01 – DIG1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ...	73
Figura 53 – Regressão Polinomial FX do grupo 02 – DIO1S	74
Figura 54 – Comportamento elástico em FX do grupo 02 – DIO1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ...	74
Figura 55 – Regressão Polinomial FX do grupo 03 – DIA1S	75
Figura 56 – Comportamento elástico em FX do grupo 03 – DIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)....	76
Figura 57 – Regressão Polinomial FX do grupo 04 – RIS2S	77
Figura 58 – Comportamento elástico em FX do grupo 04 – RIS2S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)....	77
Figura 59 – Regressões gerais de FX para os grupos 01 ao 04 - Comparativo.....	79

Figura 60 – Regressões para faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX para os grupos 01 ao 04 – Comparativo.....	80
Figura 61 – Regressão Polinomial FX do grupo 05-A – TIA1S	81
Figura 62 – Comportamento elástico em FX do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	81
Figura 63 – Regressão Polinomial FY do grupo 05-A – TIA1S	82
Figura 64 – Comportamento elástico em FY do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	83
Figura 65 – Regressão Polinomial MZ do grupo 05-A – TIA1S	84
Figura 66 – Comportamento elástico em MZ do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	84
Figura 67 – Regressão Polinomial FX do grupo 05-B – TIA1C.....	85
Figura 68 – Comportamento elástico em FX do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	86
Figura 69 – Regressão Polinomial FY do grupo 05-B – TIA1C.....	87
Figura 70 – Comportamento elástico em FY do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	87
Figura 71 – Regressão Polinomial MZ do grupo 05-B – TIA1C	88
Figura 72 – Comportamento elástico em MZ do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	89
Figura 73 – Regressão Polinomial FX do grupo 06-A – TI&1S	90
Figura 74 – Comportamento elástico em FX do grupo 06-A – TI&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	90
Figura 75 – Regressão Polinomial FY do grupo 06-A – TI&1S	91
Figura 76 – Comportamento elástico em FY do grupo 06-A – TI&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	92
Figura 77 – Regressão Polinomial MZ do grupo 06-A – TI&1S	93
Figura 78 – Comportamento elástico em MZ do grupo 06-A – TI&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	93
Figura 79 – Regressão Polinomial FX do grupo 06-B – TI&1C	94
Figura 80 – Comportamento elástico em FX do grupo 06-B – TI&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	95
Figura 81 – Regressão Polinomial FY do grupo 06-B – TI&1C	96
Figura 82 – Comportamento elástico em FY do grupo 06-B – TI&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) ..	96
Figura 83 – Regressão Polinomial MZ do grupo 06-B – TI&1C.....	97
Figura 84 – Comportamento elástico em MZ do grupo 06-B – TI&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	98

Figura 85 – Regressão Polinomial FX do grupo 07-A – TT&1S	99
Figura 86 – Comportamento elástico em FX do grupo 07-A – TT&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	99
Figura 87 – Regressão Polinomial FY do grupo 07-A – TT&1S	100
Figura 88 – Comportamento elástico em FY do grupo 07-A – TT&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	101
Figura 89 – Regressão Polinomial MZ do grupo 07-A – TT&1S.....	102
Figura 90 – Comportamento elástico em MZ do grupo 07-A – TT&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	102
Figura 91 – Regressão Polinomial FX do grupo 07-B – TT&1C	103
Figura 92 – Comportamento elástico em FX do grupo 07-B – TT&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	104
Figura 93 – Regressão Polinomial FY do grupo 07-B – TT&1C	105
Figura 94 – Comportamento elástico em FY do grupo 07-B – TT&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	105
Figura 95 – Regressão Polinomial MZ do grupo 07-B – TT&1C	106
Figura 96 – Comportamento elástico em MZ do grupo 07-B – TT&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf) .	107
Figura 97 – Regressões Polinomiais FX para os grupos 01 ao 07-B – Comparativo....	110
Figura 98 – Comportamento elástico em FX para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf – Comparativo.....	110
Figura 99 – Constantes elásticas para FX para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf – Comparativo.....	111
Figura 100 – Regressões Polinomiais FY para os grupos 05-A ao 07-B – Comparativo	113
Figura 101 – Comportamento elástico para FY para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX – Comparativo.....	113
Figura 102 – Regressões Polinomiais MZ para os grupos 05-A ao 07-B – Comparativo	115
Figura 103 – Comportamento elástico para MZ para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX – Comparativo.....	115

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 – Valores referenciais das áreas radiculares dos dentes permanentes ..	12
Tabela 02 – Valores de tensão na calibração de FX e FY	53
Tabela 03 – Valores de tensão na calibração de MZ	54
Tabela 04 – Dureza <i>Vickers</i> para as ligas metálicas dos grupos 01 ao 07	65
Tabela 05 – Força média em FX para os grupos de alças duplas (grupos 01 ao 04) para intervalos de ativações	78
Tabela 06 – Equações gerais para o comportamento elástico dos grupos 01 ao 07-B	107
Tabela 07 – Equações simplificadas para faixa de trabalho em FX de 50 a 350 gf para os grupos 01 ao 07-B	108
Tabela 08 – Força média em FX para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações	108
Tabela 09 – Força média em FY para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações	112
Tabela 10 – Momento médio em MZ para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações	114
Tabela 11 – Relações MZ/FX para os grupos 05-A ao 07-B	116

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

- " – representação de polegada (in), unidade de medida de comprimento equivalente a 25,4 mm;
- 18/8 – tipo mais comum de aço inoxidável austenítico, com 18% de cromo e 8% de níquel em sua composição, representando um nível básico de resistência à corrosão dentro do grupo austenítico;
- α – segmento dos arcos ortodônticos anterior às alças de retração;
- ADITEK – indústria brasileira de produtos ortodônticos, marca comercial;
- AGATHOS - indústria brasileira de produtos ortodônticos, marca comercial;
- AISI – *American Iron and Steel Institute*;
- ASTM – *American Society for Testing and Materials*;
- β – segmento dos arcos ortodônticos posterior às alças de retração;
- β -titânio – liga metálica superelástica constituída por titânio-molibdênio;
- °C – Celsius, unidade de medida de temperatura – Sistema Internacional;
- c/d – relação carga e deflexão expressa pela unidade de medida g/mm;
- CR – centro de resistência;
- DKH – *double key hole*, alça dupla-chave destinada ao fechamento de espaços dentários;
- E – módulo de elasticidade, também chamada de módulo de *Young*, é um parâmetro mecânico que proporciona uma medida de rigidez de um material sólido. Pode ser definido como razão, dentro do limite elástico ou limite de linearidade da curva tensão-deformação, entre a tensão aplicada e a deformação sofrida;

- F – força liberada, ou agente capaz de alterar o estado de repouso ou de movimento de um corpo, devendo ser expressa em N;
- Fe-Cr – liga metálica constituída de ferro e cromo;
- FX – força liberada na direção das abscissas;
- FY – força liberada na direção das ordenadas;
- g – grama, unidade de medida de massa – Sistema Internacional,
- GAC – industria americana de produtos ortodônticos, marca comercial;
- G&H – industria americana de produtos ortodônticos, marca comercial;
- gf/cm² – unidade de medida de pressão e equivale à 98,06037 Pa;
- gf – unidade de medida de força equivalente à $9,80665 \cdot 10^{-3}$ N;
- *Internet* – rede de comunicação virtual, mediada por computadores;
- k – constante de proporcionalidade que depende das propriedades da mola, podendo ser representada pela unidade de medida g/mm;
- kg.m – unidade de medida de energia, onde 1 kg.m equivale a 9,80665 J;
- kp/cm² – unidade de medida de pressão onde 1kp/cm² corresponde à 98066 Pa;
- M/F – relação entre momento e força;
- mm – milímetro, unidade de medida de comprimento – Sistema Internacional;
- MZ – momento no eixo “Z”, tendência rotacional;
- NiTi – liga metálica com alto índice de memória elástica, constituída principalmente por níquel e titânio;
- SAE – *Society of Automotive Engineers*;
- onça – *ounce* (oz), unidade de medida de massa equivalente a 28,35 g.
- ORMCO – industria americana de produtos ortodônticos, marca comercial;
- psi – *Pound per square inch*, unidade de pressão e tensão equivalente a 6894,76 Pa – Sistema Internacional;

- RMO – *Rock Mountain Orthodontics*, industria americana de produtos ortodônticos, marca comercial;
- RV – retração versátil, tipo de alça de retração dentária pré-fabricada, assim denominada e distribuída pela empresa ORTHOESTE;
- SSW – *stain steel wire*, fio metálico de aço inoxidável;
- Standard – padrão;
- “T” – forma de alça de retração dentária, amplamente descrita e estudada;
- TMA – liga metálica com alto índice de memória elástica, constituída por titânio-molibdênio;
- TTR – *temperature transition range*, temperature de transformação utilizada para as ligas com memória de forma;
- VAR – *vacuum arc remelting*, refusão sob vácuo;
- y – deflexão, quantidade de ativação de determinada mola e representada pela unidade de medida mm;
- YS – limite de escoamento, ou seja, ponto a partir do qual o material não pode mais deformar elasticamente.

RESUMO

Um desafio constante na clínica de Ortodontia consiste no fechamento de espaços dentários. Entre as diversas técnicas para a execução deste procedimento, encontra-se o emprego de alças ortodônticas com diversas configurações. Neste estudo, diferentes alças pré-fabricadas e destinadas ao fechamento dos espaços referidos, foram submetidas a testes por meio de uma plataforma de ensaios, cujo projeto consiste em extensores de deslocamento, posicionados em duas vigas de alumínio e dispostas em cruz. À plataforma foi adaptado um módulo condicionador de sinais analógicos (MCS1000) responsável pela captação, mensuração e amplificação dos sinais elétricos provenientes dos transdutores e influenciados pela ativação das alças. A digitalização destes sinais foi efetuada por uma placa de aquisição de dados (DAQ-801) e após, estes dados foram convertidos em força (FX e FY) e momento (MZ) pelo programa *Dasy-Lab*[®]. Dez grupos com dez alças cada foram estudados, sendo que os grupos 01, 02 e 03 foram formados por alças duplas-chave, pré-fabricadas por diferentes empresas, construídas em liga de aço inoxidável austenítico e com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"). O grupo 04 foi formado por alças de retração versátil, com inserção de um helicóide na alça distal, em liga de aço inoxidável austenítico e com secção transversal de 0,51 x 0,63 mm (0,020" x 0,025"). Os grupos 05-A e 06-A foram formados por dez alças em "T" cada, fornecidas por empresas distintas, pré-fabricadas em aço inoxidável austenítico e secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), ensaiadas sem pré-ativações. O grupo 07-A foi formado por dez alças em "T" cada, pré-fabricadas em liga de titânio-molibdênio (TMA) e secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), ensaiadas sem pré-ativações. Os grupos 05-B, 06-B e 07-B foram obtidos através da pré-ativação total em 40° (20° em α e 20° em β) de seus grupos correlatos em "A". Após os ensaios, foram obtidas as equações representativas do comportamento elástico em FX para os grupos 01 ao 04 e em FX, FY e MZ para os grupos 05 ao 07 (A e B). As relações entre MZ e FX foram determinadas para os grupos 05 ao 07 (A e B) em diferentes ativações. As ligas em aço inoxidável foram caracterizadas metalograficamente e todos os grupos de alças foram mensurados. As alças construídas em aço inoxidável apresentam constantes elásticas (k) para FX muito elevadas para o uso clínico, se comparadas à liga de titânio-molibdênio. A geometria das alças demonstrou ser um fator importante na determinação de suas constantes elásticas. Com a pré-ativação das alças dos grupos 05 ao 07, a relação entre MZ e FX e o descarregamento de força em FY aumentam de forma significativa, se comparados aos seus grupos correlatos sem pré-ativação, mas não altera o descarregamento de força em FX.

ABSTRACT

A constant challenge in orthodontics consists on dental space closing. Among the several techniques for the execution of this procedure, we can find the use of orthodontic closing-loops with some different drawings. In this study, different loops for closing spaces were submitted to tests by a platform of assays, whose design consists on displacement extensors set in two aluminum beams and placed in cross. To the platform a conditioning module of analogical signals was adapted (MCS1000), responsible by the reception, measurement and amplification of the electric signals from transducers and influenced by the activation of the closing-loops. The digitalization of these signals was executed by an acquisition data board (DAQ-801) and afterwards, these data were converted in force (FX and FY) and moment (MZ) by Dasy-Lab[®] software. Ten groups with ten closing-loops each one were studied, where the groups 01, 02 and 03 were formed by double keyholes (DKH), preformed by different companies, made of austenitic stainless steel alloy and

(DKHcn "T" Tw0122 Twless ste88eption,(Twt256nium-molyb Twum0.1TMAforce (FX anste88eops

1 INTRODUÇÃO

A interação entre as diversas áreas do conhecimento científico está se tornando uma prática constante na busca de soluções e otimização de procedimentos destinados à excelência de determinadas atividades.

A Ortodontia¹ busca este amparo ao mesclar as descobertas obtidas pelas ciências biológicas (estudo das diversas respostas teciduais, alterações bioquímicas, anatomia das diversas estruturas do indivíduo...) e as pesquisas em engenharia (caracterização de biomateriais, metalurgia, cinética, dinâmica, modelos matemáticos...). Nesta integração, a Engenharia Biomédica é a área em que conhecimentos de Engenharia, Matemática, Computação, Física e Química são utilizados para resolver problemas da Biologia e Medicina (**USP - UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO**, 2001).

RICKETTS (2000) cita que existem duas premissas que caracterizam o exercício da Ortodontia. A primeira diz que as modificações e evoluções nas técnicas ortodônticas são inevitáveis. A segunda é que a biologia não se modifica.

¹ A Ortodontia e Ortopedia Facial é uma especialidade atuante na área da Odontologia, que por definição simplificada, estuda a oclusão dentária. Nela, todos os esforços são concentrados na manutenção do desenvolvimento facial normal, na prevenção e interceptação dos desvios da normalidade que possam ocorrer ao longo do crescimento e desenvolvimento do indivíduo. Quando a manutenção, a prevenção ou a interceptação não é observada, o desvio pode instalar-se, sendo necessárias condutas corretivas. Segundo o **CFO - CONSELHO REGIONAL DE ODONTOLOGIA** (2005), a Ortodontia é a especialidade que tem como objetivo a prevenção, a supervisão e a orientação do desenvolvimento do aparelho mastigatório e a correção das estruturas dento-faciais, incluindo as condições que requeiram movimentação dentária, bem como harmonização da face no complexo maxilo-mandibular.

De acordo com **BENNETT; McLAUGHLIN** (1996), os inúmeros embates travados pelos profissionais que atuam na área de Ortodontia resultam em benefícios para os pacientes, que usufruem os avanços tecnológicos e o refinamento de técnicas direcionados para um tratamento mais eficiente, de melhor qualidade e maior rapidez.

O movimento dentário ocorre de maneira fisiológica, representada pelo irrompimento dentário em função das forças inerentes ao ato da mastigação, ou pela intervenção ortodôntica, quando há a necessidade de correção da oclusão. A movimentação ortodôntica, portanto, é um processo biomecânico caracterizado por reações seqüenciais dos tecidos periodontais frente às forças oriundas da aparatologia ortodôntica (**REITAN**, 1964 e **DAVIDOVITCH**, 1991).

Em estudos científicos dos aspectos metalúrgicos das ligas utilizadas em Ortodontia, **FERREIRA** (1998 e 1999) constata a importância em se conhecer como as ligas metálicas usadas em Ortodontia são confeccionadas, considerando-se suas constituições físicas e químicas e conseqüentemente, suas propriedades elásticas básicas.

CASE (1905), ainda que de forma esporádica, recomendava a exodontia para a obtenção de espaço, visando a correção das discrepâncias dentárias anteriores exageradas. Ao contrário de **ANGLE** (1907) - considerado o patrono da Ortodontia moderna - que desenvolveu vários tipos de dispositivos para a correção das má-oclusões dentárias, sempre com o intuito de evitar as exodontias e para quem, o bom funcionamento do sistema mastigatório, a harmonia estética da face, tecidos saudáveis e a estabilidade após o tratamento estavam condicionados à preservação de todos os dentes permanentes. Os seus tratamentos necessitavam

de grandes expansões dos arcos dentários com a finalidade de obtenção dos espaços requeridos para o alinhamento de todos os dentes.

A preocupação com a eficiência dos espaços remanescentes decorrentes das exodontias, historicamente teve início com **TWEED** em 1945, visto que esta prática era rotineira em suas propostas de tratamento ortodôntico.

A otimização dos recursos mecânicos com a finalidade de fechamento dos espaços remanescentes – sejam eles oriundos de extrações dentárias, diastemas (espaços entre os dentes) ou agenesias dentárias - passou a se constituir em uma preocupação dentro da técnica ortodôntica no século XX, quando os primeiros pré-molares começaram a ser extraídos para a correção das más oclusões de Classe I, II, e III. Durante esta fase de procedimentos mecânicos, o ortodontista deve precaver-se contra determinados resultados inerentes ao fechamento dos espaços, tais como: mesialização dos segmentos posteriores ou perda de ancoragem², extrusão dos dentes anteriores, expansão posterior dos arcos dentários, entre outros. Essas dificuldades motivaram o aparecimento de vários métodos, alguns preconizando a retração de todos os dentes anteriores de uma só vez - retração anterior em massa (Figura 01-A); outros, a retração dos caninos e posteriormente dos dentes incisivos - retração dos incisivos (Figura 01-B), como referido no trabalho de **SUZUKI; LIMA** publicado em 2001.

² Relação entre a movimentação de grupos de dentes anteriores e posteriores entre si. Desta forma, pode-se determinar a movimentação de um dos grupos e restringir - de forma parcial ou não - a do outro, ou ainda, permitir a movimentação de ambos os grupos simultaneamente. O tipo de ancoragem necessária é definido pelo plano de tratamento.

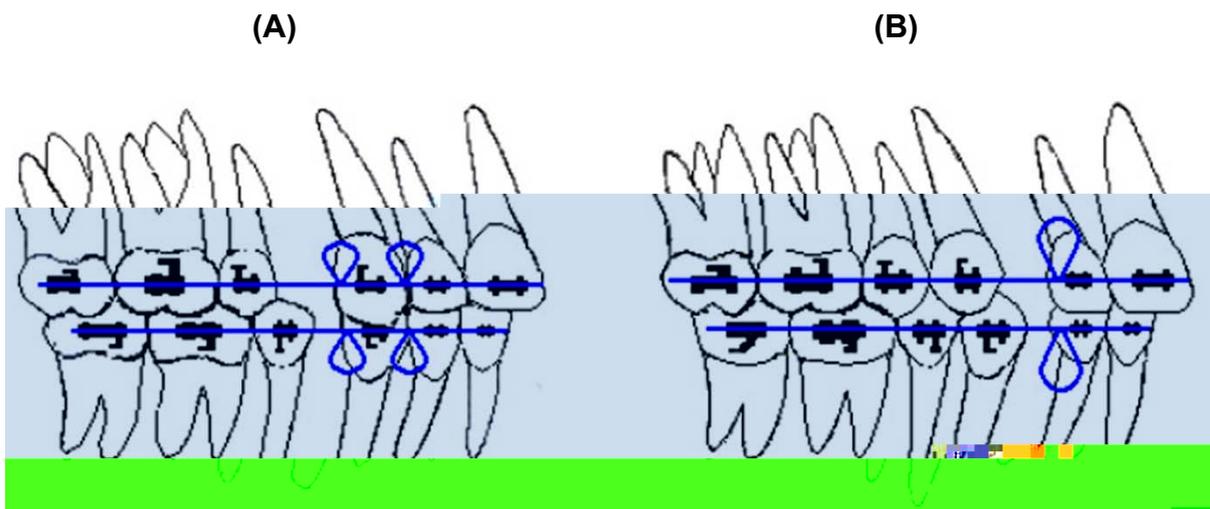


Figura 01 – (A) Retração anterior em massa. (B) Retração dos incisivos

Fonte – Adaptação de **SUZUKI; LIMA** (2001)

Para a obtenção da máxima eficiência na clínica ortodôntica, é necessária a utilização dos conhecimentos científicos produzidos, principalmente no que concerne à aplicação da biofísica nos aparelhos ortodônticos. De forma sucinta, os conceitos da física aplicados à engenharia mecânica podem proporcionar avanços fundamentais aos dispositivos utilizados em Ortodontia, a saber:

- 1) desenvolvimento e aperfeiçoamento de projetos específicos para os dispositivos ortodônticos;
- 2) estudo da biofísica do movimento dentário, possibilitando quantificar e qualificar os sistemas de forças aplicados aos dentes e seus tecidos de suporte e
- 3) otimização dos tratamentos, minimizando os efeitos colaterais indesejáveis e decorrentes da falta de conhecimento dos conceitos biomecânicos (**BURSTONE**, 1994).

O autor relaciona o movimento dentário com o tipo de sistema de forças requerido e com a magnitude das forças consideradas ótimas³.

³ Os níveis de força definidos como forças ótimas (**REITAN**, 1964) ou referidos como forças de baixa intensidade e contínuas (**PROFFIT; FIELDS**, 1995) promovem a movimentação dentária desejada, com o mínimo de danos aos tecidos circunjacentes.

O ortodontista rotineiramente depara-se com a importante fase de fechamento de espaços durante o tratamento ortodôntico corretivo, tornando relevante o estudo dos diversos tipos de alças pré-fabricadas disponíveis e destinadas ao fechamento de espaços.

A técnica de fechamento de espaços com alças é amplamente utilizada na clínica de Ortodontia, pois apresenta atrito apenas na ativação, se comparada à técnica de deslizamento. Entretanto, há dúvidas quanto à relação carga liberada *versus* deflexão ou ativação das alças ou molas⁴ construídas em aço inoxidável, com variadas secções transversais e com diversas geometrias.

Devido à diversidade de dispositivos ortodônticos destinados ao fechamento de espaços dentários, este trabalho visa contribuir para a caracterização de alças pré-fabricadas destinadas a este fim e tem os seguintes objetivos:

1. Caracterizar geométrica, microestrutural e mecanicamente as alças ortodônticas pré-fabricadas (DKH – dupla chave, RV - “retração versátil” e em “T”);
2. Avaliar o comportamento elástico de alças ortodônticas pré-fabricadas e utilizadas no fechamento de espaços (DKH – dupla chave, RV - “retração versátil” e em “T”);
3. Estudar o efeito da pré-ativação na relação momento/força (MZ/FX) nas alças ortodônticas pré-fabricadas em “T”.

⁴ Denomina-se mola qualquer elemento capaz de sofrer notáveis deformações elásticas (PROVENZA, 1984).

2 MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA

É fundamental o conhecimento do sistema de forças para projetar o conjunto de aparelhos ortodônticos, visando o movimento dentário desejado e suas relações com os tecidos adjacentes.

Em estudos de alterações histológicas realizados em cães, **SANDSTEDT** (1905) constatou que quando os dentes são submetidos a forças ortodônticas há a neoformação óssea na região da tensão e reabsorção óssea no lado da compressão. Verificou que sob a ação de forças excessivas, há a movimentação tardia e repentina dos dentes denominada pelo autor de reabsorção solapante, hoje conhecida por reabsorção óssea indireta. Neste caso a absorção irá ocorrer distante ou além do local de compressão e com a progressão da absorção óssea à distância, o osso que está sofrendo compressão será o último a ser removido ou solapado. A circulação sangüínea é lenta ou nula na região de compressão.

SCHWARZ, em 1932, constatou que a força ótima para a movimentação ortodôntica não deve gerar tensões maiores que a pressão capilar, ou seja, $0,20 \text{ g/mm}^2$ (20 g/cm^2) a $0,26 \text{ g/mm}^2$ (26 g/cm^2).

Em aplicação de forças de alta intensidade sobre os dentes, **OPPENHEIN** (1944) constatou o rompimento de inúmeros vasos sanguíneos no lado da tração, produzindo toxinas decorrentes da decomposição dos glóbulos vermelhos

e da intensa mobilização de osteoclastos. Em contrapartida, a aplicação de forças de baixa intensidade produziu osteoclastos primários de forma abundante, considerados essenciais para a movimentação dentária.

Em tratamentos com exodontias que necessitavam da retração dos dentes anteriores, **BULL** (1951) utilizava-se de um arco de retração seccionado, construído com fio de aço inoxidável austenítico 0,55 x 0,63 mm (0,0215" x 0,025"), para a retração parcial dos caninos na quantidade suficiente que permitisse a verticalização e o alinhamento dos incisivos. O arco ortodôntico é formado de uma alça vertical fechada no espaço criado pela exodontia e uma dobra em forma de ômega na mesial do primeiro molar, porém afastada do tubo, para que seja permitida a ativação da alça vertical. Esta ativação não deve ultrapassar 1 mm e necessita de ativações a cada três semanas. No arco de retração seccionado superior, há uma pequena alça atrás da alça vertical de retração que serve de apoio para o elástico intermaxilar, causando a requerida mesialização do segmento dentário pósteroinferior e auxiliando na retração do segmento ântero-superior. Para a retração dos dentes anteriores, superiores e inferiores, é recomendada a utilização de arcos contínuos que podem ser ativados em até 1,5 mm.

STOREY; SMITH (1952) propuseram o conceito da "força ótima" em estudos da movimentação de dentes caninos inferiores. Os autores aplicaram forças entre 1,72 N e 2,94 N (175 gf e 300 gf) de um lado da boca e forças entre 3,92 N e 5,88 N (400gf e 600gf) do outro lado; verificaram que estes carregamentos geravam uma tensão na interface dente/osso alveolar, sendo que a maior movimentação dentária ocorreu entre 150 gf e 200 gf. Valores de força acima ou abaixo desta faixa reduziam a quantidade de movimentação dentária.

HALDERSON; JOHNS; MOYERS (1953) verificaram que alças verticais construídas com fio de aço inoxidável e secção transversal de 0,55 x 0,70 mm (0,0215" x 0,0275"), com alturas de 9 mm e ativações de 1 mm, liberam 7,85 N (800 gf) em cada lado, aplicando 15,7 N (1600 gf) aos dentes anteriores. Os autores concluem que a força liberada é excessiva e preconizam o uso de fios de menor secção transversal e/ou a utilização de ligas metálicas que proporcionem descarregamentos menores por unidade de ativação.

MACAPANPAN; WEINMANN; BRODIE (1954) afirmaram que somente após três horas da aplicação de uma força encontravam-se áreas hialinizadas no lado de compressão. Entre 15 a 48 horas da aplicação da força constatou-se o aumento da atividade mitótica, sugerindo a relação entre o aumento desta atividade e o aumento do espaço periodontal no lado de tensão, responsável pela reparação da interação entre o osso e o dente.

BEGG, em trabalho publicado no ano de 1956, preconiza a retração simultânea dos caninos e incisivos durante a fase de fechamento de espaços. O autor recomenda o uso de arcos construídos com fios de aço inoxidável de secções transversais de 0,41 ou 0,46 mm (0,016" ou 0,018"). O trabalho descreve que os primeiros molares são suficientes para a ancoragem durante a mecânica de retração, desde que sejam utilizadas forças de baixa intensidade e relata que a perda de ancoragem está em relação direta com a aplicação de forças excessivas.

REITAN (1957) constatou que a aplicação de forças de pequena intensidade no estágio inicial da movimentação dentária minimiza os riscos de formação de zonas hialinizadas. Recomendou que a magnitude da compressão exercida sobre a superfície radicular seja de 0,25 g/mm² (25 g/cm²) em pacientes

adultos e de $0,4 \text{ g/mm}^2$ (40 g/cm^2) em pacientes jovens. Após o estágio inicial, a força deve ser aumentada com a finalidade de superar a resistência à movimentação.

REITAN em pesquisa publicada no ano de 1960, diz que para a obtenção do movimento dentário máximo em determinado período de tempo, a força aplicada deve ser de magnitude suficiente para promover a movimentação. O autor afirma que as alterações teciduais decorrentes da movimentação ortodôntica estão relacionadas com a formação de áreas acelulares e com a reação do tecido fibroso, que podem determinar a seqüência dos eventos na movimentação dentária. Comparando-se o movimento dentário de corpo (translação) com o movimento de inclinação, há uma distribuição de força mais uniforme no movimento de translação, sendo favorecida a ocorrência da absorção óssea direta, ou seja, adjacente à aplicação da força.

Os estudos de **GRABER** (1960) mostram que a determinação da força ótima para a movimentação dentária é associada ao tamanho do dente, à forma da raiz, às forças funcionais produzidas pela musculatura, ao ponto da aplicação da força e aos efeitos hidráulicos da vascularização tecidual, sendo também relevantes a direção, o sentido, a duração e a continuidade desta força. O autor não desconsidera a reação individual do paciente, sua idade e o equilíbrio endócrino como agentes que influenciam as respostas teciduais decorrentes das forças aplicadas.

BURSTONE (1962) verificou que a intensidade de força modifica o grau de movimentação dentária. Para o autor, forças de baixa intensidade são adequadas para a movimentação dentária. A utilização de forças pesadas resulta no aumento do período de hialinização, determinando a reabsorção solapante e ocorrendo o intempestivo deslocamento dentário para o espaço criado pelo referido processo. O autor idealizou a técnica do arco segmentado que preconiza a estabilização dos segmentos dentários posteriores bilaterais por uma barra (arco trans-palatino), interligando-os. A retração dos dentes incisivos é feita por meio de uma alça vertical construída em aço inoxidável 0,20 x 0,51 mm (0,008" x 0,020") contendo três helicóides.

Em 1966, **BURSTONE** propõe uma filosofia de tratamento ortodôntico na qual enfatiza o controle do sistema de forças e cita três variáveis que podem determinar o sucesso ou o fracasso do tratamento ortodôntico: a relação momento/força, a magnitude do momento e da força e a constância da força e momento aplicados. Afirma que a manutenção da constância da força de uma alça ortodôntica depende da proporção carga/deflexão e que, quando esta diminui, a força torna-se mais constante e há pouca liberação de força para uma grande quantidade de ativação. O trabalho traz uma nova configuração de alça para retração de incisivos e caninos, construída com fio de aço inoxidável. Para a retração dos caninos a alça é fabricada com fio 0,25 x 0,51 mm (0,010" x 0,020"), de configuração quadrangular e com quatro helicóides, com a altura entre quatro e seis milímetros. Uma alça com 6 mm de altura e uma ativação de 7 mm descarrega a força de 200 gf, que na média dissipa-se em 25 g para cada milímetro de movimentação dentária. Após 3 mm de desativação, a alça deve ser reativada para manter o nível de força constante.

Para **GIANELLY** (1969), a aplicação de forças em um determinado dente pode estimular o processo de absorção no osso alveolar por criar áreas de compressão. As absorções frontais e solapante são diferenciadas pela magnitude de força aplicada. A absorção frontal é estimulada pela utilização de forças de baixa intensidade, consistindo na absorção da porção do osso alveolar adjacente à área da membrana periodontal sob compressão. Ao contrário, com o uso de forças pesadas, a absorção irá ocorrer distante ou além do local da compressão e com a progressão da absorção óssea à distância, o osso que está sofrendo compressão será o último a ser absorvido ou solapado. A associação entre a aplicação de forças e absorções ósseas, indica que o tipo de absorção está ligado diretamente à integridade da membrana periodontal, que por sua vez, está relacionada à vascularização. As forças que não são suficientes para a promoção da oclusão da rede vascular dos ligamentos periodontais estimulam as células na área de compressão, favorecendo o processo de absorção frontal ou direta. A integridade vascular é um aspecto fundamental para a saúde da membrana periodontal e diz que a absorção frontal depende de forças que não obstruam os vasos sanguíneos, favorecendo assim, o fornecimento de nutrientes essenciais e a devida oxigenação dos tecidos circunvizinhos.

HIXON *et al.* em 1969, consideram em seu trabalho que pressões entre 3 e 4 g/mm² sobre a superfície radicular, provocam a otimização da resposta biológica.

FREEMAN, em 1973, relatou os valores referenciais das áreas das superfícies radiculares dos diversos dentes permanentes, apresentados na Tabela 01.

Tabela 01 – Valores referenciais das áreas radiculares dos dentes permanentes

Dente	Área (mm²)
Incisivo central superior	230
Incisivo lateral superior	194
Incisivo central inferior	170
Incisivo lateral inferior	200
Canino superior	282
Canino inferior	270
Primeiro pré-molar superior	312
Segundo pré-molar superior	254
Primeiro pré-molar inferior	237
Segundo pré-molar inferior	240
Primeiro molar superior	533
Primeiro molar inferior	475

Fonte - **FREEMAN** (1973)

BOESTER; JOHNSTON (1974), em avaliação do conceito de força ótima para retração de caninos, concluem que 0,56 N (56,7 gf) produz menos movimento que 1,39; 2,22 e 3,06 N (141,75; 226,8 e 311,8 gf), embora entre estas três forças não sejam observadas diferenças na quantidade de fechamento do espaço obtido em um período de tempo. Afirmam não haver evidências estatisticamente significantes que relacionem a perda de ancoragem com a quantidade de força aplicada. No referido trabalho não houve diferenças no grau de desconforto causado pelas diferentes forças utilizadas.

BURSTONE; KOENING, em 1976, apresentam resultados de investigações experimentais e matemáticas sobre as relações momento/força geradas por uma alça vertical e uma alça em “T”. Quanto maior o resultado da relação momento/força, maior será o controle clínico sobre o ápice dos dentes anteriores durante a retração. A razão momento/força pode ser aumentada pelo

aumento da altura vertical da alça e pelo aumento da dimensão horizontal da sua parte apical. A utilização de helicóides influencia a relação momento/força, mas seu efeito mais importante é a diminuição da constante elástica da alça (k). Os autores afirmam ser possível confeccionar uma alça experimental que produza uma relação momento/força adequada ao movimento controlado de inclinação sobre os ápices dos incisivos e caninos, não sendo possível o movimento de corpo ou translação devido às limitações impostas pelas características anatômicas intrabucais. Estas limitações devem ser compensadas pela incorporação de pré-ativações nas alças destinadas à retração dentária. O emprego de alças para o fechamento de espaços dentários com maior razão momento/força e baixa relação carga/deflexão e o conhecimento das características biomecânicas dos aparelhos utilizados, permitem ao clínico estimar o sistema de forças produzido, evitando os efeitos colaterais indesejados.

SMITH; BURSTONE (1984) conceituaram a relação momento/força e descreveram como esta influencia o movimento dentário. Um sistema de forças pode produzir um movimento de translação, rotação ou uma combinação de ambos, dependendo da relação entre a linha de ação destas forças com o centro de resistência do dente. A tendência rotacional ocorre devido ao momento gerado, definido como a magnitude da força multiplicada pela distância perpendicular da linha de ação ao centro de resistência. A proporção entre momento/força aplicada ao dente e relacionada com ao seu centro de resistência, determina o centro de rotação. Quando somente uma força é aplicada ao braquete e com a proporção momento/força igual a zero, o centro de rotação se posicionará suavemente em direção ao ápice em relação ao centro de resistência e o movimento resultante será

força inicial produzida por esta alça é de 1,77 N (180 gf), com diminuição de 45 g/mm na destivação e obtenção de 1,5 mm de movimentação dentária no período de quatro semanas. As proporções carga/deflexão e momento/força demonstram que a alça é capaz de gerar e manter as condições biomecânicas necessárias para a retração máxima do canino, e para tanto, são incorporadas dobras antinclinação nas extremidades anterior e posterior de 15° e 30° respectivamente, e uma dobra anti-rotação de 35° para a obtenção das proporções momento/força antinclinação de 11/1 e momento/força anti-rotação de 4/1. O ensaio que registrou a proporção momento/força gerada pelas alças de retração simulou uma situação clínica após a extração do primeiro pré-molar superior. O equipamento de testes foi montado de forma que de um lado houvesse a célula de carga para o fornecimento da quantidade de força necessária à ativação e, do lado oposto, o transdutor contendo os extensômetros responsáveis pela mensuração dos momentos.

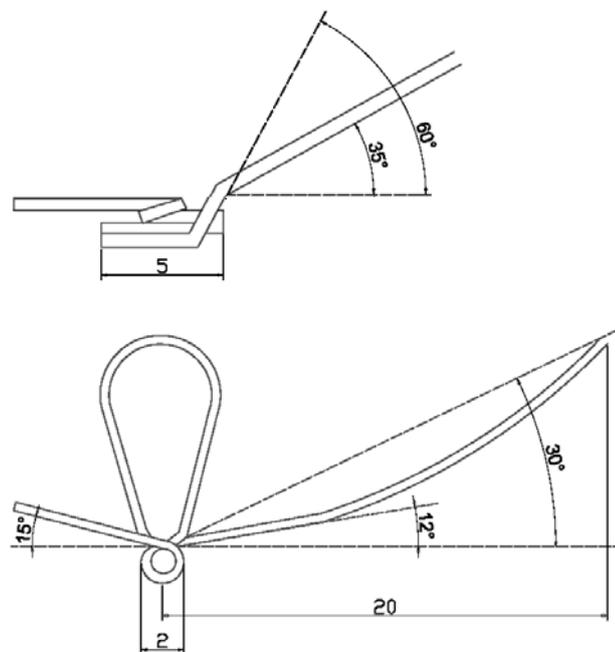


Figura 02 – Alça de retração de Gjessing

Fonte – **GJESSING** (1985)

QUINN; YOSHIKAWA (1985) relacionam em seus estudos a magnitude da força e o movimento dentário, reforçando que a alteração na magnitude da força altera as quantidades de movimentos dentários. Relatam que as forças acima de 1,37 N (140 gf) não produzem aumentos significativos nos movimentos dentários e que a quantidade de força necessária para produção de uma eficiente retração de caninos está entre 0,98 e 1,96 N (100 e 200gf). Os caninos apresentam uma maior taxa de movimentação quando comparados aos molares devido a sua menor superfície radicular. Para que haja uma maior ancoragem, os segundos molares devem ser incluídos na montagem do aparelho ortodôntico e deve-se optar por exodontias dos primeiros pré-molares.

Preocupados com o excesso de força geralmente aplicado ao sistema ortodôntico, **SCELZA NETO; MUCHA; CHEVITARESE** (1985) afirmam que as alças verticais, principalmente as fechadas, apresentam-se muito rígidas quando empregadas nos trabalhos clínicos. Foi estudado o comportamento da alça em forma de lágrima ou gota, utilizando-se dos ensaios mecânicos de tração. As dez alças utilizadas para este estudo foram construídas com fio de aço inoxidável austenítico de secção transversal 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), com 6 mm de altura e 3 mm de largura (Figura 03). Suas laterais foram dispostas de forma que se tocassem na base. Esta configuração tem por finalidade diminuir as tensões nesta área da alça, ao invés de concentrá-las em um único vértice. Os resultados apontam que a constante elástica (k) se estabelece em 800 gf/mm e que acima de 1000 gf, as alças trabalham em regime plástico.

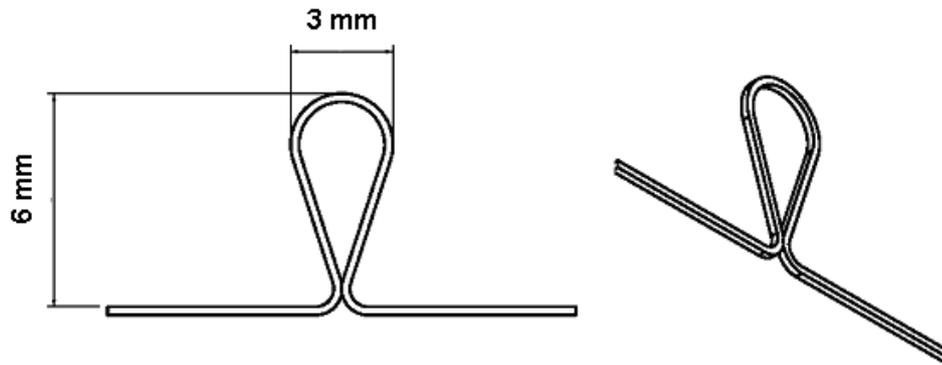


Figura 03 – Alça em forma de lágrima ou gota

Fonte – Adaptado de **SCELZA NETO; MUCHA; CHEVITARESE** (1985)

GARNER; ALLAI; MOORE (1986) mediram o coeficiente de atrito em sistemas fio/braquete utilizando um dispositivo simulador da cavidade bucal acoplado à máquina de ensaios *Instron*, inclusive com a utilização de saliva artificial. O atrito foi medido durante a retração simulada dos dentes caninos utilizando arcos contínuos retangulares e força de 1,96 N (200 gf). Foram utilizados fios de níquel-titânio, aço inoxidável e titânio-molibdênio (TMA), com secção 0,41 x 0,56 mm (0,016" x 0,022") e 0,43 x 0,63 mm (0,017" x 0,025"). O fio de aço inoxidável necessita de menos força para deslizar entre os braquetes, apresentando menor coeficiente de atrito. Os fios de níquel-titânio situam-se em uma faixa intermediária e os fios de titânio-molibdênio apresentam o maior coeficiente de atrito.

Para **RICKETTS et al.** (1987), a movimentação dentária por forças ortodônticas é resultante da resposta biológica e da reação fisiológica. O processo fisiológico de absorção pelos osteoclastos é a atividade básica que permite as alterações ósseas e a movimentação dentária. Quando os osteoclastos são transportados pela corrente sanguínea para seu sítio de atuação, ocorre então a absorção óssea. A chave para uma eficiente movimentação dentária é a

manutenção do suprimento sangüíneo, permitindo a sustentação da atividade de absorção e aposição óssea. Para os autores, a utilização de forças de baixa intensidade promove uma movimentação dentária mais eficiente. Quando há a limitação do suprimento sangüíneo numa determinada área, a atividade osteoclástica e a absorção óssea serão limitadas, havendo uma movimentação dentária muito lenta ou até a cessação do movimento. Os autores propõem como força ótima, aquela que é capaz de exercer a tensão de compressão de 1 g/mm^2 na superfície radicular envolvida.

TANNE; KOENING; BURSTONE (1988) estudaram a proporção entre a quantidade momento/força e o centro de rotação dentário utilizando o método de elementos finitos. O centro de rotação foi determinado pela variação da proporção momento/força aplicada no ponto médio da coroa do incisivo central superior. Foi aplicada uma força de 100 g, no sentido vestibulo-lingual a 5,25 mm da borda incisiva, associada com momentos de diferentes magnitudes. O centro de rotação mudou com a variação da proporção momento/força. Para o movimento radicular, a proporção momento/força foi de 9,53 (centro de rotação na borda incisiva), de 8,3 para o movimento de translação e de 6,52 para a inclinação controlada. Uma pequena alteração na proporção momento/força causa mudanças clínicas significativas no centro de rotação.

FAULKNER *et al.* em 1989, realizaram um estudo para avaliação dos efeitos paramétricos de diversos sistemas momento/força produzidos pela alça "T" de retração. Foram utilizados quatro grupos de alças com diferentes pré-ativações, construídas em titânio-molibdênio e secção de $0,43 \times 0,63 \text{ mm}$ ($0,017'' \times 0,025''$). Foi concluído que a relação momento/força é mais relacionada com a variação da altura

da alça que com a variação da força horizontal. As mudanças nos ângulos das pré-ativações não causam grandes alterações nas magnitudes de forças horizontais, mas causam variações substanciais nos momentos criados nas extremidades da alça. A variação da posição de uma alça simétrica pode gerar forças intrusivas ou extrusivas. Neste estudo, a adição de helicóides no vértice da alça não teve efeitos significativos.

HASKELL; SPENCER; DAY (1990) em avaliação do fechamento de espaços no tratamento ortodôntico, dizem que o centro de resistência varia de acordo com o valor absoluto do comprimento das raízes dentárias e seu grau de suporte periodontal. A quantidade de inclinação dentária durante o fechamento dos espaços não depende unicamente da magnitude de força usada, mas também da anatomia dos dentes e aspectos dos tecidos adjacentes. Os autores afirmam que as forças para o fechamento dos espaços são liberadas nos braquetes, e que estes não são posicionados coincidentemente com o centro de resistência. Os momentos de força são necessários para que sejam promovidos diferentes graus de inclinação sobre um ponto localizado em algum lugar entre o centro de resistência dentário e seu ápice. Áreas de maior compressão podem ser geradas onde ocorrem inclinações não controladas, mesmo com a utilização de forças de baixa intensidade, distribuindo as forças de forma desigual e contribuindo para o aparecimento de áreas hialínicas, fatos que dificultam a movimentação dentária e o planejamento da ancoragem.

Para **GJESSING** (1992) o posicionamento correto dos incisivos superiores é essencial para a estabilidade, função e estética facial. O autor relata que a força requerida para a translação dos caninos superiores está entre 0,74 e 2,55 N (75 e 260 gf), porém sem provas científicas. O autor escolheu a força horizontal de 0,98 N (100 gf) de cada lado para a promoção da retração dos quatro incisivos superiores e a força de intrusão (vertical) foi estabelecida entre 0,1 e 0,25 N (10 e 25 gf), também em cada alça. Uma das conclusões de sua pesquisa diz que a distância inter-braquetes não têm influência significativa na magnitude de força de intrusão produzida pela alça testada.

Em estudo científico publicado em 1992, **MENDES; BAGGIO; BOLOGNESE** avaliaram algumas variáveis que devem ser consideradas na promoção do fechamento de espaços dentários, sendo elas: a configuração da alça, a secção transversal do fio metálico, as propriedades do fio utilizado, o tipo de movimento requerido e a quantidade de força necessária. Afirmam que há discrepância entre a magnitude da força produzida por certas alças de retração e os valores de força ótima preconizadas por diferentes autores. Os valores de força ótima recomendada para a retração dos dentes anteriores, variam entre 1,92 e 3,31 N (196 e 338 gf) para os incisivos superiores, 1,67 e 2,9 N (170 e 296 gf) para os incisivos inferiores, 3,2 e 5,83 N (326 e 595 gf) para os incisivos e caninos superiores e 2,88 e 5,02 N (294 e 512 gf) para os caninos e incisivos inferiores. As alças de retração devem apresentar uma relação momento/força alta e uma relação carga/deflexão baixa, sendo que suas propriedades podem ser modificadas pela alteração da secção transversal do fio, do seu módulo de elasticidade, configuração, quantidade de fio utilizado na construção, incorporação de pré-ativações e tratamento térmico. Durante a mecânica de retração, deve-se evitar a utilização de forças excessivas que retardam a movimentação dos dentes anteriores e favorecem a mesialização dos dentes posteriores.

A constante elástica é a propriedade que determina a relação carga/deflexão no aparelho ortodôntico, relacionando-se de forma direta e linear. Quanto menor for a força produzida por unidade de deflexão, mais constante será esta força à medida que o dente é movimentado. Para **BRAUN; MARCOTTE** (1995) a constante elástica (k) depende de três fatores fundamentais que são a secção transversal do fio metálico, sua liga metálica e o comprimento do fio considerado.

PROFFIT; FIELDS (1995) correlacionam a duração da força com seu ritmo de desativação e classificam-na da seguinte forma:

- a) contínua: nível satisfatório de força mantido no período de uma consulta à outra;
- b) interrompida: declínio entre dos níveis de força de seu máximo a zero;
- c) intermitente: os níveis de força declinam abruptamente para zero de forma intermitente, como no caso em que o aparelho ortodôntico é removido pelo paciente e estes níveis são restabelecidos quando o aparelho é reposicionado. Os autores relatam que as características das alças destinadas ao fechamento de espaços são determinadas pela secção transversal e pela quantidade de fio utilizada para a confecção da alça. As alças devem ser de configuração simples, preconizando o conforto do paciente e a facilidade na construção, diminuindo assim, a propensão às fraturas e distorções. Recomendam que as alças em delta ou "T" tenham no máximo 7 mm de altura e que seja incorporado entre 10 e 12 mm de fio em sua construção.

NANDA; KUHLBERG (1997) dividem a ancoragem em três tipos:

- a) grupo no qual 75% ou mais do espaço da exodontia é fechado pela retração dentária anterior;
- b) grupo no qual metade do espaço é utilizado para a mesialização do segmento dentário posterior e outra metade, para a retração do segmento anterior;

c) o espaço da exodontia é utilizado em 75% ou mais, para a mesialização dos dentes posteriores. Para alças em “T” confeccionados com fio 0,43 x 0,63 mm (0,017” x 0,025”) em liga de titânio-molibdênio, centralizadas e ativadas em 6 mm, há a proporção de momento/força de 6/1 e uma força horizontal entre 3,14 e 3,33 N (320 e 340 gf).

RABOUD *et al.* (1997) afirmam que centro de resistência dos caninos superiores está localizado a 8,5 mm a partir da posição do braquete em sentido apical. Pode-se ter uma idéia do tipo de movimento dentário em função da relação M/F, visualizando-se a Figura 04.

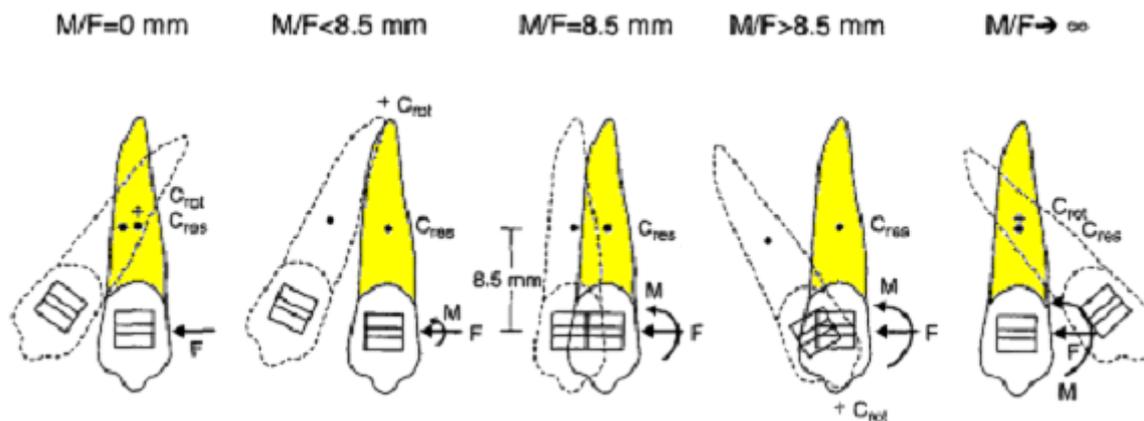


Figura 04 – Relações entre momento/força (M/F)

Fonte: **RABOUD, FALKNER, LIPSETT *et al.*** (1997)

No ano de 2000 **CHOY *et al.*** publicaram um estudo relatando que para estimar os fenômenos envolvidos na movimentação dentária, deve-se conhecer o eixo de rotação dos dentes, o nível e a localização da tensão máxima distribuída pelo ligamento periodontal. Neste estudo, um canino superior extraído foi cortado em 80 lâminas e as imagens armazenadas em computador. Uma fórmula matemática foi obtida para calcular a tensão em cada setor. Este estudo tem como proposta revelar o centro de resistência (CR), o eixo de rotação dentário e a magnitude de força ideal

associada com várias condições periodontais, tais como o potencial de reabsorção radicular, perda de osso alveolar e variação da anatomia radicular pela análise da distribuição de força no ligamento periodontal. A pesquisa demonstra que a localização do centro de resistência muda significativamente com a variação de forma e tamanho da raiz envolta pelo osso alveolar. À medida que a perda de osso alveolar aumenta, o centro de resistência move-se em direção ao ápice dentário de forma proporcional e em concordância com a quantidade de raiz dentária remanescente. À medida que a reabsorção radicular aumenta, o centro de resistência move-se em direção à coroa dentária e de forma não-linear. A força ortodôntica ótima pode ser definida pelo limite máximo de tensão ou pressão que os vasos sanguíneos do ligamento periodontal podem suportar sem danos, variando de acordo com a localização do eixo de rotação e podendo ser modificada em dependência do movimento dentário desejado. A magnitude da força ótima aumenta nos movimentos dentários de translação. A força ótima para a promoção da inclinação controlada (centros de rotação localizados nos ápices radiculares) dos seis dentes anteriores é de 4,35 N (444 gf → 74 gf para cada dente), para que não seja excedida a pressão dos vasos sanguíneos.

MATSUI *et al.* (2000) afirmam que é importante conhecer o centro de resistência para controlar o movimento dentário. Neste estudo foram utilizadas técnicas fotoelásticas para a determinação do centro de resistência do segmento do arco dentário ântero-superior. O centro de resistência para o segmento dentário formado pelos quatro incisivos superiores localiza-se sobre o plano sagital, aproximadamente a seis milímetros dos ápices radiculares (em sentido coronário) e a quatro milímetros da crista alveolar interincisivos centrais, em sentido posterior.

YOSHIDA *et al.* em 2001, determinaram a localização do centro de resistência (CR) e o centro de rotação (CRot) dos incisivos centrais superiores sob a influência de forças simples e investigaram os parâmetros geométricos dos dentes e tecidos circunvizinhos. Mensuraram os deslocamentos iniciais dos incisivos centrais superiores por meio de sensores magnéticos, a localização do centro de resistência e os centros de rotação associados com várias forças em três indivíduos. Os resultados mostraram que a localização dos centros de resistência dos incisivos centrais superiores depende do nível de osso palatino e é aproximadamente dois terços da altura do referido osso, medido do ápice radicular (Figura 05 - A, B e C). Um maior momento é necessário para controlar o movimento dos incisivos superiores durante a retração em pacientes com altura de osso alveolar palatino diminuído.

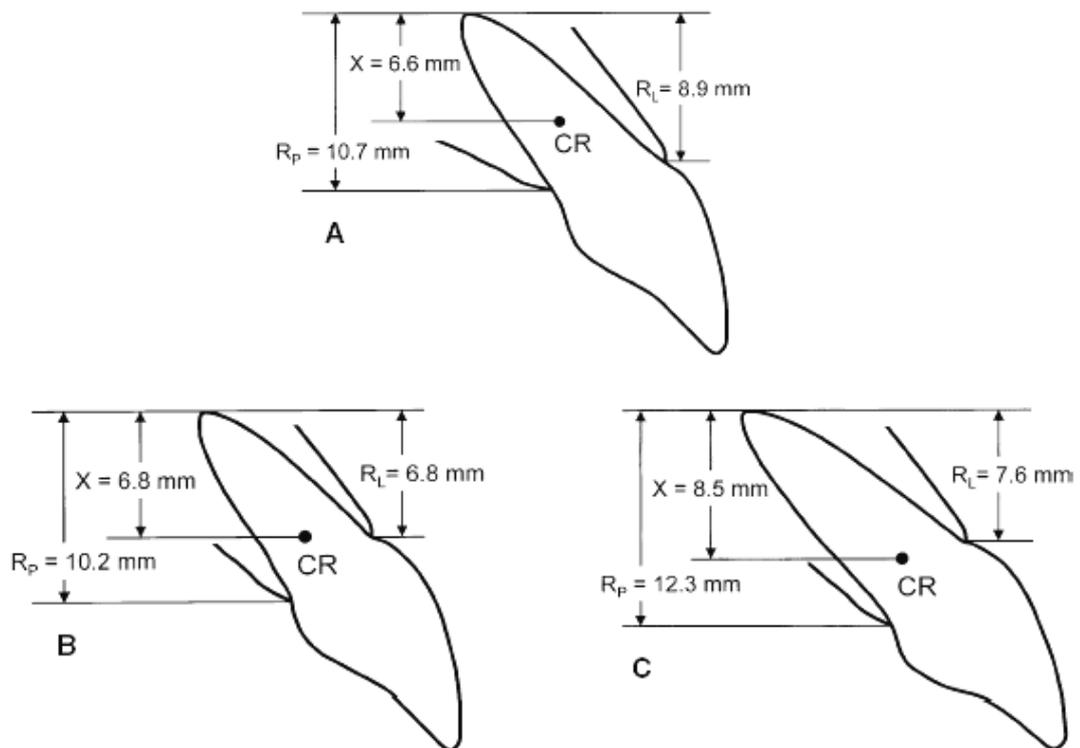


Figura 05 – Centro de rotação em relação à altura do osso alveolar palatino

Dados - Localização dos centros de resistência relacionados com as anatomias das raízes e ossos alveolares de cada um dos três indivíduos pesquisados.

Fonte – **YOSHIDA *et al.*** (2001)

O desempenho mecânico da alça “T” centralizada no espaço interbraquetes foi avaliado por **SHIMIZU et al.** em 2002. Foram utilizadas vinte alças em “T” (Figura 06) construídas em aço inoxidável 18/8, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”). As constantes elásticas (k) das alças sem pré-ativação e pré-ativadas em 40° foram semelhantes e aproximaram-se de 200 gf/mm. A relação MZ/FX para as alças sem pré-ativação e deslocadas em 0,5 mm foi de 2,2; para as pré-ativadas em 40°, esta relação estabeleceu-se em 10,6. Os autores concluíram que a inserção de pré-ativações não aumenta de forma significativa a intensidade de força em FX, sendo as alças “T” em aço inoxidável indicadas para a retração de incisivos e/ou caninos e capazes de promover quaisquer movimentos dentários requeridos.

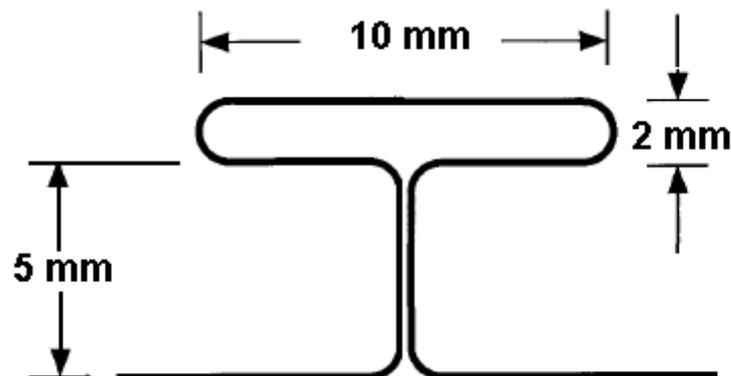
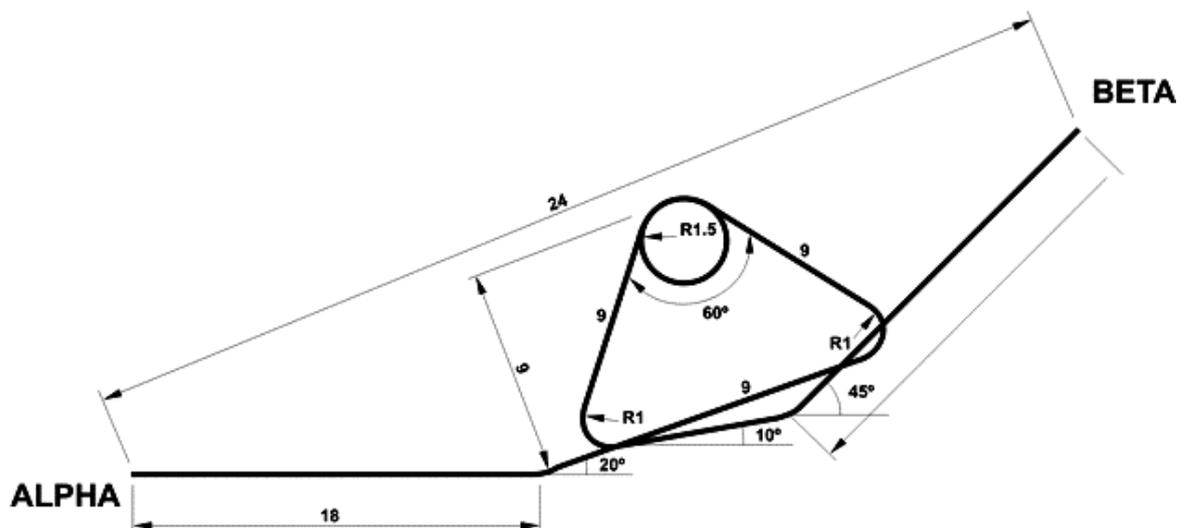


Figura 06 – Alça em “T”

Fonte – **SHIMIZU et al.** (2002)

FERREIRA et al. (2005) estudaram e propuseram uma nova configuração de alça para retração dentária em forma de delta e com a incorporação de um helicóide (Figura 07). As alças foram confeccionadas em liga de titânio molibdênio com secção transversal de 0,41 x 0,56 mm (0,016" x 0,022") e 0,43 x 0,64 mm (0,017" x 0,025") e a estas, foram incorporadas pré-ativações totais de 120° e 130°. A verificação do sistema de forças foi executada com as alças em posição centrada, mesial e distal. As forças horizontais variaram entre 34 e 230 g.f para ativações de 1 à 6 mm, respectivamente. As constantes elásticas das alças (k) estabeleceram-se entre 33,1 e 43,9 gf/mm, dependente do grupo estudado. As alças posicionadas distalmente e pré-ativadas em 130° apresentaram a menor relação momento/força. Os autores constataram a diminuição na relação M/F em virtude do aumento da ativação. As melhores relações M/F foram encontradas nas alças centradas e posicionadas mesialmente, variando entre 4,6/1 e 16,7/1, dependente da quantidade de ativação e secção do fio.



3 LIGAS METÁLICAS NA ORTODONTIA

Devido à diversidade das ligas metálicas utilizadas na Ortodontia, faz-se necessário o conhecimento de suas propriedades e características para que a condução dos tratamentos seja otimizada em suas diferentes fases.

O fio em titânio-molibdênio apresenta retorno elástico superior ao fio em aço inoxidável austenítico e permite a confecção de alças, apesar de romper com facilidade nos casos de inclusão de ângulos agudos. Segundo **GOLDBERG; BURSTONE** (1979), os fios em titânio-molibdênio apresentam menor módulo de elasticidade (E) quando comparadas às ligas de cromo-cobalto e aço inoxidável, resultando em alta deflexão elástica. As ligas em titânio-molibdênio apresentam a forma alotrópica “ β ” do titânio com estrutura cúbica de corpo centrado, conferindo assim, boa conformabilidade mesmo após o trabalho a frio. A metaestabilidade da fase “ β ” na liga de Titânio é favorecida pela presença dos elementos Molibdênio, Tântalo, Zircônio, Estanho, Nióbio, Vanádio, Ferro, Cromo, Cobalto e Níquel. A estabilização pode ocorrer pelo trabalho a frio ou pela precipitação da fase alotrópica “ α ”, em baixa temperatura.

De acordo com **EDIE; ANDREASEN; ZAYTOUN** (1981) as superfícies das ligas de aço inoxidável possuem melhor acabamento superficial se comparadas às de níquel-titânio que apresentam superfícies mais variáveis e onduladas, quando

examinadas em microscópio eletrônico. No uso clínico, estas ligas apresentam-se cobertas por uma camada orgânica rica em Sódio, Fósforo, Enxofre, Cloro e Cálcio. Desta forma, ocorre a formação de uma camada de oxidação superficial resultante da exposição ao meio aquoso (saliva) e dependente das características da superfície do metal. Esta camada de óxido é aparentemente inócua, não apresentando qualquer produto de corrosão.

Para **PROVENZA** (1984), denomina-se molas qualquer elemento de máquina capaz de sofrer notáveis deformações elásticas. Os materiais empregados na sua confecção devem apresentar certas propriedades elásticas, razão pela qual somente alguns materiais são utilizados, tais como o aço, cobre, latão, borracha, madeira, bronze, ligas de níquel-titânio e cromo-molibdênio. As molas podem ser utilizadas para a produção de deslocamento, medição de forças e momentos, armazenamento de energia, amortecimento de choques e promoção de contato entre dispositivos. Os diferentes tipos de molas são classificados em dois grandes grupos - molas de torção e molas de flexão. A ação de qualquer força sobre um corpo altera a sua forma, isto é, quase sempre provoca deformações diretamente proporcionais às tensões que as produzem – *Lei de Hooke*. No ensaio de tração, um fio submetido a uma força de pequena intensidade sofrerá uma deformação elástica e retomará seu comprimento inicial caso a força seja removida. Acima do limite de elasticidade, a força aplicada pode provocar deformações permanentes no fio, mesmo depois da retirada do carregamento, ocasionando o fenômeno denominado escoamento. Com o avanço do ensaio mecânico a força excessiva provoca o rompimento do fio, indicando que foi atingido seu limite de ruptura. A área abaixo da curva do limite de elasticidade, medida em unidade de energia (N.m), representa a

resiliência do material, indicando a máxima capacidade de executar trabalho. Alerta-se para não confundir resiliência com rigidez e resistência, visto que resistência é a capacidade que um corpo possui de resistir à ação de forças e rigidez é a capacidade de resistir às deformações. Muitas vezes a ruptura de uma peça ocorre mesmo quando submetida a tensões flutuantes dentro da região elástica. É oportuno definir fadiga como sendo a alteração estrutural, permanente e progressiva em um material que é submetido a carregamentos cíclicos, cujos valores são freqüentemente menores que a sua resistência, podendo culminar em fratura. Para materiais cúbicos de corpo centrado (CCC) existe um limite de tensão abaixo do qual não se verifica ruptura, seja qual for o número de oscilações; para os materiais cúbicos de face centrada (CFC) este limite não aparece e sempre ocorrerá fratura, entretanto, quanto menor o carregamento tanto maior será a vida útil do material. As secções de ruptura de peças submetidas à fadiga apresentam zonas bem definidas, uma parte lisa indicando o início da ruptura e outra rugosa - término da ruptura. A ruptura por fadiga é muito influenciada pelo formato e pelo acabamento superficial das peças, devendo ser evitados os entalhes e bruscas mudanças de secção. A resistência à fadiga do material é aumentada pelo encruamento, processo de têmpera e pela melhoria no acabamento superficial, enquanto o recozimento a diminui. Os principais fatores que intervêm nos cálculos do descarregamento de força pelas molas são as dimensões de suas secções transversais e seus comprimentos, embora o tipo das molas, seus passos e os diâmetros dos enrolamentos devam ser considerados nos projetos. Sendo a função da mola acumular energia, o contato entre as espiras torna-se quase inevitável, ocasionando uma pequena perda de energia por atrito, mas não prejudicando o sistema.

De acordo com **KAPILA; SACHDEVA** (1989) as ligas de cromo-cobalto apresentam 40% de Cobalto, 20% de Cromo, 15% de Níquel, 7% de Molibdênio, 2% de Manganês, 0,04% de Berílio, 0,15% de Carbono e 15,81% de Ferro. Antes de serem submetidas ao tratamento térmico⁵, esta liga é mais resistente à fadiga quando comparado ao aço inoxidável. Os fios produzidos pela empresa norte-americana *Rock Mountain Orthodontics* (RMO) são encontradas em quatro diferentes tipos de têmperas e resiliências, cada qual demarcada com uma cor distinta (azul, amarelo, verde e vermelho). Os fios marcados com a cor azul têm boa ductibilidade e são de fácil manuseio, permitindo ao clínico a realização de dobras e soldas necessárias. Salienta-se que independente dos diferentes processos de têmpera, estes fios apresentam o mesmo módulo de elasticidade. Os fios marcados em vermelho são mais resilientes e apresentam excelentes propriedades elásticas, mas necessitam de cuidados na sua manipulação para evitar deformações. Após o tratamento térmico não devem ser inseridas dobras ou alças, pois se tornam susceptíveis à fratura. Os fios marcados em amarelo apresentam razoável ductibilidade e são mais resilientes que o fio marcado em azul. O tratamento térmico permite a melhora de suas propriedades relativas à resiliência e elasticidade. Os fios de cromo-cobalto marcados em verde são mais resilientes que os em amarelo, podendo facilmente receber dobras antes do tratamento térmico. Segundo os autores, o módulo de elasticidade (E) do fio de TMA é aproximadamente duas vezes maior que os fios em níquel-titânio e duas vezes menor que os fios em

⁵ O tratamento térmico das ligas de aço, segundo **DAVIS** (1998), proporciona um melhor aproveitamento de suas propriedades mecânicas se elas forem previamente endurecidas ou normalizadas por processo de usinagem. Vários são os processos utilizados, tais como o recozimento (*annealing*), tratamento térmico e mecânico (*patenting*) e o revenido a óleo (*oil tempering*).

aço inoxidável. Os fios em β -titânio devem ser a primeira opção em uso clínico, pois fornecem uma constante elástica (k) menor que os fio em aço inoxidável.

Para **MUENCH** em 1994, a resistência de escoamento da liga em titânio-molibdênio é de cerca de 980 MPa, tornando-a adequada para a produção de alças de fechamento de espaços dentários. O módulo de elasticidade das ligas em β -titânio é de 70,6 GPa (720 Mp/cm²), correspondendo a 40% do módulo de elasticidade do aço e a 35% das ligas em cromo-cobalto.

VAUGHAN et al. (1995), dizem que semelhantemente ao Cromo, o Titânio em contato com o Oxigênio, forma uma película protetora de óxidos. Seu principal inconveniente é o alto coeficiente de atrito quando em contato com os braquetes, implicando na dificuldade do deslizamento em comparação aos fios de aço inoxidável e cromo-cobalto.

Em seu trabalho, **SACHDEVA** (1997) relata o desenvolvimento das ligas quaternárias que apresentam quatro elementos químicos em suas constituições (Níquel, Titânio, Cromo e Cobre). O cobre aliado a um processo refinado de manufatura e tratamento térmico, possibilita a confecção de fios metálicos com propriedades diferentes em função da temperatura de tratamento térmico. Estes gradientes ou faixas de temperaturas recebem a denominação de temperaturas de transformação (*temperature transition range* ou TTR) introduzindo o conceito de “Ortodontia de temperatura de transformação variável”, desta forma, alterando-se a TTR altera-se também a magnitude das forças de carga.

Na obtenção do fio em β -titânio (TMA), o metal sofre um processo de redução de seu diâmetro por meio da trefilação. Após esta etapa, ele recebe o tratamento térmico para a remoção da tensão residual causada pela deformação da rede cristalina e também para torná-lo mais resistente às fraturas. Esta operação é repetitiva, com subseqüentes tratamentos térmicos e sucedidos pelo processo de envelhecimento dos materiais, melhorando assim, as propriedades metalúrgicas-mecânicas das ligas em TMA (DAVIS, 1998).

A empresa de materiais ortodônticos **GAC** (2001) traz em seu catálogo de produtos que o fio de aço inoxidável de sua fabricação é o 304 VAR, dizendo ser este, livre de inclusões que possam causar fragilidade e sua quebra. A fragilidade e a ruptura por tração são testadas para cada lote, antes e depois do tratamento térmico. A resistência à deflexão é avaliada pelo teste *Tinius-Olsen*⁶. Os Arco Dupla Chave (DKH) em aço inoxidável da GAC (Figura 08) são usados para fechar espaços, promovendo a manutenção da forma do arco dentário. Estes fios estão disponíveis em arcos com curvaturas aumentadas de dois em dois milímetros (22 mm a 44 mm) e também variam em relação às suas têmperas. O fio em aço inoxidável GAC *Standard* apresenta menor dureza, com indicação de uso no início e final do tratamento; o GAC *Gold*, o fio mais popular da empresa, combina equilíbrio entre elasticidade e maleabilidade e é usado ao longo do tratamento; o GAC *Super Gold* é um fio mais duro e com menor coeficiente de atrito, sendo indicado para as técnicas de deslizamento e finalizações de tratamentos.

⁶ Segundo UNGARI FILHO e COLLA (1995), trata-se da marca comercial de uma máquina universal de ensaios mecânicos que trabalha com célula de carga, gerando sinais específicos quando submetida a forças de tração. Estes sinais são diretamente proporcionais às forças aplicadas. A aquisição dos dados é estabelecida e estes são analisados em gráficos e tabelas.



Figura 08 – Arco duplas-chave GAC

Fonte: Catálogo 11 – GAC

GURGEL; RAMOS; KERR (2001) afirmam que a efetividade do movimento ortodôntico envolve a interação adequada dos fatores relacionados ao paciente, à mecânica aplicada, aos dentes e suas estruturas de suporte, sendo dependente das características estruturais e mecânicas dos fios ortodônticos. A modificação do carregamento de forças é dependente da secção transversal do fio e da liga utilizada em sua fabricação. A liga de TMA, quando comparada ao aço inoxidável, apresenta uma menor constante elástica (k) e é indicada para a confecção de alças.

Para **NORTON** (2004), qualquer parte feita de um material elástico possui alguma “mola” dentro de si. O termo mola se refere às partes construídas em configurações particulares para prover um intervalo de força dentro de um espaço significativo de deflexão e/ou para armazenar energia potencial. Molas são projetadas para prover força de tração, compressão, torque, ou principalmente guardar energia, sendo classificadas nestas quatro categorias gerais pelo autor. Uma mola de compressão nunca deve ser carregada em tração, e nem uma mola de

tração em compressão. Outra forma de classificação das molas considera suas configurações físicas. A mola helicoidal de torção é enrolada de forma similar à mola em helicoidal de compressão ou tração, só que carregada por um esforço de torção. Os tipos mais comuns dentro da variedade de molas de viga são as vigas engastadas e as biapoiadas, sendo que suas constantes elásticas (k) e suas distribuições de tensão podem ser controladas por meio de mudanças na altura ou largura ao longo de seus comprimentos. Independente da configuração da mola, esta possui uma constante elástica (k) definida como a inclinação da sua curva de carga/deflexão. Se esta inclinação for constante a mola é linear e k pode ser definida como $k = F/x$, onde F é a força aplicada e x , a deflexão. A constante elástica da mola pode ser um valor constante (mola linear), ou pode variar com a deflexão (mola não-linear). A maior parte das molas de uso não-intenso é produzida com fio circular ou retangular feito de aço repuxado (trefilamento) e trabalhado a frio, ou a partir de tiras planas finas laminadas a frio. Os materiais utilizados em molas são geralmente endurecidos para obtenção da resistência adequada. Pequenas secções são encruadas em um processo de trefilamento. O fio metálico de secção circular é o material mais utilizado em molas, sendo que o retangular está disponível apenas em uma classe limitada de tamanhos. O aço inoxidável A313 (302) – ASTM, ou SAE30302 é adequado para aplicações de fadiga e uso onde há necessidade de biocompatibilidade. A resistência à tração de fios de aço bem finos é bastante elevada. O mesmo aço que pode romper a 1380 MPa (~200 kpsi) em um fio de 7,62 mm (0,3”) de diâmetro de um aço de teste pode apresentar aproximadamente o dobro de resistência depois de repuxado a frio para atingir um diâmetro de 0,25 mm (0,010”). O processo de estiramento a frio é responsável pelo encruamento e

aumento de resistência do material à custa de grande parte de sua ductilidade. O autor relata que uma estimativa razoável do limite de resistência à torção dos materiais usados comumente em molas é de 67% do limite de resistência do material. Quando um fio é dobrado na forma de uma hélice, tensões residuais de compressão são desenvolvidas na superfície interior enquanto tensões residuais de tração ocorrem na superfície externa, sendo que nenhuma dessas tensões residuais é benéfica. Uma mola de espiras helicoidais pode ser carregada em torção ao invés de compressão ou tração. O momento aplicado deve sempre ser arranjado de forma a fechar as espiras em vez de abri-las, pois as tensões residuais resultantes do enrolamento agem contra o momento de fechamento.

Para **ATHOS** (2005), as ligas de aço austeníticas podem sofrer transformação martensítica⁷ ou metaestável quando submetidas ao resfriamento rápido, apresentando certa instabilidade e estrutura atômica tetragonal de corpo centrado de Ferro saturado por Carbono, com características mais dura e quebradiça. A empresa diz que os aços inoxidáveis foram descobertos por acaso (1912) quando o inglês Harry Brearly estudava uma liga Fe-Cr (13%). Em ensaios metalográficos Brearly verificou que a liga fabricada resistia a maior parte dos reagentes químicos utilizados na época. Foi o próprio pesquisador que deu o nome à liga chamando-a de "*stainless steel*" ou "aço que não mancha". Um ano mais o alemão Eduard Maurer estudava uma liga Fe-Cr que continha cerca de 8% de Ni, além dos elementos da liga de Brearly, e observou que esta resistiu vários meses

⁷ Transformação martensítica é a passagem de uma estrutura cristalina a outra, não por difusão, onde os átomos saltam de um sítio a outro, após a agitação térmica, e sim pelo deslocamento de pouca amplitude e de todos os átomos, com o conseqüente fenômeno de cisalhamento (deslocamento de camadas), segundo **FLAGEUL** em 1988. **DAVIS** em *Metals Handbook* (1998), define a fase martensítica que ocorre com os aços e ligas a base de ferro, pelo rápido resfriamento da austenita, sendo que a martensita forma-se por um mecanismo de cisalhamento da estrutura interatômica.

aos vapores agressivos do laboratório no qual trabalhava. Passado quase um século, sabe-se que os aços descobertos por eles eram os nossos conhecidos AISI 420 (martensítico) e o AISI 302 (austenítico) respectivamente. A obtenção de ligas diferentes pelo aquecimento em altas temperaturas (1.000 °C) e resfriamento rápido, uma com alta dureza (AISI 420) e outra com ótima ductilidade (AISI 302) constituiu-se em um fato relevante. De lá para cá, os aços inoxidáveis evoluíram principalmente em função da indústria petrolífera, bélica, automotiva e criogênica.

4 MATERIAIS e MÉTODOS

4.1 ALÇAS ORTODÔNTICAS COMO CORPO DE PROVA PARA ENSAIOS MECÂNICOS E ANÁLISES MICROESTRUTURAIS

Para a caracterização mecânica e microestrutural das alças ortodônticas pré-fabricadas e destinadas ao fechamento de espaços dentários, faz-se necessária a obtenção dos corpos de prova. Para a validação deste estudo científico, foram imputadas dez alças para cada grupo (total de dez grupos), perfazendo um total de cem alças mensuradas.

Os equipamentos e materiais usados nas calibrações, confecção dos corpos de prova e mensurações pertinentes, foram cedidos pelos Laboratório de Metrologia (LAMEC), Laboratório de Calibração Mecânica (LACAM) e Laboratório de Metalografia e Microscopia, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

As alças ortodônticas foram obtidas pela secção dos seus respectivos arcos, em 5 mm de suas mesiais e 20 mm de suas distais. Elas foram divididas nos seguintes grupos (vide APÊNDICE):

- **Grupo 01 - DIG1S** - Dez alças ortodônticas duplas-chave, pré-fabricadas pela empresa GAC em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), sem inserção de pré-ativações⁸, representadas pela Figura 09;



Figura 09 – Alça dupla-chave GAC

- **Grupo 02 - DIO1S** - Dez alças ortodônticas duplas-chave, pré-fabricadas pela empresa ORMCO em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 10;



Figura 10 – Alça dupla-chave ORMCO

⁸ Pré-ativações são variações angulares imputadas nas alças, destinadas à alteração da relação MZ/FX e conseqüentemente, do centro de rotação dentária. Com este controle, são possíveis todos os movimentos requeridos na terapêutica ortodôntica.

- **Grupo 03 - DIA1S** - Dez alças ortodônticas duplas-chave, pré-fabricadas pela empresa ADITEK em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 11;



Figura 11 – Alça dupla-chave ADITEK

- **Grupo 04 - RIS2S** - Dez alças ortodônticas duplas-chave, pré-fabricadas pela empresa AGATHOS em SSW com a inserção de um helicóide, propostas por Dr. Hideo Suzuki (**SUZUKI; LIMA** em 2001), com secção transversal de 0,51 x 0,63 mm (0,020" x 0,025"), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 12;



Figura 12 – Alça de retração versátil - AGATHOS

- **Grupo 05-A - TIA1S** – Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa ADITEK em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 13;



Figura 13 – Alça em “T” – ADITEK

- **Grupo 05-B - TIA1C** – Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa ADITEK em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), com inserção de pré-ativações totais de 40°, representadas pela Figura 14;

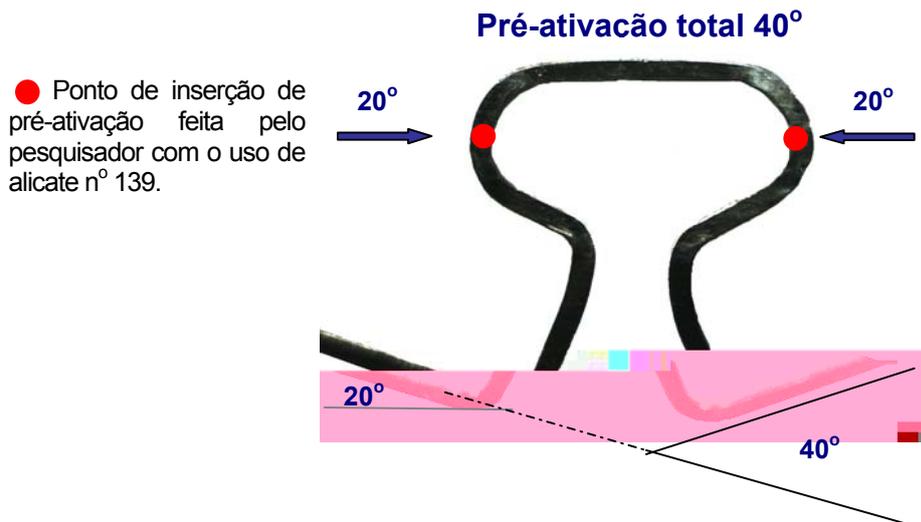


Figura 14 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - ADITEK

- **Grupo 06-A - TI&1S** – Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa G&H em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 15;



Figura 15 – Alça em “T” - G&H

- **Grupo 06-B - TI&1C** – Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa G&H em SSW, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), com inserção de pré-ativações totais de 40°, representadas pela Figura 16;

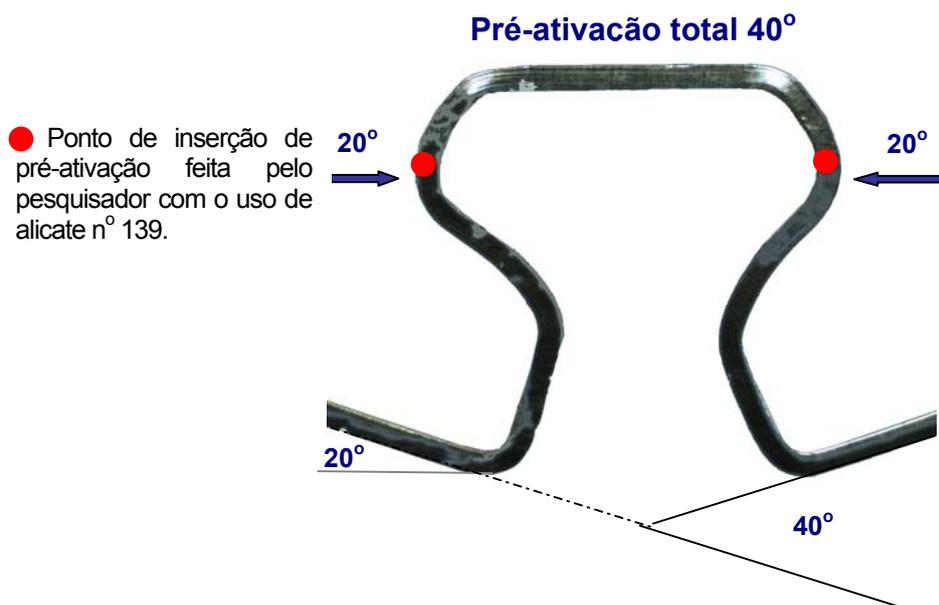


Figura 16 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - G&H

- **Grupo 07-A - TT&1S** - Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa G&H em TMA, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), sem inserção de pré-ativações, representadas pela Figura 17;



Figura 17 – Alça em “T” - G&H

- **Grupo 07-B - TT&1C** – Dez alças ortodônticas em “T”, pré-fabricadas pela empresa G&H em TMA, com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”), com inserção de pré-ativações totais de 40°, representadas pela Figura 18;

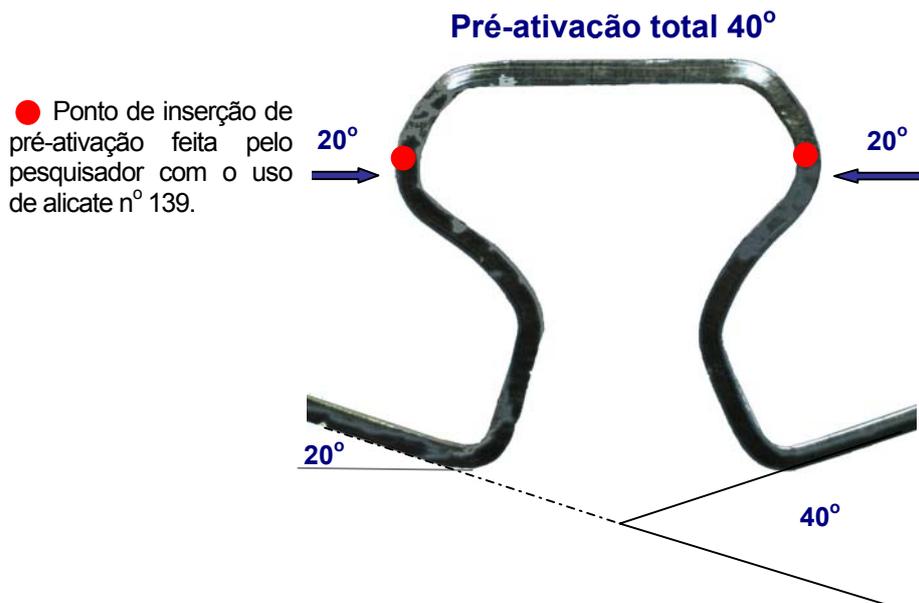


Figura 18 – Alça em “T” pré-ativada em 40° - G&H

Após a obtenção das alças pela secção dos arcos ortodônticos pré-fabricados, estas foram planificadas por um único pesquisador, utilizando-se o alicate contornador de arcos número T00203 da empresa *Rock Mountain Orthodontics* e uma placa de vidro para conferência. A planificação das alças foi auxiliada pela conferência no projetor de perfis *Hauser*, representado pela Figura 19-A.

O aparelho projetor de imagens com lente de ampliação variável (ampliação de 10 vezes para este estudo) é constituído de micrômetros que promovem as medições verticais e horizontais. Na mesa de projeção há um disco angular móvel, representado pela Figura 19-B, que permite a mensuração dos ângulos desejados. A resolução linear X, Y é igual a $1\mu\text{m}$ e a resolução angular é de 1 minuto.

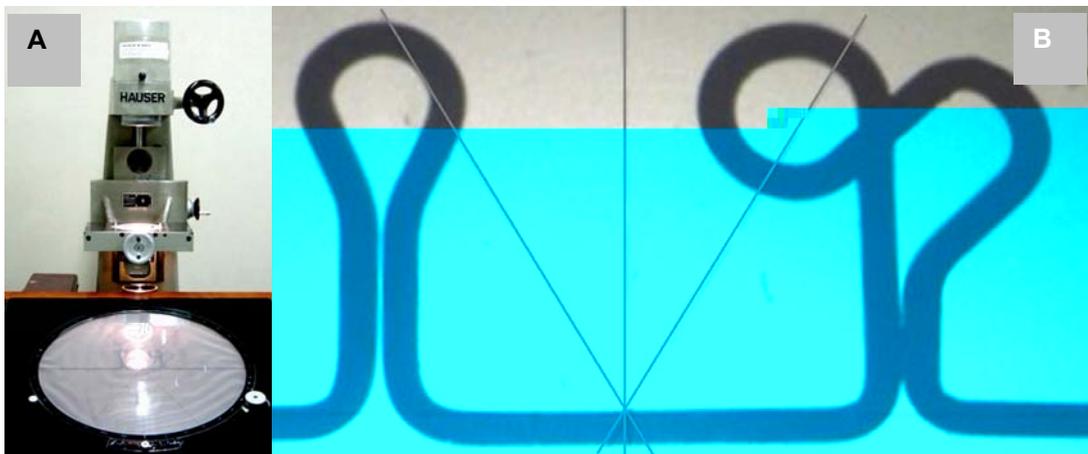


Figura 19 – (A) Projetor de perfis Hauser; (B) Imagem projetada de alça de retração versátil AGATHOS ampliada em 10 vezes

4.2 MENSURAÇÃO GEOMÉTRICA DAS ALÇAS

As alças de cada grupo foram embutidas em silicone e apoiadas em uma placa de vidro. Estas alças foram ampliadas em dez vezes pelo microscópio óptico metalográfico *Jenavert-Carlzeiss/Jena*, com lente *Planachromat HD 50 x / 0,80 ∞ / 0 – A*, da mesma empresa, representado na Figura 20-A. As imagens foram fotografadas pelo módulo de aquisição de imagens *CoolSNAP-Procf Color / Media Cybernetics*, acoplado ao microscópio e representado pela Figura 20-B.



Figura 20 – (A e B) Microscópio óptico metalográfico *Jenavert-Carlzeiss/Jena*, com lente *Planachromat HD 50 x / 0,80 ∞ / 0 – A*, da mesma empresa e módulo de aquisição de imagens *CoolSNAP-Procf Color / Media Cybernetics* acoplado

Estas imagens foram tratadas e mensuradas pelo uso do programa *Image-ProPLUS®*, versão 4.5.0.29 - *Media Cybernetics, Inc*, representado pela Figura 20-A. Associado ao módulo de sistema óptico e digital de aquisição de imagens e após devidamente calibrado, este programa promove o registro das imagens e possibilita as requeridas mensurações angulares, lineares e de área para as alças de cada grupo, que serão apresentadas e discutidas em tópicos futuros.

4.3 ANÁLISE MICROESTRUTURAL DAS LIGAS METÁLICAS

As forças descarregadas por alças ortodônticas geometricamente similares, sofrem variações em acordo com as diferentes ligas metálicas utilizadas. A constituição destas ligas não é comumente descrita por seus fabricantes de forma completa, portanto, torna-se necessária a obtenção de parâmetros microestruturais como fatores comparativos. As técnicas e procedimentos da metalografia prática foram baseadas nos trabalhos de **SILVA** (1978) e **VANDER VOORT** (1984).

4.3.1 Obtenção dos corpos de prova para análise microestrutural

Os corpos de prova (Figura 21-B) foram obtidos por secção de segmentos dos arcos metálicos descritos nos grupos 01 ao 07. Estes segmentos foram embutidos a quente e sob pressão em baquelite na prensa metalográfica *Predopress* (Figura 21-A), com 5 min de pré-aquecimento, 20 min de aquecimento e pressão e 5 min de resfriamento. Após a obtenção dos corpos de prova embutidos em baquelite, estes foram lixados e polidos de forma mecânico-manual em equipamentos *Struers* específicos.



Figura 21 – (A) Prensa metalográfica Predopress-Struers e pó de baquelite;
(B) Corpos de prova embutidos em baquelite

4.3.2 Análise metalográfica das ligas metálicas

A superfície do metal polido corretamente reflete a luz de forma homogênea, não permitindo a distinção dos microconstituintes de sua estrutura. Para a revelação das estruturas em aço cromo-níquel 18-8, foi utilizado o ataque eletrolítico das superfícies previamente polidas com solução reativa constituída de ácido Oxálico (HOOC-COOH) a 10%, por períodos que variaram entre 15 s e 5 min, e tensões entre 1 e 12 V e temperatura ambiente (24° C).

Com o avanço da técnica microscópica e fotográfica, os resultados puderam ser registrados por meio de fotomicrografia. Portanto, as superfícies reveladas dos corpos de prova, foram fotografadas microscopicamente (ampliação óptica de 200 vezes) por um sistema óptico e digital de aquisição de imagens e analisadas com o auxílio do programa *Image-ProPLUS*[®], de acordo com a presença ou não de inclusões e encruamento.

4.3.3 Micro-dureza das ligas metálicas

Foi testada a micro-dureza dos corpos de prova (grupos 01 ao 07). Os resultados são a média de 05 medições de dureza Vickers⁹ (Figura 22-B), obtidas no equipamento de teste *Shimadzu HMV-2 Series* (Figura 22-A), com carga aplicada de 70 g, por 15 segundos. O equipamento fornece de forma direta os resultados, assim como, o valor máximo e mínimo, a média estatística e seu desvio padrão.

⁹ Escala de dureza na qual os valores são obtidos mediante ensaio com um penetrador de diamante em forma de pirâmide. Uma vez realizada a penetração (pirâmide de base quadrada), medem-se as diagonais da base da pirâmide e com o valor médio obtém-se o valor de dureza que é inversamente proporcional às dimensões da penetração. É usada uma pirâmide de diamante com ângulo diedro de 136° que é comprimida com uma força arbitrária, contra a superfície do material.

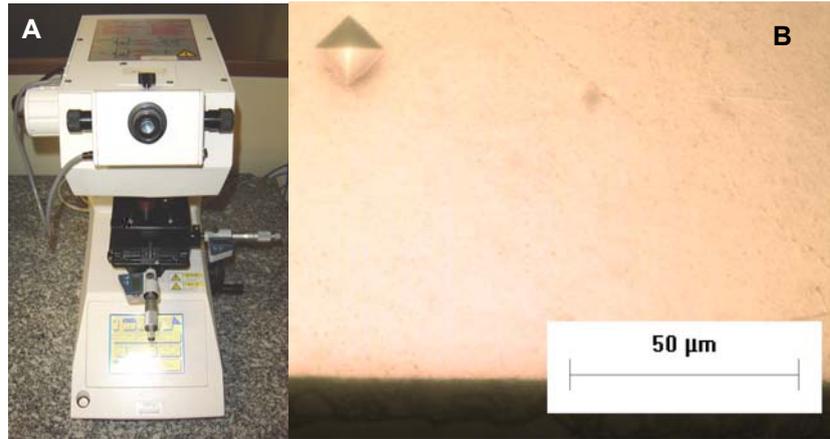


Figura 22 – (A) Equipamento de teste de micro-dureza *Shimadzu HMV-2 Series*;
(B) Identação para obtenção da micro-dureza (ampliação óptica - 500X)

4.4 MEDIÇÃO DE FORÇAS (FX e FY) E DE MOMENTO (MZ)

4.4.1 Plataforma de medição de forças (FX e FY) e de momento (MZ)

O presente estudo empregou uma plataforma (Figura 23) produzida pela Universidade Tecnológica do Paraná – UTFPR, em parceria com a Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS (**DILLENBURG; SCHNEIDER; LUSA, 2001**).

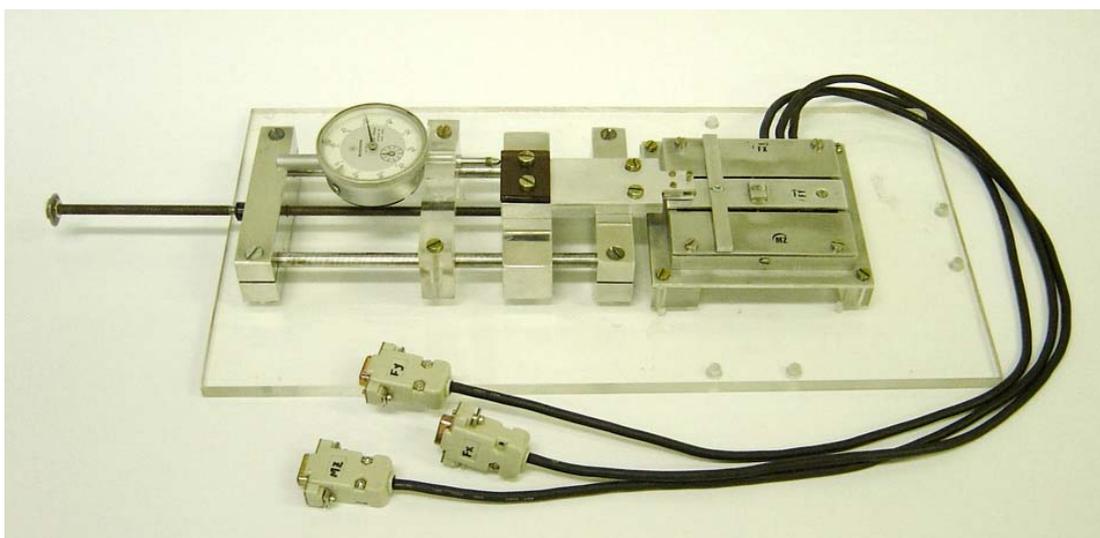


Figura 23 – (A) Plataforma de medição de forças (FX e FY) e momento (MZ)

Esta plataforma destina-se à medição de forças (F_X , F_Y) e de momento (M_Z) produzidos por uma alça ortodôntica, que se encontra engastada em uma ponta e com deslocamento livre em outra extremidade. Tem por finalidade a correlação do deslocamento da extremidade livre da alça, com os componentes de força (F_X , F_Y) e de momento (M_Z) produzidas na extremidade engastada na plataforma de medição de forças e momento. Assim, há a obtenção laboratorial dos esforços aplicados por alças ortodônticas em dentes de pacientes que utilizem aparelhos dentários corretivos.

Entre os pontos de engaste fixo das alças e o ponto de engaste deslizante, foi inserido um apoio fixo (braquete) distante em 17 mm somente para as alças simples em "T" (grupo 05-A ao grupo 07-B), simulando a presença do segundo pré-molar (Figura 24). Este procedimento garante a distância inter-braquetes, propiciando a correta mensuração de F_Y e M_Z , independente da quantidade de ativação ou deslocamento do engaste deslizante. Não serão medidos os descarregamentos em F_Y e M_Z para os grupos 01 ao 04 devido a falta de espaço na plataforma, impossibilitando assim, a fixação do apoio fixo para as alças duplas.

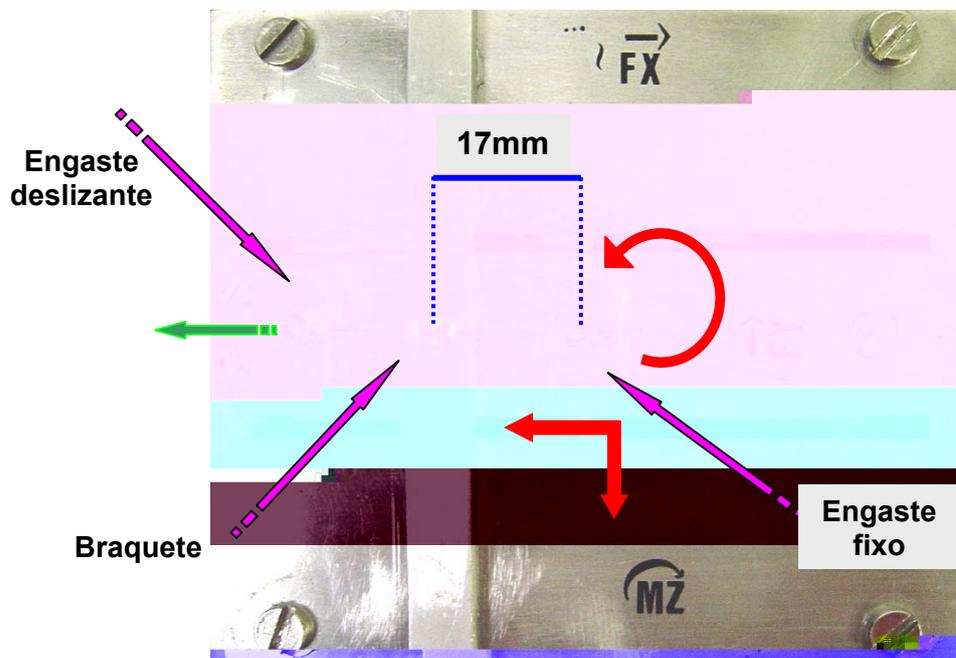


Figura 24 – Representação do apoio fixo, simulando a presença do segundo pré-molar

4.4.2 Sistema de aquisição de dados

As diferentes resistências (FX, FY e MZ) geradas pela deformação dos extensômetros nas vigas da plataforma, quando da deflexão das alças ortodônticas necessitam de mensuração e devem ser convertidos em sinais elétricos condizentes com os carregamentos de forças e momentos.

O equipamento responsável pela mensuração da variação dos sinais provocada nos extensômetros é o MÓDULO CONDICIONADOR DE SINAIS - MCS1000 (Figura 25). O MCS1000 possui 08 canais independentes para condicionamento de sinais analógicos, sendo que, cada um deles pode ser configurado por meio de um dispositivo (*dip* de 8 impedâncias) para permitir a conexão dos sinais provenientes das células de carga, em ponte completa de *Wheatstone*, da referida plataforma (FX, FY e MZ). Cada canal possui amplificador de instrumentação na entrada com cinco faixas de ganho selecionáveis mecanicamente. Neste trabalho, optou-se pelo maior ganho possível, 1050.

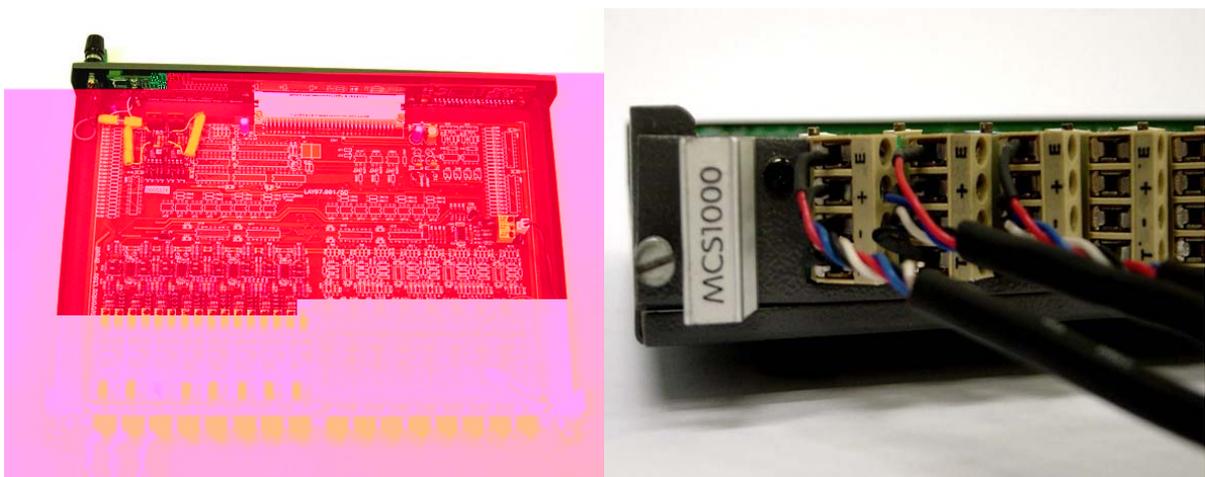


Figura 25 – Módulo Condicionador de 08 Entradas: MCS1000



Figura 27 - Placa de aquisição de dados com barramento ISA (DAQ 801 - QUATECH)

Após a digitalização dos sinais analógicos, estes são enviados ao programa DASyLab[®] versão 7.0 – *DATA ACQUISITION SYSTEM LABORATORY*, desenvolvido por *National Instruments Company*, representado pela Figura 28. É um *software* que permite o desenvolvimento interativo de aplicações de aquisição de dados baseadas em *Personal Computer (PC)*, pela conexão na tela de ícones que executam funções variadas. Dentre estas, encontram-se as funções de coleta do sinal proveniente da placa de aquisição de dados (DAQ 801 - QUATECH); o módulo que fornece a média aritmética dos diversos dados obtidos em um intervalo de tempo; o módulo de conversão da média aritmética do valor do sinal (V) obtido em unidade de força ($\mu\text{N.m}$), por meio das equações de regressões lineares previamente obtidas e consideradas na explanação da calibração da plataforma de ensaios e por fim, os módulos de visualização dos sinais de entrada (V) e suas conversões em força ($\mu\text{N.m}$).

Outra característica relevante do programa DASyLab[®] é a sua independência para com o *hardware* de aquisição de dados utilizado. Praticamente todos os equipamentos comercializados são diretamente suportados, inclusive os fabricados por outras empresas.

Precision PR1000 NW, com precisão de centésimos de grama, cedidas pelo departamento de química da UTFPR.



Figura 29 – Massas utilizadas na calibração da plataforma de medição de forças

Para calibração da plataforma em FX e FY foram utilizadas massas aplicadas na abscissa e ordenada do equipamento, gerando tensões características, apresentadas na Tabela 02. Para efeitos de pesquisa, considerou-se a massa de 1 g equivalente à força de 1 gf.

Tabela 02 – Valores de tensão na calibração de FX e FY

pesos de calibração (gf)	tensão (mV) para FX	tensão (mV) para FY
40	-19	-65,7
90	-68,3	-144,1
130	-118,4	-207,7
150	-138,5	-243,3
170	-152,5	-270,3
200	-193,1	-320,2
220	-208	-352,3
250	-252,9	-403,6
270	-256,7	-436,9
300	-282,7	-489,7
320	-305,5	-527,3
350	-343,4	-579,4

Para a calibração do momento MZ aplicou-se um binário de forças com braço de alavanca conhecido (10 mm), fazendo a plataforma girar em torno de seu eixo Z. Com este procedimento, tem-se apenas o momento em Z, ficando as componentes de força na direção X ou Y anuladas pela presença de duas forças de igual intensidade e direção, mas sentidos opostos. Os valores das tensões referentes aos momentos aplicados são referenciados na Tabela 03.

Tabela 03 - Valores de tensão na calibração de MZ

pesos de calibração (gf)	braço binário	MZ ($\mu\text{N.m}$)	MZ (gf.mm)	tensão (mV)
10	10 mm	98	100	-8,2
20		196	200	-19,1
30		294	300	-36,4
50		490	500	-74,4
70		686	700	-101,6
100		980	1000	-168,3
120		1177	1200	-188,1
150		1471	1500	-238,1
200		1961	2000	-327,1
250		2451	2500	-417,9

Com a obtenção das diversas diferenças de potencial (mV) pela aplicação dos pesos na plataforma, condicionadas pelo MCS1000, com o maior ajuste de ganho possível (1050), tabulou-se esses valores no programa de estatística *EstatD+*¹⁰ e as respectivas regressões lineares foram obtidas, com suas equações da reta ($y = a + b.x$) e os coeficientes de correlação (r) entre as variáveis tabuladas (tensão x carga).

¹⁰ Programa de fácil uso destinado ao tratamento estatístico simplificado. Fornece equações lineares para dados pareados x-y, assim como, suas correlações.

As equações das regressões lineares para FX, FY e MZ, foram aplicadas em módulos específicos do programa DASYSLab[®], para que as diferenças de potencial (V) derivadas das ativações das alças na plataforma fossem convertidas em forças e momentos aplicados.

A análise de regressão linear é uma técnica estatística utilizada para investigar e modelar o relacionamento funcional entre as diversas variáveis de um processo (WERKEMA,1996). O objetivo principal da análise de regressão linear é prever o valor de uma variável (a variável resposta ou dependente) - magnitude de força neste estudo - desde que seja conhecido o valor de uma ou mais variáveis associadas (as variáveis independentes ou explicativas) – diferença de potencial causada pela deformação dos extensômetros da plataforma.

Para que fosse testada a eficácia da calibração, as equações das retas para FX, FY e MZ foram inseridas em módulos aritméticos do programa DASYSLab[®], para que os sinais elétricos obtidos (mV) fossem referenciados em carga aplicada. Mediu-se por duas vezes consecutivas, todas as massas utilizadas para a calibração e as leituras foram feitas para FX, FY e MZ. Desta forma, avalia-se a estabilidade do sistema, ou melhor, a precisão da medição.

4.4.4 Ensaio de tração

As alças duplas (grupos 01 ao 04) foram inseridas na plataforma de medição de modo que os terminais mesiais (segmento α) ficassem encostados no braquete de engaste fixo e os terminais distais (segmento β) fossem fixados no braquete de engaste deslizante, para a promoção das ativações pelos

deslocamentos programados e medição das forças liberadas na direção horizontal (FX). Estes grupos foram comparados entre si, gerando parâmetros de avaliação entre as forças descarregadas (grupos 01, 02, 03 e 04) *versus* geometria (grupos 01/02 – mesma geometria, 03 e 04) e *versus* diferentes fabricantes (grupo 01 e 02).

As alças simples “T” (grupos 05-A e 05-B, 06-A e 06-B, 07-A e 07-B) foram inseridas na plataforma de medição de modo que os terminais mesiais (segmento α) ficassem encostados no braquete de engaste fixo, passassem por um ponto referencial fixo há 17 mm do engaste fixo e os terminais distais (segmento β) fossem fixados no braquete de engaste deslizante para a promoção das ativações pelos deslocamentos programados. Com o artifício da inserção do ponto referencial fixo, há a possibilidade da mensuração das forças FY e MZ em relação ao eixo X. As forças e momento gerados (FX, FY e MZ) foram comparados entre si, para os grupos supra-referenciados.

As alças foram submetidas a uma ativação máxima que não ultrapassasse 1 kgf, força esta, suficiente para a movimentação de qualquer dente ou grupo de dentes. Partindo-se do repouso, o engaste deslizante foi deslocado a cada 0,5 mm, obtendo-se as proporções carga/deflexão em X e momento/deflexão em X, geradas pelas alças. Para o controle e precisão da quantidade de ativação, usou-se um relógio comparador *Mitutoyo* (Figura 23 e 30) com curso de 10 mm e resolução de medida de 0,01 mm.

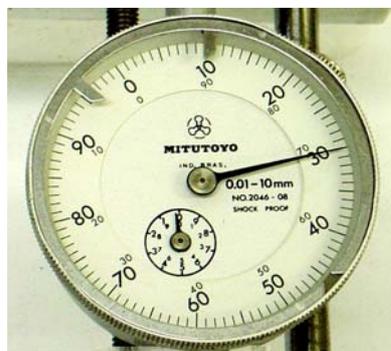


Figura 30 – Relógio comparador MITUTOYO

Após a coleta dos dados, estes foram inseridos no programa *Microsoft Excel*[®], que forneceu as médias dos carregamentos gerados pelas alças dos grupos estudados para cada intervalo de ativação no eixo X.

As regressões lineares foram testadas para a obtenção das constantes elásticas das forças (FX e FY) e momento (MZ) para o intervalo de deflexão das alças entre 0 e 2,5 mm ou até próximas de 1000 gf em FX (o que antes ocorresse), não atendendo as necessidades quanto aos desvios-padrão. Muitos deles estabeleceram-se acima de 40 gf para FX. As equações polinomiais quadráticas foram eleitas para o estudo, devido à maior precisão no ajuste das curvas.

O programa *Origin*[®] 6.1, versão 6.1052 (B232) – *OriginLab Corporation*¹¹, foi utilizado para a obtenção das equações polinomiais representativas para cada grupo estudado (FX, FY e MZ), assim como, os gráficos que referenciam suas curvas características. Após a inferência dos dados da quantidade de forças e momentos liberados por quantidade de ativação das alças de cada grupo para FX, FY e MZ, o programa fornece as equações respectivas através do método dos mínimos quadrados; fornece também, os coeficientes de correlação, os erros para cada fator das equações ($y = a + b.x + c.x^2$) em limites de confiança superior e inferior estabelecidos em 95%, os desvios-padrão (dp), os erros, coeficientes de correlação de Pearson (r), coeficientes de determinação (r^2) e significâncias estatísticas (p) - **WERKEMA**,1996.

¹¹ O programa *Origin* é destinado ao trabalho estatístico. Por ser bastante complexo e abrangente, é utilizado neste trabalho para a obtenção de regressões lineares e polinomiais. Fornece os gráficos necessários aos dados inferidos.

O programa foi utilizado também para confrontar as equações das regressões lineares de FX, FY e MZ, obtidas pelo programa *EstatD+* e pertinentes à calibração da plataforma de ensaios.

4.4.5 Linearização da regressão polinomial quadrática

Clinicamente os níveis de forças de interesse se concentram entre 50 e 350 gf. Este é o intervalo de descarregamento de interesse, no hemi-arco dentário anterior, capaz de produzir quaisquer movimentos dentários desejados (**MENDES; BAGGIO; BOLOGNESE** em 1992). Desta forma, utilizando-se o programa *Origin*[®] linearizou-se a região de interesse nas curvas quadráticas obtendo-se assim um modelo linear de referência para uso clínico (Figura 31). Está relação simplificada ($F_x = k \cdot x$) demonstra a quantidade de força descarregada pela alça por sua quantidade de ativação.

As equações matemáticas para FY e MZ obtidas para a aplicação clínica foram obtidas baseadas em parâmetros para FX respectivos, ou seja, respeitando-se os intervalos de ativações que produzem entre 50 e 350 gf para FX, pois as alças são deflecionadas obedecendo este eixo.

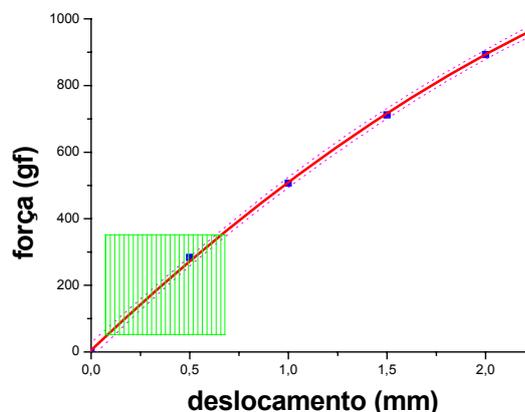


Figura 31 - Linearização da regressão polinomial quadrática – faixa de trabalho

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 GEOMETRIA DAS ALÇAS – GRUPOS 01 AO 07-B

Os valores e representações das medições lineares, angulares e superfícies das alças dos grupos 01 ao 07-B, são apresentados nas Figuras subsequentes. Os grupos 01 (Figura 32), 02 (Figura 33) e 03 (Figura 34), quando comparados entre si, apresentam geometrias semelhantes, colaborando para a proximidade de suas constantes elásticas (k) para FX. As alças do grupo 04 (Figura 35) são confeccionadas com fio de secção transversal maior, se comparados aos grupos 01, 02 e 03, porém, sua constante elástica tende a diminuir devido à inclusão de 01 helicóide e incorporação de mais comprimento de fio em sua fabricação, como demonstrado no trabalho de **BURSTONE** (1962), **BURSTONE; KOENING** (1976) e **GJESSING** (1985).

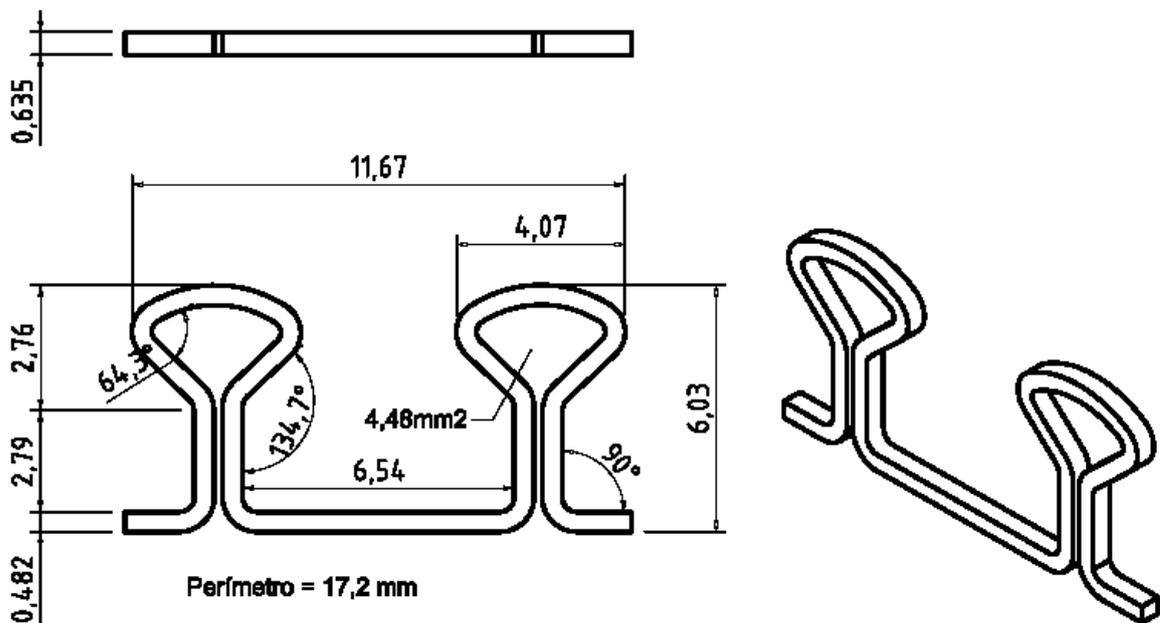


Figura 32 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 01

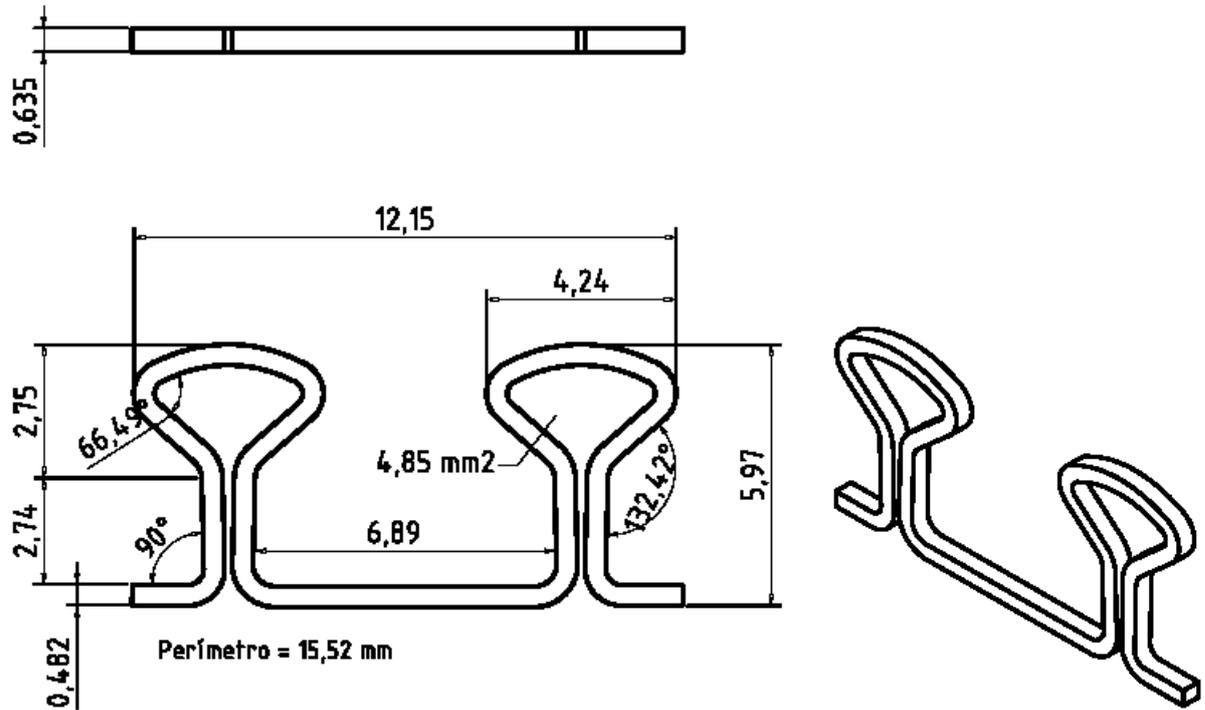


Figura 33 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 02

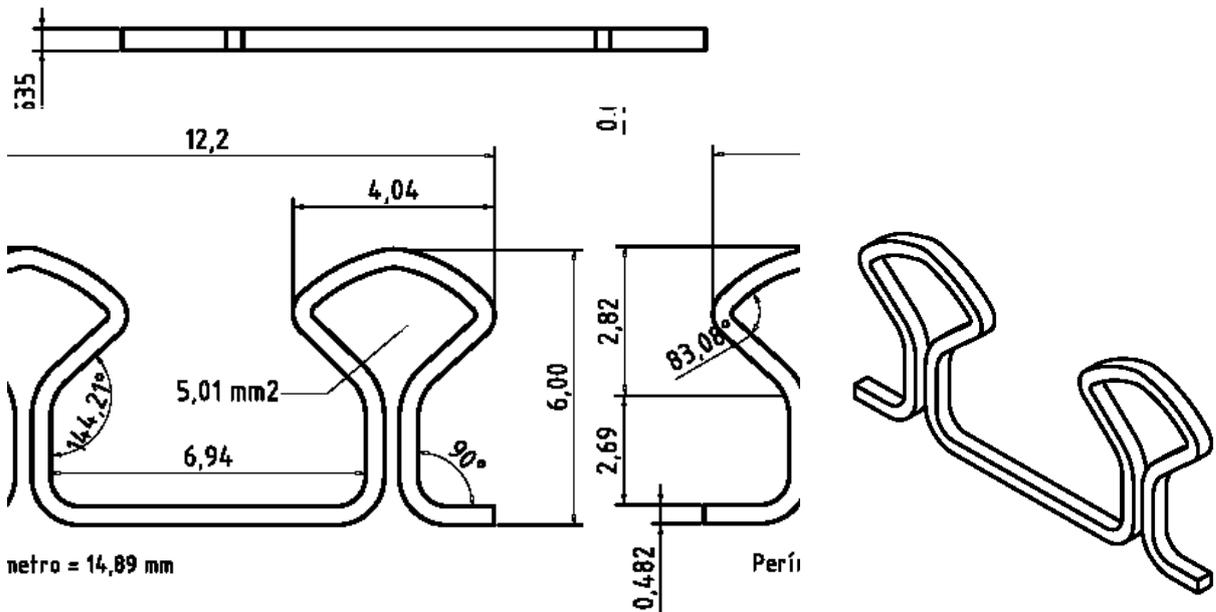


Figura 34 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 03

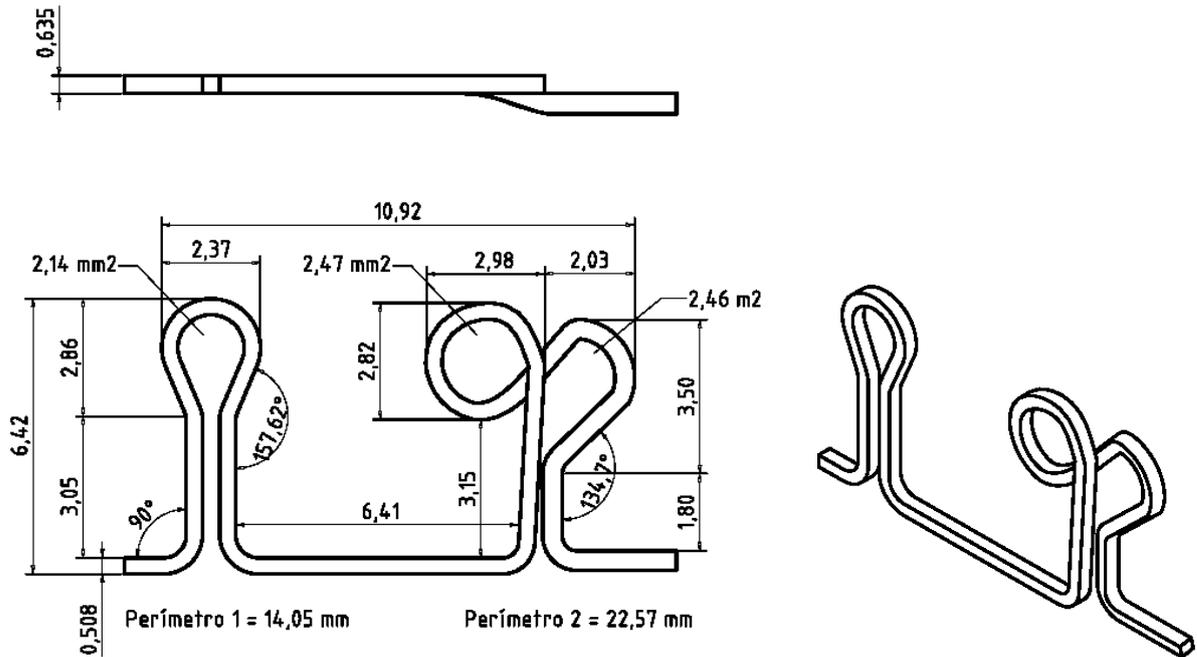


Figura 35 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 04

O grupo 05-A (Figura 36) apresenta as alças em “T” com ângulos mais agudos se comparado ao 06-A (Figura 38), justificando uma maior constante elástica para FX. A alça do grupo 05 não apresenta seus hemi-lados simétricos, com dobras marcadas, provavelmente causadas pelos equipamentos utilizados na confecção, tornando-a mais suscetível a fraturas na inserção de pré-ativações (Figura 37).

As alças dos grupos 06 e 07 apresentam a mesma geometria, diferindo apenas na liga metálica constituinte, justificando constantes elásticas menores e mais adequadas ao uso clínico para o grupo 07-A (Figura 40) e 07-B (Figura 41), se comparados aos grupos 06-A (Figura 38) e 06-B (Figura 39), como descrito no trabalho de **GOLDBERG; BURSTONE**, em 1979.

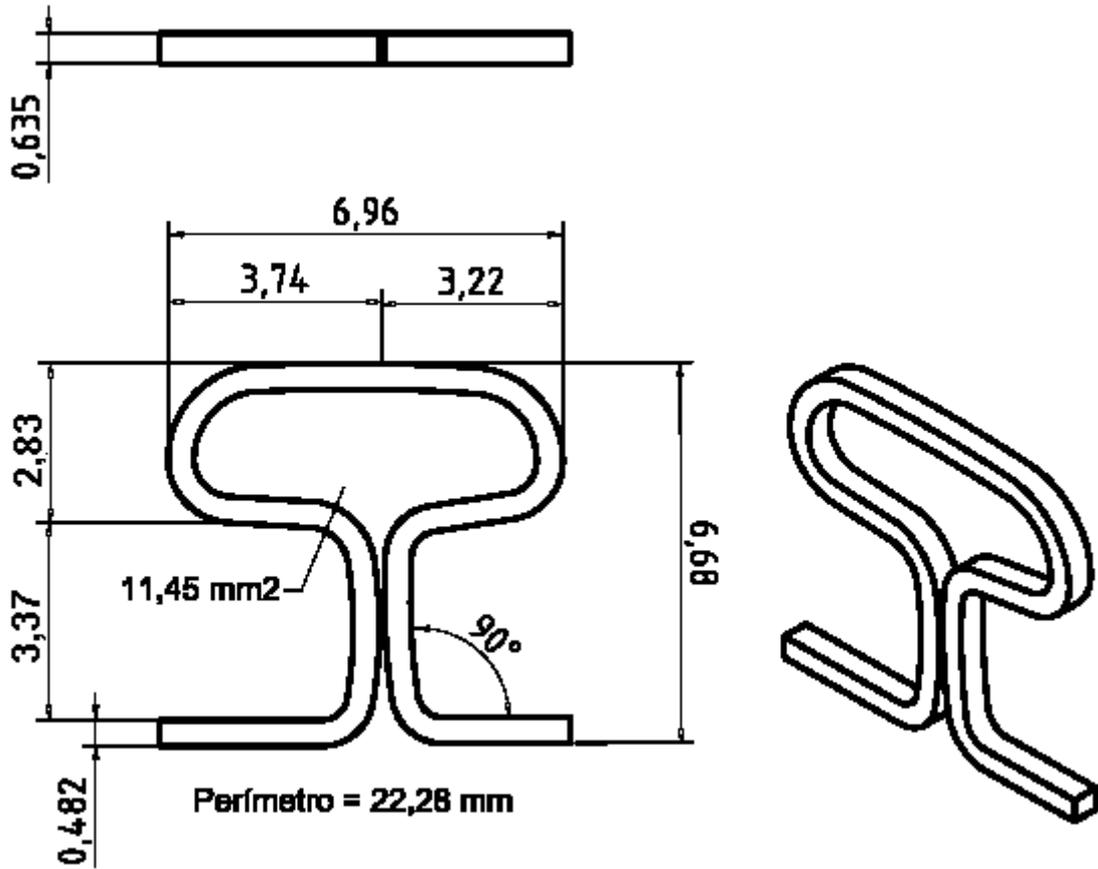


Figura 36 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 05-A

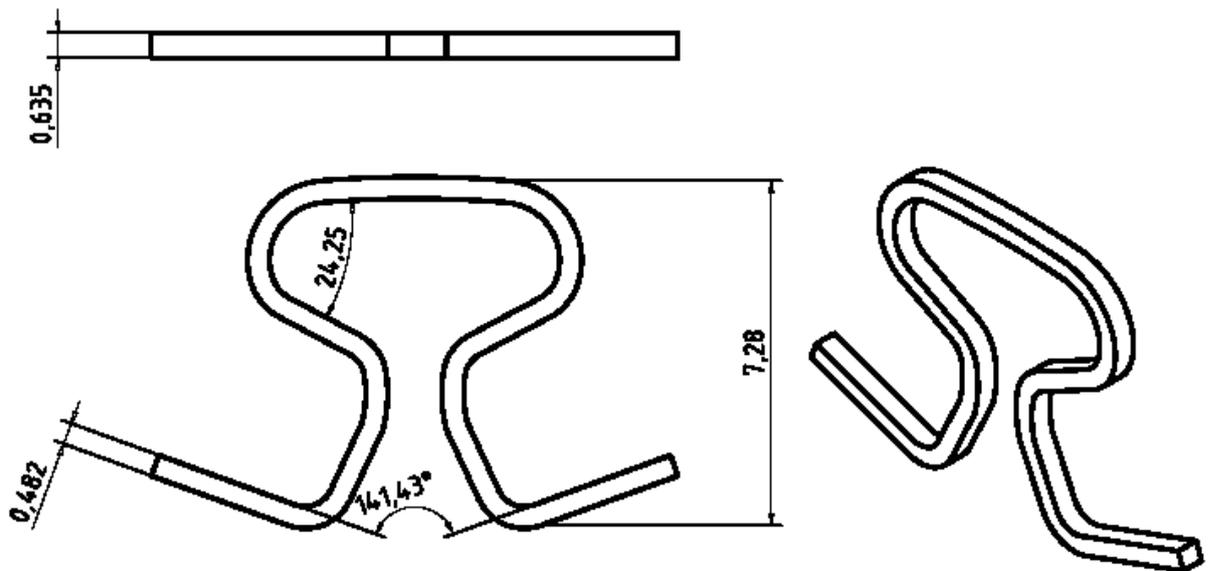


Figura 37 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 05-B

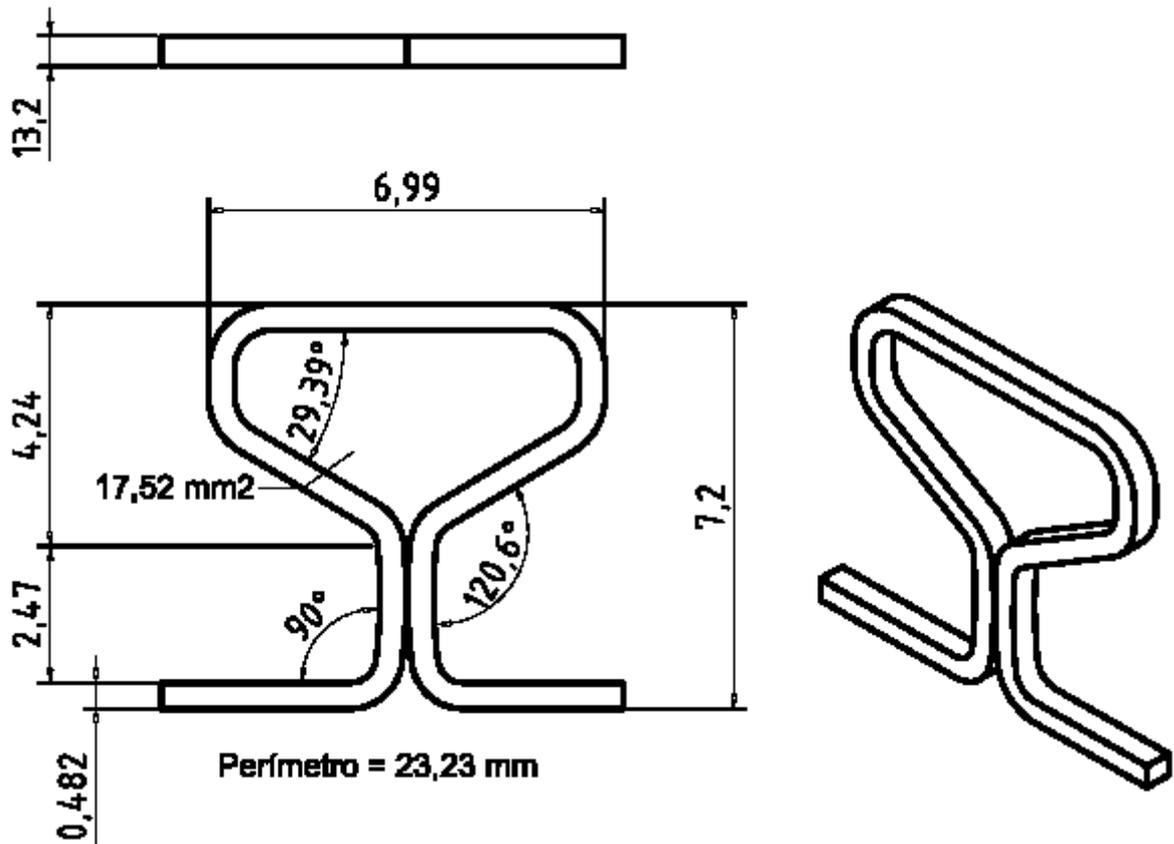


Figura 38 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 06-A

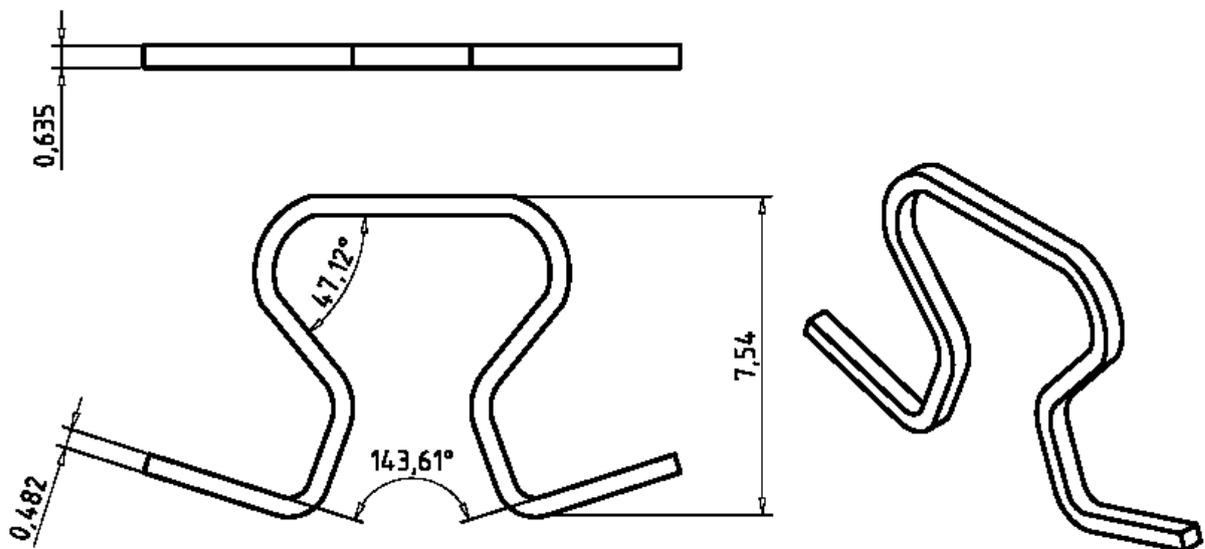


Figura 39 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 06-B

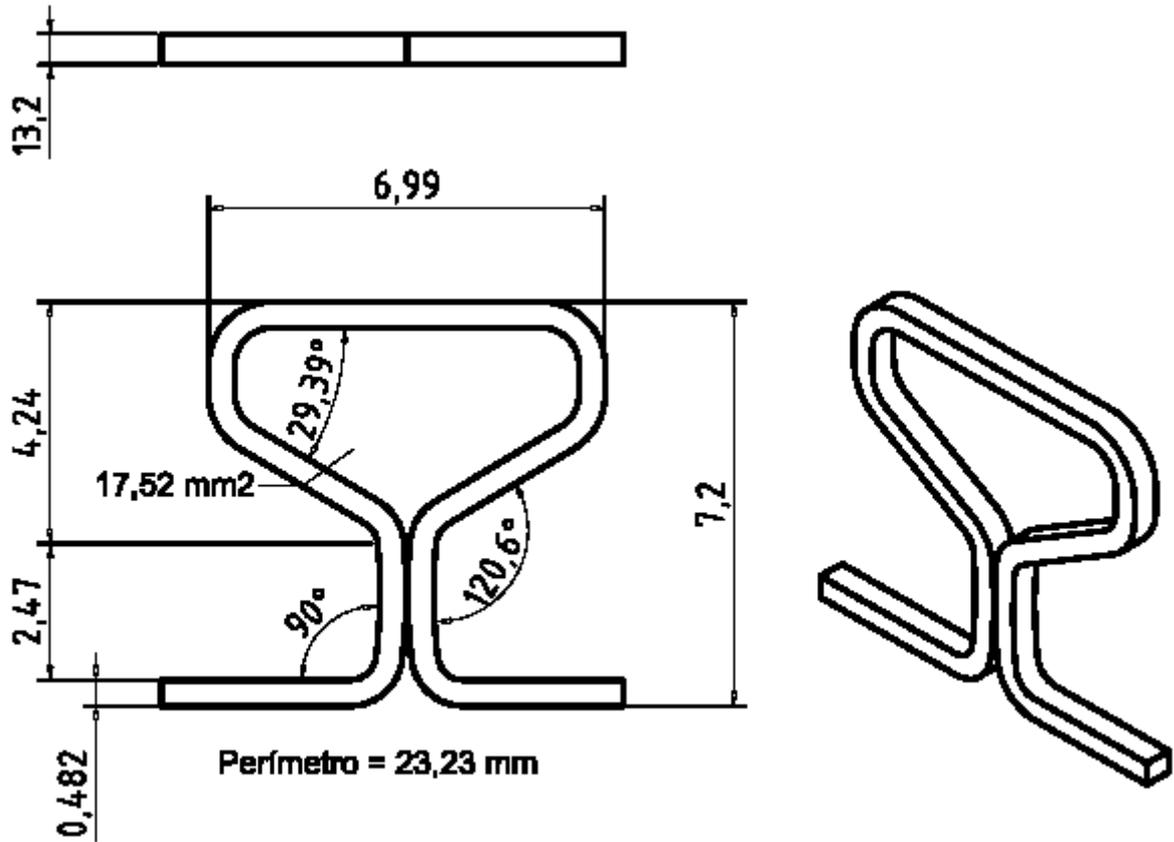


Figura 40 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 07-A

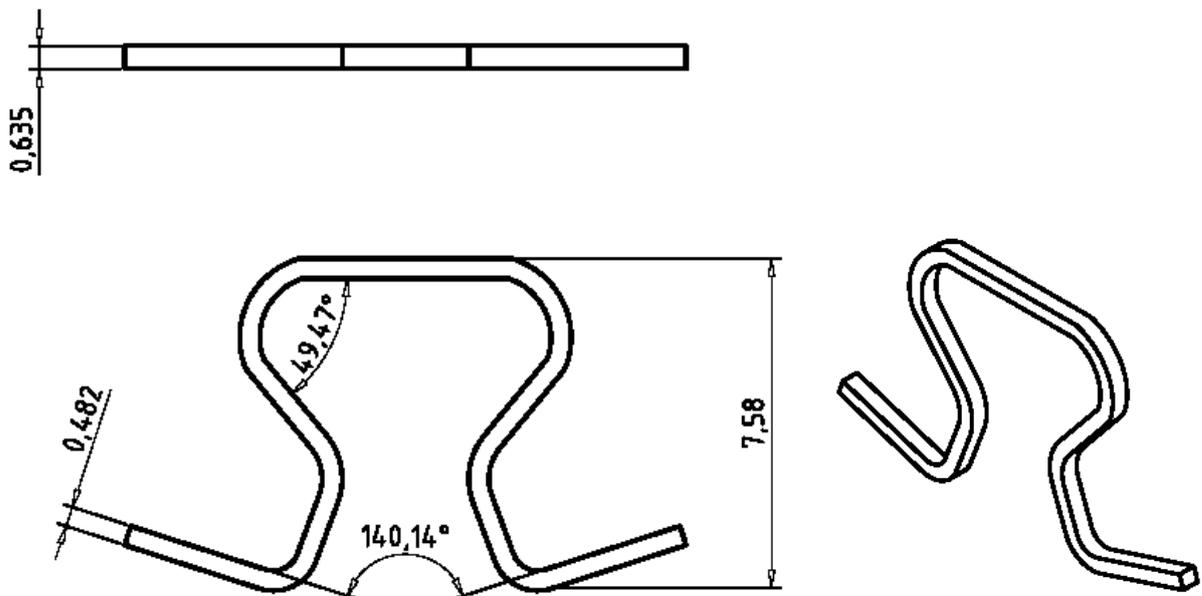


Figura 41 – Medidas lineares, angulares e de área das alças do grupo 07-B

5.2 MICRO-DUREZA VICKERS – GRUPOS 01 AO 07

Os valores de micro-dureza *Vickers*, tanto para as ligas metálicas de aço inoxidável que constroem as alças dos grupos 01 ao 06, quanto para a liga de titânio-molibdênio que constrói as alças dos grupos 07, são apresentadas na Tabela 04.

Tabela 04 – Dureza *Vickers* para as ligas metálicas dos grupos 01 ao 07

	grupo 01	grupo 02	grupo 03	grupo 04	grupo 05	grupo 06	grupo 07
	DIG1S	DIO1S	DIA1S	RIS2S	TIA1S	TI&1S	TT&1S
HV	548,17	534,95	557,87	667,39	624,33	621,18	309,62
dp	17,9	12,33	8,16	13,94	20,86	6,1	6,43

As ligas em aço inoxidável austenítico estudadas apresentam micro-durezas elevadas e explicadas pelo processo de fabricação (trefilamento). O trefilamento promove um grande encruamento dos grãos constituintes, provocando o aumento das durezas das referidas ligas, aumentando assim, seus limites de escoamento.

O grupo 04 apresenta a maior dureza *Vickers* (667,39), quando comparados aos grupos 01, 02, 03, 05 e 06. O grupo 07 apresenta a liga (TMA) de menor dureza, quando comparado aos grupos com alças fabricadas em aço inoxidável (grupos 01 ao 06).

Para **GRABER; VANARSDALL** (1985), grandes benefícios são alcançados na conduta clínica quando se busca conhecimento, não apenas em relação à biologia envolvida e individual de cada paciente, mas também aos materiais e acessórios empregados no tratamento ortodôntico.

5.3 IMAGENS METALOGRAFÍCAS – GRUPOS 01 AO 07-B

A Figura 42-B mostra a superfície revelada da liga metálica em aço inoxidável que forma os arcos de retração duplas-chave fornecidos pela empresa GAC e, ao contrário do que o fabricante apregoa, a liga não é livre de imperfeições ou inclusões que podem causar fragilidade e quebra (**GAC** em 2001). Quando comparado aos grupos 03, 04, 05 e 06 (Figuras 44-B, 45-B, 46-B e 47-B), o grupo 01 apresenta um grau de encruamento menor em seus grãos. A biocompatibilidade do aço inoxidável é sustentada pelos trabalhos de **EDIE; ANDREASEN; ZAYTOUN** (1981) e **ATHOS** (2005).

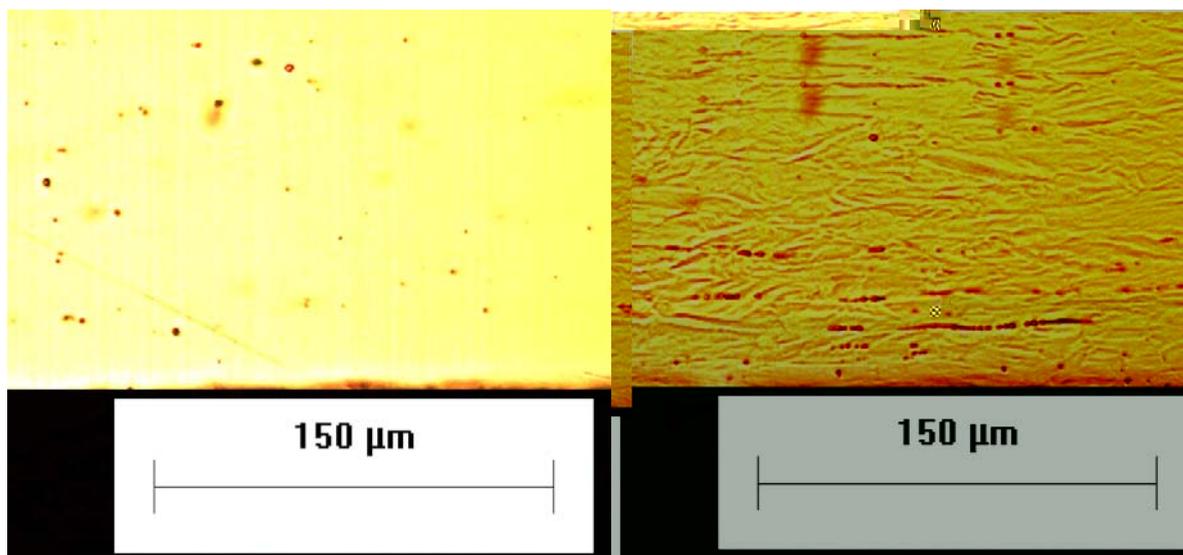


Figura 42 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 01
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 01

O aço inoxidável fornecido pela empresa ORMCO (Figura 43-B) que forma os arcos duplas-chave do grupo 02, apresenta o menor grau de encruamento entre os grupos de alças que são fabricados em liga de aço inoxidável, refletindo em sua dureza, como demonstrado na Tabela 04 e descrito por **NORTON** (2004).

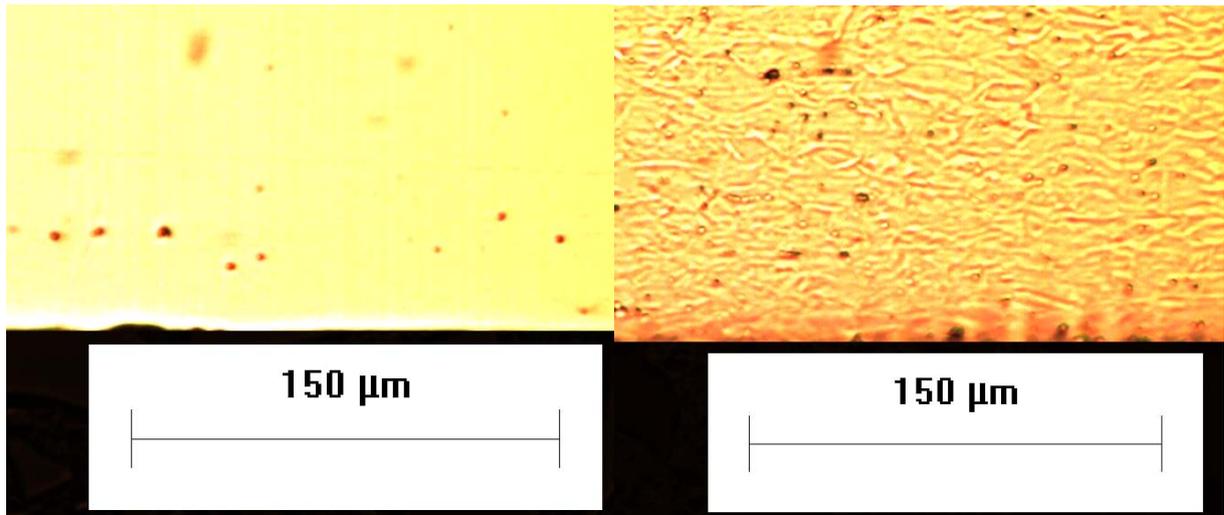


Figura 43 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 02
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 02

Os aços inoxidáveis fornecidos pelas empresas ADITEK e AGATHOS (Figuras 44-B e 45-B) que formam os arcos duplas-chave dos grupos 03 e 04, apresentam um grau de encruamento acentuado, refletindo em sua dureza, como demonstrado na Tabela 08. Apresentam inclusões demonstradas nas Figuras 44-A e 45-A.

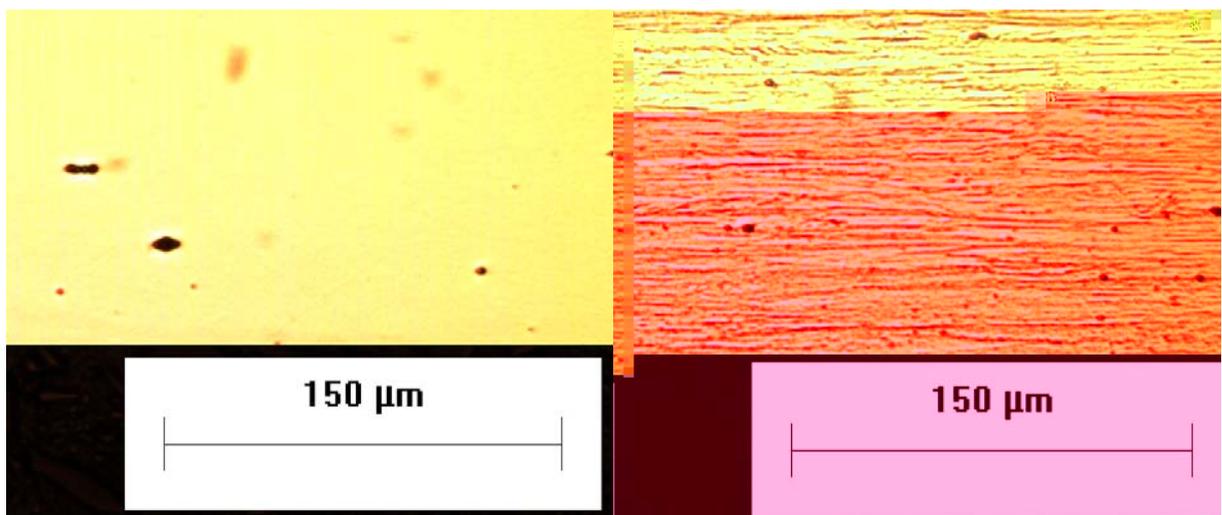


Figura 44 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 03
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 03

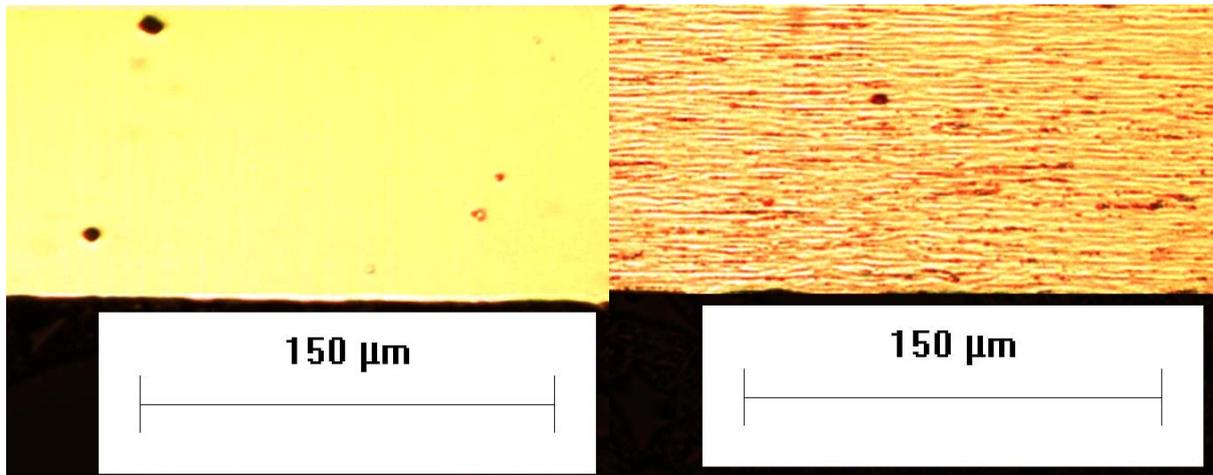


Figura 45 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 04
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 04

Os aços inoxidáveis fornecidos pelas empresas ADITEK e G&H (Figuras 46-B e 47-B) que formam os arcos em “T” dos grupos 05 e 06, apresentam um grau de encruamento acentuado, refletindo em sua dureza, como demonstrado na Tabela 04. Apresentam poucas inclusões demonstradas nas Figuras 46-A e 47-A e apesar do fabricante das alças do grupo 03 e 05 ser o mesmo, as ligas metálicas possuem uma quantidade de inclusões diferenciada, assim como, suas micro-durezas.

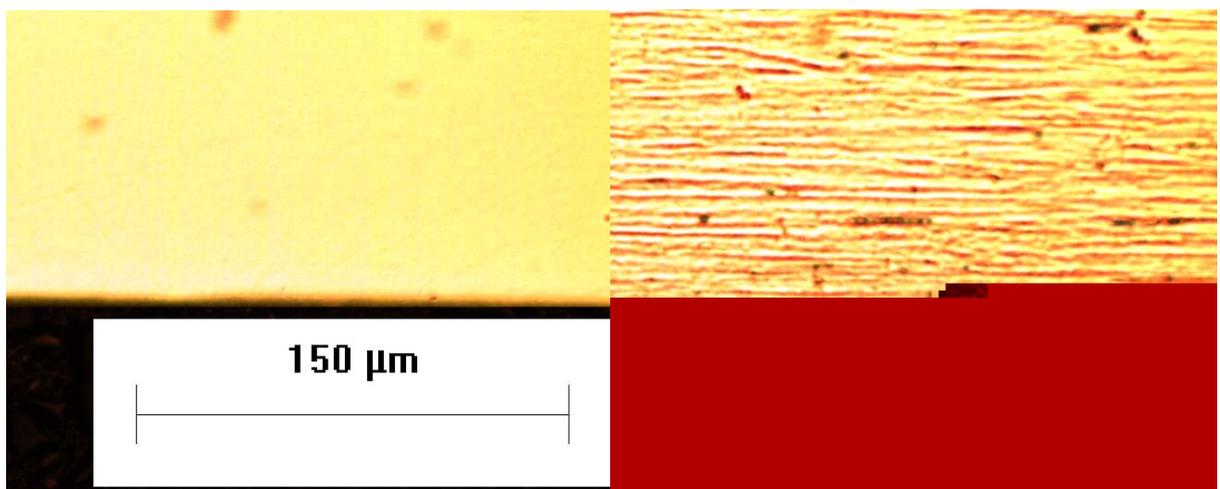


Figura 46 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 05
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 05

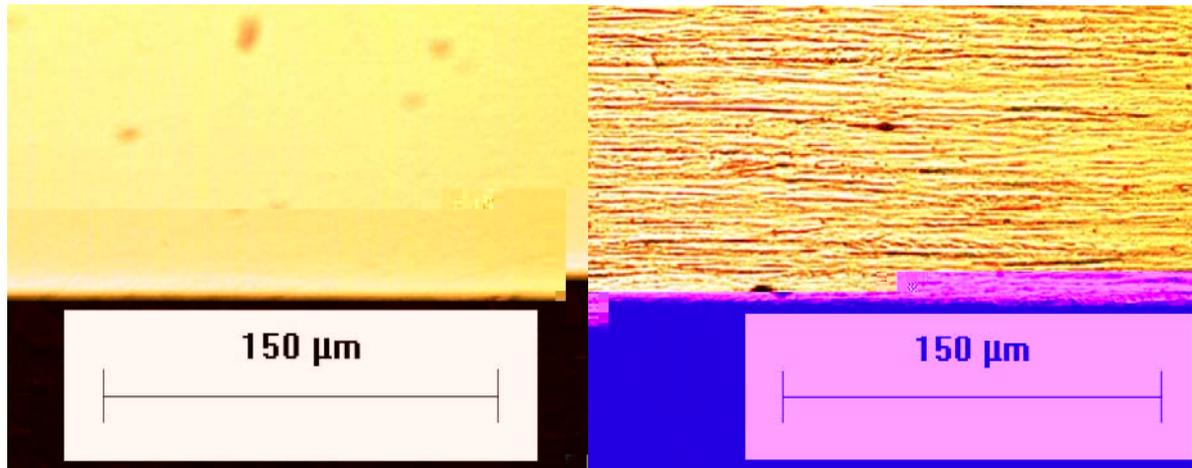


Figura 47 – (A) Imagem metalográfica sem ataque eletrolítico (200X) - grupo 06
(B) Imagem metalográfica com ataque eletrolítico (200X) - grupo 06

5.4 CALIBRAÇÃO DA PLATAFORMA

Foi utilizado o intervalo entre 40 e 350 gf para a obtenção da equação da reta para FX ($y_0 = 19,5 - 964,3 \cdot x$). A tensão inicial para a plataforma em repouso e sem carga aplicada foi de $V_0(FX) = 19,9$ mV. A correlação linear de Pearson (WERKEMA, 1996) entre as variáveis estabeleceu-

Resultados e Discussão

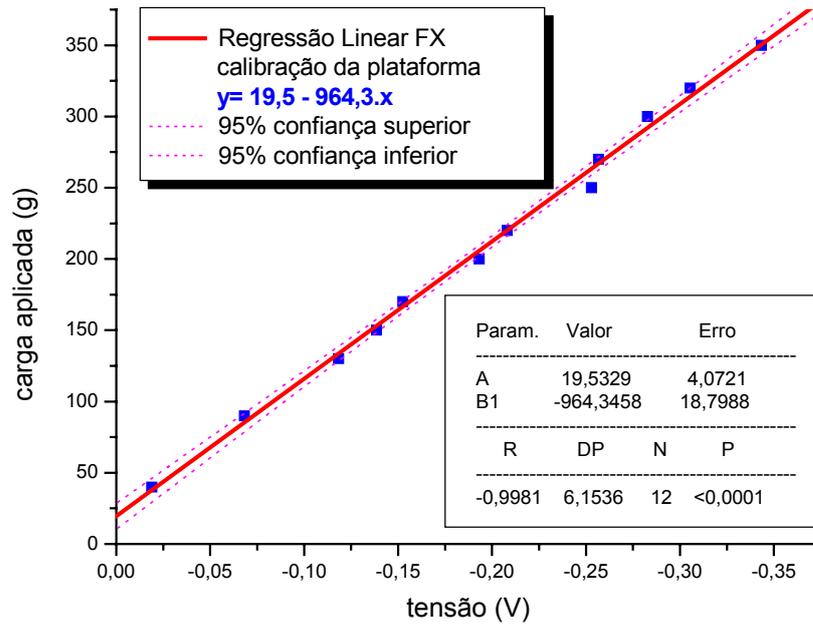
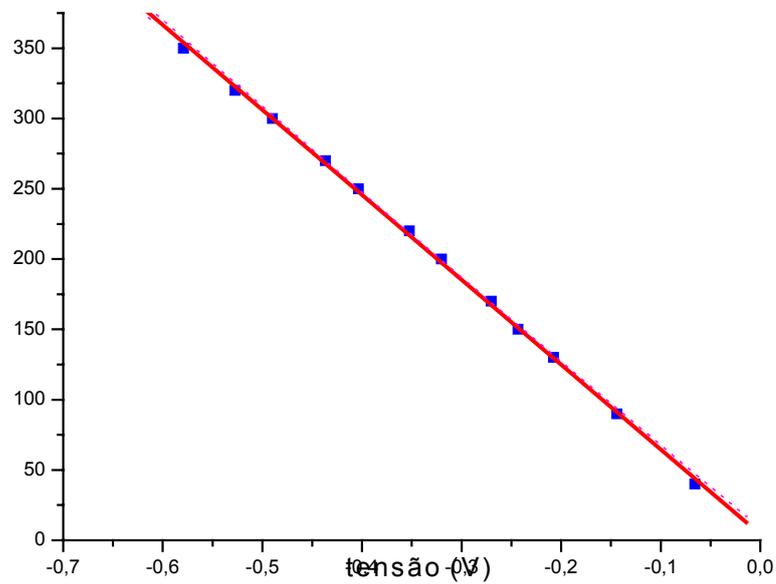


Figura 48 – Reta da regressão linear para FX – calibração da plataforma



Resultados e Discussão

Foi utilizado o intervalo entre 100 e 2500 gf.mm para a obtenção da equação da reta para MZ ($y_0 = 77,3 - 5842,8.x$). A tensão inicial para a plataforma em repouso e sem carga aplicada foi de $V_0(MZ) = 10,1$ mV. A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,9993$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ (Figura 50).

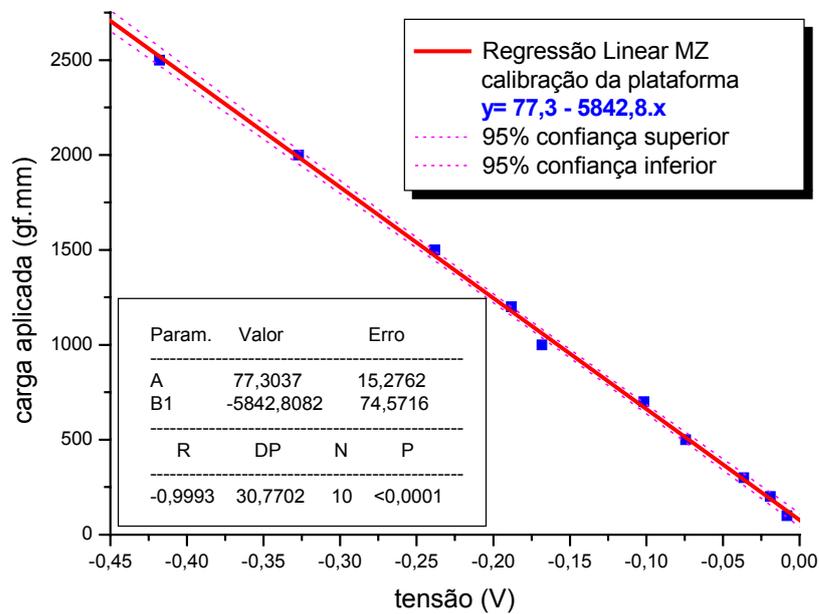


Figura 50 – Reta da regressão linear para MZ – calibração da plataforma

5.5 VALORES DE FX – GRUPOS 01 ao 04

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 01, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = 5,5 + 563,9.x - 60.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9998$, o desvio-padrão em $dp = 8,0$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 51. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 01, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 543,1.x$ (Figura 52). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9999$, o desvio-padrão em 5,3 e a significância estatística em $p < 0,0001$.

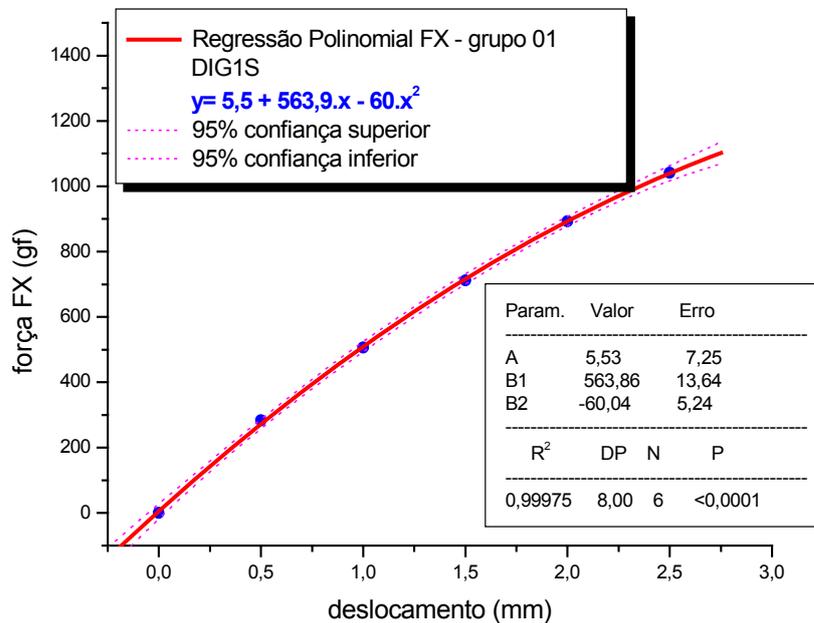


Figura 51 – Regressão Polinomial FX do grupo 01 – DIG1S

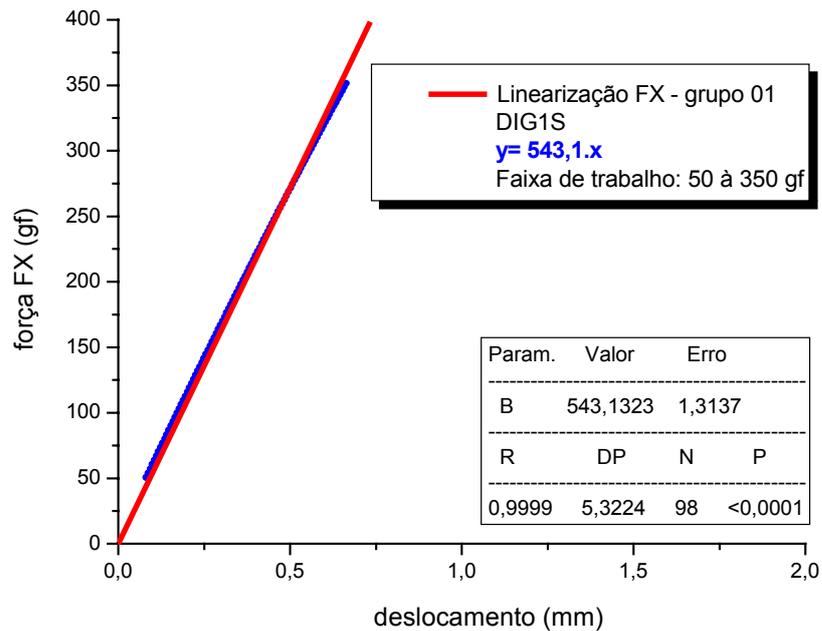


Figura 52 – Comportamento elástico em FX do grupo 01 – DIG1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 02, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = -3,1 + 553,7.x - 50,9.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9998$, o desvio-padrão em $dp = 6,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 53. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 02, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 520,8.x$ (Figura 54). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9999$, o desvio-padrão em 1,8 e a significância estatística em $p < 0,0001$.

Resultados e Discussão

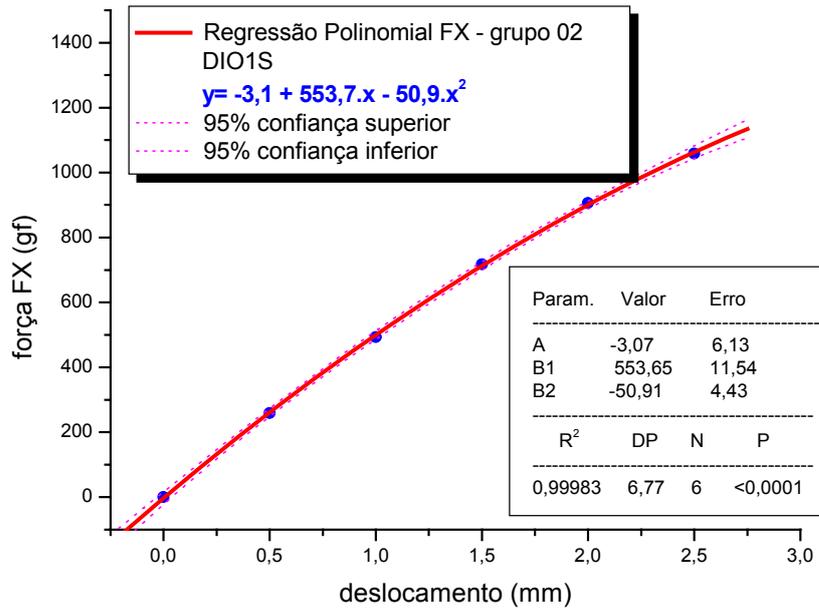
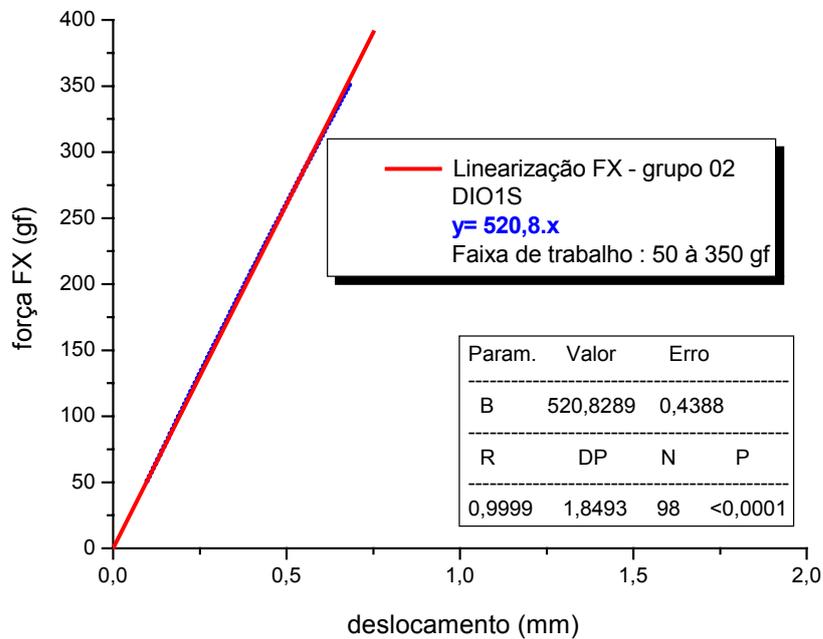


Figura 53 – Regressão Polinomial FX do grupo 02 – DIO1S

Figura 54 – Comportamento elástico em FX do grupo 02 – DIO1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 03, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = 2,9 + 516,8.x - 16,8.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9998$, o desvio-padrão em $dp = 7,3$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 55. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 03, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 514,3.x$ (Figura 56). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 1$, o desvio-padrão em 2,1 e a significância estatística em $p < 0,0001$.

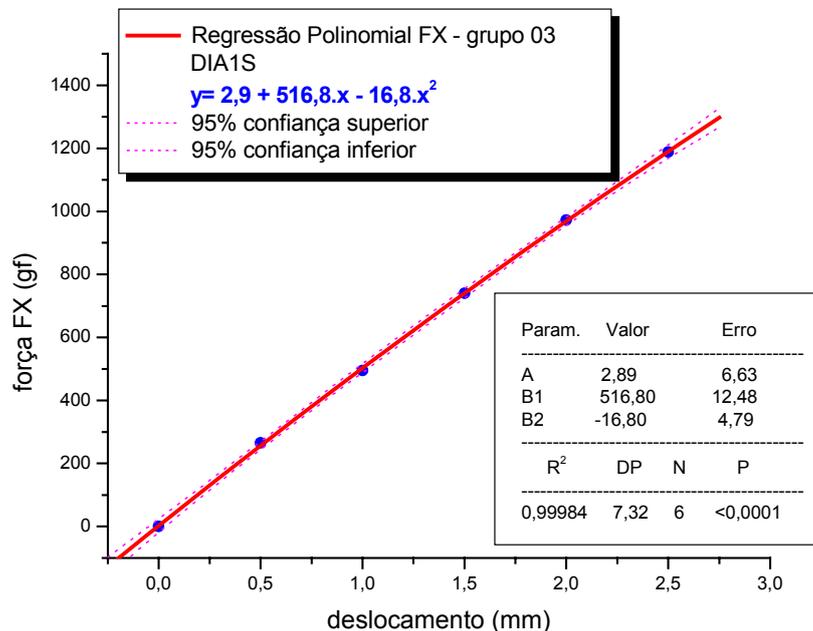


Figura 55 – Regressão Polinomial FX do grupo 03 – DIA1S

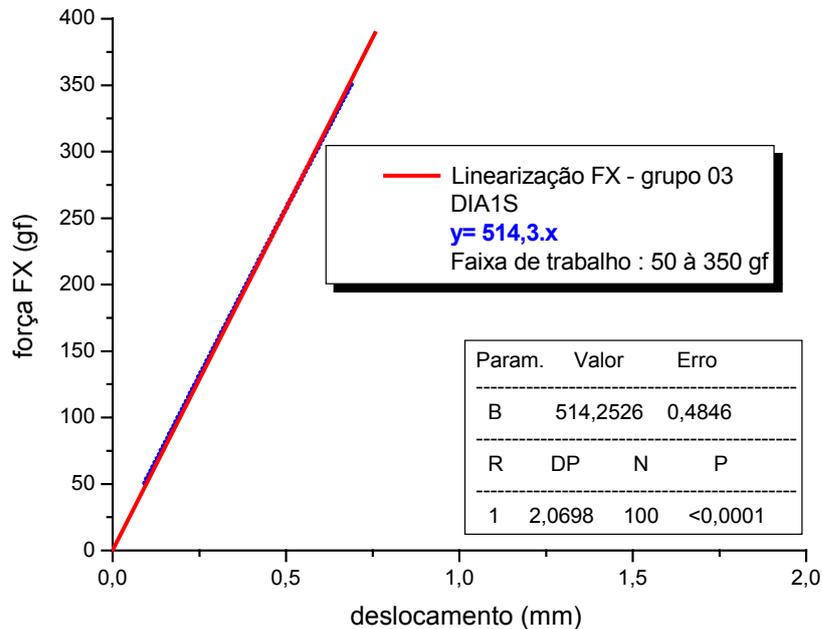


Figura 56 – Comportamento elástico em FX do grupo 03 – DIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 04, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = -3,5 + 494,5.x - 8,8.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 6,3$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 57. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 04, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 482,7.x$ (Figura 58). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 1$, o desvio-padrão em 0,9 e a significância estatística em $p < 0,0001$.

Resultados e Discussão

Na Tabela 05 são apresentados os valores das forças liberadas (FX) por quantidade de ativação (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 2,5 mm) para os grupos 01 ao 04. Os valores das forças descarregadas para as alças não deflexionadas não são iguais a zero devido à sensibilidade da plataforma de medição, à impossibilidade de uma total planificação das alças mensuradas e vibrações na bancada.

Tabela 05 – Força média em FX para os grupos de alças duplas (grupos 01 ao 04) para intervalos de ativações

FX (gf) \ Ativação (mm)	Grupo 01	Grupo 02	Grupo 03	Grupo 04
	DIG1S	DIO1S	DIA1S	RIS2S
0	0,04	0	0,17	0,05
0,5	283,36	258,61	265,89	237,72
1,0	502,23	492,58	494,96	477,1
1,5	710,65	717,94	740,14	722,55
2,0	889,39	906	972,56	956,2
2,5	1040,9	1058,79	1188,72	1173,99
Constante elástica $50 \leq FX \leq 350$ gf	543,1	520,8	514,3	482,7
Equação geral	$y=5,5+563,9.x-60.x^2$	$y=-3,1+553,7.x-50,9.x^2$	$y=2,9+516,8.x-16,8.x^2$	$y=-3,5+494,5.x-8,8.x^2$

A constante elástica ($50 \leq FX \leq 350$ gf) que melhor atende as necessidades clínicas é fornecida pelas alças do grupo 04, onde $k = 482,7$ gf/mm, fato este justificado pela diferença em sua geometria (presença de 01 helicóide), mesmo considerando esta alça ser confeccionada com um fio de aço inoxidável de secção transversal maior e de dureza mais elevada, em acordo com o trabalho de **PROFFIT; FIELDS** (1995).

As alças de geometrias semelhantes e fabricantes diferentes (grupo 01, 02 e 03) não apresentam diferenças clínicas, quando comparados os seus comportamentos elásticos para FX - Figura 59 e 60.

As ativações das alças dos grupos 01 ao 04 indicadas para a retração dos incisivos centrais, incisivos laterais e caninos situam-se entre 0,25 e 0,75 mm, em concordância com os achados de **BULL** (1951). Ativações acima de 0,75 mm podem gerar forças excessivas e deletérias aos tecidos periodontais e não contribuintes para uma maior movimentação dentária, conforme os trabalhos de **SANDSTEDT** (1905), **SCHWARZ** (1932), **OPPENHEIN** (1944), **STOREY; SMITH** (1952), **REITAN** (1957 e 1960), **GIANELLY** (1969), **HIXON et al.** (1969), **BOESTER; JOHNSTON** (1974), **QUINN; YOSHIKAWA** (1985), **RICKETTS et al.** (1987) e **GJESSING** (1992).

Para **CHOY et al.** (2000), a força ótima para a promoção da inclinação controlada dos seis dentes anteriores é de 444 gf, ou seja, 222 gf para cada lado.

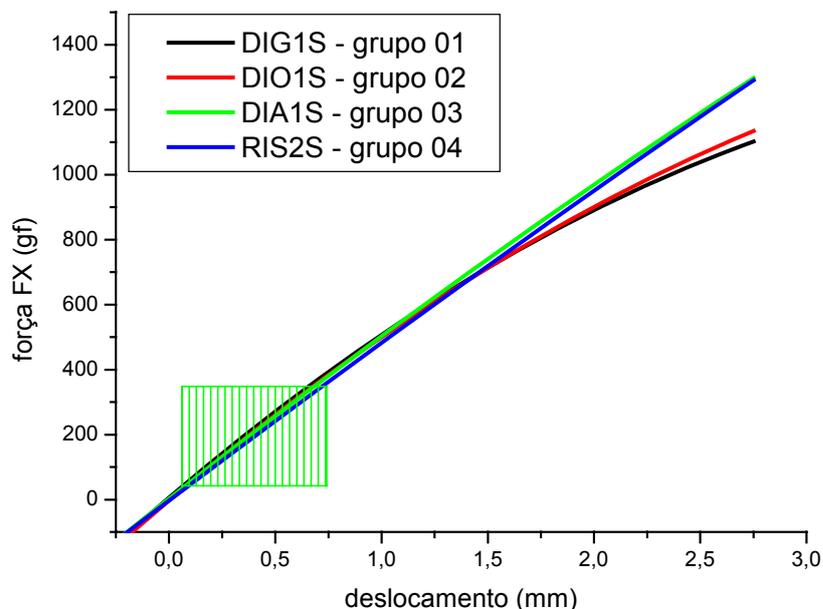


Figura 59 – Regressões gerais de FX para os grupos 01 ao 04 - Comparativo

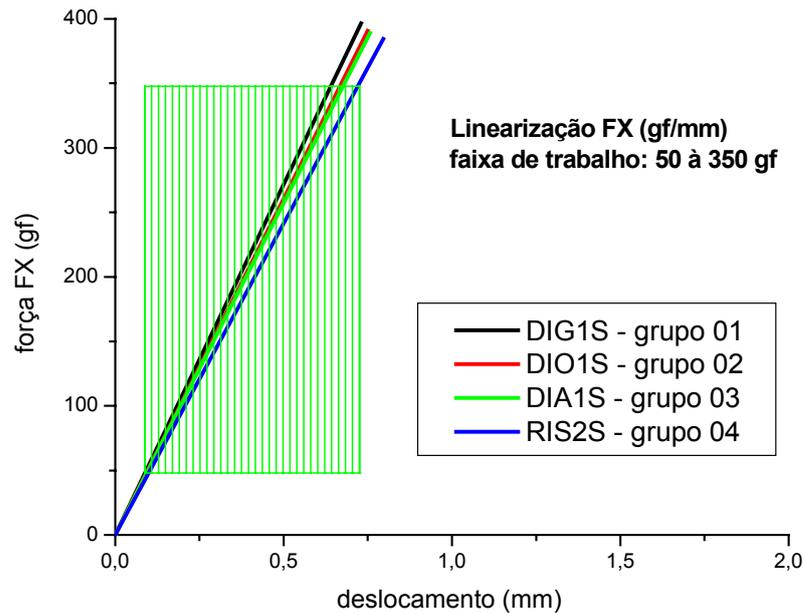


Figura 60 – Comportamento elástico para faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX para os grupos 01 ao 04 – Comparativo

5.6 VALORES DE FX, FY e MZ – GRUPOS 05-A ao 07-B

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = -15,6 + 531,9.x - 30,1.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9981$, o desvio-padrão em $dp = 24,2$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 61. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 05-A, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 483,8.x$ (Figura 62). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 1$, o desvio-padrão em 4,4 e a significância estatística em $p < 0,0001$.

Resultados e Discussão

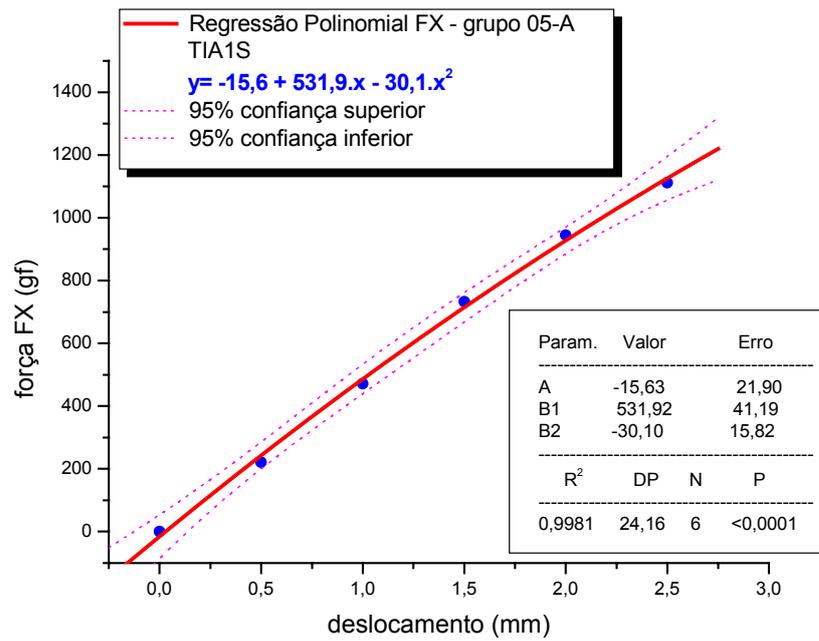
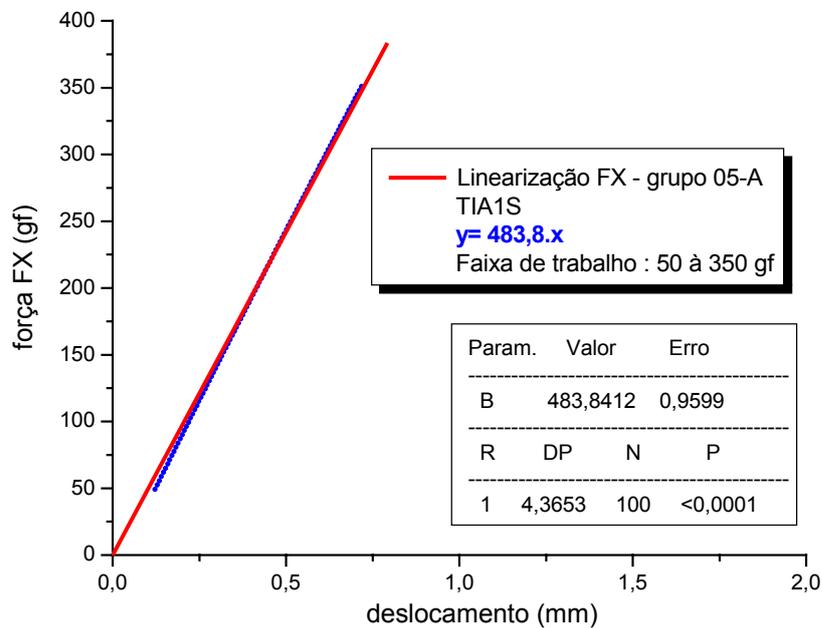


Figura 61 – Regressão Polinomial FX do grupo 05-A – TIA1S

Figura 62 – Comportamento elástico em FX do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = 6,6 - 68,2.x - 3,7.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9903$, o desvio-padrão em $dp = 9,3$ e a significância estatística em $p=9,5762E-4$ - Figura 63. Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas. Valores negativos para FY indicam o movimento de extrusão dentária.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 05-A, foi estabelecida a constante elástica para FY em $y = -57,3.x$ (Figura 64). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -1$, o desvio-padrão em $dp = 2,5$ e a significância estatística em $p<0,0001$.

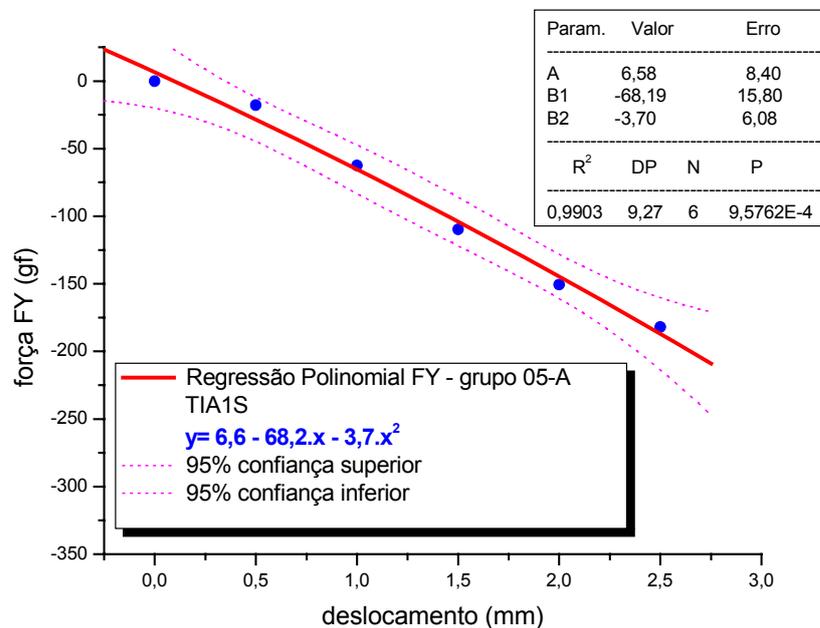


Figura 63 – Regressão Polinomial FY do grupo 05-A – TIA1S

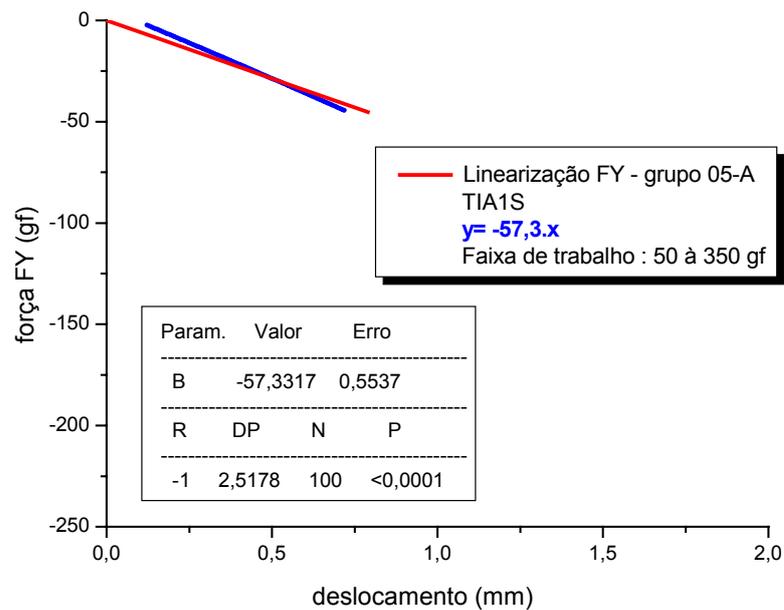


Figura 64 – Comportamento elástico em FY do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para MZ, ($y = -95,7 + 1482,2.x + 31,9.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9948$, o desvio-padrão em $dp = 136,6$ e a significância estatística em $p=3,7675E-4$ - Figura 65. Esta equação geral indica o carregamento em MZ por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas. Valores positivos para MZ indicam a rotação dentária em sentido anti-horário.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 05-A, foi estabelecida a constante elástica para MZ em $y = 1304,3.x$ (Figura 66). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 1$, o desvio-padrão em $dp = 38,8$ e a significância estatística em $p<0,0001$.

Resultados e Discussão

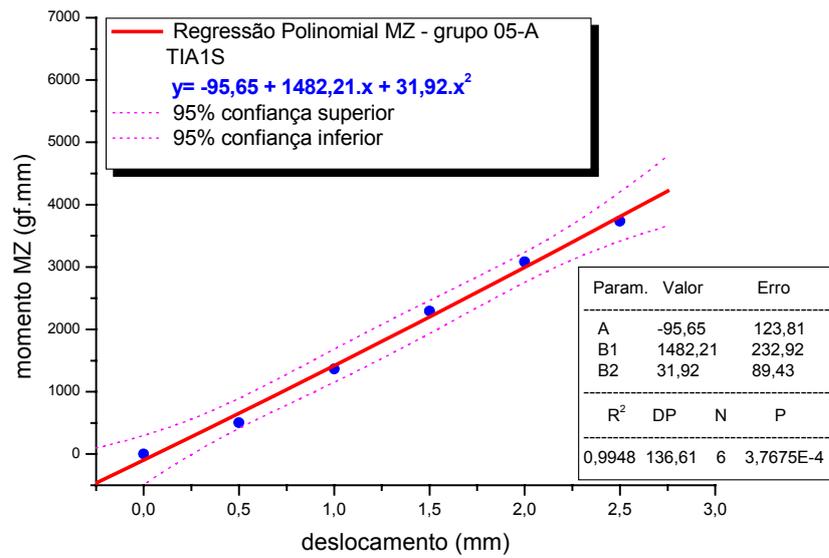
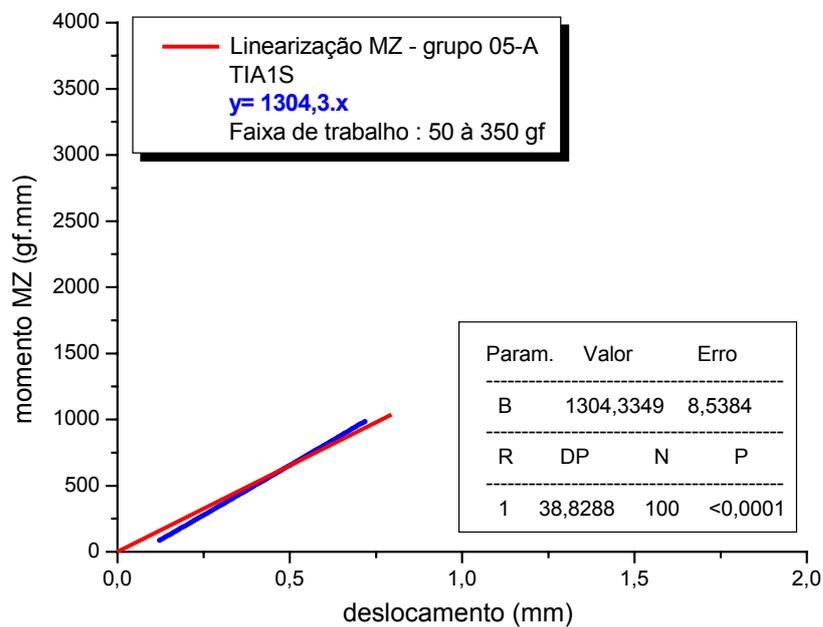


Figura 65 – Regressão Polinomial MZ do grupo 05-A – TIA1S

Figura 66 – Comportamento elástico em MZ do grupo 05-A – TIA1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-B, obteve-se a equação quadrática para FX, ($y = 3,7 + 483,9.x - 32.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9998$, o desvio-padrão em $dp = 7,6$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 67. Esta equação indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 05-B, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 473,3.x$ (Figura 68). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 3,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

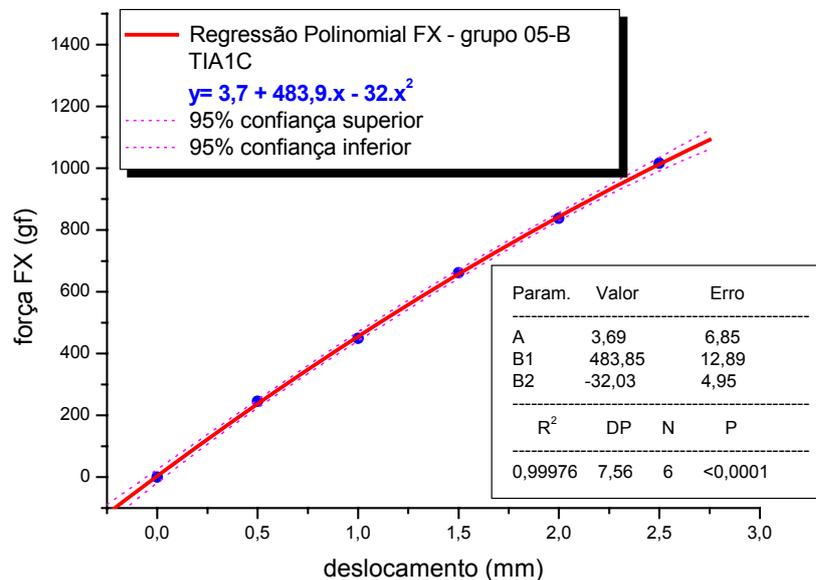


Figura 67 – Regressão Polinomial FX do grupo 05-B – TIA1C

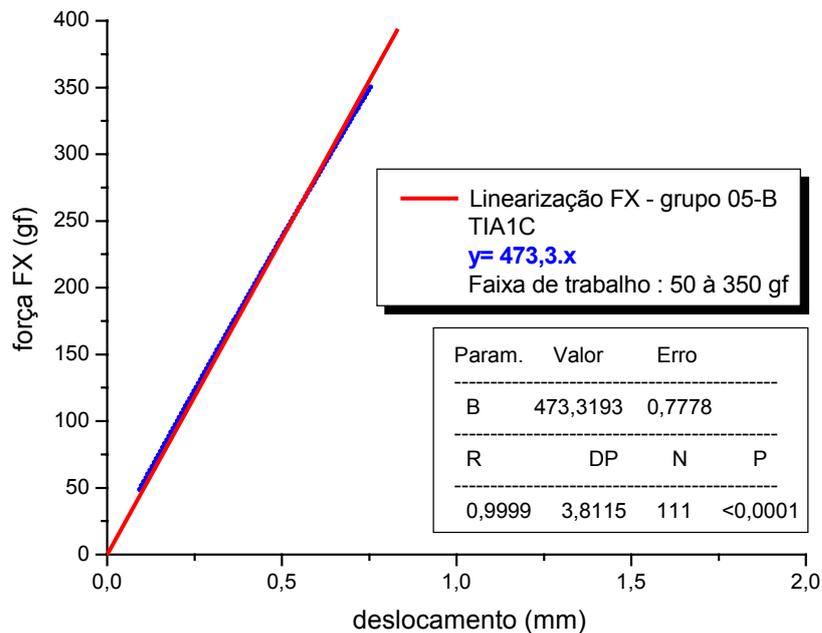


Figura 68 – Comportamento elástico em FX do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = -144,8 - 101,6.x + 16,9.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,99977$, o desvio-padrão em $dp = 1,1$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 69. Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 05-B, foi estabelecida a equação simplificada para FY em $y = -147,2 - 87,3.x$ (Figura 70). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,9994$, o desvio-padrão em $dp = 0,6$ e a significância estatística em $p < 0,0001$. O coeficiente linear da equação simplificada se deve à inserção da pré-ativação na alça ortodôntica.

Resultados e Discussão

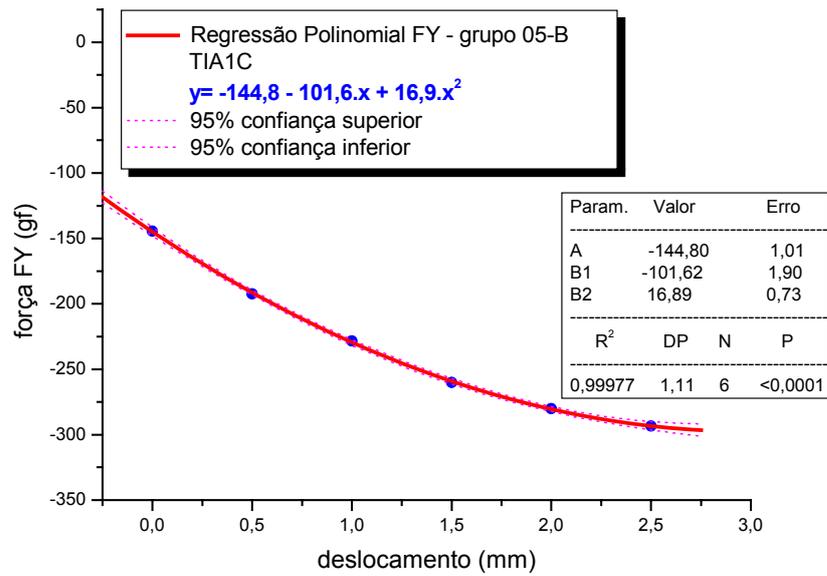
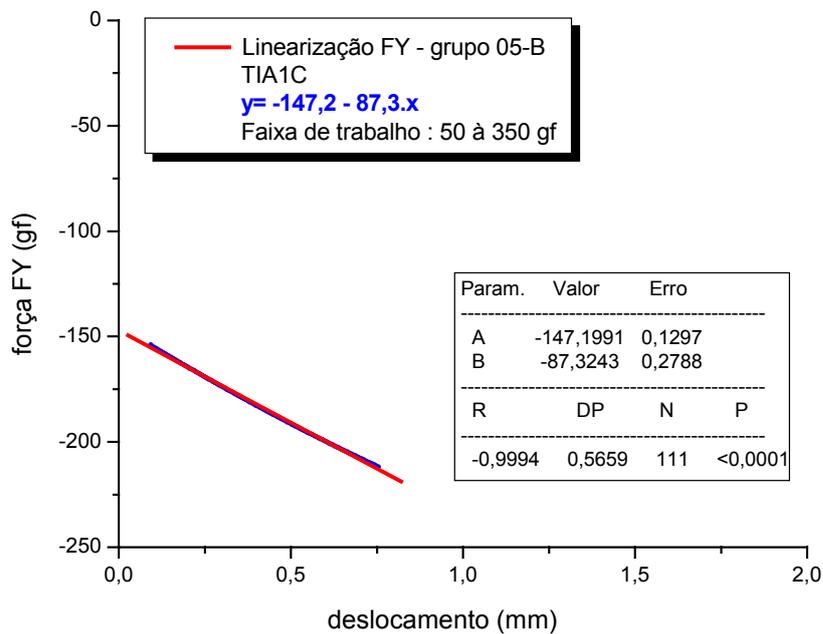


Figura 69 – Regressão Polinomial FY do grupo 05-B – TIA1C

Figura 70 – Comportamento elástico em FY do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq F_X \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 05-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para MZ, ($y = 2270,1 + 1971,7.x - 218,1.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 19,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 71. Esta equação geral indica o carregamento em MZ por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 05-B, foi estabelecida a equação simplificada para MZ em $y = 2301,1 + 1787.x$ (Figura 72). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9998$, o desvio-padrão em $dp = 7,3$ e a significância estatística em $p < 0,0001$. O coeficiente linear da equação simplificada se deve à inserção da pré-ativação na alça ortodôntica.

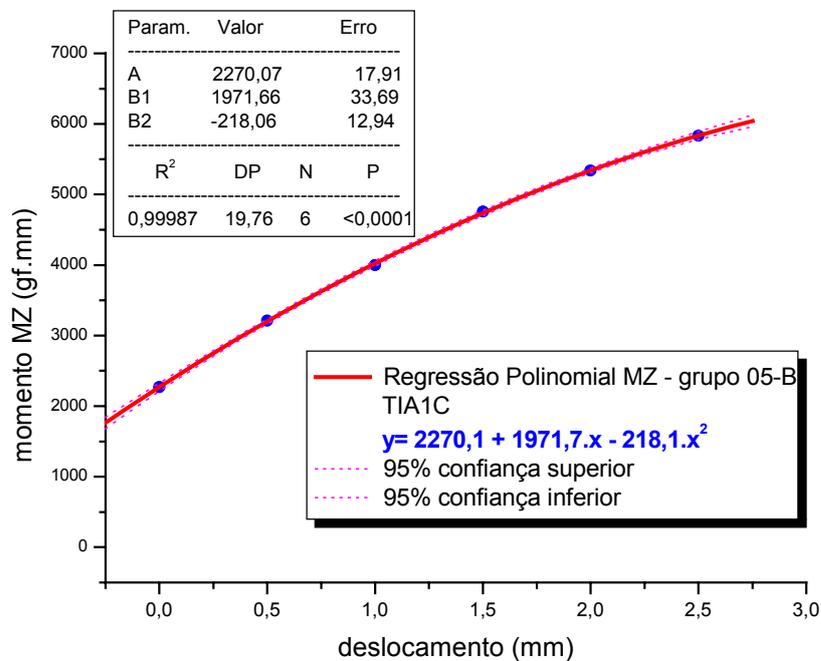


Figura 71 – Regressão Polinomial MZ do grupo 05-B – TIA1C

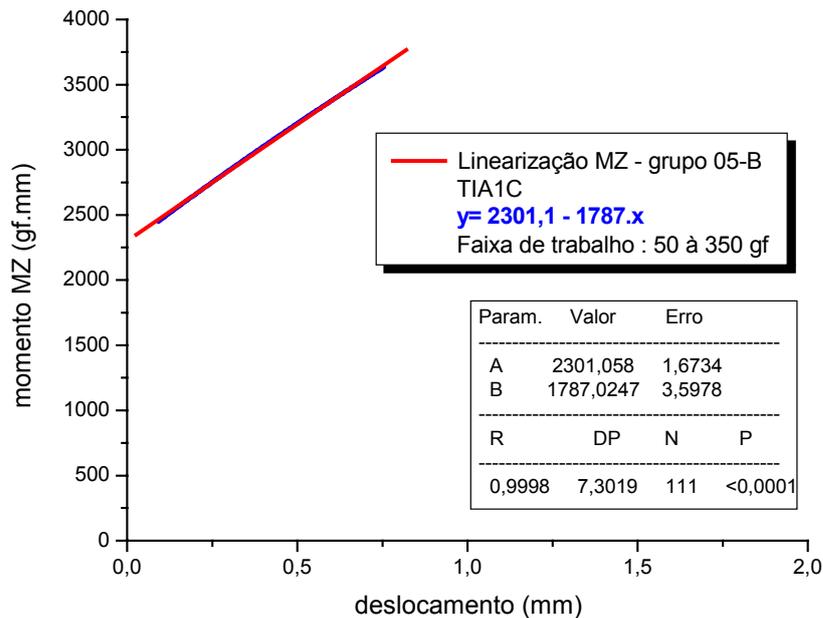


Figura 72 – Comportamento elástico em MZ do grupo 05-B – TIA1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 06-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = -13,8 + 377,5.x + 12,2.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9984$, o desvio-padrão em $dp = 19,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 73. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 06-A, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 365,1.x$ (Figura 74). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 1$, o desvio-padrão em $dp = 6$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

Resultados e Discussão

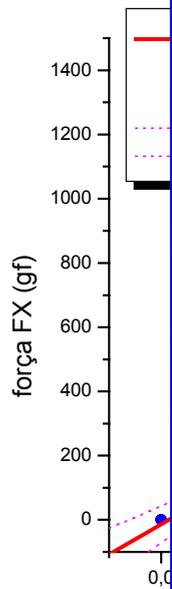


Figura 73 – Regressão Polinomial

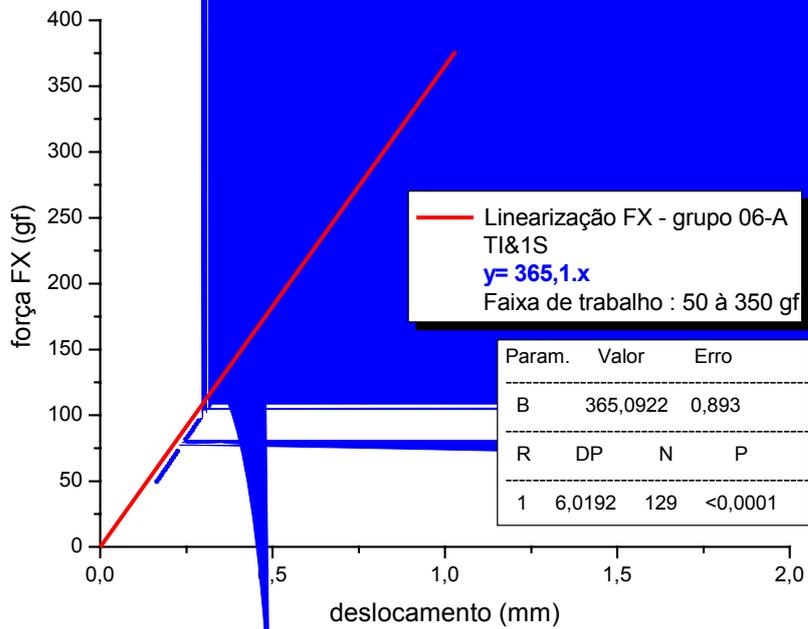


Figura 74 – Comportamento elástico em FX do grupo 06-A – TI&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 06-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = 5 - 62,6.x - 5,8.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9943$, o desvio-padrão em $dp = 7,1$ e a significância estatística em $p=4,3204E-4$ - Figura 75. Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 06-A, foi estabelecida a constante elástica para FY em $y = -58,9.x$ (Figura 76). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 2,4$ e a significância estatística em $p<0,0001$.

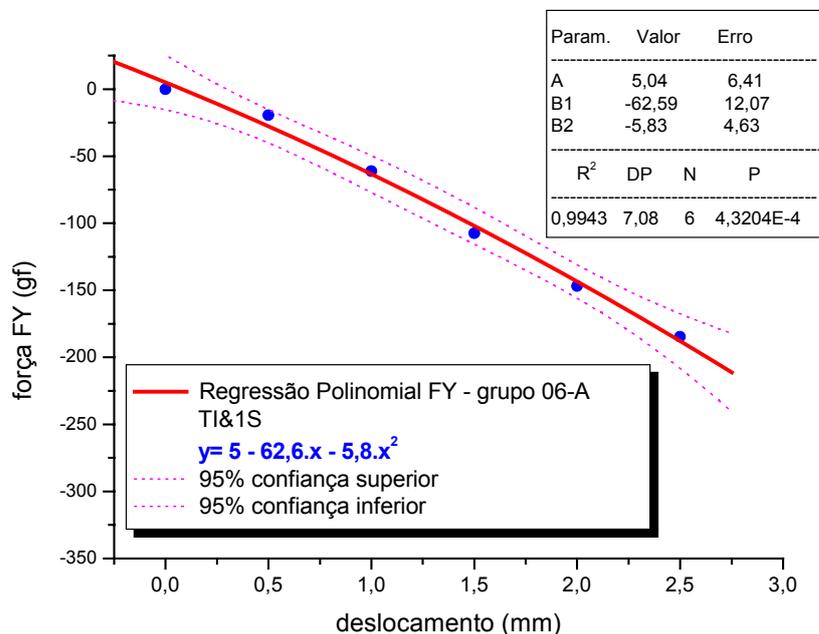
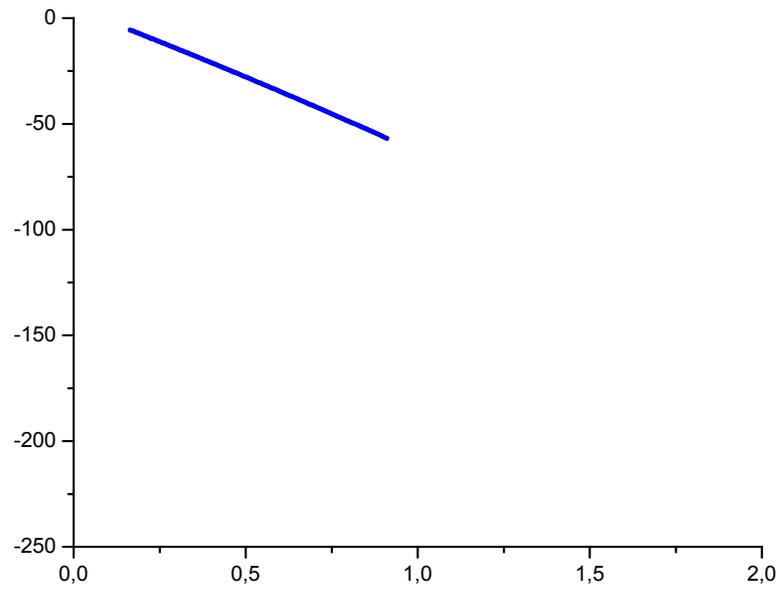


Figura 75 – Regressão Polinomial FY do grupo 06-A – TI&1S

Resultados e Discussão



Resultados e Discussão

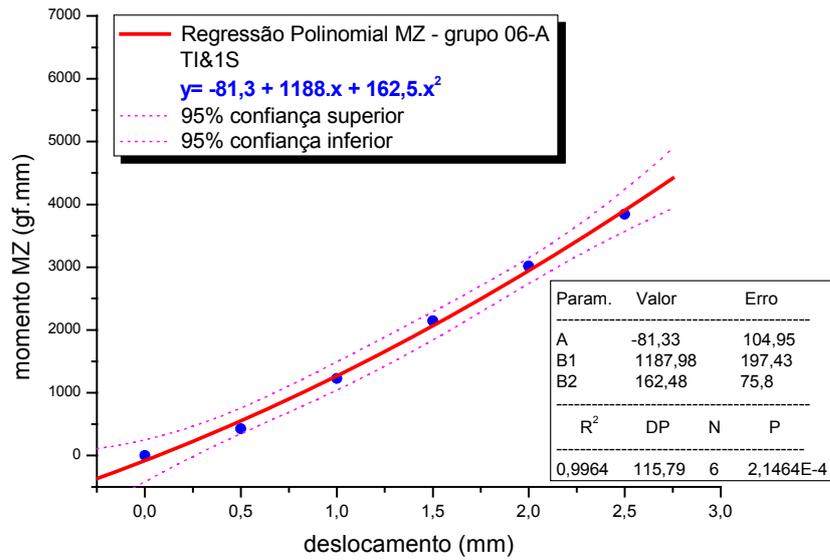
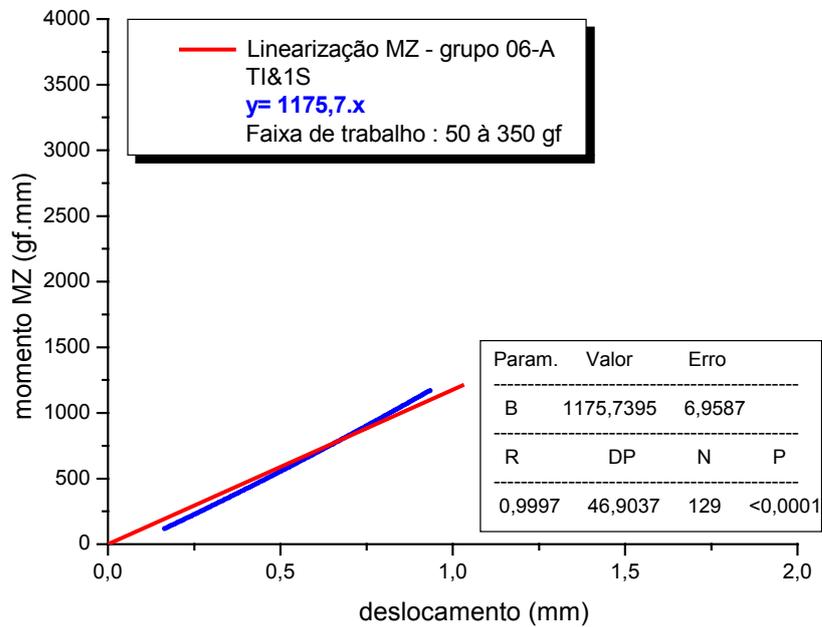


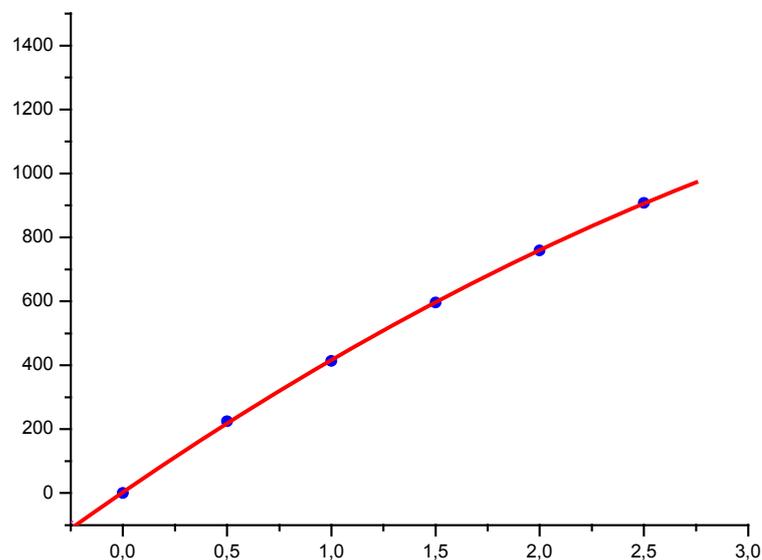
Figura 77 – Regressão Polinomial MZ do grupo 06-A – TI&1S

Figura 78 – Comportamento elástico em MZ do grupo 06-A – TI&1S ($50 \leq F_X \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 06-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = 3,2 + 447,8.x - 34,6.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 4,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ (Figura 79). Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 06-B, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 431,8.x$ (Figura 80). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 3,9$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.



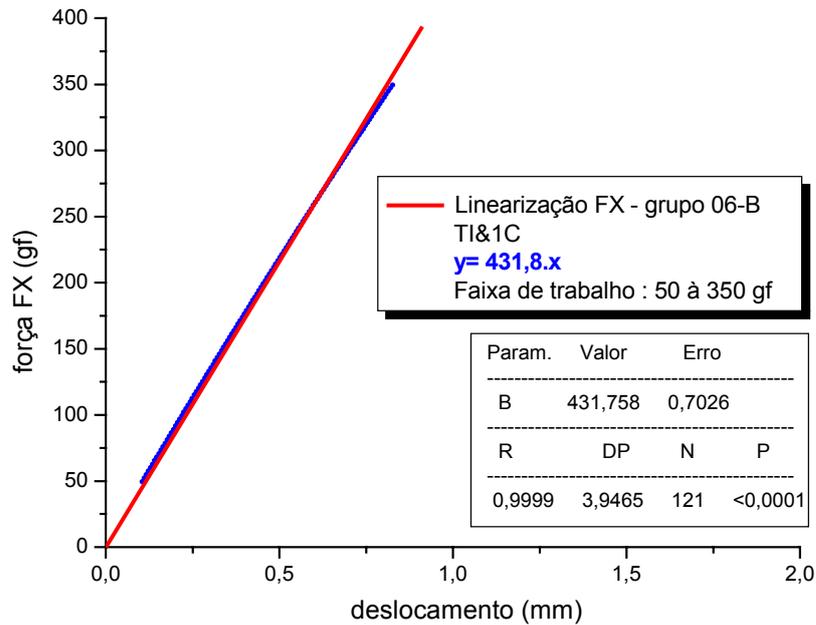


Figura 80 – Comportamento elástico em FX do grupo 06-B – TI&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 06-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = -144,5 - 98,4.x + 20.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9997$, o desvio-padrão em $dp = 1,1$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 81. Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 06-B, foi estabelecida a equação simplificada para FY em $y = -147,9 - 79,8.x$ (Figura 82). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,9989$, o desvio-padrão em $dp = 0,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

Resultados e Discussão

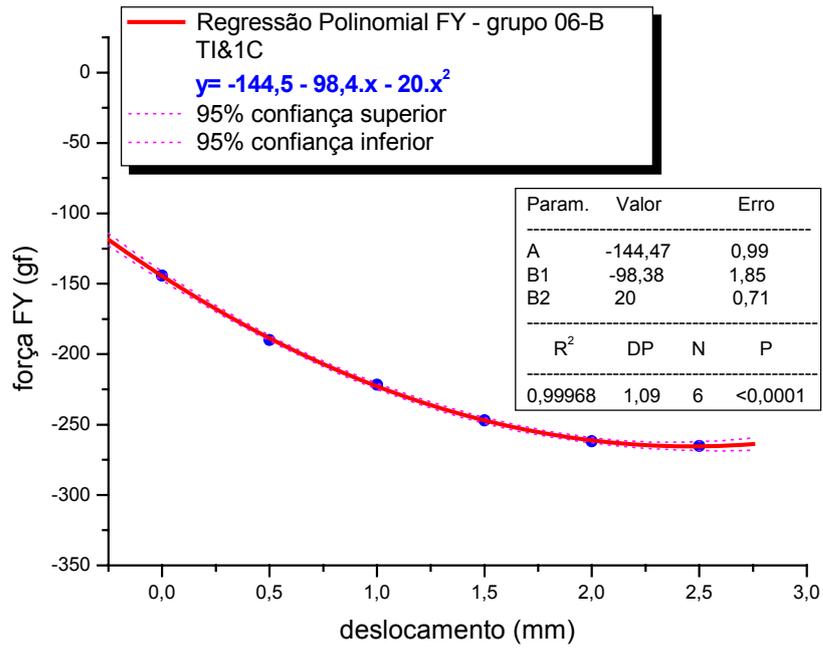
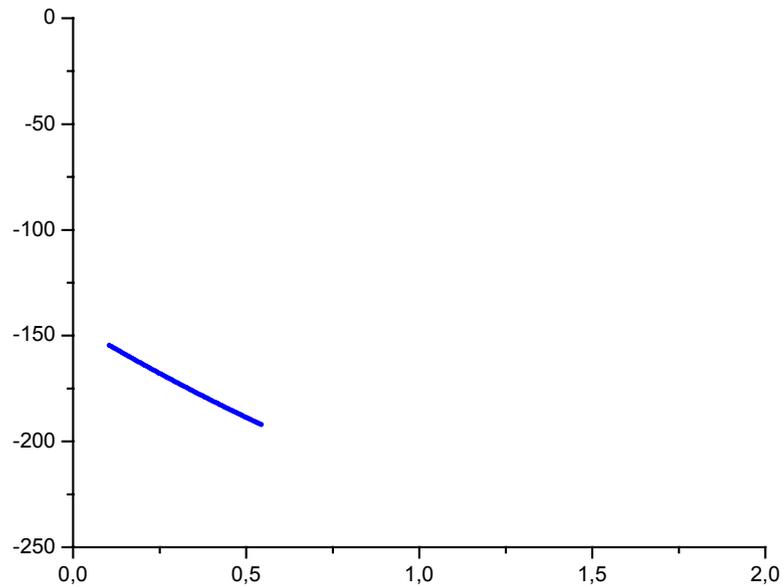


Figura 81 – Regressão Polinomial FY do grupo 06-B – TI&1C



Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 06-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para MZ, ($y = 2365,6 + 1991,3.x - 230,8.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 12,9$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 83. Esta equação geral indica o carregamento em MZ por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 06-B, foi estabelecida a equação simplificada para MZ em $y = 2405,4 + 1776,5.x$ (Figura 84). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9997$, o desvio-padrão em $dp = 9,2$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

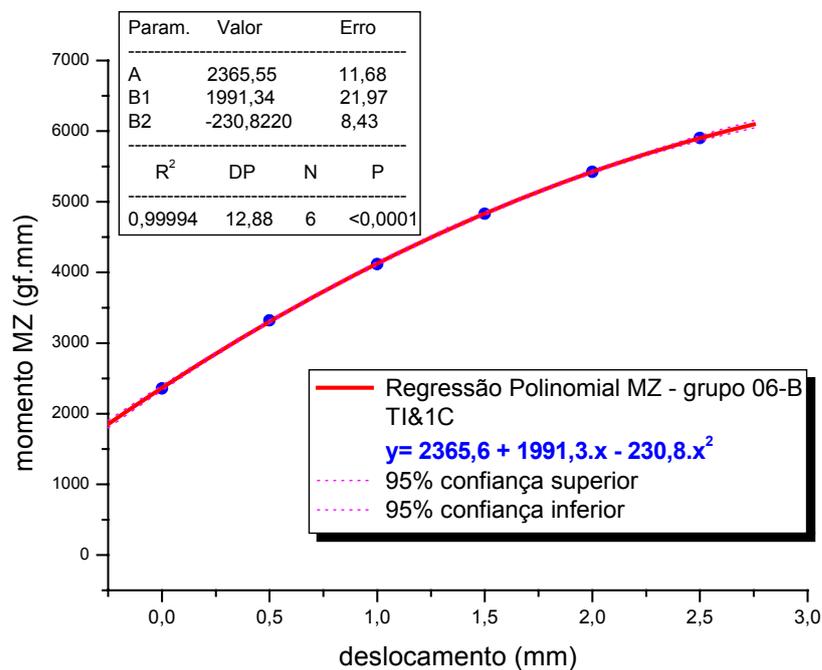


Figura 83 – Regressão Polinomial MZ do grupo 06-B – TI&1C

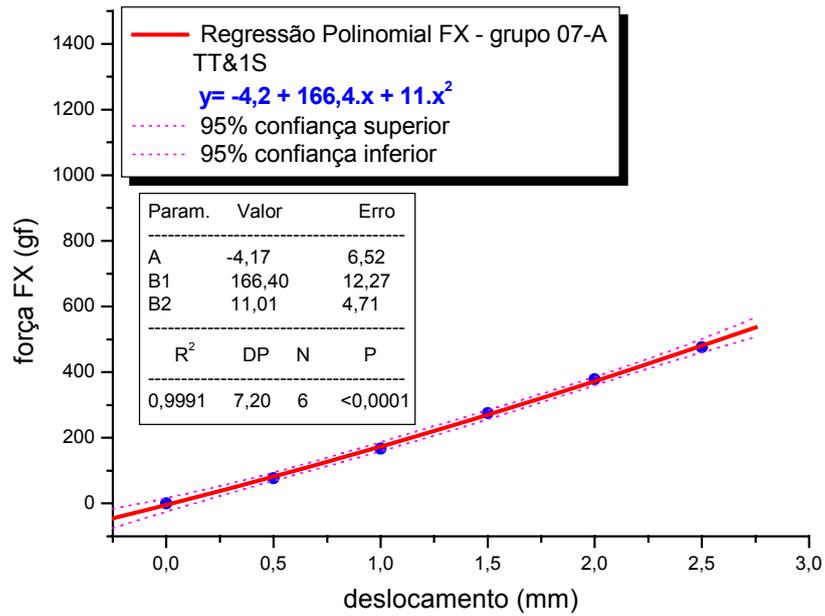


Figura 85 – Regressão Polinomial FX do grupo 07-A – TT&1S

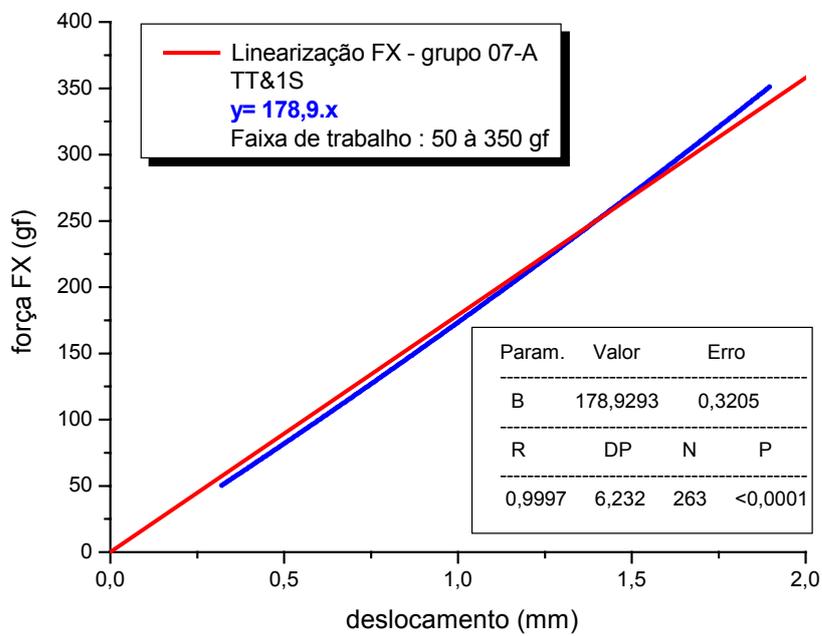
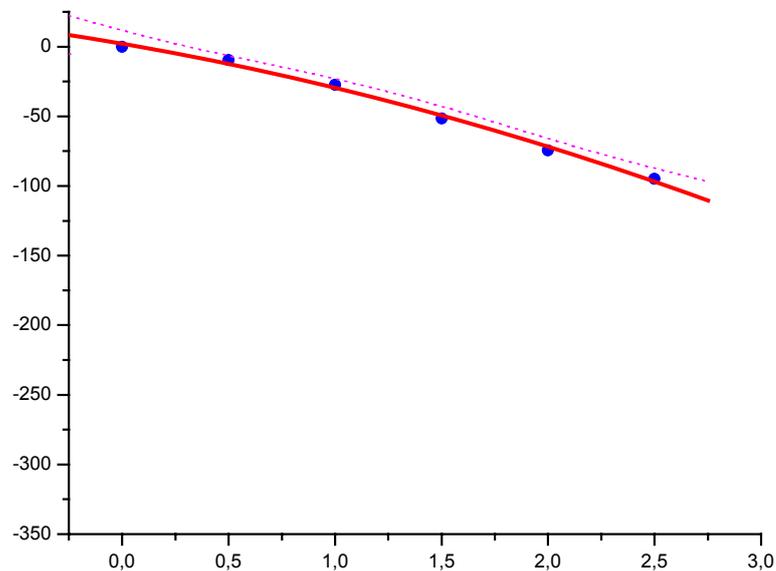


Figura 86 – Comportamento elástico em FX do grupo 07-A – TT&1S (50 ≤ FX ≤ 350 gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 07-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = 2,1 - 26,4.x - 5,3.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9952$, o desvio-padrão em $dp = 3,3$ e a significância estatística em $p=3,3411E-4$ (Figura 87). Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 07-A, foi estabelecida a constante elástica para FY em $y = -32,3.x$ (Figura 88). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,9984$, o desvio-padrão em $dp = 3$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.



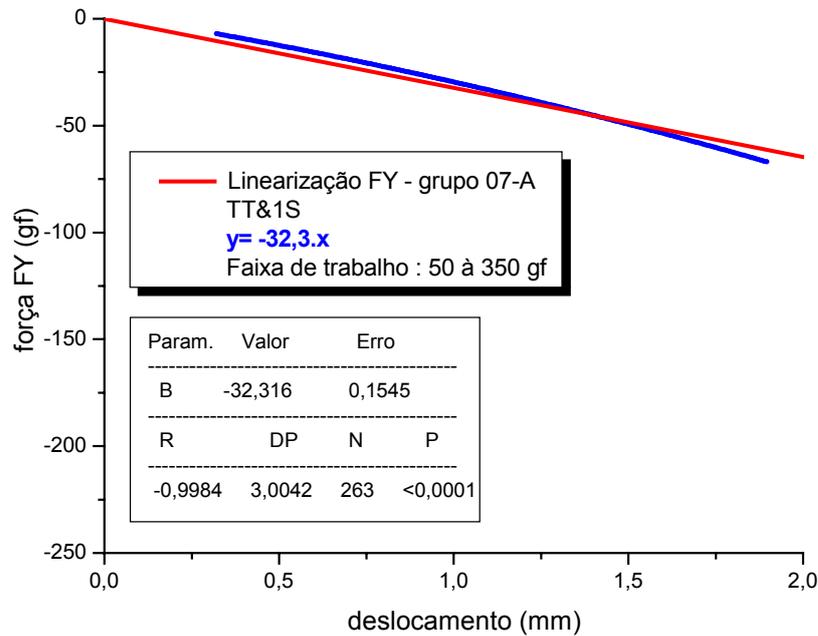


Figura 88 – Comportamento elástico em FY do grupo 07-A – TT&1S ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 07-A, obteve-se a equação polinomial quadrática para MZ, ($y = -29,5 + 466,1.x + 115,5.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9973$, o desvio-padrão em $dp = 47,3$ e a significância estatística em $p = 1,3694E-4$ - Figura 89. Esta equação geral indica o carregamento em MZ por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 07-A, foi estabelecida a constante elástica para MZ em $y = 608,5.x$ (Figura 90). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9979$, o desvio-padrão em $dp = 60,2$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

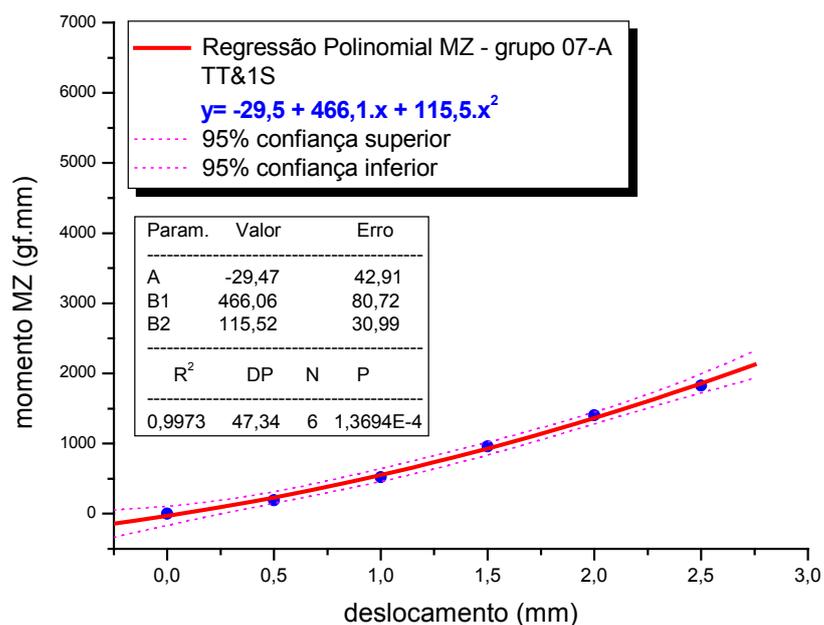


Figura 89 – Regressão Polinomial MZ do grupo 07-A – TT&1S

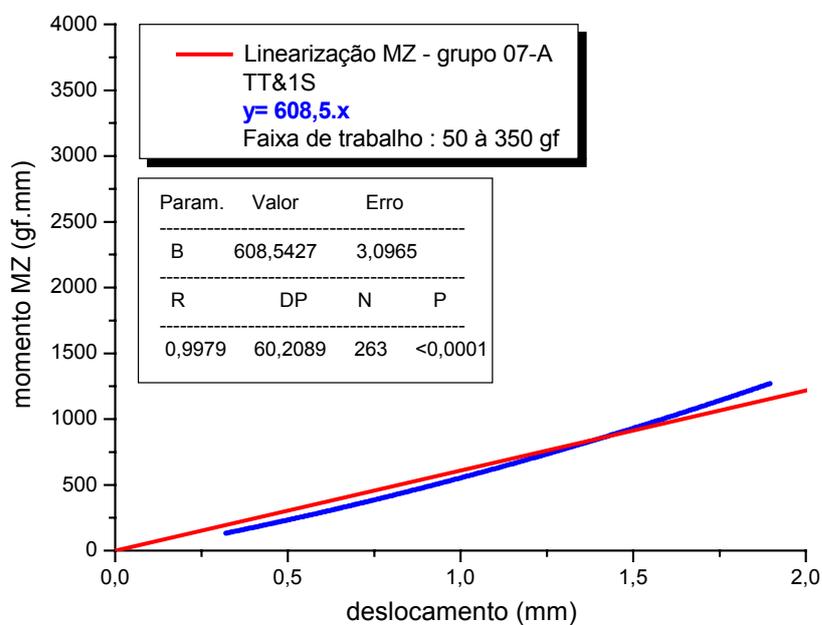


Figura 90 – Comportamento elástico em MZ do grupo 07-A – TT&1S ($50 \leq F_X \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 07-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para FX, ($y = 2,4 + 195.x - 10,6.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9997$, o desvio-padrão em $dp = 3,3$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ - Figura 91. Esta equação geral indica o carregamento em FX por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf no grupo 07-B, foi estabelecida a constante elástica para FX em $y = 180,7.x$ (Figura 92). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9996$, o desvio-padrão em $dp = 5,9$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

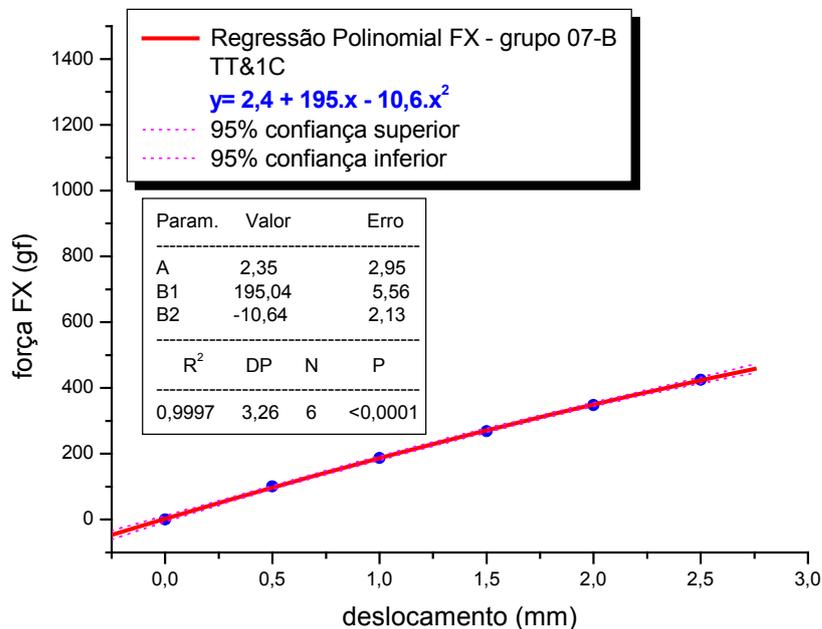


Figura 91 – Regressão Polinomial FX do grupo 07-B – TT&1C

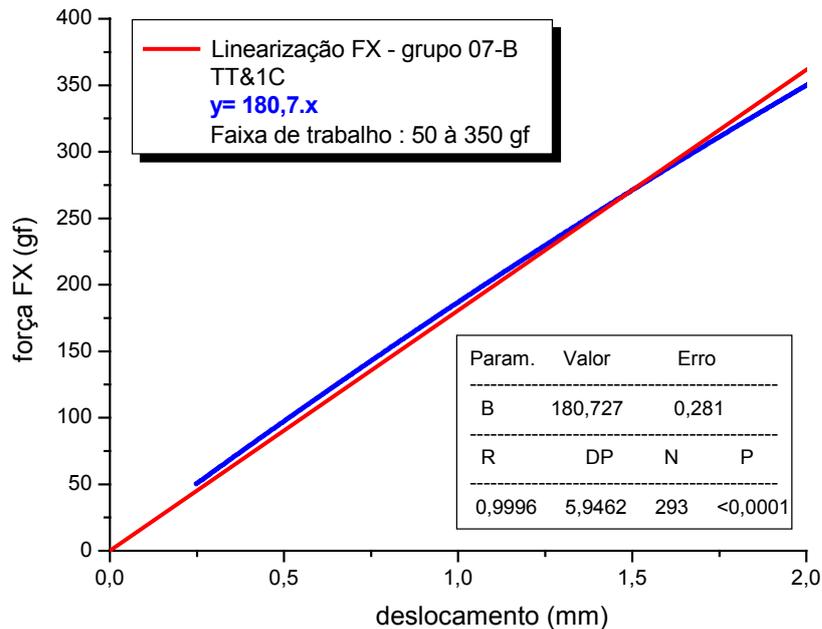


Figura 92 – Comportamento elástico em FX do grupo 07-B – TT&1C ($50 \leq FX \leq 350$ gf)

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 07-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para FY, ($y = -73,6 - 46,2.x + 6,8.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9995$, o desvio-padrão em $dp = 0,8$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ (Figura 93). Esta equação geral indica o carregamento em FY por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 07-B, foi estabelecida a equação simplificada para FY em $y = -80,5 - 30,8.x$ (Figura 94). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = -0,995$, o desvio-padrão em $dp = 1,6$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

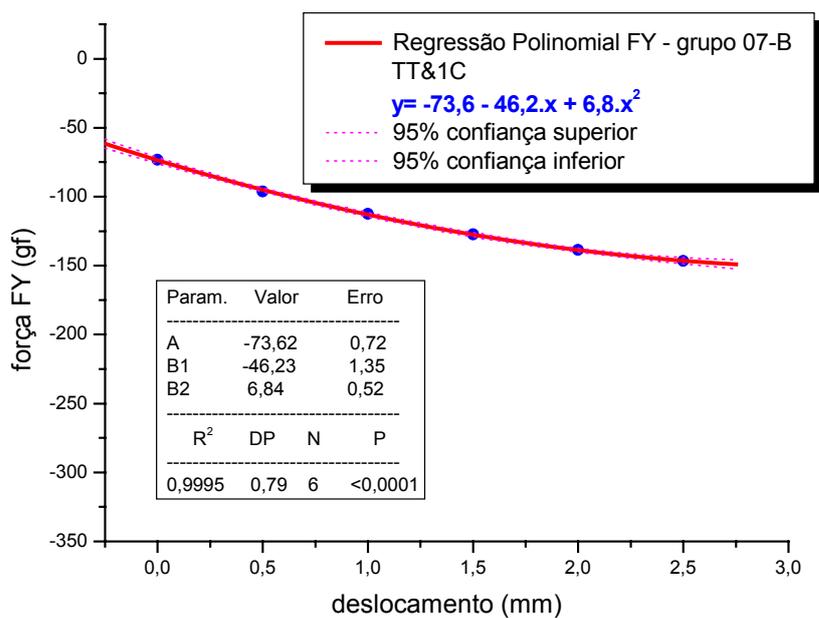


Figura 93 – Regressão Polinomial FY do grupo 07-B – TT&1C

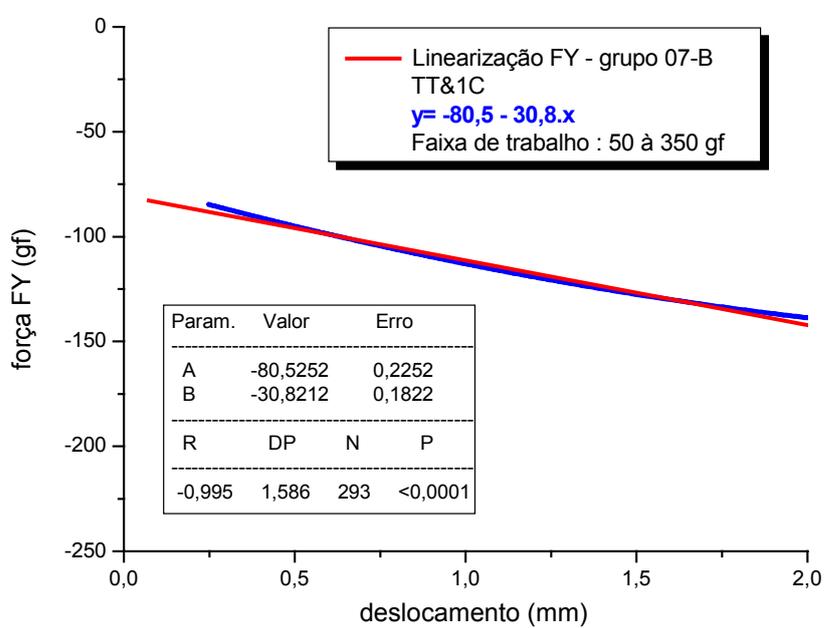


Figura 94 – Comportamento elástico em FY do grupo 07-B – TT&1C ($50 \leq F_X \leq 350$ gf)

Resultados e Discussão

Para os limites superior e inferior de confiança estabelecidos em 95% para o grupo 07-B, obteve-se a equação polinomial quadrática para MZ, ($y = 1066,9 + 905,5.x - 63,3.x^2$), o coeficiente de determinação em $r^2 = 0,9999$, o desvio-padrão em $dp = 7,6$ e a significância estatística em $p < 0,0001$ (Figura 95). Esta equação geral indica o carregamento em MZ por unidade de deflexão da alça, para todas as ativações requeridas.

Para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX no grupo 07-B, foi estabelecida a equação simplificada para MZ em $y = 1210,5 + 700,9.x$ (Figura 96). A correlação linear de Pearson entre as variáveis estabeleceu-se em $r = 0,9936$, o desvio-padrão em $dp = 40,7$ e a significância estatística em $p < 0,0001$.

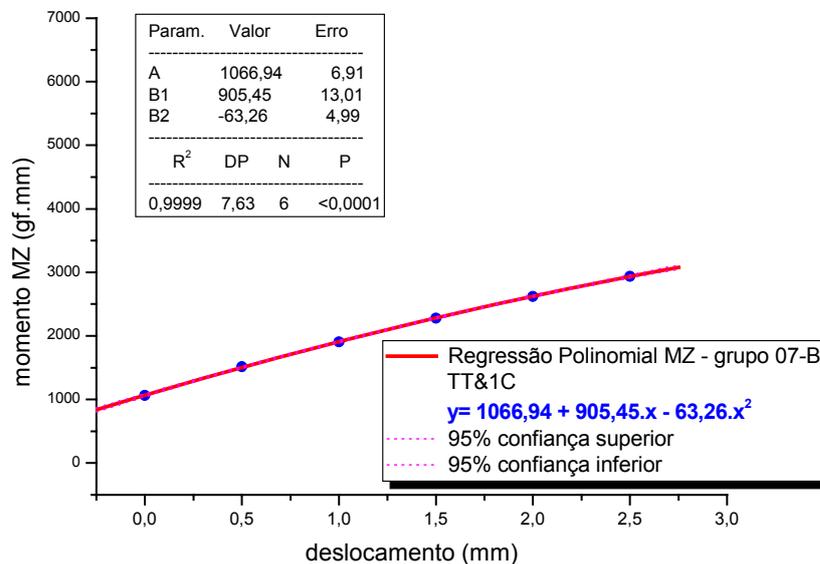
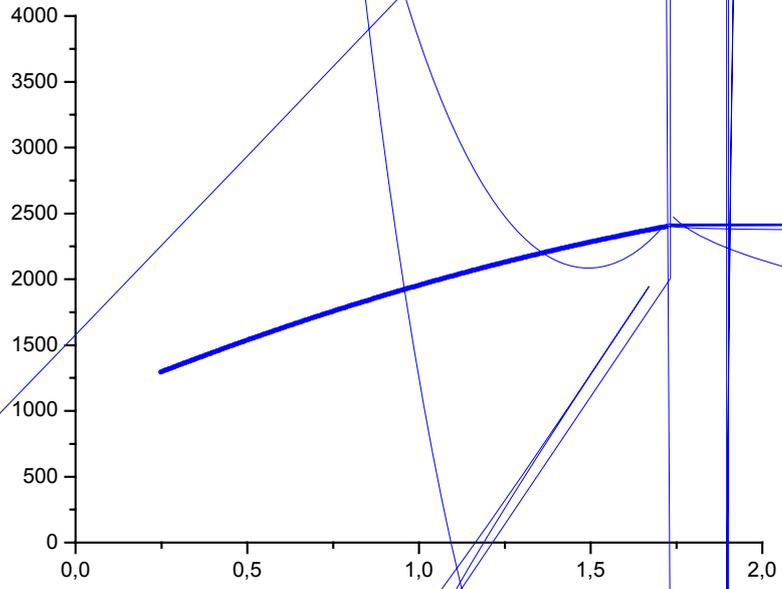


Figura 95 – Regressão Polinomial MZ do grupo 07-B – TT&1C

Resultados e Discussão



(580 gf)

$$y = 6,2 \cdot x^7 - 3,7 \cdot x^2$$

$$y = -95,7 + 1482,2 \cdot x^7 + 31,9 \cdot x^2$$

$$y = 2270,1 + 1971,7 \cdot x^7 - 218,1 \cdot x^2$$

$$y = 57 - 6 \cdot x^2$$

$$y = 2,1 - 26,4 \cdot x^2$$

Resultados e Discussão

A tabela 07 sumariza as equações lineares para forças FX, FY e momento MZ para uso na faixa de trabalho em FX entre 50 e 350 gf.

Tabela 07 – Equações simplificadas para faixa de trabalho em FX de 50 a 350 gf para os grupos 01 ao 07-B

	Equação para FX	Equação para FY	Equação para MZ
	$50 \leq FX \leq 350$ gf	$50 \leq FX \leq 350$ gf	$50 \leq FX \leq 350$ gf
Grupo 01	$y = 543,1.x$	*	*
Grupo 02	$y = 520,8.x$	*	*
Grupo 03	$y = 514,3.x$	*	*
grupo 04	$y = 482,7.x$	*	*
Grupo 05-A	$y = 483,8.x$	$y = -57,3$	$y = 1304,3.x$
Grupo 05-B	$y = 473,3.x$	$y = -147,2 - 87,3.x$	$y = 2301,1 + 1787.x$
Grupo 06-A	$y = 365,1.x$	$y = -58,9$	$y = 1175,7.x$
Grupo 06-B	$y = 431,8.x$	$y = -147,9 - 79,8.x$	$y = 2405,4 + 1776,5.x$
Grupo 07-A	$y = 178,9.x$	$y = -32,3$	$y = 608,5.x$
Grupo 07-B	$y = 180,7.x$	$y = -80,5 - 30,8.x$	$y = 1210,5 + 700,9.x$

Na Tabela 08 são apresentados os valores das forças liberadas (FX) por quantidade de ativação (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 2,5 mm) para os grupos 05-A ao 07-B. Há a indicação das constantes elásticas (k) para uso clínico, linearizadas para o intervalo de força entre 50 e 350 gf para FX.

Tabela 08 – Força média em FX para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações

Ativação (mm)	FX (gf)	Grupo 05-A	Grupo 05-B	Grupo 06-A	Grupo 06-B	Grupo 07-A	Grupo 07-B
		TIA1S	TIA1C	TI&1S	TI&1C	TT&1S	TT&1C
0		0,05	0,73	1,36	-0,27	-0,06	0,06
0,5		221,26	246,17	156,97	225,30	76,86	101,14
1,0		471,03	449,40	367,62	413,58	167,53	187,45
1,5		732,92	661,22	593,49	595,86	275,22	268,86
2,0		944,48	838,17	802,86	759,17	378,62	348,07
2,5		1112,03	1015,68	994,91	907,55	476,11	425,10
Constante elástica $50 \leq FX \leq 350$ gf		483,8	473,3	365,1	431,8	178,9	180,7

Os resultados demonstram não haver diferenças clínicas para FX, quando as alças apresentam ou não pré-ativações, em concordância com os achados de **FAULKNER et al.** (1989). As pré-ativações são inseridas nas alças ortodônticas com a intenção de se obter uma relação MZ/FX adequada.

O comportamento elástico (**PROVENZA**, 1984 e **NORTON**, 2004) para o intervalo de trabalho entre 50 e 350 gf, considerado como força ótima em FX para a retração do conjunto de dentes ântero-superiores (hemi-arco) que melhor atende as necessidades clínicas é apresentado pelas alças em aço inoxidável do grupo 06 (fornecedor G&H), onde $k = 431,8$ gf/mm com pré-ativações e $k = 365,1$ gf/mm sem pré-ativações. As alças do grupo 07 (TMA) quando comparadas ao grupo 06 (SSW), apresentam relações carga/deflexão 2 vezes menores para os grupos sem pré-ativações e 2,4 vezes menores para os grupos com pré-ativações, ou seja, a liga de titânio-molibdênio comparada à de aço inoxidável, é mais indicada para a obtenção de forças ótimas no uso clínico.

O TMA permite ativações maiores das alças ortodônticas destinadas ao fechamento de espaços dentário, minimizando a chance do descarregamento de forças excessivas e suas ações deletérias aos tecidos periodontais, como demonstrado nas inclinações de curvas (Figura 97) e retas (Figura 98) e no gráfico de barras representado pela Figura 99. Esta afirmação é ratificada pelos trabalhos de **HALDERSON; JOHNS; MOYERS** (1953), **BEGG** (1956), **BURSTONE** (1966), **SCELZA NETO; MUCHA; CHEVITARESE** (1985), **KAPILA; SACHDEVA** (1989 e 1997), **MENDES; BAGGIO; BOLOGNESE** (1992), **MUENCH** (1994), **BRAUN; MARCOTTE** (1985); **DAVIS** (1998) e **FERREIRA et al.** (2005). A liga de titânio-molibdênio apresenta alto coeficiente de atrito, se comparada à liga de aço inoxidável, não sendo indicada para mecânicas ortodônticas de deslizamento (**GARNER; ALLAI; MOORE**, 1986 e **VAUGHAN et al.**, 1995).

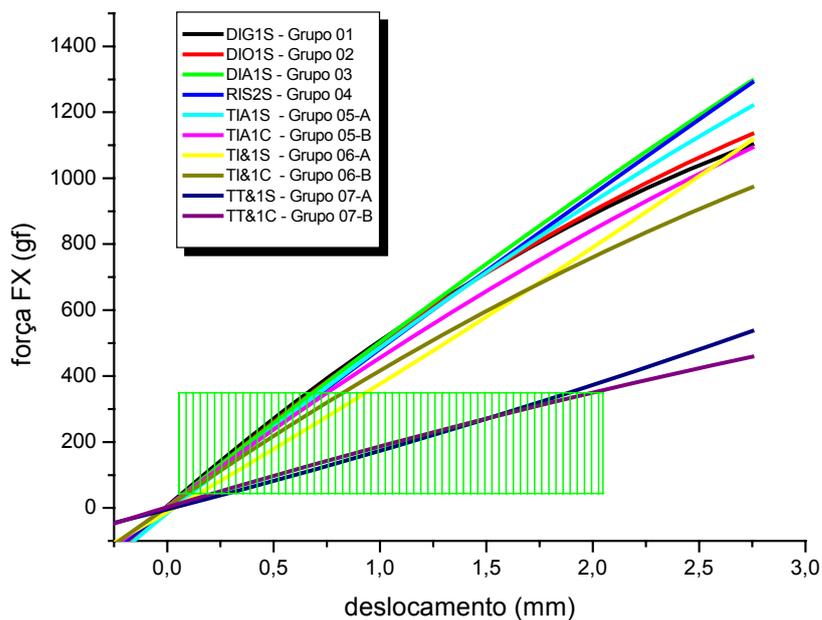


Figura 97 – Regressões Polinomiais FX para os grupos 01 ao 07-B – Comparativo

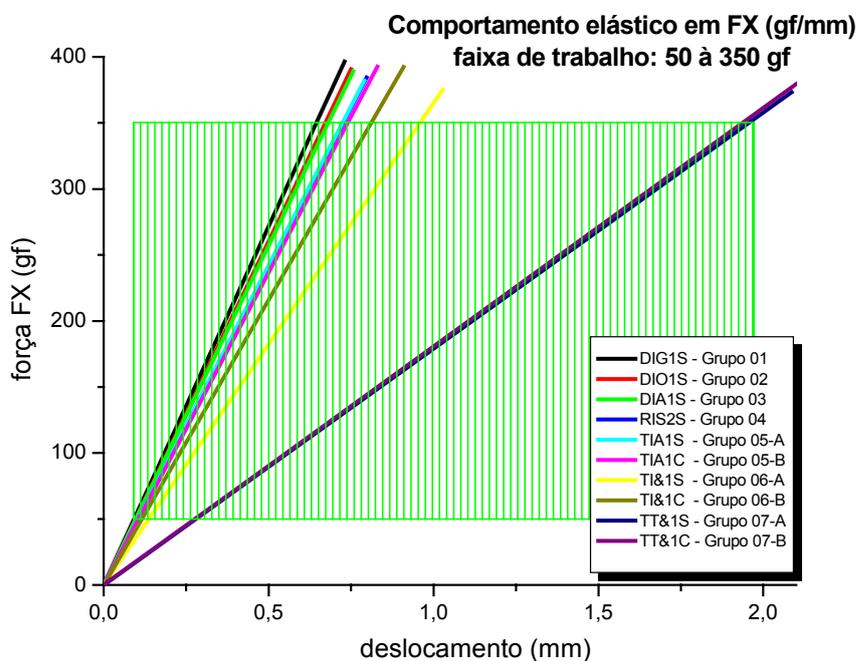
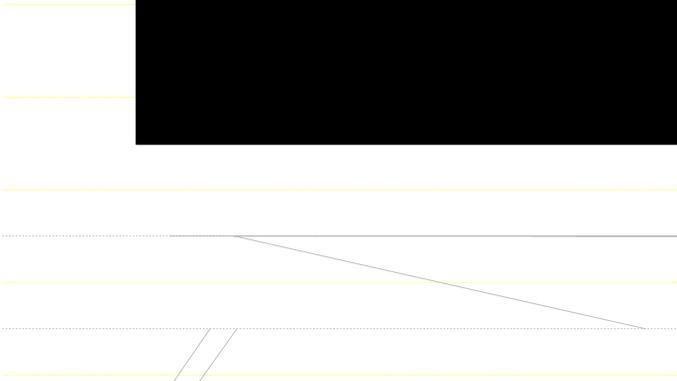


Figura 98 – Comportamento elástico em FX para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf – Comparativo

Resultados e Discussão



Resultados e Discussão

Tabela 09 – Força média em FY para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações

Ativação (mm)	Fy (gf)	Grupo 05-A	Grupo 05-B	Grupo 06-A	Grupo 06-B	Grupo 07-A	Grupo 07-B
		TIA1S	TIA1C	TI&1S	TI&1C	TT&1S	TT&1C
0		-0,73	-144,51	-0,31	-144,08	-0,19	-73,11
0,5		-17,91	-192,36	-19,49	-189,92	-9,53	-96,15
1,0		-62,53	-228,24	-61,18	-221,69	-27,47	-112,48
1,5		-109,8	-260,15	-107,47	-246,97	-51,59	-127,41
2,0		-150,65	-280,05	-146,74	-261,87	-74,5	-138,62
2,5		-181,92	-293,37	-184,5	-265,22	-94,83	-146,62
Equação simplificada $50 \leq FX \leq 350$ gf		$y = -57,3.x$	$y = -147,2 - 87,3.x$	$y = -58,9.x$	$y = -147,9 - 79,8.x$	$y = -32,3.x$	$y = -80,5 - 30,8.x$

Quando as alças do grupo 05 são pré-ativadas para a otimização da relação momento/força, a força de extrusão em FY aumenta em média 145 gf. Para as alças do grupo 06, este aumento é de aproximadamente 135 gf. Apesar de próximos, o grupo 06 descarrega forças menores, quando comparado ao grupo 05. Quando as alças do grupo 07 são pré-ativadas para a otimização da relação momento/força, a força de extrusão em FY aumenta em média 70 gf. O descarregamento de força em FY aumenta em valores absolutos com o aumento da deflexão das alças, para os grupos 05-A/B, 06-A/B e 07-A/B. Estes fatos são demonstrados pelas inclinações das respectivas curvas (Figura 100) e retas (Figura 101) para FY. As alças em TMA para FY são de eleição em Ortodontia, se comparadas às alças em SSW, quando não se requer a extrusão dentária no tratamento proposto.

Resultados e Discussão

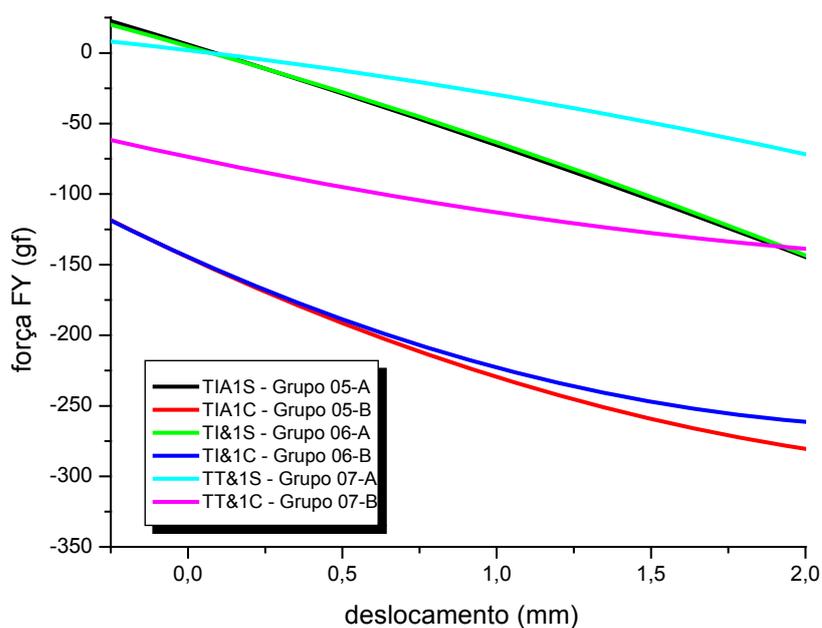


Figura 100 – Regressões Polinomiais FY para os grupos 05-A ao 07-B – Comparativo

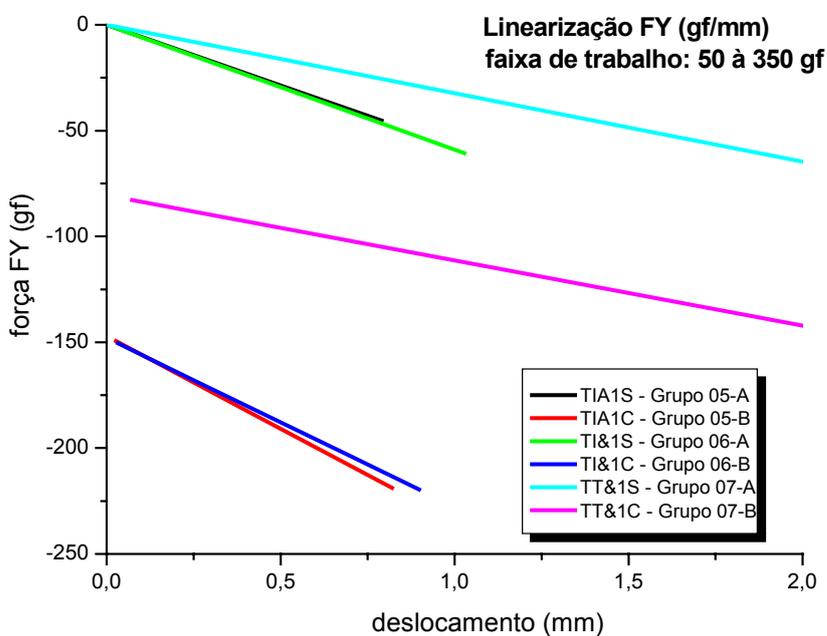


Figura 101 – Comportamento elástico para FY para os grupos 01 ao 07-B para a faixa de trabalho entre 50 e 350 gf em FX – Comparativo

Resultados e Discussão

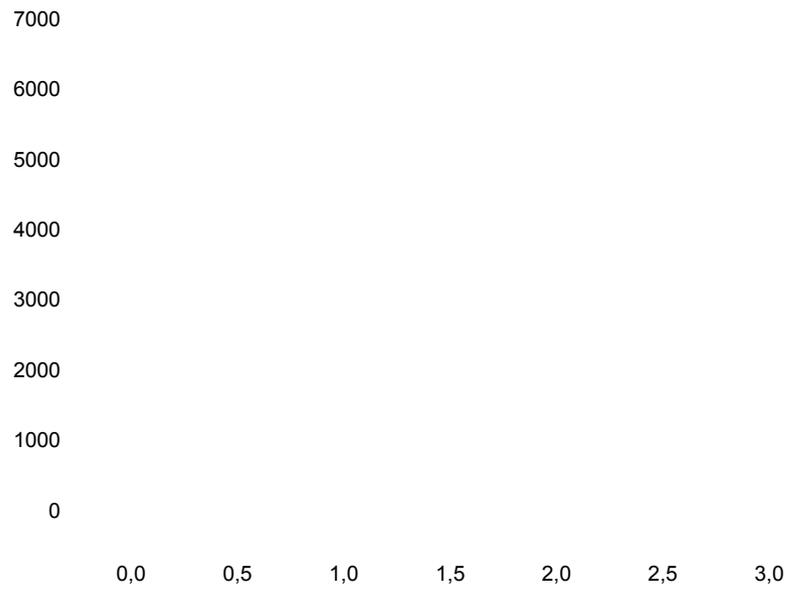
A Tabela 10 apresenta os valores dos momentos liberados (MZ) por quantidade de ativação (0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 2,5 mm) para os grupos 05-A ao 07-B. Há a indicação das equações simplificadas para uso clínico, calculadas para o intervalo de força entre 50 e 350 gf em FX.

Tabela 10 – Momento médio em MZ para os grupos de alças simples (grupos 05-A ao 07-B) para intervalo de ativações

Mz (gf.mm) Ativação (mm)	Grupo 05-A	Grupo 05-B	Grupo 06-A	Grupo 06-B	Grupo 07-A	Grupo 07-B
	TIA1S	TIA1C	TI&1S	TI&1C	TT&1S	TT&1C
0	-1,15	2268,75	-0,09	2357,16	0,07	1061,49
0,5	504,57	3213,37	425,93	3322,02	193,94	1514,40
1,0	1366,49	3997,83	1226,04	4118,05	520,12	1907,83
1,5	2292,17	4755,66	2146,22	4830,14	961,88	2277,71
2,0	3084,29	5339,82	3016,53	5423,09	1402,78	2623,74
2,5	3734,08	5834,11	3841,24	5904,11	1828,41	2623,74
Equação simplificada 50 ≤ FX ≤ 350 gf	y = 1304,3.x	y = 2301,1 + 1787.x	y = 1175,7.x	y = 2405,4 + 1776,5.x	y = 608,5.x	y = 1210,5 + 700,9.x

Quando as alças do grupo 05 são pré-ativadas para a otimização da relação momento/força, o momento em MZ (sentido anti-horário) aumenta em média 2400 gf.mm. Para as alças do grupo 06, este aumento é de aproximadamente 2500 gf.mm. Os grupos 05 e 06 apresentam equações semelhantes para MZ. Quando as alças do grupo 07 são pré-ativadas para a otimização da relação MZ/FX, o momento MZ aumenta em média 1200 gf.mm. O descarregamento em MZ, aumenta em valores absolutos com o aumento da deflexão das alças, para os grupos 05-A/B, 06-A/B e 07-A/B. Estes fatos são demonstrados pelas inclinações das respectivas curvas (Figura 102) e retas (Figura 103) para MZ.

Resultados e Discussão



5.7 RELAÇÃO MZ/FX

A Tabela 11 apresenta as relações MZ/FX para os grupos 05-A ao 07-B. Os grupos 05-B e 06-B, em deflexões de alças de 1mm, apresentam as relações MZ/FX aumentadas em 3 vezes, quando comparado ao grupo 05-A e 06-A, respectivamente. Observa-se o aumento da relação MZ/FX mediante o aumento da deflexão das alças, para os grupos sem pré-ativações (grupos 05-A, 06-A e 07-A). Ocorre a diminuição da relação MZ/FX mediante o aumento da deflexão das alças, para os grupos com pré-ativações (grupos 05-B, 06-B e 07-B), ratificando os achados de **FERREIRA et al.** (2005). **GRABER** (1960), **FREEMAN** (1973) e **HASKELL; SPENCER; DAY** (1990), relatam ser importante o conhecimento das características individuais e do sistema de forças empregado no tratamento ortodôntico.

Tabela 11 – Relações MZ/FX para os grupos 05-A ao 07-B

deflexão	MZ/FX											
	Grupo 05-A TIA1S		Grupo 05-B TIA1C		Grupo 06-A TI&1S		Grupo 06-B TI&1C		Grupo 07-A TT&1S		Grupo 07-B TT&1C	
0,5	2,3	FX= 221	13	FX= 246	2,7	FX= 157	14,8	FX= 225	2,5	FX= 77	15,0	FX= 101
		MZ= 505		MZ= 3213		MZ= 426		MZ= 3322		MZ= 194		MZ= 1514
1,0	2,9	FX= 471	8,9	FX= 449	3,3	FX= 368	10,0	FX= 414	3,1	FX= 168	10,2	FX= 187
		MZ= 1366		MZ= 3998		MZ= 1226		MZ= 4118		MZ= 520		MZ= 1908
1,5	3,1	FX= 733	7,2	FX= 661	3,6	FX= 593	8,1	FX= 596	3,5	FX= 275	8,5	FX= 269
		MZ= 2292		MZ= 4756		MZ= 2146		MZ= 4830		MZ= 962		MZ= 2278
2,0	3,3	FX= 944	6,4	FX= 838	3,8	FX= 803	7,1	FX= 759	3,7	FX= 379	7,5	FX= 348
		MZ= 3085		MZ= 5340		MZ= 3017		MZ= 5423		MZ= 1403		MZ= 2624
2,5	3,4	FX= 1112	5,7	FX= 1016	3,9	FX= 995	6,5	FX= 908	3,8	FX= 476	6,9	FX= 425
		MZ= 3734		MZ= 5834		MZ= 3841		MZ= 5904		MZ= 1828		MZ= 2937

Para **SMITH; BURSTONE** (1984), a relação $MZ/FX = 8$ provoca o movimento de inclinação controlada; $MZ/FX = 10$, a translação dentária e $MZ/FX = 12$, o movimento radicular. Para **TANNE; KOENING; BURSTONE** (1988) a relação $MZ/FX = 9,53$ promove o movimento radicular e $MZ/FX = 8,3$, o movimento de translação. **RABOUD et al.** (1997) afirmam que a relação $MZ/FX = 8,5$ provoca o movimento de translação e valores acima, o movimento radicular.

Os resultados mostram que nenhum dos grupos sem pré-ativações é capaz de promover movimentos de translação dentária, em acordo com os achados de **BURSTONE; KOENING** (1976).

MATSUI et al. (2000) e **YOSHIDA et al.** (2001) afirmam que a posição do centro de resistência dos dentes ou dos grupos de dentes é de fundamental importância para o correto controle do movimento dentário, controlando assim, a relação MZ/FX requerida.

Os grupos 06-A e 06-B, quando comparados entre si, apresentam as relações MZ/FX aumentadas em 5,0 vezes quando pré-ativadas e na faixa de trabalho entre 50 e 350 gf para FX; quando calculadas para deflexões das alças ortodônticas entre -0,25 e 2,75 mm, a relação aumenta em 2,4 vezes. Nota-se a subestimação de MZ/FX em 2,1 vezes para o grupo 06-B quando se considera uma faixa de trabalho não condizente com as necessidades clínicas (15,96 → 8,95). Para **TANNE; KOENING; BURSTONE** (1988) a relação MZ/FX de 15,96 promove o movimento radicular e $MZ/FX = 8,95$ o movimento de translação.

Os grupos 07-A e 07-B, quando comparados entre si, apresentam a relação MZ/FX aumentada em 2,9 vezes quando pré-ativadas e na faixa de trabalho entre 50 e 350 gf para FX. Quando calculada para ativações aquém ou além da faixa de trabalho (entre -0,25 e 2,75 mm), a relação aumenta em 2,4 vezes. A subestimação de MZ/FX em 1,4 vezes para a faixa de trabalho em relação à extrapolação da ativação é menor se comparadas grupos 05 e 06 (SSW). Para **TANNE; KOENING; BURSTONE** (1988) a relação MZ/FX = 9,72 para o grupo 07-B, na faixa de trabalho entre 50 e 350 gf, é suficiente para a obtenção do movimento radicular.

As alças de retração devem apresentar uma relação MZ/FX alta e uma constante elástica baixa segundo **MENDES; BAGGIO; BOLOGNESE** (1992). As alças que melhor atendem estas necessidades são as do grupo 07-B, em titânio-molibdênio e com pré-ativações.

NANDA; KUHMBERG (1997), em estudo das alças em “T” em TMA com secção transversal de 0,43 x 0,63 mm (0,017” x 0,025”), obtiveram a relação MZ/FX = 6 e FX próxima de 330 gf, para deflexão da alça em 6 mm. O grupo 07-B apresentou, para as alças deflexionadas em 2 mm, MZ/FX = 7,5 e FX = 348,1 gf.

6 CONCLUSÕES

Considerando os resultados obtidos, julgados por avaliações estatísticas e discutidos conforme a revisão de literatura apresentada, conclui-se que:

- É de fundamental importância o conhecimento das propriedades e características das ligas metálicas utilizadas na clínica ortodôntica, para que os tratamentos sejam conduzidos e otimizados em suas diferentes fases;
- A geometria das alças de fechamento de espaços tem ação direta em suas constantes elásticas;
- O processo de trefilamento na liga em aço-inoxidável aumenta sua micro-dureza, aumentando assim, o valor de seu limite de escoamento;
- A inserção de fio pela confecção de helicóides na alça ortodôntica diminui o valor de sua constante elástica (k);
- Acentua-se o movimento de extrusão (FY) com a inserção de pré-ativações nas alças estudadas;
- As alças fabricadas em TMA apresentam constantes elásticas menores e mais condizentes ao descarregamento de forças ótimas para o fechamento de espaços dentários, quando comparadas às alças em aço inoxidável;
- As pré-ativações inseridas nas alças de retração não alteram o descarregamento de força em FX ;
- Os resultados obtidos neste estudo corroboram com os achados na literatura, que afirmam ser possível o movimento dentário de translação somente com a aplicação de pré-ativações nas alças estudadas – relação MZ/FX ;
- Mediante o resultado das medições de forças e momento realizadas neste estudo, afirma-se que as alças estudadas com pré-ativações são capazes de promover quaisquer movimentos dentários, dependendo de suas deflexões;
- As informações pertinentes à micro-estrutura e ao comportamento elástico contidas nas embalagens das alças ortodônticas pré-fabricadas e destinadas ao fechamento de espaços dentários devem ser explicitadas e regulamentadas.



ANEXOS

Diferenças de potencial (mV) em FX para as massas (g) aplicadas
– calibração da plataforma

grama força (gf)	tensão (mV)
0	19,9
10	10
20	0,5
40	-19
90	-68,3
130	-118,4
150	-138,5
170	-152,5
200	-193,1
220	-208
250	-252,9
270	-256,7
300	-282,7
320	-305,5
350	-343,4
370	-351,8
400	-423,1
450	-431,9
500	-496,2
550	-532,5
600	-587,4
650	-646,7
700	-691
750	-740,6
800	-795,3
850	-844,8
900	-891,9
1000	-994

Diferenças de potencial (mV) em FY para as massas (g) aplicadas
– calibração da plataforma

grama força (gf)	tensão (mV)
0	-0,6
10	-16,5
20	-32,2
40	-65,7
90	-144,1
130	-207,7
150	-243,3
170	-270,3
200	-320,2
220	-352,3
250	-403,6
270	-436,9
300	-489,7
320	-527,3
350	-579,4
370	-633,1
400	-682,8
450	-819,5
500	-1100,3
550	-1153,1
600	-1270,9
650	-1331,8
700	-1503,9
750	-1646,4
800	-1786,9
850	-1904,4
900	-2025,3
1000	-2304,1

Anexos

Diferenças de potencial (mV) em MZ para as massas (g) aplicadas em binário de 10mm
– calibração da plataforma

grama força (gf.mm)	tensão (mV)
0	10,1
20	7,9
50	1,5
100	-8,2
200	-19,1
300	-36,4
500	-74,4
700	-101,6
1000	-168,3
1200	-188,1
1500	-238,1
2000	-327,1
2500	-417,9
3000	-510,2
3500	-606,1
4000	-769
4500	-856,8
5000	-947,3

Medições em testes de repetibilidade para FX e FY

grama força (gf)	medição 01 FX (gf)	medição 02 FX (gf)	DP	medição 01 FY (gf)	medição 02 FY (gf)	DP
0	-0,68	-1,26	0,410122	0,99	1,01	0,014142
10	8,31	8,33	0,014142	9,18	9,41	0,162635
20	18,54	18,36	0,127279	19,41	18,83	0,410122
40	36,67	36,79	0,084853	37,74	37,23	0,360624
90	86,22	88,83	1,845549	84,77	85,24	0,33234
130	123,6	125,8	1,555635	122,11	121,06	0,742462
150	144,16	144,33	0,120208	152,22	150,95	0,898026
170	164,03	168,16	2,920351	165,83	165,47	0,255558
200	194,39	192,48	1,350574	190,05	192,36	1,633417
220	223,57	221,97	1,131371	214,42	214,49	0,049497
250	253,96	253,21	0,53033	242,62	292,98	35,6099
270	268,81	267,97	0,59397	263,49	261,05	1,725341
300	286,82	287,49	0,473762	297,91	293,61	3,040559
320	315,83	314,24	1,1243	320,99	317,82	2,241528
350	348,5	346,11	1,689985	354,33	351,01	2,347595
370	374,27	375,4	0,799031	365,16	364,38	0,551543
400	399,56	396,11	2,439518	403,51	399,98	2,496087
450	447,95	445,08	2,029396	464,24	464,38	0,098995
500	491,02	489,8	0,86267	534,49	533,68	0,572756
550	553,06	552,5	0,39598	609,41	604,39	3,549676
600	604,99	602,58	1,704127	689,19	688,31	0,622254
650	645,38	649,95	3,231478	751,28	750,99	0,205061
700	701,66	696,14	3,903229	*	*	*
750	759,37	757,83	1,088944	*	*	*
800	795,48	796,35	0,615183	*	*	*
850	851,98	848,31	2,595082	*	*	*
900	907,36	898,63	6,173042	*	*	*
1000	978,18	971,67	4,603265	*	*	*

Medições em testes de repetibilidade para MZ

gf.mm	medição 01 MZ (gf.mm)	medição 02 MZ (gf.mm)	DP
0	14	19,76	4,072935
20	37,48	41,51	2,84964
50	61,07	66,83	4,072935
100	113,59	113,68	0,06364
200	213,86	211,79	1,463711
300	313,94	303,34	7,495332
500	559,91	556,2	2,623366
700	696,07	697,84	1,251579
1000	1126,04	1110,72	10,83288
1200	1262,02	1256,65	3,797163
1500	1528,31	1507,92	14,41791
2000	2040,17	2019,27	14,77853
2500	2523,52	2513,32	7,212489
3000	3093,33	3081,32	8,492352
3500	3594,62	3581,99	8,930759
4000	4127,63	4121,37	4,426488
4500	4632,06	4619,27	9,043896
5000	5192,14	5175,56	11,72383

Força (FX) exercida pelas alças do grupo 01 em diferentes ativações

Grupo 01 DIG1S	FX					
Deslocamento (mm)	0	0,5	1	1,5	2	2,5
repetição						
amostra 01	-0,776	318,181	543,571	741,123	910,878	1040,461
amostra 02	0,571	236,703	445,349	668,737	851,89	1014,801
amostra 03	0,933	275,093	496,538	687,395	868,204	1033,385
amostra 04	-1,589	228,99	436,266	662,367	855,036	1020,855
amostra 05	1,052	363,306	596,785	789,372	950,336	1103,398
amostra 06	0,671	288,247	512,476	717,397	889,614	1026,802
amostra 07	0,02	318,587	524,973	734,945	913,646	1065,805
amostra 08	0,275	282,752	495,775	725,984	903,681	1053,669
amostra 09	-1,407	237,909	463,901	667,626	857,83	1008,045
amostra 10	0,696	283,798	506,661	711,545	892,814	1041,776
média (gf)	0,0446	283,3566	502,2295	710,6491	889,3929	1040,9
DP	0,966136	42,34299	47,63456	40,10717	31,64356	28,1028
DP (média para alça)	31,79953661					
const. alça (FX/desloc.)	*	566,7	502,2	473,8	444,7	416,4
const. alça (média)	480,76					

Força (FX) exercida pelas alças do grupo 02 em diferentes ativações

Grupo 02 DIO1S	FX					
Deslocamento (mm) repetição	0	0,5	1	1,5	2	2,5
amostra 01	0,001	255,977	503,165	733,116	917,963	1062,073
amostra 02	-1,918	274,974	495,125	707,777	881,868	1027,141
amostra 03	-0,56	208,502	469,303	705,137	898,512	1054,729
amostra 04	0,72	273,944	502,741	711,186	894,951	1047,769
amostra 05	0,351	278,71	504,326	730,679	918,358	1070,603
amostra 06	0,078	261,794	514,519	733,979	913,649	1055,374
amostra 07	0,093	278,397	503,695	718,872	902,779	1052,236
amostra 08	-0,465	237,561	451,149	676,843	854,817	1013,804
amostra 09	-1,256	268,618	509,086	726,193	902,406	1043,067
amostra 10	2,972	247,661	472,645	735,647	974,678	1161,063
média (gf)	0,0016	258,6138	492,5754	717,9429	905,9981	1058,786
DP	1,302782	22,3344	20,79742	18,36102	30,68569	39,54643
DP (média para alça)	22,17129195					
const. alça (FX/desloc.)	*	517,2	492,6	478,6	453	423,5
const. alça (média)	472,98					

Força (FX) exercida pelas alças do grupo 03 em diferentes ativações

Grupo 03 DIA1S	FX					
Deslocamento (mm) repetição	0	0,5	1	1,5	2	2,5
amostra 01	0,438	267,944	537,928	785,697	1020,015	1224,438
amostra 02	-0,424	245,973	484,357	720,834	965,001	1177,199
amostra 03	-1,328	230,976	486,925	744,253	964,268	1194,223
amostra 04	1,264	351,698	492,829	738,47	960,983	1189,428
amostra 05	0,693	284,031	531,564	771,659	998,523	1206,995
amostra 06	1,318	283,753	489,411	750,967	987,841	1203,984
amostra 07	-0,126	230,498	474,017	712,103	954,014	1169,728
amostra 08	0,032	255,14	490,197	744,071	980,009	1194,39
amostra 09	1,051	250,48	497,03	731,61	961,243	1180,334
amostra 10	-1,23	258,391	465,297	701,724	933,751	1146,456
média (gf)	0,1688	265,8884	494,9555	740,1388	972,5648	1188,718
DP	0,960309	35,42276	22,95864	25,66583	24,61513	21,74518
DP (média para alça)	21,89464133					
const. alça (FX/desloc.)	*	531,8	495	493,4	486,3	475,5
const. alça (média)	496,4					

Força (FX) exercida pelas alças do grupo 04 em diferentes ativações

Grupo 04 RIS2S	FX					
	Deslocamento (mm) repetição	0	0,5	1	1,5	2
amostra 01	-0,983	219,412	466,779	697,488	930,856	1148,957
amostra 02	2,454	231,794	456,663	697,76	935,49	1154,909
amostra 03	-1,959	242,125	488,875	742,019	979,218	1195,79
amostra 04	-2,039	260,466	511,257	765,677	997,987	1215,65
amostra 05	-0,423	177,049	397,565	656,8	888,912	1111,922
amostra 06	0,858	257,486	499,822	738,068	962,986	1175,459
amostra 07	0,288	253,506	502,476	752,646	985,86	1210,094
amostra 08	0,939	252,919	474,524	721,89	954,41	1167,86
amostra 09	0,415	216,888	455,22	693,285	938,321	1159,475
amostra 10	0,944	265,568	517,785	759,875	987,973	1199,782
média (gf)	0,0494	237,7213	477,0966	722,5508	956,2013	1173,99
DP	1,410371	27,22017	35,67793	35,27873	33,55432	32,099
DP (média para alça)	27,54008766					
const. alça (FX/desloc.)	*	475,4	477,1	481,7	478,1	469,6
const. alça (média)	476,38					

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 05-A

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 05-B

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 06-A

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 06-B

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 07-A

Tabela representativa dos valores pertinentes ao grupo 07-B

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANGLE, E. H. **Treatment of malocclusion of teeth**. 7. ed. Philadelphia: SS White Dental Manufacturing, 1907.

ATHOS INSTRUMENTAÇÃO. **Aços inoxidáveis**. Lorena – SP. Disponível em: <http://www.athosinstrumentacao.com.br/aco_inox.htm>. Acesso em: 19 julho 2005.

BEGG, P. R. Differential Force in Orthodontic Treatment. **Am. J. Orthod.**, v.42, n.7, p.481-510, 1956.

BENNETT, John C.; McLAUGHLIN, Richard P. **As Mecânicas do Tratamento Ortodôntico e o Aparelho Pré-Ajustado**. 1.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1996.

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

BRAUN, S.; MARCOTTE, M. R. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.108, n.1, p.1-8, 1995.

BULL, H. L. Obtaining facial balance in the treatment of class II, division 1. **Angle Orthod.**, v.21, p.139-149, 1951.

BURSTONE, C. J. Rationale of the segmented arch. **Am. J. Orthod.**, v.48, p.805-823, 1962.

BURSTONE, C. J. The mechanics of the segmented arch techniques. **Angle Orthod.**, v.36, p.99-120, 1966.

BURSTONE, C. J.; KOENING, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am. J. Orthod.**, v.70, p.1-19, 1976.

BURSTONE, C. J. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: Graber, T. M., Vanarsdall Jr, R. L. **Orthodontics current principles and techniques**. 2.ed. St. Louis: Mosby, 1994.

CASE, C. S. The advisability of extracting teeth in the correction of irregularities. **Dent. Cosmos**, v.47, p.417-420, 1905.

CFO - CONSELHO FEDERAL DE ODONTOLOGIA. **Consolidação das Normas Para Procedimentos nos Conselhos de Odontologia**. Brasília, Resolução CFO-63/2005. Disponível em: <http://www.cfo.org.br/download/pdf/consolidação.pdf>. Acesso em: 21 julho 2006.

CHOY, K.; PAE, E. K.; PARK, Y.; KIM, K. H.; BURSTONE, C. J. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.117, n.1, p.98-105, 2000.

DAVIDOVITCH, Z. Tooth movement. **Crit. Rev. Oral Biol. Med.** v.2, n.4, p.411-450, 1991.

DAVIS, Joseph R. **Metals Handbook**. 2. ed. American Society for Materials – ASM. Ohio: Metals Park, 1998.

DILLENBURG, J. A.; SCHNEIDER, A.; LUSA, I. **Projeto de construção de uma plataforma de medição de forças e de momentos produzidos por uma mola ortodôntica**. UFRS. Laboratório de medições mecânicas, 2001.

EDIE, J.W.; ANDREASEN, G.F.; ZAYTOUN, M.P. Surface corrosion of nitinol and stainless steel under clinical conditions. **Angle Orthod.**, v.51, n.4, p.319-324, 1981.

FAULKNER, M. G.; FUCHSHUBER, P.; HABERSTOCK, D.; MIODUCHOWSKI, A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-Loop retraction springs. **J. Biomech.**, v.22, p.637-647, 1989.

FERREIRA, M. A. Propriedades Elásticas Básicas das Ligas Usadas em Fios Ortodônticos. **J. Bras. Orto. Ortop. Facial**, v.3, n.15, p.81-87, 1998.

FERREIRA, M. A. Aspectos Metalúrgicos das Ligas Utilizadas em Ortodontia. **J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial**, v.4, n.19, p.49-56, 1999.

FERREIRA, M. A.; OLIVEIRA, F. T.; IGNÁCIO, S. A.; BORGES, P. C. Experimental Force Definition System for a New Orthodontic Retraction Spring. **Angle Orthod.**, v.75, n.3, p.334-343, 2005.

FLAGEUL, F. The new alloys. Introductory memorandum. **Rev. Orthop. Dento Faciale**, v.22, n.1, p.11-16, 1988.

FLAGEUL, F. Orthodontic use of alloys called "shape memory". **Rev. Orthop. Dento Faciale**, v.22, n.1, p.31-38, 1988.

FREEMAN, D. C. Root Surface Area Related to Anchorage in the Begg Technique. In: Langlade, Michel. **Thérapeutique Orthodontique**. Paris: Maloine, 1973.

GAC International Inc. **Catálogo 11 - Português**. Bohemia, 2001.

GARNER, L. D.; ALLAI, W. W.; MOORE, B. K. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of a continuous edgewise arch wire. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.90, p.199-203, 1986.

GIANELLY, A. A. Force induced changes in the vascularity of the periodontal ligament. **Am. J. Orthod.**, v.55, p.437-457, 1969.

GJESSING, Poul. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. **Am. J. Orthod.**, v.87, p.353-362, 1985.

GJESSING, Poul. Controlled retraction of maxillary incisors. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.101, n.2, p.120-131, 1992.

GOLDBERG, D.; BURSTONE, C. J. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliance. **J. Dent. Res.**, v.58, n.2, p.593-600, 1979.

GRABER, T. M. The edgewise appliance in routine practice. **Am. J. Orthod.**, v.46, p.1-23, 1960.

GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. Aplicação da bioengenharia na Ortodontia clínica. In:_____. **Ortodontia: Princípios e Técnicas Atuais**. 2ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S. A. 1985, cap. 4, p. 213-242.

GURGEL, J. A.; RAMOS, A. L.; KERR, S. D. Fios Ortodônticos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**. v.6, n.4, p.103-114, 2001.

HALDERSON, H.; JOHNS, E. E.; MOYERS, R. The selection of forces for tooth movement. **Am. J. Orthod.**, v.39, p.25-35, 1953.

HASKELL, B. S.; SPENCER, W. A.; DAY, M. Auxiliary springs in continuous arch treatment – part I: An analytical study employing the finite element method. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.98, p.387-397, 1990.

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

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.96, p.100-109, 1989.

MACAPANPAN, L. G.; WEINMANN, J. P.; BRODIE, A. G. Early Tissue Changes Following Tooth Movement in Rats. **Angle Orthod.**, v.24, n.2, p.79-95, 1954.

MATSUI, S.; CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J.; KIYOMURA, H. Center of resistance of anterior arch segment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.118, n.2, p.171-178, 2000.

MENDES, A. M.; BAGGIO, P. E.; BOLOGNESE, A. M. Fechamento de espaços. **Rev. Soc. Bras. Ortod.**, v.2, p.11-19, 1992.

MUENCH, A. Metais em Ortodontia. In: INTETRLANDI, S. **Ortodontia: bases para iniciação**. 3.ed. São Paulo: Artes Médicas, 1994, p.95-102.

NANDA, R.; KUHMBERG, A. Biomechanical basis of extraction space closure. In: NANDA, R. **Biomechanical in clinical orthodontics**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1997, p.157-187.

NORTON, R. L. **Projeto de máquinas: uma abordagem integrada**. 2.ed. Porto Alegre: Bookman, 2004.

OPPENHEIN, A. A possibility for physiologic orthodontic movement. **Am. J. Orthod. Oral Surg.**, v.30, p.277-354, 1944.

PROFFIT, W. R.; FIELDS, H. W. **Ortodontia Contemporânea**. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1995.

QUINN, R. S.; YOSHIKAWA, K. A reassessment of force magnitude in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.88, p.252-260, 1985.

RABOUD, D. W.; FALKNER, M. G.; LIPSETT, A. W.; HABERSTOCK, D. L. Three-dimensional effects in retraction appliance design. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.112, n.4, p.378-403, 1997.

REITAN, Kaare. Some Factors Determining the Evaluation of Forces in Orthodontics. **Am. J. Orthod.**, v.43, p.32-45, 1957.

REITAN, Kaare. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. **Am. J. Orthod.**, v.46, p.881-900, 1960.

REITAN, Kaare. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. **Angle Orthod.**, v.34, n.4, p. 244-255, 1964.

RICKETTS, Robert M. *et al.* **Terapia Bioprogressiva**. 4. ed. Sao Paulo: Livraria e Editora SANTOS, 1987. 180p.

RICKETTS, Robert M. A statement regarding early treatment. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.117, n.5, p.556-558, 2000.

SACHDEVA, R. C. L. Ortodontia com temperatura de transformação variável. **Clinical Impressions: ORMCO**, v.1, n.1, 1997.

SANDSTEDT, C. Einige beitrage zur theorie der zahnregulierung. **Nord. Tand. Tidskr.**, v.6, p.1-25, 1905.

SCELZA NETO, P.; MUCHA, J. N.; CHEVITARESE, O. Mola de fechamento de espaços em Ortodontia em forma de lágrima: desempenho em tração. **Rev. Bras. Odontol.**, v.42, n.6, p.22-29, 1985.

SCHWARZ, A. M. Tissue changes incidental to orthodontic tooth movement. **Int. J. Orthod.**, v.18, p.331-352, 1932.

SHIMIZU, R. H.; SAKIMA, T.; PINTO, A. S.; SHIMIZU, I. A. Desempenho Biomecânico da Alça "T", Construída com Fio de Aço Inoxidável, durante o Fechamento de Espaços no Tratamento Ortodôntico. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial.** v.7, n.6, p.49-61, 2002.

SILVA, U. M. C. **Técnicas e procedimentos na metalografia prática: preparação de corpos de prova para exames metalográficos.** São Bernardo do Campo: Ivan Rossi Editora, 1978, 235 p.

SMITH, R. J.; BURSTONE, C. J. Mechanics of tooth movement. **Am. J. Orthod.**, v.85, p.294-307, 1984.

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

SUZUKI, H; LIMA, R. S. Arco de Retração Anterior Dupla Chave (DKH – Parker). **Ortodontia**, v.34, n.1, p.73-78, 2001.

TANNE, K.; KOENING, H. A.; BURSTONE, C. J. Moment to force ratios and the center of rotation. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.94, p.426-431, 1988.

TWEED. C. H. Philosophy of orthodontic treatment. **Am. J. Orthod.** v.31, p. 74-103, 1945.

UNGARI FILHO, O.; COLLA, S. Clampes Vasculares: Proposição de um Novo Modelo e Estudo de seu Desempenho Vascular. **Revista de Angiologia e Cirurgia Vascular**, v.4, n.1, 1995.

USP - UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO. Laboratório de Engenharia Biomédica. **O que é Engenharia Biomédica?** São Paulo, Fev/2001. Disponível em: <<http://www.leb.usp.br/pengenharia.html>>. Acesso em: 19 julho 2005.

VAUGHAN, J. L.; DUNCANSON Jr., M. G.; NANDA, R. S.; CURRIER, G. F. Relative kinetic frictional forces between sintered stainless steel brackets and orthodontic wires. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.107, n.1, p.20-27, 1995.

VANDER VOORT, G. F. **Metallography: Principles and Practice**. McGraw-Hill Series in Materials Science and Engineering, 1984.

WERKEMA, M. C. C. **Como estabelecer conclusões com confiança: entendendo inferência estatística**. Belo Horizonte: Fundação Christiano Ottoni, Escola de Engenharia da UFMG, 1996.

YOSHIDA, N.; BRINKMANN, P. G. J.; KOGA, Y.; MIMAKI, N.; KOBAYASHI, K. Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, v.120, n.2, p.190-197, 2001.

RESUMO

Um desafio constante na clínica de Ortodontia consiste no fechamento de espaços dentários. Entre as diversas técnicas para a execução deste procedimento, encontra-se o emprego de alças ortodônticas com diversas configurações. Neste estudo, diferentes alças pré-fabricadas e destinadas ao fechamento dos espaços referidos, foram submetidas a testes por meio de uma plataforma de ensaios, cujo projeto consiste em extensores de deslocamento, posicionados em duas vigas de alumínio e dispostas em cruz. À plataforma foi adaptado um módulo condicionador de sinais analógicos (MCS1000) responsável pela captação, mensuração e amplificação dos sinais elétricos provenientes dos transdutores e influenciados pela ativação das alças. A digitalização destes sinais foi efetuada por uma placa de aquisição de dados (DAQ-801) e após, estes dados foram convertidos em força (FX e FY) e momento (MZ) pelo programa *Dasy-Lab*[®]. Dez grupos com dez alças cada foram estudados, sendo que os grupos 01, 02 e 03 foram formados por alças duplas-chave, pré-fabricadas por diferentes empresas, construídas em liga de aço inoxidável austenítico e com secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"). O grupo 04 foi formado por alças de retração versátil, com inserção de um helicóide na alça distal, em liga de aço inoxidável austenítico e com secção transversal de 0,51 x 0,63 mm (0,020" x 0,025"). Os grupos 05-A e 06-A foram formados por dez alças em "T" cada, fornecidas por empresas distintas, pré-fabricadas em aço inoxidável austenítico e secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), ensaiadas sem pré-ativações. O grupo 07-A foi formado por dez alças em "T" cada, pré-fabricadas em liga de titânio-molibdênio (TMA) e secção transversal de 0,48 x 0,63 mm (0,019" x 0,025"), ensaiadas sem pré-ativações. Os grupos 05-B, 06-B e 07-B foram obtidos através da pré-ativação total em 40° (20° em α e 20° em β) de seus grupos correlatos em "A". Após os ensaios, foram obtidas as equações representativas do comportamento elástico em FX para os grupos 01 ao 04 e em FX, FY e MZ para os grupos 05 ao 07 (A e B). As relações entre MZ e FX foram determinadas para os grupos 05 ao 07 (A e B) em diferentes ativações. As ligas em aço inoxidável foram caracterizadas metalograficamente e todos os grupos de alças foram mensurados. As alças construídas em aço inoxidável apresentam constantes elásticas (k) para FX muito elevadas para o uso clínico, se comparadas à liga de titânio-molibdênio. A geometria das alças demonstrou ser um fator importante na determinação de suas constantes elásticas. Com a pré-ativação das alças dos grupos 05 ao 07, a relação entre MZ e FX e o descarregamento de força em FY aumentam de forma significativa, se comparados aos seus grupos correlatos sem pré-ativação, mas não altera o descarregamento de força em FX.

PALAVRAS-CHAVE

Alça ortodôntica; retração ortodôntica; fechamento de espaço dentário; alça dupla-chave; DKH; movimento dentário; aço inoxidável; titânio-molibdênio; metalografia.

ÁREAS DE CONHECIMENTO:

Código: 30304032 Descrição: Propriedades Mecânicas dos Metais e Ligas
Código: 31300006 Descrição: Engenharia Biomédica
Código: 30304032 Descrição: Ortodontia

ano

N.º:

APÊNDICE

Código de Identificação das Amostras

O primeiro dígito identifica o tipo de alça ortodôntica:

- **D** – alças duplas-chave;
- **R** – alças de retração versátil;
- **T** – alças em “T”.

O segundo dígito identifica a liga metálica da alça ortodôntica:

- **I** – liga metálica em aço inoxidável austenítico;
- **T** – liga metálica em titânio-molibdênio.

O terceiro dígito identifica o fabricante da alça ortodôntica:

- **G** – empena GAC;
- **O** – empresa Ormco;
- **A** – empresa Aditek;
- **&** – empresa G&H;
- **S** – empresa AGATHOS.

O quarto dígito identifica a secção transversal da alça ortodôntica:

- **1** – 0,4026 x 0,63 mm (0,019” x 0,025”);
- **2** – 0,51 x 0,63 mm (0,020” x 0,025”).

O quinto dígito identifica a presença ou não de pré-ativações:

- **S** – alças ortodônticas sem pré-ativações;
- **C** – alças ortodônticas com pré-ativações totais de 40° (20° no segmento α ou mesial e 20° no segmento β ou distal).

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)