

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

FÁBIO RODRIGO MANDELLO RODRIGUES

ANÁLISE NUMÉRICA TRIDIMENSIONAL E EXPERIMENTAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE ALÇAS ORTODÔNTICAS
DELTA

TESE

CURITIBA

2014

FÁBIO RODRIGO MANDELLO RODRIGUES

**ANÁLISE NUMÉRICA TRIDIMENSIONAL E EXPERIMENTAL DO
COMPORTAMENTO MECÂNICO DE ALÇAS ORTODÔNTICAS
DELTA**

Tese de doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para a obtenção do título de “Doutor em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges
Co-orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Luersen

CURITIBA

2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

R696a Rodrigues, Fábio Rodrigo Mandello
2014 Análise numérica tridimensional e experimental do
comportamento mecânico de alças ortodônticas delta / Fábio
Rodrigo Mandello Rodrigues.-- 2014.
158 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do
Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e
Informática Industrial. Área de concentração: Engenharia
biomédica, Curitiba, 2014.

Bibliografia: f. 103-109.

1. Alças ortodônticas - Propriedades mecânicas. 2.
Método dos elementos finitos. 3. Ortodontia corretiva.
4. Imagem tridimensional. 5. Análise numérica. 6.
Ortodontia. 7. Simulação (Computadores). 8. Engenharia
biomédica. 9. Engenharia elétrica - Teses. I. Borges,
Paulo César, orient. II. Luersen, Marco Antônio, coorient.
III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa
de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática
Industrial. IV. Título.

CDD 22 -- 621.3

Título da Tese Nº. 104

Análise Numérica Tridimensional e Experimental do Comportamento Mecânico de Alças Ortodônticas Delta.

por

Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges.

Coorientador: Prof. Dr. Marco Antônio Luersen.

Esta tese foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de DOUTOR EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 8h00 do dia 07 de outubro de 2014. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos doutores:

Prof. Dr. Paulo César Borges
(Presidente – UTFPR)

Prof. Dr. Edson Antônio Capello Sousa
(UNESP)

Prof. Dr. Eduardo Passos Rocha
(UNESP)

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia
(UTFPR)

Dr. Marcelo do Amaral Ferreira

Visto da Coordenação:

Prof. Emilio Carlos Gomes Wille, Dr.
(Coordenador do CPGEI)

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente aos meus pais, o senhor José Rodrigues Sobrinho e a senhora Maria Aparecida Mandello Rodrigues que desde o início foram exemplos de conduta em minha formação pessoal e profissional. À minha querida irmã Giovana P. Mandello Rodrigues dos Santos e ao seu esposo Carlos Eduardo dos Santos por sua disposição na aquisição de possíveis sistemas computacionais e apoio moral.

Um agradecimento especial ao prof. Márcio T. Nakaura por sua ajuda na elaboração e confecção de gabaritos para a realização desta pesquisa. Ao Dr. Marcelo do Amaral Ferreira pelos valiosos ensinamentos na área ortodôntica e grandes conselhos sobre leituras e procedimentos de pesquisas.

Gostaria de agradecer imensamente ao orientador prof. Dr. Paulo César Borges pela oportunidade de desenvolver este trabalho e por sua conduta séria e profissional na condução de todos os temas e atividades desenvolvidas.

Ao co-orientador prof. Dr. Marco Antônio Luersen por sua grande contribuição e ensinamentos na área de elementos finitos bem como na condução e realização de todas as etapas deste trabalho.

Por fim, a todos aqueles que diretamente ou indiretamente contribuíram de alguma forma para a conclusão desta pesquisa.

RESUMO

RODRIGUES, Fábio Rodrigo Mandello. Análise numérica tridimensional e experimental do comportamento mecânico de alças ortodônticas delta. 158f. Tese - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2014.

O presente trabalho analisou numericamente e experimentalmente as características mecânicas de alças ortodônticas com geometria delta, com e sem helicóide superior. Estudos dessa natureza sobre alças delta sem o helicóide superior ainda não se encontram na literatura. O material utilizado na confecção das alças foi uma liga formada por titânio-molibdênio, comum em aplicações ortodônticas. As simulações numéricas foram realizadas através do método dos elementos finitos (MEF) utilizando elementos tridimensionais e análise para grandes deslocamentos, diferentemente das análises encontradas até o momento para este tipo de alça que são exclusivamente bidimensionais. As alças foram simuladas de acordo com uma situação real de uso clínico, com ativação horizontal (direção x). Nas análises experimentais, onde foram obtidas as forças e momentos reativos, utilizou-se uma plataforma com extensômetros montados em ponte completa de *Wheatstone*, os quais fornecem valores de tensões elétricas de saída correspondentes à deformação aplicada na alça (corpo de prova). Para a leitura das variações de tensões elétricas foi utilizado um sistema de aquisição de dados da National Instruments, o qual, através do programa *Labview*, fornece valores de tensões elétricas que são convertidos em forças e momentos calibrando-se a plataforma. Cada valor de força e momento reativo foi tabulado desde a ativação nula até seu valor máximo de ativação, isto é, um pouco antes de atingir o escoamento do material da alça. Além de forças e momentos reativos, foram determinadas as relações momento força (M/F). Tais relações, segundo a literatura, definem o tipo de movimentação dentária em um caso clínico. Os resultados obtidos mostraram que as forças reativas no eixo x nas alças sem helicóide são maiores que nas alças com helicóide. Já as forças reativas de intrusão/extrusão dentária atuantes no eixo y apresentaram valores similares para os dois tipos de alças, sendo muito pequenas e por isso desconsideradas nesta pesquisa devido à sua pouca influência nos resultados. Obteve-se uma curva da variação de tensões ao longo das alças em função da ativação, e observou-se que alças sem helicóide apresentam tensões mais altas em um mesmo valor de ativação e consequentemente maior tendência a plastificação. A relação M/F predominante neste trabalho foi a relação M_z/F_x a qual estabelece a maioria dos tipos de movimentos dentários encontrados na literatura e a única para o tipo delta até então. Os tipos de movimentos dentários originados com o uso das alças delta com e sem helicóide, de acordo com a relação M_z/F_x , no plano xy são de rotação de raiz, rotação de coroa e de translação. Partindo-se dos valores de M_y/F_x infere-se que não há movimentação dentária para este tipo de alça. Outro fator não explorado na literatura e presente nesta pesquisa é a variação angular entre as extremidades e seu impacto nos resultados finais de forças, momentos e relação M/F .

Palavras-chave: Engenharia biomédica. Alças ortodônticas delta. Método dos elementos finitos. Relação momento-força. Análise tridimensional. Ortodontia.

ABSTRACT

RODRIGUES, Fábio Rodrigo Mandello. Experimental and three-dimensional numerical analysis of the mechanical behavior of delta orthodontic springs. 158f. Thesis - Graduate Program in Electrical Engineering and Industrial Computing, Federal Technological University of Paraná, Curitiba, 2014.

This study analyzed numerically and experimentally the mechanical characteristics of orthodontic springs with delta geometry with and without an upper loop. To our knowledge this kind of study of delta springs without an upper loop has not yet been described in the literature. The material used to make the springs was a titanium-molybdenum alloy commonly used in orthodontic applications. Numerical simulations were performed with finite element modeling (FEM) using three-dimensional elements and large-displacement analysis, unlike the analyses found in the literature to date for this type of spring, which are exclusively two-dimensional. The springs were simulated to reflect a real clinical situation with horizontal activation (in the x direction). In the experimental analysis to determine the reactive forces and moments, a platform with strain gauges mounted on a full Wheatstone bridge whose output voltages corresponded to the strain applied to the spring (the test specimen) was used. The voltage variations were read with the aid of a National Instruments data acquisition system, which, when used with the LabVIEW program, provides voltage values which are converted into forces and moments to calibrate the platform. Each value of force and reactive moment was recorded in a table, from zero activation to the maximum value, i.e., just before the yield strength of the material was reached. In addition to the reactive forces and moments, the moment-to-force ratios (M:F) were measured. According to the literature, these ratios define the type of tooth movement in a clinical case. The results show that the reactive forces along the x-axis in the springs without a loop were greater than in the springs with a loop. In contrast, the reactive intrusive/extrusive forces in the y-axis, which were very small and could be neglected in this study because they had little influence on the results, were similar for both types of spring. A curve showing the change in stress along the spring as a function of activation was plotted. This showed that springs without a loop had higher stresses for a given activation value and therefore a greater tendency to deform plastically. The predominant M:F ratio in this study was the M_z/F_x ratio, which is the moment-to-force ratio that produces most types of tooth movements described in the literature and is to date the only moment-to-force ratio described in the literature for the delta spring. The tooth movements in the xy-plane as a result of the M_z/F_x moment-to-force ratio produced by delta springs with and without a loop are root rotation, crown rotation and translation. Based on the values of M_y/F_x observed, it can be inferred that this type of spring does not produce any tooth movement in the xz-plane. Another factor that is not explored in the literature but that was considered here is the variation in the angle between the extremities of the spring and its impact on the final forces, moments and M:F ratio.

Keywords: Biomedical engineering. Delta orthodontic springs. Finite element method. Moment-to-force ratio. Three-dimensional analysis. Orthodontics.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - ALÇA TIPO T COM DIFERENTES ÂNGULOS. (A) FORMATO CURVO, (B) FORMATO EM EXTREMIDADES RETAS	16
FIGURA 2 - EXEMPLO DE FORÇA E MOMENTO REATIVO ATUANDO EM BRÁQUETE	17
FIGURA 3 - ATIVAÇÃO DE ALÇA ORTODÔNTICA NA DIREÇÃO X	18
FIGURA 4 - FORÇAS E MOMENTOS REATIVOS EM ALÇA ORTODÔNTICA (PLANO XY).....	18
FIGURA 5 - MOVIMENTO DENTÁRIO DEVIDO AO USO DE ALÇA ORTODÔNTICA ($M/F = M_z/F_x$).....	19
FIGURA 6 - MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA NO PLANO XZ INFLUENCIADA PELA RELAÇÃO M_y/F_x	20
FIGURA 7 - FORÇAS E MOMENTOS REATIVOS EM ALÇA ORTODÔNTICA (PLANO XZ) DEVIDO À UMA ATIVAÇÃO NA DIREÇÃO X	20
FIGURA 8 - GEOMETRIA DE ALÇA DELTA COM HELICÓIDE SUPERIOR	21
FIGURA 9 - MODELAGEM DE ALÇA T PARA ANÁLISE DE MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA	26
FIGURA 10 - CLASSIFICAÇÃO DOS MÉTODOS DE ANÁLISE	30
FIGURA 11 - EXEMPLO DE SUBDIVISÃO DE UMA PLACA COM FURO CENTRAL PARA ANÁLISE PELO MEF.....	30
FIGURA 12 - ELEMENTO TETRAÉDRICO DE 10 NÓS	31
FIGURA 13 - ELEMENTO HEXAÉDRICO DE 20 NÓS	31
FIGURA 14 - MODELAGEM DE DENTES EM MAXILA COM AÇÃO DE FORÇA EM BRÁQUETES	32
FIGURA 15 - MODELAGEM DO CANINO E OSSO ALVEOLAR PELO MEF	32
FIGURA 16 - ALÇA T SEGMENTADA MODELADA POR MEF	32
FIGURA 17 - MODELO TRIDIMENSIONAL ELABORADO POR MEF (OSSO ALVEOLAR, MEMBRANA PERIODONTAL, BRÁQUETES E DENTES).....	33
FIGURA 18 - ALÇAS L (ESQUERDA) E T COM FORÇAS E MOMENTOS REATIVOS (DIREITA).....	34

FIGURA 19 - FORÇAS REATIVAS EM BRÁQUETE PLANO OCLUSAL (ESQUERDA) E SAGITAL (DIREITA).....	35
FIGURA 20 - MOMENTOS REATIVOS EM BRÁQUETE PLANO OCLUSAL (ESQUERDA) E SAGITAL (DIREITA)	35
FIGURA 21 - REPRESENTAÇÃO DE ANÁLISE DE FORÇAS E MOMENTOS NO FIO DE UMA ALÇA ORTODÔNTICA.	36
FIGURA 22 - SISTEMA DE FORÇAS E MOMENTOS ATUANTES EM UMA ALÇA ORTODÔNTICA.....	37
FIGURA 23 - MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA (À ESQUERDA) E APLICAÇÃO DE FORÇA NO BRÁQUETE (À DIREITA)	39
FIGURA 24 - ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE SUPERIOR.....	40
FIGURA 25 - MODELAMENTO SÓLIDO DE ALÇA ORTODÔNTICA TIPO DUPLO DELTA, VISTA ISOMÉTRICA (A), VISTA LATERAL (B).....	44
FIGURA 26 - MALHA ESTRUTURAL DA ALÇA ORTODÔNTICA DELTA COM HELICÓIDE SUPERIOR	45
FIGURA 27 - APLICAÇÃO DE DESLOCAMENTO NA ABA BETA DA ALÇA QUE ESTÁ ENGASTADA EM ALFA, SIMULANDO A PRÉ-DEFORMAÇÃO E ENCAIXE NO BRÁQUETE PARA ATIVAÇÃO NO EIXO X.	45
FIGURA 28 - DISTÂNCIA INTERBRÁQUETES PARA ALOCAÇÃO DE ALÇA ORTODÔNTICA.....	46
FIGURA 29 - DISTÂNCIA INTERBRÁQUETE DE ALÇA DELTA PRÉ-ATIVADA	47
FIGURA 30 - ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE.....	47
FIGURA 31 – POSIÇÃO DE PRÉ-ATIVAÇÃO PARA ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE	48
FIGURA 32 - MALHA ESTRUTURAL DA ALÇA ORTODÔNTICA DELTA SEM HELICÓIDE	48
FIGURA 33 - GABARITO PARA FABRICAÇÃO DE ALÇA DELTA.....	50
FIGURA 34 - DETALHE DO GABARITO.....	50
FIGURA 35 - PROJETO DE PERFIS.....	51
FIGURA 36 - PROJETO DE PERFIS (MESA DE ANÁLISE).....	52
FIGURA 37 - ALÇA DELTA PROJETADA PARA ANÁLISE DIMENSIONAL.....	52
FIGURA 38 - PLATAFORMA PARA MEDIR FORÇAS E MOMENTO EM ALÇA ORTODÔNTICA.....	53
FIGURA 39 - CÉLULA DE CARGA INTERNA EM VIGA "CRUZ" (MONTAGEM).....	53

FIGURA 40 - DEFORMAÇÃO LINEAR HORIZONTAL (À ESQUERDA). DEFORMAÇÃO LINEAR VERTICAL (À DIREITA).....	54
FIGURA 41 - ALÇA DELTA PRÉ-ATIVADA EM PLATAFORMA	55
FIGURA 42 – CONJUNTO PARA ANÁLISE EXPERIMENTAL DE FORÇAS E MOMENTO EM ALÇA ORTODÔNTICA	56
FIGURA 43 - SELEÇÃO DE SINAL EM PROGRAMA <i>LABVIEW</i> PARA AQUISIÇÃO DE DADOS	57
FIGURA 44 - SELEÇÃO DE CANAIS PARA AQUISIÇÃO DE DADOS.....	58
FIGURA 45 - TENSÕES NOS EXTENSÔMETROS (REPRESENTAÇÃO GRÁFICA – <i>LABVIEW</i>)	59
FIGURA 46 - TENSÕES NOS EXTENSÔMETROS (VALORES NUMÉRICOS – <i>LABVIEW</i>)	59
FIGURA 47 - CALIBRAÇÃO PARA F_x	61
FIGURA 48 - CALIBRAÇÃO PARA F_y	61
FIGURA 49 - CALIBRAÇÃO PARA M_z	62
FIGURA 50 - NÍVEL DE SIGNIFICÂNCIA	65
FIGURA 51 - REGIÕES DE REJEIÇÃO E ACEITAÇÃO EM TESTE DE HIPÓTESE	66
FIGURA 52 – TESTE T DE <i>STUDENT</i> PARA AMOSTRA ÚNICA EM MICROSOFT EXCEL.....	67
FIGURA 53 - TELA PARA PREENCHTO DE DADOS PARA ANÁLISE T DE <i>STUDENT</i> PARA AMOSTRA ÚNICA	67
FIGURA 54 - (A) DADOS COMPLETOS. (B) REGIÃO DE ACEITAÇÃO DE H_0	68
FIGURA 55 - TENSÕES DE VON MISES EM ALÇA DELTA COM HELICÓIDE E ATIVAÇÃO NULA	70
FIGURA 56 - TENSÕES DE VON MISES EM ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ATIVAÇÃO DE 12,0 MM.....	71
FIGURA 57 - TENSÕES DE VON MISES SEM HELICÓIDE COM ATIVAÇÃO NULA.	71
FIGURA 58 - TENSÕES DE VON MISES EM ALÇA SEM HELICÓIDE COM ATIVAÇÃO DE 8,0 MM.....	72
FIGURA 59 - FORÇA REATIVA F_x (ALÇAS COM E SEM HELICÓIDE)	73
FIGURA 60 – MOMENTOS REATIVOS ALÇA DELTA COM E SEM HELICÓIDE	75
FIGURA 61 - RELAÇÃO M_z/F_x (COMPARAÇÃO ENTRE ALÇA DELTA COM E SEM HELICÓIDE).	76
FIGURA 62 - RELAÇÃO M_y/F_x (ALÇA DELTA COM E SEM HELICÓIDE).	77

FIGURA 63 – INCLINAÇÃO NÃO CONTROLADA DE RAIZ ($M/F \rightarrow \infty$)	78
FIGURA 64 - INCLINAÇÃO CONTROLADA DE COROA ($M/F > 8,5$ MM).....	79
FIGURA 65 – TRANSLAÇÃO ($M/F = 8,5$ MM).....	79
FIGURA 66 – INCLINAÇÃO CONTROLADA DE RAIZ COM $M_Z/F_X < 8,5$ MM.....	80
FIGURA 67 - ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULOS ENTRE EXTREMIDADES DE 115° (ESQUERDA) E 125° (DIREITA).....	81
FIGURA 68 - ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULOS DE 25° (ESQUERDA) E 30° (DIREITA).....	82
FIGURA 69 - ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULOS DE 40° (ESQUERDA) E 45° (DIREITA).....	82
FIGURA 70 - TENSÃO X VARIAÇÃO ANGULAR (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE)	83
FIGURA 71 - TENSÃO X VARIAÇÃO ANGULAR (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE)	83
FIGURA 72 – VARIAÇÃO DE FORÇAS (F_X) EM FUNÇÃO DO ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES PARA ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE	84
FIGURA 73 - VARIAÇÃO DE FORÇAS (F_X) EM FUNÇÃO DO ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES PARA ALÇA DELTA COM HELICÓIDE	85
FIGURA 74 - ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES X RELAÇÃO M_Z/F_X (ALÇA SEM HELICÓIDE)	86
FIGURA 75 - ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES X RELAÇÃO M_Z/F_X (ALÇA COM HELICÓIDE)	86
FIGURA 76 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_X (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°).....	88
FIGURA 77 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_Z (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE PADRÃO COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°)	89
FIGURA 78 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_Z/F_X (ALÇA DELTA COM <i>HELICÓIDE</i> COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°)	89
FIGURA 79 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_X (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°).....	90
FIGURA 80 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_Z (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°).....	90
FIGURA 81 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA DE M_Z/F_X (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°).....	91

FIGURA 82 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_x (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°).....	91
FIGURA 83 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°).....	92
FIGURA 84 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA M_z/F_x (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°).....	92
FIGURA 85 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°).....	93
FIGURA 86 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°).....	94
FIGURA 87 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA DE M_z/F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 135°).....	94
FIGURA 88 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°).....	95
FIGURA 89 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°).....	95
FIGURA 90 – VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z/F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 115°)	96
FIGURA 91 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°).....	96
FIGURA 92 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°).....	97
FIGURA 93 - VARIAÇÃO EXPERIMENTAL E NUMÉRICA PARA M_z/F_x (ALÇA DELTA SEM HELICÓIDE COM ÂNGULO ENTRE EXTREMIDADES DE 155°)	97

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - PROPRIEDADES DE LIGAS USADAS EM ORTODONTIA	24
TABELA 2: CONVERGÊNCIA DE RESULTADOS DE ANÁLISE POR MEF	49
TABELA 3: TIPOS E NÚMERO DE AMOSTRAS (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE) ..	63
TABELA 4: TIPOS E NÚMERO DE AMOSTRAS (ALÇA DELTA COM HELICÓIDE) ..	64

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

MEF	Método dos elementos finitos
M_z/F_x	Relação momento/força plano xy
M_y/F_x	Relação momento/força plano yz
M/F	Relação momento/força
mV	Unidade de tensão elétrica <i>milivolts</i>
ΔV	Variação de tensão elétrica
M_z	Momento em torno do eixo z
M_y	Momento em torno do eixo y
F_x	Força reativa atuante no eixo x
F_y	Força reativa atuante no eixo y
DAMEC	Departamento Acadêmico de Mecânica
δ	Ângulo entre extremidades de alça delta
Alpha	Extremidade de alça delta
Beta	Extremidade de alça delta
M/F	Relação momento/força genérica
3D	Sistema de eixos tridimensional x, y e z
Crot	Centro de rotação em torno do qual o dente gira
Cres	Centro de resistência, equivalente ao centro de massa em corpos rígidos
M^*/F	Relação momento/força para o plano xz
H_0	Hipótese nula para distribuição t de <i>Student</i>
H_1	Hipótese alternativa para distribuição t de <i>Student</i>
α	Nível de significância para distribuição t de <i>Student</i>
μ	Média populacional
$\bar{x}$	Média amostral
MEF 3D	Método dos elementos finitos tridimensionais

LISTA DE EQUAÇÕES

EQUAÇÃO (1)	62
EQUAÇÃO (2)	62
EQUAÇÃO (3)	65
EQUAÇÃO (4)	73
EQUAÇÃO (5)	74
EQUAÇÃO (6)	77
EQUAÇÃO (7)	78

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	3
RESUMO.....	6
ABSTRACT.....	7
LISTA DE FIGURAS.....	8
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS	14
LISTA DE EQUAÇÕES.....	15
1 INTRODUÇÃO.....	16
1.1 ALÇA ORTODÔNTICA	16
1.2 OBJETIVO GERAL	21
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	21
1.4 DELINEAMENTO DO TEXTO	22
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	23
2.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MATERIAIS PARA USO BIOMÉDICO.....	23
2.3 O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA	28
3 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA	37
3.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA	37
3.2 RELEVÂNCIA E JUSTIFICATIVA	41
3.5 LIMITAÇÕES DAS ANÁLISES E DOS RESULTADOS.....	42
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	43
4.2 DETALHAMENTO DO MÉTODO.....	43
4.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MÉTODOS EMPREGADOS NA PESQUISA	43
4.2.1 – Modelamento e Simulação Numérica Tridimensional de Alça Ortodôntica Tipo Delta	44
4.2.3 Modelagem da Alça Ortodôntica Delta sem helicóide.....	47
4.3 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS PARA ANÁLISE EXPERIMENTAL.....	49
4.3.1 Análise Geométrica e Fabricação de Alça Ortodôntica Delta	49
4.3.2 Sistema de Medição e Aquisição de Dados	53
4.4 – Coleta de dados experimentais	60
4.4.1 Calibração da Plataforma.....	60
4.4.2 Análise dos Dados	63
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES	69
5.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS TRIDIMENSIONAIS	69
5.1.1 Tensões	69
5.1.2 Forças Reativas	72
5.1.3 Momentos Reativos	74
5.1.4 Relação Momento Força (M/F)	76
5.1.5 – Previsão de Movimentação Dentária Através de Forças e Momentos obtidos pelo MEF	78
5.2 INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO ANGULAR ENTRE EXTREMIDADES	81
5.2.1 Análise de Tensões com Variação Angular entre Extremidades	82
5.2.2 Análise de Forças com Variação Angular entre Extremidades.....	84
5.2.3 Influência do Ângulo entre Extremidades na Relação M/F	86

5.3 Resultados Experimentais e Validação do Método Numérico	87
5.3.3 - Alça Delta padrão com Helicóide (Ângulo de 135° entre extremidades)	88
5.3.4 - Alça Delta com Helicóide (Ângulo de 115° entre extremidades)	89
5.3.5 - Alça Delta com Helicóide (ângulo de 155° entre extremidades)	91
5.3.6 - Alça Delta Padrão sem Helicóide (Ângulo de 135° entre extremidades)	92
5.3.7 - Alça Delta sem Helicóide (ângulo de 115° entre extremidades)	95
5.3.8 - Alça Delta sem Helicóide (ângulo de 155° entre extremidades)	96
5.4 Discussões	98
6 CONCLUSÕES E ESTUDOS FUTUROS	100
REFERÊNCIAS	103
ANEXO A	111
TABELAS DE FORÇAS, MOMENTOS E RELAÇÃO MOMENTO/FORÇA DETERMINADAS PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS	111
ANEXO B	113
GRÁFICOS E TABELAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA <i>T de Student</i> PARA ALÇA DELTA	113

1 INTRODUÇÃO

1.1 ALÇA ORTODÔNTICA

Um dos principais fatores para o sucesso de um tratamento clínico odontológico na área de ortodontia é a correta movimentação dos dentes, seja de translação, de inclinação controlada ou não controlada de raiz ou de coroa, conforme a necessidade do paciente. Para realizar a movimentação dentária, uma opção que os ortodontistas utilizam são os dispositivos conhecidos por alças ortodônticas (também chamadas de alças de retração ortodôntica), cujas geometrias têm uma grande variedade e aplicações. Tais dispositivos produzem forças e momentos reativos nos dentes através do deslocamento na alça obtido pela manipulação do ortodontista. Este deslocamento é conhecido por ativação. Um exemplo de alça ortodôntica é apresentado na Figura 1.

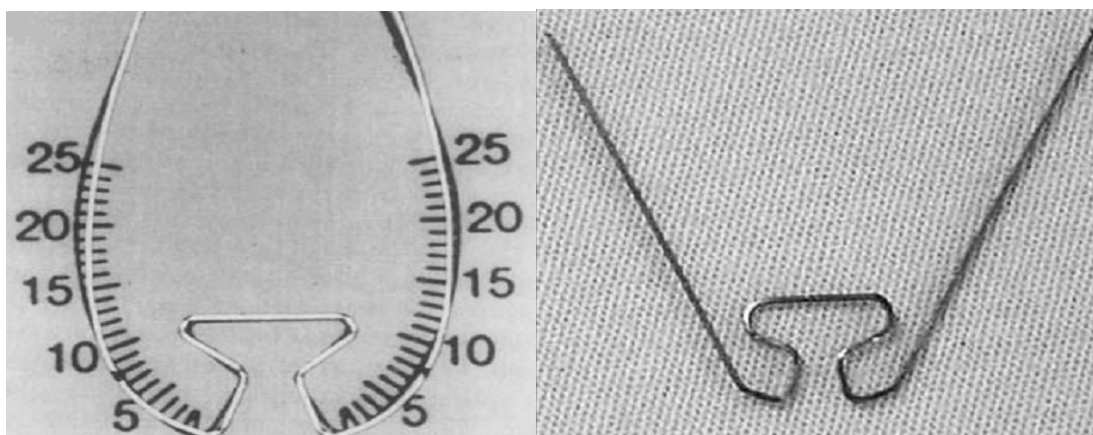


Figura 1 - Alça tipo T com diferentes ângulos. (A) Formato curvo, (B) Formato em extremidades retas
Fonte: Martins et al., (2008).

As características da alça de retração tem um papel fundamental para a correta recuperação e correção de deformidades dentárias. Um controle efetivo sobre as forças e pontos de aplicação em um dispositivo ortodôntico bem como a eliminação de movimentos indesejáveis são parâmetros que dependem de uma análise criteriosa de tal dispositivo (alça).

A base para a movimentação dentária é o conhecimento da relação entre as forças e momentos reativos, esta relação é conhecida por “relação momento-força” ou relação M/F , que representa a razão entre os valores de momentos reativos de interesse pelas forças originadas devido a uma determinada ativação.

Estudos mostrando a relação entre parâmetros geométricos da alça duplo delta e suas ativações com as força e momentos são facilmente encontrados na literatura, como por exemplo em Fraunhofer, Bonds e Johnson (1993), Rinaldi e Johnson (1995), Ferreira (1999), Mazza e Mazza (2000), Kuhlberg e Priebe (2003), Ferreira et al., (2005), Pulter (2005), Ferreira, Borges e Luersen (2008), Ferreira (2010), Ferreira et al., (2013), entre outros. Contudo, estes trabalhos apresentam apenas análise bidimensional.

Para uma análise satisfatória da aplicação de alças ortodônticas é necessário que sejam observados alguns parâmetros, tais como: o centro de resistência (C_{res}) e o centro de rotação (C_{rot}). O estudo desses conceitos é fundamental, uma vez que fornece dados para prever o tipo de movimento que o dente terá a partir de um sistema de forças. Uma única força aplicada no C_{res} gera uma translação pura na direção e sentido deste vetor força (RABOUD et al., 1997). O C_{rot} é definido como sendo o ponto em torno do qual há uma rotação do dente e sua posição varia de acordo com o sistema de forças empregado e a razão momento/força (M/F) (FERREIRA; BORGES; LUERSEN, 2008). A Figura 2 apresenta um exemplo ilustrativo da ação de força e momento reativos em um bráquete em um tratamento ortodôntico. Nesta ilustração, F significa a força reativa em um dente e M o seu momento reativo ambos originados pela ação de uma alça ortodôntica.

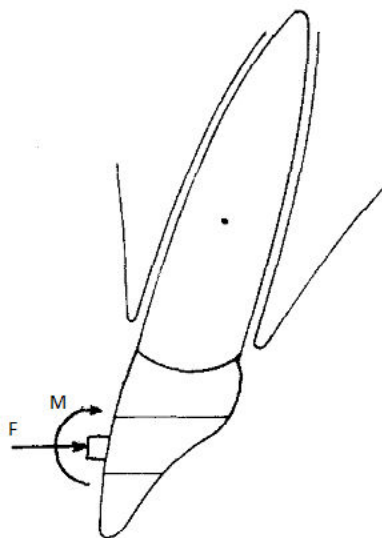


Figura 2 - Exemplo de força e momento reativo atuando em bráquete
Fonte: Haack (1963).

De acordo com as pesquisas de Raboud et al., (1997) ao se aplicar uma ativação na direção x , conforme sistema de eixos representado na Figura 3, surgem forças e momentos reativos (Figura 4) cuja razão momento/força é responsável pela movimentação dentária. Os movimentos podem ser classificados em: translação, inclinação controlada ou não controlada de coroa e inclinação controlada ou não controlada de raiz (Figura 5).

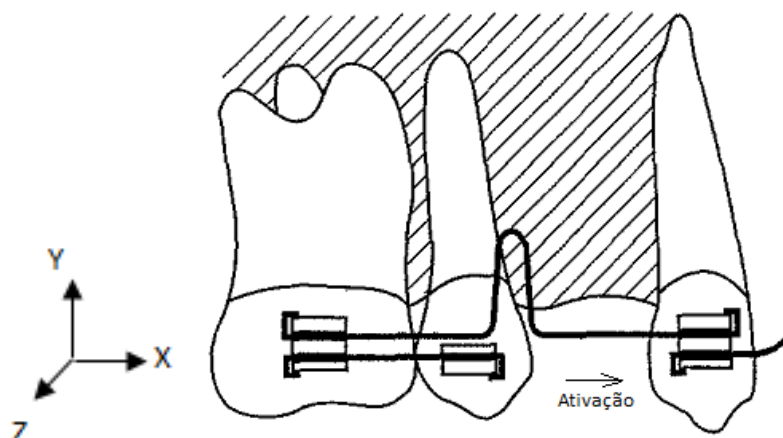


Figura 3 - Ativação de alça ortodôntica na direção x
Fonte: Adaptado de Raboud et al., (1997).

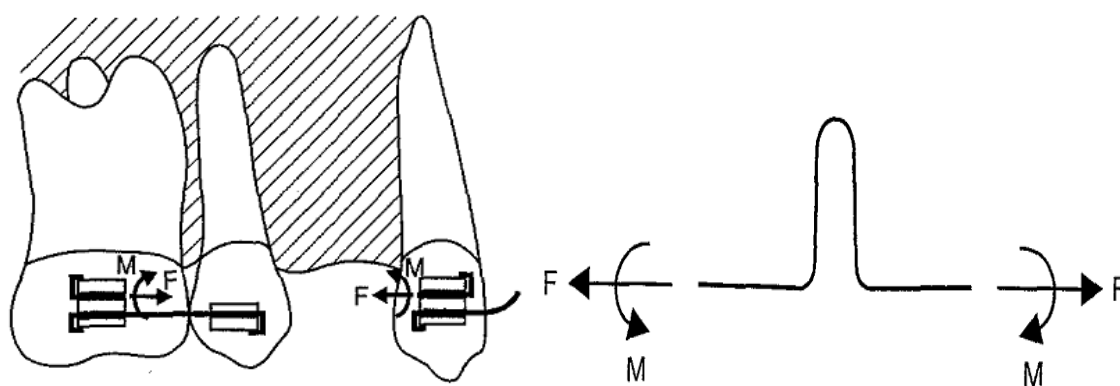


Figura 4 - Forças e momentos reativos em alça ortodôntica (plano xy)
Fonte: Raboud et al., (1997).

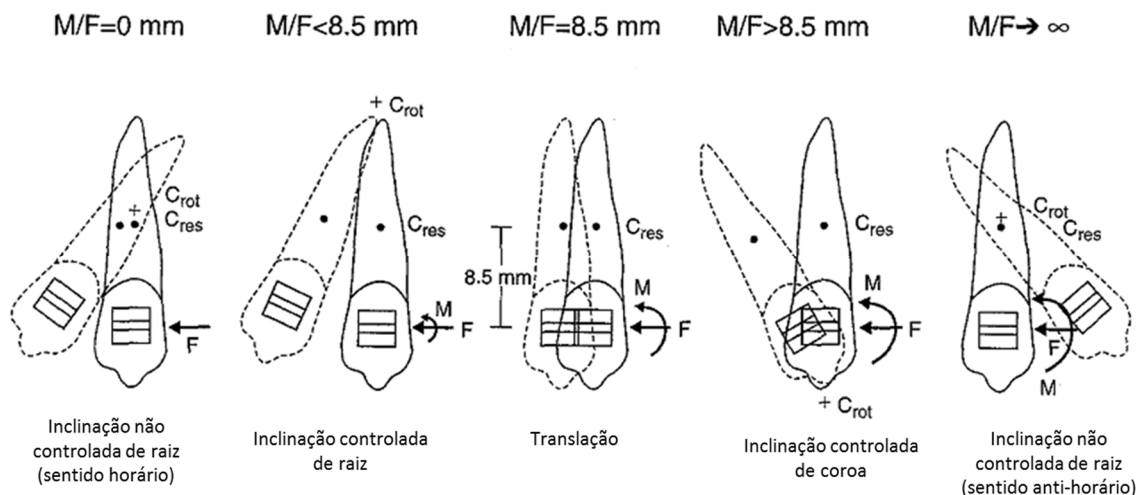


Figura 5 - Movimento dentário devido ao uso de alça ortodôntica ($M/F = M_z/F_x$)

Fonte: Adaptado de Raboud et al., (1997).

As relações M_z/F_x possíveis com o uso de uma alça ortodôntica tipo T e seus respectivos efeitos são descritas como (RABOUD et al., 1997):

$M_z/F_x = 8,5 \text{ mm}$ (movimento dentário de translação);

$M_z/F_x = 0,0 \text{ mm}$ (movimento de inclinação não controlada de raiz, sentido horário);

$0 < M_z/F_x < 8,5 \text{ mm}$ (movimento de inclinação controlada de raiz, sentido horário);

$M_z/F_x > 8,5 \text{ mm}$ (movimento dentário de inclinação controlada de coroa, sentido anti-horário);

$M_z/F_x \rightarrow \infty \text{ mm}$ (movimento dentário de inclinação não controlada de raiz, sentido anti-horário).

Onde,

M_z = Momento resultante em torno do eixo z (N.mm);

F_x = Força resultante atuante na direção x (N);

Além das relações M_z/F_x (plano xy) há ainda a relação M/F no plano oclusal (plano xz) correspondente a M_y/F_x (ou M^*/F em Raboud et al., 1997) que podem ser analisadas nesta pesquisa graças ao estudo tridimensional. De acordo com Raboud et al., (1997) estas relações influenciam a movimentação dentária da seguinte forma:

$M_y/F_x = 0$ (rotação em torno do eixo y , sentido horário);

$M_y/F_x = 3,5 \text{ mm}$ (translação);

$M_y/F_x > 3,5 \text{ mm}$ (rotação em torno do eixo y , sentido anti-horário)

A Figura 6 ilustra os tipos de movimentação dentária em torno do eixo y .

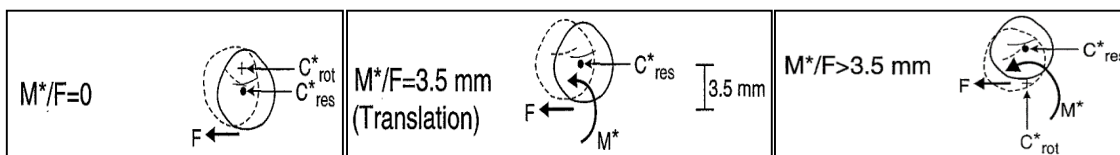


Figura 6 - Movimentação dentária no plano xz influenciada pela relação M_y/F_x

Fonte: Raboud et al., (1997).

A Figura 7 mostra as forças e momentos atuantes em uma alça ortodôntica no plano xz .

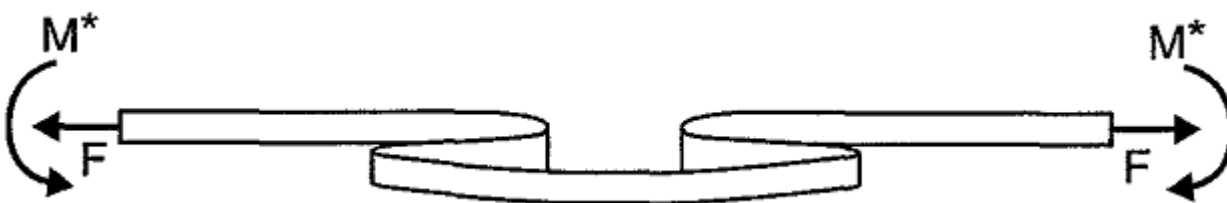


Figura 7 - Forças e momentos reativos em alça ortodôntica (plano xz) devido à uma ativação na direção x

Fonte: Raboud et al., (1997).

De acordo com os trabalhos expostos, observa-se que com uma ativação (deslocamento) na extremidade de uma alça ortodôntica, geram-se momentos e forças reativas cuja relação momento/força (M/F) é responsável pela movimentação dentária e influenciam diretamente em um tratamento clínico ortodôntico. Por consequência, conhecer a relação M/F é essencial para o sucesso de um tratamento.

Neste contexto, o presente trabalho busca, através de modelagem numérica tridimensional por elementos finitos e ensaios experimentais, determinar a relação entre parâmetros geométricos da alça ortodônticas tipo delta com helicóide (Figura 8) e de uma nova alça ortodôntica delta sem helicóide superior até então não presente na literatura, relacionando o valor de suas ativações com as forças e momentos resultantes nos três eixos.

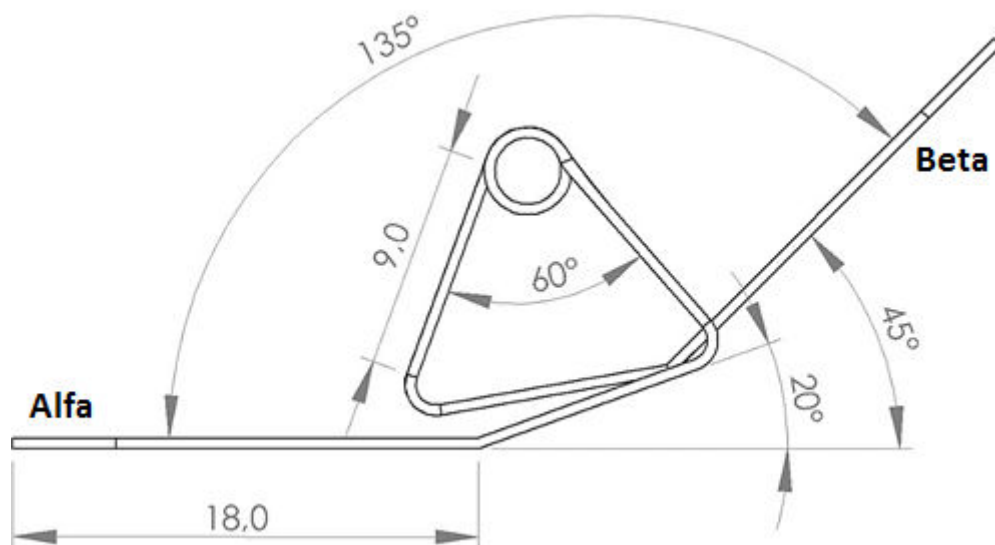


Figura 8 - Geometria de alça delta com helicóide superior

Propõe-se determinar a relação entre o ângulo formado entre as extremidades de ambas as alças com as relações M_z/F_x e M_y/F_x . Para que este objetivo seja alcançado, há uma união entre conhecimentos de engenharia como materiais, ligas-metálicas, mecânica dos sólidos, modelagem computacional e método dos elementos finitos (MEF) com conhecimentos odontológicos, caracterizando campos de conhecimentos da Engenharia Biomédica.

1.2 OBJETIVO GERAL

Através de análises experimentais e de simulações com o método dos elementos finitos em modelagens tridimensionais, este trabalho tem como objetivo geral definir equações matemáticas, gráficos e informações que permitam prever a resposta de forças e momentos de uma alça ortodôntica tipo delta em função de seus parâmetros geométricos, material utilizado e deslocamentos de ativação. Com isso pode-se auxiliar em tratamentos ortodônticos e fornecer informações metodológicas para novas análises e projetos de alças.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Como objetivos específicos deste trabalho têm-se:

1. Caracterizar a alça ortodôntica tipo delta quanto às suas especificações técnicas (material, propriedades mecânicas, ângulos e sistema de forças);

2. Analisar por meio de cálculos via MEF tridimensional a influência da ativação nas forças de reação para os três eixos (x , y e z) bem como momentos reativos, simulando sua ação no uso ortodôntico;
3. Simular com programa baseado no MEF as distorções geométricas decorrentes da aplicação de deslocamentos de ativação;
4. Determinar relações matemáticas entre a variação angular presente entre as extremidades da alça e a relação momento/força, forças de reação e momentos reativos durante sua ativação;
5. Realizar ensaios experimentais em plataforma de forças e comparar os resultados com aqueles obtidos via MEF e publicados na literatura.

1.4 DELINEAMENTO DO TEXTO

No Capítulo 2 é apresentada uma revisão da literatura abordando tópicos como alças ortodônticas, movimentação dentária e método dos elementos finitos aplicados em biomecânica de alças ortodônticas. No Capítulo 3 são discutidos o problema, sua relevância e principais justificativas para a realização desta pesquisa. O Capítulo 4 apresenta os principais métodos e metodologia para o modelamento e simulação do comportamento mecânico de sólidos aplicados às alças ortodônticas, bem como os métodos e equipamentos experimentais utilizados nesta pesquisa. No Capítulo 5 encontram-se os resultados, tanto numéricos como experimentais, e discussões. Finalmente, o Capítulo 6 apresenta conclusões sobre alças tipo delta com e sem helicóide com características específicas relacionando ativação das alças, tensões, forças reativas, relação M/F com movimentação dentária entre as alças. Além disso, apresenta algumas sugestões de trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE MATERIAIS PARA USO BIOMÉDICO

De acordo com Ingram, Gipe e Smith (1986), na década de 1980 houve um aumento considerável de materiais com diferentes propriedades físicas disponíveis para uso ortodôntico. Dentre eles o desenvolvimento e aperfeiçoamento de ligas cromo-cobalto, níquel-titânio, ligas de titânio e molibdênio, aço inoxidável entre outras.

A fim de se caracterizar materiais para fins ortodônticos, Drake et al., (1982) analisaram ligas de aço inoxidável, níquel-titânio e titânio-molibdênio quanto ao seu comportamento mecânico através de testes de tração e ensaios de rigidez juntamente com análises de torção. Asgharnia e Brantley (1986), através de ensaios de tração, determinaram o módulo de elasticidade e tensão de ruptura de fios fabricados em aço inoxidável, cobalto-cromo-níquel, nitinol e beta titânio, comparando os resultados entre as diferentes ligas.

Kapila e Sachdeva (1989) definem as seguintes propriedades de fios metálicos no uso biomédico para fins ortodônticos:

- Limite de elasticidade: Definida como a máxima deformação elástica (onde ocorre a tensão limite de elasticidade) O limite de elasticidade define também parâmetros de trabalho da alça ortodôntica, bem como seu tempo de uso clínico sem que sejam necessárias intervenções ou substituições de dispositivos, pois não deseja-se que ela sofra deformações plásticas;
- Rigidez: Módulo da força emitida por um aparelho ortodôntico e é proporcional ao módulo de elasticidade. Uma alça com menor rigidez permite a aplicação de forças menores, forças mais constantes ao longo do tempo para desativações e maior facilidade e precisão na aplicação de forças;
- Maleabilidade: um material com alta maleabilidade admite grande deformação, ou seja, tem a capacidade para curvar o fio em configurações desejadas como *helicóides*, espirais ocorrer ruptura do material;
- Módulo de resiliência ou energia armazenada: Esta propriedade representa o trabalho disponível para mover dentes.
- Biocompatibilidade e estabilidade: Biocompatibilidade está associada à resistência à corrosão e tolerância do tecido aos elementos químicos que compõe o fio. Estabilidade

garante a manutenção das propriedades desejáveis do fio, por períodos de tempo prolongados após a fabricação do dispositivo, assegurando um comportamento previsível do fio, quando em uso clínico;

- **Soldabilidade:** Capacidade de anexar aos dispositivos peças auxiliares por solda, fornecendo uma vantagem adicional ao incorporar modificações ao aparelho;
- **Atrito:** Em técnicas de arcos contínuos, o fechamento de espaços e retração de caninos utilizando técnicas de alças envolve o movimento relativo entre fio e suportes (bráquetes). Grande quantidade de atrito entre fio e suportes (que aumenta proporcionalmente com o número de suportes) podem resultar em perda da ancoragem com o dispositivo acompanhada de pouca ou nenhuma movimentação dentária. O dispositivo formado por fio ortodôntico portanto deve possuir a menor quantidade possível de atrito em contato com os bráquetes.

A Tabela 1 apresenta uma comparação das propriedades das principais ligas metálicas utilizadas em ortodontia.

Tabela 1 - Propriedades de ligas usadas em ortodontia

	Aço inoxidável	Cr-Co	Ni-Ti	Beta Titânio	Aço inoxidável c/ outros elementos de liga
Elasticidade	Baixa	Baixa	Alta	Média	Alta
Rigidez	Alta	Alta	Baixa	Média	Baixa
Energia Armazenada	Baixa	Baixa	Alta	Média	Alta
Biocompatibilidade e estabilidade	Boa	Boa	Observada alguma corrosão e fraturas	Boa	Boa
Soldabilidade	Soldável	Soldável porém com maior dificuldade	Não soldável	Soldável	Soldável
Maleabilidade	Alta	Alta	Baixa	Alta	Baixa
Atrito	Baixo	Baixo/Médio	Baixo/Médio	Alto	Não verificado

Fonte: Kapila e Sachdeva (1989).

2.2 ANÁLISE MECÂNICA DE ALÇAS ORTODÔNTICAS

Na área de engenharia biomédica aplicada à ortodontia, frequentemente são analisadas técnicas que auxiliem o tratamento ortodôntico com o objetivo de melhorar as ferramentas existentes na solução de problemas relacionados ao desenvolvimento da face, arcos dentários e da mordida (TUNCAY e CUNNINGHAM, 1982).

Estudos mostram que alças ortodônticas são amplamente utilizadas para o controle do movimento dentário, como por exemplo, no fechamento e abertura de espaços entre dentes conforme observado em Webb, Caputo e Chaconas (1978) e em Chaconas, Caputo e Harvey (1984).

Na literatura, como apresentado por Soliva (2006), o movimento que caracteriza o afastamento do centro entre dentes ou linha média é conhecido como distalização. Desse modo, os aparelhos de distalização são os elementos mecânicos, fixos ou removíveis, que buscam um movimento dos segmentos bucais em direção orientada ao longo do arco dentário da linha média, para sentido esquerdo ou direito. O objetivo da distalização é obter espaço sem a necessidade de extração dentes e para este processo há na literatura alguns equipamentos e técnicas projetadas exclusivamente a este fim. Casos clínicos de técnicas de distalização são frequentemente explorados na literatura, como por exemplo os resultados deste tipo de tratamento encontrados em Hu et al., (2012).

Para o projeto de dispositivos eficientes (no presente caso as alças ortodônticas), o estudo e análise das forças atuantes bem como das correspondentes deformações envolvidas no dispositivo são essenciais. Tais análises são geralmente feitas utilizando técnicas experimentais *in vitro*, cálculos analíticos baseados nas equações da mecânica dos sólidos ou técnicas de simulação computacional através do método dos elementos finitos. No estudo de alças ortodônticas, Fraunhofer, Bonds e Johnson (1993) avaliaram forças de compressão *versus* deformação em uma alça feita de liga níquel-titânio, e comparou os resultados com aqueles de uma alça de aço inoxidável, verificando os comportamentos elástico e plástico de ambas.

De acordo com Bourael, Drescher e Thier (1992), os dentes sofrem movimentação com o objetivo de corrigir uma maloclusão ou para alterar a posição de determinados dentes. Tais movimentos são obtidos pelo auxílio de dispositivos ortodônticos que são muitas vezes fixados diretamente aos dentes para produzir sistemas de forças adequados. O uso de alças ortodônticas busca basicamente receber uma força de ativação que seja capaz de produzir um deslocamento sem apresentar deformação plástica (RINALDI e JOHNSON, 1995).

Segundo Ferreira (2008), uma técnica amplamente utilizada e difundida no setor ortodôntico para a movimentação dentária é o uso de alças ortodônticas dos mais variados tipos, como t-helicóide, vertical-helicóide, duplo ovoide, duplo delta, Bull helicóide, entre outros, bem como diferentes tipos de ligas e seções transversais dos fios. Tais dispositivos vêm sendo analisados de forma detalhada, sobretudo as relações de forças e momentos proporcionais a ativação que os mesmos produzem sobre os dentes.

Ao se aplicar um deslocamento (ativação) na extremidade da alça, a força aplicada gera uma força reativa e um momento na extremidade oposta. Essas forças e momentos podem promover o movimento dentário, de modo que prever este movimento com o uso de dispositivos ortodônticos é extremamente útil no planejamento e tratamento clínico. O movimento inicial do dente, que é produzido pela deformação elástica do ligamento periodontal (PDL), é utilizado para prever o movimento ortodôntico do dente (KOJIMA e FUKUI, 2012). Em um outro trabalho envolvendo movimentação dentária através de alças ortodônticas, Martins, Buschang e Viecilli (2009) avaliaram as relações de forças e momentos necessárias no movimento de inclinação distal de caninos parcialmente retraídos e o movimento mesial dos molares, para alças *T*, conforme ilustração da Figura 9.

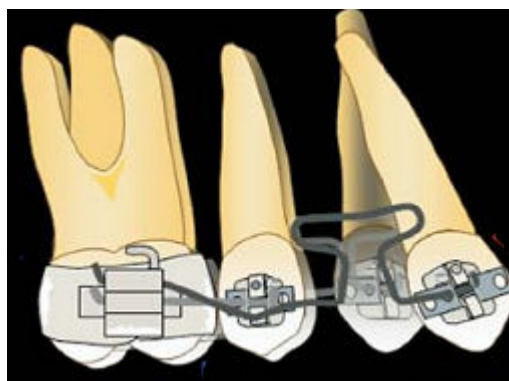


Figura 9 - Modelagem de alça T para análise de movimentação dentária
Fonte: Martins et al., (2009).

Na pesquisa de Viecilli (2006) verifica-se que o conhecimento geométrico das alças do tipo T-helicóide influenciam diretamente na determinação do sistema de forças produzido pela alça ortodôntica, mostrando a importância do método dos elementos finitos no projeto desses dispositivos.

O trabalho de Caldas et al., (2011) mostra a influência das deformações de pré-ativação em alças *T* nos momentos e forças resultantes, fornecendo parâmetros para o projeto de alças desta geometria considerando a deformação geométrica como parâmetro principal.

Faulkner et al., (1989) estabelecem uma relação entre as forças reativas na haste engastada em alças ortodônticas com os momentos reativos no engaste. Tal relação é conhecida como momento/força (M/F) e, segundo os autores, influencia a movimentação dentária de inclinação não controlada, inclinação controlada, translação ou movimento de raiz.

Através do estudo de alças de geometria triangular, Chen et al., (2007) desenvolveram uma nova abordagem para determinação de forças e momentos reativos em alças ortodônticas. O estudo contou com modelagens bi e tridimensionais bem como análises experimentais.

Keng et al., (2012) efetuaram um estudo experimental de alças de ligas níquel-titânio e titânio-molibdênio (TMA), com geometria t-helicóide, comparando a pré-ativação de cada tipo de alça com sua ação em movimentação dentária, determinando a taxa de deslocamento dentário por mês para cada alça.

Em um trabalho utilizando alças em “V”, Quick et al., (2010) analisaram experimentalmente alças de liga níquel-titânio com medidas distintas de seção retangular, as quais foram 0,018 x 0,025, 0,016 x 0,022 e 0,017 x 0,025 polegadas. Eles determinaram os momentos reativos originados por tais dispositivos e foi demonstrado que diferenças no perfil de fio influenciam os valores reativos de momentos, ainda que para um mesmo material.

Estudos de Chen e Brizendine (2010) mostram que o controle do movimento dentário através de dispositivos ortodônticos está relacionado com a capacidade de conhecer, controlar, quantificar e manipular o sistema de forças relacionando com a razão momento pela força (M/F). A falta deste tipo de controle pode afetar o tratamento de maneira geral. De acordo com Ferreira (2010) o que determina o tipo de movimento produzido é a relação entre a força e o momento de força aplicado ao dente, ou seja, a relação momento-força (M/F).

Dois tipos de relação momento-força podem ser considerados durante o movimento dentário induzido por uma alça. O primeiro se refere ao obtido sagitalmente (perpendicularmente) em relação à força horizontal resultante da ativação da alça, representado neste caso por M_z/F_x e o segundo se refere à rotação da coroa dentária em torno de seu longo eixo, devido à mesma força horizontal, e é representado por M^*/F ou M_y/F_x para este trabalho de tese.

Ainda de acordo com Ferreira (2010), “os momentos alfa e beta, assim chamados, são originados pelas inclinações feitas, nas extremidades das alças de retração ortodôntica, com a finalidade de produzir momentos de força sobre os dentes. Quando além dessa inclinação há a presença de uma força F perpendicular à coroa do dente produz-se um determinado tipo de movimento dentário ditado pela relação estabelecida entre a força e o momento (M/F)”. Nesta

tese os momentos alfa e beta significam momentos atuantes nas extremidades alfa e beta (Figura 8). Martins et al., (2008) utilizaram um software específico para projeto de alças ortodônticas para analisar a relação momento/força responsável em alças do tipo t-helicóide. Na pesquisa os autores consideraram a ativação e a distância interbráquetes como parâmetros de influência direta nas forças e momentos resultantes bem como sua influência na relação M/F.

Exemplos adicionais do desenvolvimento de dispositivos e análises de alças ortodônticas podem ser encontrados nas pesquisas de: alças para retração de dentes caninos feitas com ligas superelásticas tipo t-helicóide modificadas (BOURAUUEL et al., 1997), análise experimental de forças e momentos em alças do tipo t-helicóide de ligas de níquel-titânio e níquel-molibdênio para diferentes temperaturas (ROSE et al., 2009), análise experimental de alças de retração triangulares para determinação de forças e momentos tridimensionais (KATONA; LE; CHEN, 2006), de tipo retração do dente canino com implante na palatina (HAYASHI et al., 2004), alça delta (FERREIRA et al., 2005), entre outras.

Neste contexto, ferramentas de simulação baseadas em análise pelo método dos elementos finitos (MEF) vêm sendo exploradas para projetos em engenharia biomédica e na área ortodôntica (projeto de alças, simulações do comportamento dentário, etc.) com resultados satisfatórios.

2.3 O MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Na literatura podem-se encontrar aplicações do método dos elementos finitos em várias áreas da engenharia biomédica tais como: mecânica do sistema ortopédico, mecânica dentária, mecanismos cardiovasculares, mecânica do tecido conjuntivo, mecânica dos fluidos biológicos, tomográfica computadorizada, problemas decorrentes de análises térmicas, modelagem fetal, problemas acústicos em medicina, sistemas de imagens médicas, cirurgias, entre outros (MACKERLE, 1994).

O MEF consiste em uma caracterização geral de um sistema através de sua subdivisão em pequenas partes individuais, cujo comportamento é mais simples e, a partir destas subdivisões, reconstrói-se o sistema original (ZIENKIEWICZ e TAYLOR, 2000).

Ele foi introduzido no final dos anos de 1960 na indústria aeroespacial e teve o início de seu uso na área odontológica nos anos de 1970 (SETH; KAMATH; VENKATESH, 2010).

Para Lotti et al., (2006a), o MEF consiste de uma análise matemática baseada na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, com as mesmas propriedades do meio original. Tais elementos são descritos através de equações diferenciais, que são solucionadas por métodos numéricos.

Segundo Hutton (2004), o MEF também é definido como sendo uma técnica computacional que permite obter resultados aproximados para problemas matemáticos de valor no contorno com uma ou mais variáveis dependentes, cuja equação diferencial representa uma determinada estrutura física. Ainda de acordo com Hutton (2004), os passos básicos para uma análise via MEF são:

- Definição geométrica do problema (domínio);
- Definição dos tipos de elementos a serem utilizados;
- Definição da malha;
- Definição das conectividades dos elementos (malha do modelo);
- Definição das restrições (condições de contorno);
- Definição das cargas.

Zienkiewicz e Taylor (2000) afirmam que a caracterização geral de um sistema pode ser compreendida melhor através da subdivisão de pequenas partes individuais do sistema, cujo comportamento é mais simples e, a partir destas subdivisões, reconstruir o sistema original de tais componentes e estudar o seu comportamento. E é neste contexto de subdivisão e posterior reconstrução que se baseia o método dos elementos finitos descrito neste trabalho.

De acordo com Barkanov (2001), observa-se que os métodos comuns de avaliação de soluções para um problema geral, conforme descrito no parágrafo anterior, como por exemplo, problemas envolvendo elasticidade de materiais, escoamento de fluidos, transferência de calor entre outros, podem ser classificados de acordo com a Figura 10.

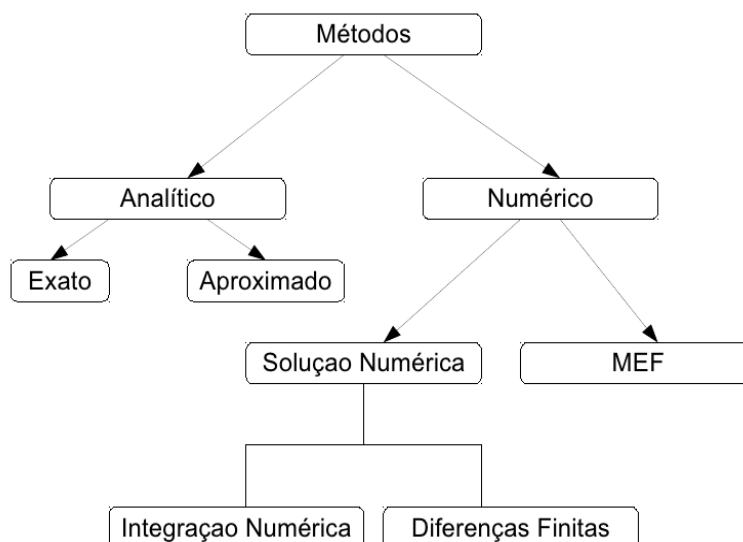


Figura 10 - Classificação dos métodos de análise

Fonte: Barkanov (2001).

A importância do MEF pode ser constatada através do grande número de publicações, programas comerciais e aplicações industriais que utilizam o método. Com o avanço de ferramentas computacionais, o uso de computadores e *softwares* para cálculos e análises utilizando o MEF é cada vez mais presente em novos desenvolvimentos e encontram-se inúmeras ferramentas disponíveis no mercado.

Durante a fase de solução, o programa de elementos finitos reúne as equações algébricas em forma de matriz e calcula os valores desconhecidos das principais variáveis de campo. A Figura 11 representa um exemplo ilustrativo de uma malha para análise via MEF de uma chapa fina com um furo central e as subdivisões consideradas do sistema (HUTTON, 2004).

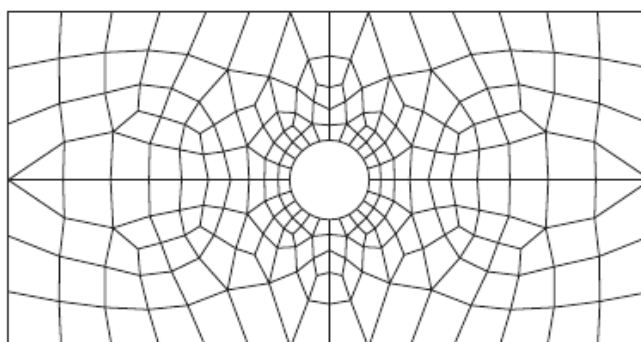


Figura 11 - Exemplo de subdivisão de uma placa com furo central para análise pelo MEF

Fonte: Hutton (2004).

Rinaldi e Johnson (1995), utilizando o MEF com elementos de viga como ferramenta, projetaram um mecanismo de alças ortodônticas considerando o movimento dentário,

momentos resultantes e sistemas de forças provenientes do maxilar observando retração anterior e posterior da mola bem como a variação angular da mesma.

Nesta pesquisa são utilizados elementos tridimensionais dos tipos tetraédrico de 10 nós e hexaédrico de 20 nós, totalizando 4406 nós em 1766 elementos. As figuras 12 e 13 apresentam os tipos de elementos utilizados nas simulações numéricas neste trabalho.

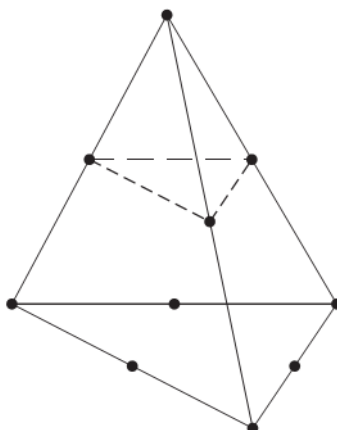


Figura 12 - Elemento tetraédrico de 10 nós
Fonte: HUTTON, 2004.

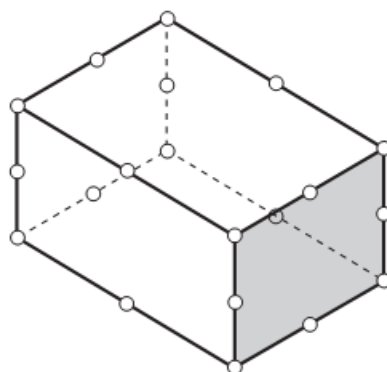


Figura 13 - Elemento hexaédrico de 20 nós
Fonte: Zienkiewicz e Taylor (2000).

Para a determinação da localização do centro de resistência dentário (C_{res}), conforme descrito no Capítulo 1, Reimann et al., (2007) utilizaram o MEF simulando a ação de uma alça do tipo t-helicóide em um modelo tridimensional de dentes. Os autores mostraram que o uso do MEF para a localização do C_{res} é uma alternativa além de métodos experimentais. A Figura 14 mostra o modelamento tridimensional de quatro dentes maxilares através do MEF tridimensional. A Figura 15 mostra a modelagem efetuada pelos autores através do MEF 3D de um dente em seu osso alveolar.

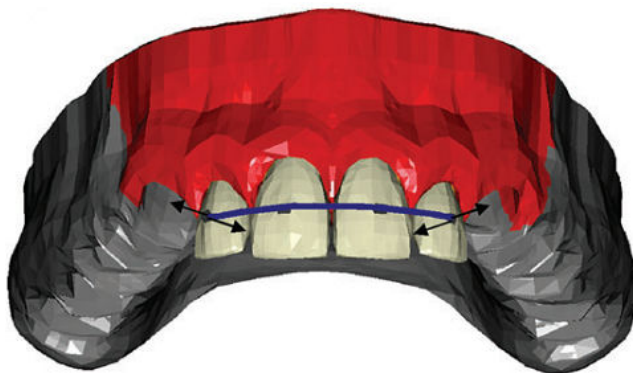


Figura 14 - Modelagem de dentes em maxila com ação de força em bráquetes
Fonte: Reimann et al., (2007).

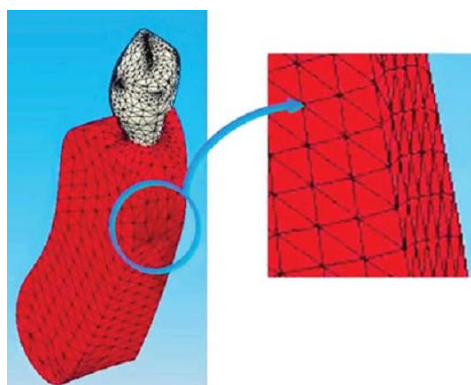


Figura 15 - Modelagem do canino e osso alveolar pelo MEF
Fonte: Lotti et al., (2006).

Lotti et al., (2006) mostraram a importância do MEF na análise de estruturas dento-maxilo-faciais em ortodontia, modelando dentes, osso alveolar, deslocamento dentário, análise de tensões e forças em um sistema utilizando alças do tipo *T*.

Em mais um trabalho utilizando o MEF, Lotti, Mazzeiro e Landre (2006) estudaram o comportamento de uma alça ortodôntica do tipo *T* segmentada através de modelagem de grupos dentários e posição interbraquetes. A Figura 16 mostra o modelamento de uma alça do tipo *T* modelada por MEF.

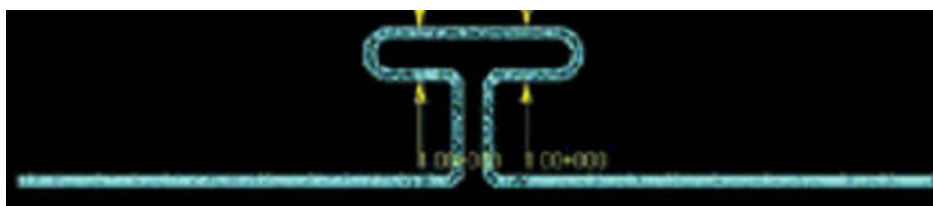


Figura 16 - Alça *T* segmentada modelada por MEF
Fonte: Lotti et al., (2006).

Em um trabalho para analisar a estrutura física da construção mandibular, características dos dentes mandibulares, membrana periodontal e osso alveolar, Beak et al., (2008) utilizaram uma modelagem tridimensional por elementos finitos a fim de estudar a movimentação dentária com o uso de dispositivos fixados a bráquetes, conforme ilustração apresentada na Figura 17.

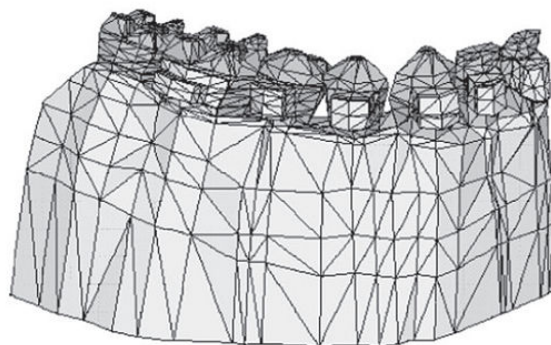


Figura 17 - Modelo tridimensional elaborado por MEF (osso alveolar, membrana periodontal, bráquetes e dentes)
Fonte: Beak et al., (2008).

Para determinar a movimentação do dente molar para fechamento de espaço, Kojima, Mizuno (2007) utilizaram o MEF tridimensional para avaliar alças ortodônticas. Em suas análises, os autores utilizaram um modelo de alça com 74 nós, com elementos tridimensionais de vigas.

Para obter-se movimento de translação em dentes, Siatkowski (1997) utilizou o MEF para a otimização do projeto de alças ortodônticas dos tipos t-helicóide, l-helicóide e opus helicóide, encontrando equações das relações M/F em função da seção de fio das alças e material empregado. O autor explorou o uso de teoremas de mecânica dos sólidos como, por exemplo, o teorema de Castigliano, relacionando a energia armazenada na alça com suas dimensões.

Rodrigues et al., (2013) analisaram através do MEF 3D um modelo de alça ortodôntica delta sem helicóide determinando valores de forças, momentos reativos e relação M_z/F_x para o plano sagital relacionando com movimentação dentária.

Kawarizadeh, Bourauel e Jäger (2003) utilizaram o MEF 3D para determinar as propriedades mecânicas de dentes e ligamento periodontal de molares no estudo do movimento inicial dentário comparando com análises experimentais. O trabalho foi conduzido com espécies de ratos para aplicação em seres humanos.

Techalertpaisarn e Versluis (2013) analisaram através do método dos elementos finitos as propriedades mecânicas de alças ortodônticas do tipo l-helicóides e t-helicóides, relacionando dimensões geométricas de forma e de ângulos com forças e momentos reativos no engaste. A Figura 18 apresenta uma representação de alças do tipo *L* e *T* analisadas pelos autores.

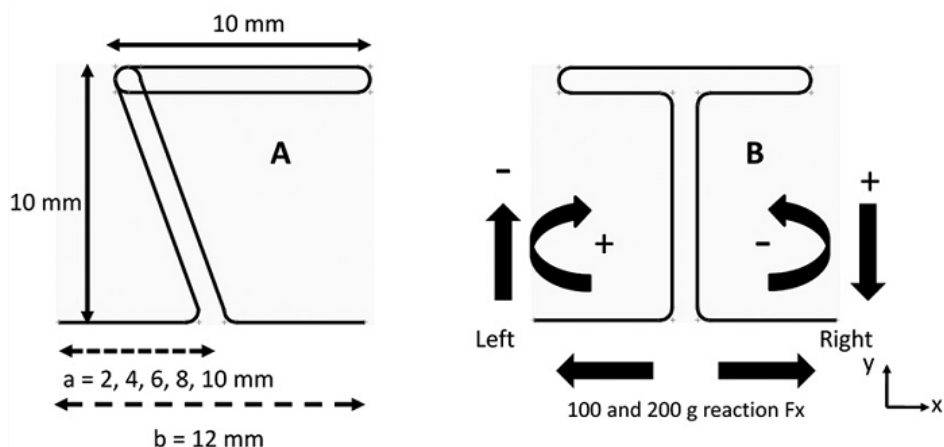


Figura 18 - Alças L (esquerda) e T com forças e momentos reativos (direita)

Fonte: Techalertpaisarn e Versluis (2013).

A análise tridimensional de uma alça ortodôntica se faz presente nos estudos de Raboud et al., (1997) onde foi utilizado um método de análise numérica com formulação não-linear para determinar a deformação geométrica da alça devido à ação de um sistema de forças.

No trabalho de Mittal et al., (2013) é desenvolvido um estudo de forças e momentos reativos atuantes em bráquetes fixados em dentes nos planos sagital e oclusal com o uso de aparelho ortodôntico. Este estudo demonstra a importância da análise tridimensional em ortodontia, cujas ferramentas de elementos finitos tridimensionais têm sua aplicação direta. As Figuras 19 e 20 representam as forças e momentos atuantes nos planos sagital e oclusal analisada pelos autores.

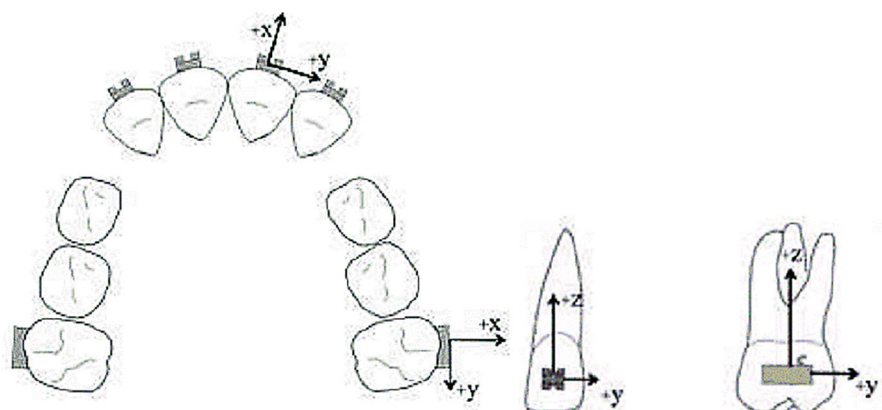


Figura 19 - Forças reativas em bráquete plano oclusal (esquerda) e sagital (direita)
Fonte: Mittal et al., (2013).

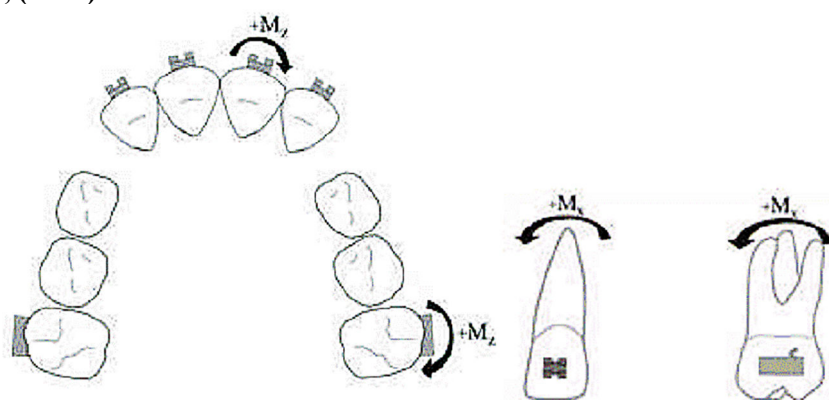


Figura 20 - Momentos reativos em bráquete plano oclusal (esquerda) e sagital (direita)
Fonte: Mittal et al., (2013).

Fotos, Spyrakos e Bernard (1987) utilizaram o MEF 3D para determinar a intensidade e direção das forças bem como a distribuição de tensões geradas em um dente pela fixação com torque e ângulo iniciais em uma alça ortodôntica fabricada com uma liga de níquel-titânio. Nesse trabalho o fio foi modelado com elementos de viga com seis graus de liberdade por nó, conforme representado na Figura 21.

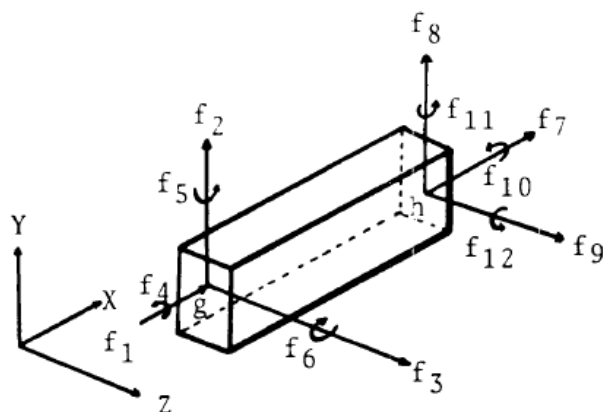


Figura 21- Representação de análise de forças e momentos no fio de uma alça ortodôntica.

Fonte: Fotos, Spyrakos e Bernard (1997).

Os resultados do trabalho de Fotos, Spyrakos e Bernard (1987) permitiram a obtenção de um dispositivo ortodôntico (tipo alça) em que as forças podem ser relacionadas com os movimentos angulares, movimento de translação nos eixos x , y e z , e torque aplicado, espessura do fio (alça) e tipo de material

Kojima, Mizuno e Fukui (2012) utilizaram o MEF tridimensional para analisar o fechamento de espaços entre dentes através da mecânica de deslizamento dentário após a extração dentária. A pesquisa utilizou o método para avaliar o padrão de movimentação dentária bem como das forças resultantes que surgem pela ação de um dispositivo ortodôntico (alça).

Para Guan et al., (2011) o uso do MEF na área de odontologia tem sua aplicação extremamente reconhecida com um alto valor científico, como por exemplo, em pesquisas relacionadas a implantes dentários. Além disso, é comum seu uso em projetos e análises de alças ortodônticas, como por exemplo nos trabalhos de Rinaldi e Johnson (1995), Raboud et al., (1997), Boureal, Vollmer e Jäger (2000), Lotti et al., (2006), Vieceilli (2006), Ferreira, Borges e Luersen (2008), Ferreira et al., (2013) e Kojima e Fukui (2012).

3 CARACTERIZAÇÃO DO PROBLEMA

Para uma melhor compreensão do objetivo geral e dos objetivos específicos, neste capítulo é apresentado o problema, sua relevância e justificativa com base em informações disponíveis na literatura.

3.1 APRESENTAÇÃO DO PROBLEMA

Uma alça ortodôntica pode ser analisada numericamente pela aplicação de um deslocamento na direção x podendo gerar forças reativas nas direções x , y e z e momentos reativos em torno dos eixos x , y e z no ponto de fixação da alça. Experimentalmente, nesta pesquisa, a alça é analisada pela aplicação de deslocamentos na direção x gerando forças reativas nas direções x e y e momento reativo em torno do eixo z . Contudo, devido à movimentação dentária presente nos planos sagital (xy) e oclusal (yz), estudos de forças atuantes nos somente nos eixos x e y e momentos atuantes somente em torno dos eixos z e y estão mais presentes na literatura (Ferreira et al., 2005; Ferreira, Borges e Luersen 2008; Ferreira, 2010; Ferreira et al., 2013; Rodrigues et al., 2013; Rodrigues et al., 2014; Raboud et al., 1997).

A Figura 22 mostra o sistema de forças composto pelos vetores na cor vermelha que atuam nas direções x (F_x) e y (F_y) e um momento de forças em torno do eixo z (M_z). O sistema é apresentado em uma alça ortodôntica do tipo T, similar aos exemplos estudados por Parker (1960), Van der Linden (1969) e Ferreira (2010).

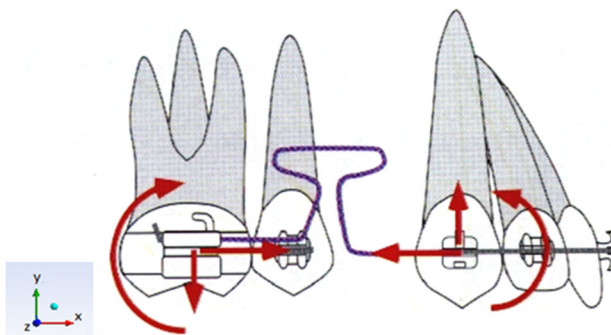


Figura 22 - Sistema de forças e momentos atuantes em uma alça ortodôntica.
Fonte: Adaptado de Pulter (2006)

As forças resultantes apresentadas na Figura 22 são as principais variáveis de resposta estudadas nesta tese, e além deste plano (xy) também é analisado o plano yz responsável pela movimentação dentária no plano oclusal, conforme descrito por Raboud et al., (1997). Esses parâmetros são os principais responsáveis pela movimentação dentária quando da utilização destes dispositivos ortodônticos.

De acordo com Pulter (2006) os momentos resultantes nas extremidades *alfa* e *beta* presentes nas extremidades da alça de retração são originados pela inclinação das mesmas e responsáveis em produzir um binário sobre os dentes. Se este momento for acompanhado por uma força F_x perpendicular à coroa do dente, surge uma relação Força *versus* Momento. Dependendo desta relação haverá um ou mais movimentos dentários isolados ou simultâneos que podem ser de translação, rotação de coroa ou mesmo rotação de raiz, como descritas no Capítulo 1.

Segundo Pulter (2006), para se evitar: a falta do controle axial dos dentes; a não convergência entre coroa e do dente ao sítio de extração; o acúmulo acentuado de alimentos na região abaixo da coroa com consequente inflamação gengival além e/ou perda óssea consequente da formação de tártaro nas coroas, uma geometria eficiente da alça ortodôntica é essencial e segue os seguintes fatores (BRAUN e MARCOTE, 1995), (GJESSING, 1985):

- Apresentar uma relação momento *versus* força adequada ao longo de uma ampla faixa de desativação da alça ortodôntica;
- Prover um movimento previsível do centro de rotação da unidade ativa;
- Manter sob controle o grupo de dentes a ser deslocado (unidade reativa);
- Incorporar momento “anti-rotação” e “anti-inclinação” que sejam concorrentes à força sobre a face vestibular do canino.

Smith e Burstone (1984) afirmam que uma força horizontal aplicada no bráquete provoca um movimento onde a raiz se desloca para um lado, enquanto a coroa para outro de acordo com a Figura 23.

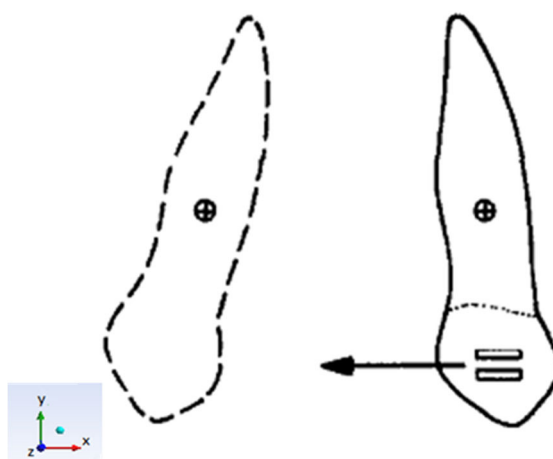


Figura 23 - Movimentação dentária (à esquerda) e aplicação de força no bráquete (à direita)
Fonte: Adaptado de Smith e Burstone (1984).

Para o controle deste movimento é necessário a implementação de um momento de forças aplicado ao bráquete. A relação M_z/F_x determinará o tipo de movimento que será predominante rotação ou translação.

Conforme demonstrado em Ferreira et al., (2005), tais análises são de grande importância para o desenvolvimento de alças apropriadas para fins ortodônticos. Estas análises podem ser melhoradas através de uma metodologia distinta considerando direções, planos e forças de maior complexidade de acordo com o tripé: cálculo, simulação e por fim análise experimental do dispositivo.

Com o objetivo de contribuir nesse sentido, este trabalho visa estudar o comportamento de alças ortodônticas tipo delta através de simulações numéricas a serem realizadas com o MEF. Na modelagem por elementos finitos pretende-se incluir vários efeitos que não foram levados em conta em outros trabalhos, e com isso ter-se um comportamento mais próximo do real.

As pesquisas atuais sobre alças ortodônticas do tipo delta encontradas na literatura (FERREIRA (1999); FERREIRA et al., (2005); FERREIRA (2010); FERREIRA, BORGES E LUERSEN (2008); FERREIRA et al., (2013)) apresentam análises bidimensionais considerando apenas forças nos eixos x e y , não considerando a existência de possíveis forças no eixo z . Além disso, momentos reativos em torno dos três eixos não foram considerados até o momento em outros trabalhos.

Esta pesquisa também busca preencher a lacuna existente na literatura no que diz respeito à influência da variação angular entre as extremidades das alças delta nos valores de forças e momentos resultantes.

Equações matemáticas que descrevam os valores de forças e M/F em função da ativação também não foram encontradas até o momento na literatura e são apresentadas nesta pesquisa.

Outro fator ainda não considerado em sua plenitude na análise de alças delta é a retirada do helicóide superior resultando em uma nova alça onde sua fabricação é mais simples com consequente redução de custo. A influência do helicóide é apresentada na literatura para alças de outras geometrias como demonstrado em Techalertpaisarn e Versluis (2013) em alças *T* e *L*, porém para a alça delta considerada nesta pesquisa, uma comparação direta entre forças, momentos, relação M/F e a influência do ângulo entre extremidades nas grandezas descritas, com alças delta com e sem helicóide é inexistente na literatura. Este trabalho apresenta a alça delta sem helicóide com estudos similares à alça delta com helicóide efetuando uma comparação direta de resultados. A Figura 24 mostra um esboço de uma alça delta sem helicóide.

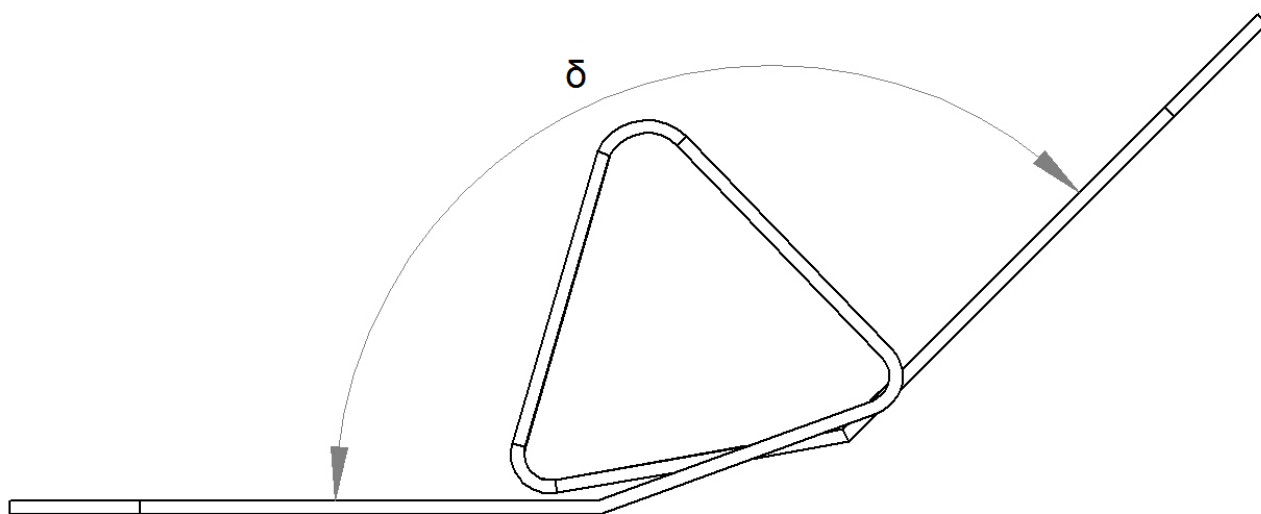


Figura 24 - Alça delta sem helicóide superior

Além disso, serão realizadas medições experimentais em uma plataforma de forças, de forma a comparar com os resultados obtidos nas simulações numéricas.

Com os resultados obtidos tanto das simulações numéricas como dos experimentos, será possível orientar os ortodontistas no uso adequado de alças delta para diferentes ângulos entre extremidades e a presença ou não do helicóide superior, além de fornecer diretrizes para projetos de novas alças considerando relações dimensionais, forças nos eixos *x*, *y* e *z*, momentos *versus* forças além de sua influência no ângulo δ entre as extremidades alfa e beta

para a alça descrita na literatura e representada na Figura 24, parâmetros ainda não explorados em sua plenitude na literatura.

É importante ressaltar que a distância interbráquete nesta pesquisa é constante cujo valor é de 24,0 mm, outras distâncias ou sua influência para este tipo de alça já foram exploradas na literatura porém com ângulo entre extremidades θ fixo (Ferreira, 2010).

3.2 RELEVÂNCIA E JUSTIFICATIVA

Um tratamento ortodôntico depende de diversas variáveis como: posição dos dentes, profundidade de raiz, espaços na arcada, idade, cuidado e disciplina do paciente, etc. Desta forma o tratamento é muito específico, ou seja, cada caso tem suas particularidades. Para se evitar que durante o tratamento não ocorra nenhum movimento indesejado dos dentes na arcada, bem como transcorra de forma eficiente e rápida, o dentista necessita conhecer precisamente o sistema de forças gerado pela alça em cada configuração possível. Dentre estas, os ângulos alfa e beta, a altura da alça, o material utilizado, a presença de helicóide entre outros.

Alças ortodônticas são de grande aplicabilidade e foco de várias pesquisas para uso clínico, conforme citado nos capítulos anteriores. A alça escolhida nesta pesquisa (tipo duplo delta) foi desenvolvida recentemente e apresentada à comunidade através de publicações científicas. Assim, possui reconhecido valor acadêmico, além de grandes possibilidades de melhorias e novos estudos.

Os equipamentos experimentais e técnicas utilizadas nos trabalhos sobre alça tipo duplo delta encontrados até o momento avaliam forças atuantes nas direções mesial para distal (eixo x) e apical para oclusal (eixo y) e momento reativo em torno do eixo z , ou seja somente duas componentes de forças e um componente de momento.

A contribuição de análises tridimensionais para alças ortodônticas é frequente no meio científico, como demonstra a pesquisa de Chen, Markham e Katona (2000) ao efetuarem estudo similar, porém com alças do tipo T . Para alças do tipo delta tal análise não é encontrada na literatura. As análises tridimensionais, foco principal desta pesquisa, incluem mais uma direção, a vestibular para lingual (eixo z), e plano oclusal até então não explorado para a alça considerada neste trabalho, além dos momentos reativos em torno dos três eixos.

3.5 LIMITAÇÕES DAS ANÁLISES E DOS RESULTADOS

Uma limitação dos resultados a serem obtidos no presente trabalho é a simplificação das análises devido a restrições de *software*, cálculos e/ou materiais e equipamentos experimentais disponíveis bem como a aplicação das análises finais em outros tipos de alças ortodônticas com dimensões e geometrias distintas.

Fenômenos celulares ao longo do tempo ligados à remodelação óssea variam de indivíduo para indivíduo uma vez que há diferenças nas propriedades de osso alveolar e tecido periodontal de cada pessoa. Além disso, o movimento do dente é dependente do tempo (fenômeno viscoplástico), e após a remoção da força atuante ele não retorna completamente à sua posição inicial.

Hayashi et al., (2002) afirmam que a movimentação dentária é influenciada, além das forças aplicadas sobre o dente (direção, magnitude e relação momento/força), também por fatores fisiológicos e condições individuais do tecido periodontal, tais fatores não são considerados nesta pesquisa que limita-se à mecânica da alça ortodôntica.

De acordo com a literatura (Lotti et al., 2006), alterações no comportamento do ligamento periodontal e do osso alveolar estão presentes após o movimento dentário, diminuindo a elasticidade desta estrutura. Como todos esses parâmetros biomecânicos não são completamente conhecidos e uniformes, não são considerados em sua plenitude na análise da alça descrita nesta pesquisa, permitindo apenas sua utilização no deslocamento inicial dentário, fornecendo uma tendência ao movimento sem considerar o fator tempo.

Na fabricação das alças para análises experimentais há o surgimento de tensões internas devido aos vários processos de dobras efetuados. Essas tensões são desconsideradas quando efetuadas as análises por MEF.

Uma limitação técnica para análises experimentais tridimensionais é a ausência de equipamentos que analisam forças e momentos no espaço, logo, análises experimentais são desenvolvidas somente no plano, para o tipo de alça adotado nesta pesquisa.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são apresentados detalhes dos métodos e materiais experimentais utilizados na pesquisa, além de descrever os métodos numéricos de simulação por elementos finitos.

4.2 DETALHAMENTO DO MÉTODO

Nesta seção é detalhada a metodologia a ser adotada na tese, tomando em consideração a classificação da pesquisa, a revisão bibliográfica, o detalhamento do estudo de caso e o detalhamento da validação da abordagem proposta.

4.1 CONSIDERAÇÕES SOBRE OS MÉTODOS EMPREGADOS NA PESQUISA

De uma forma geral, a metodologia empregada neste trabalho segue quatro etapas principais, quais sejam:

- Modelamento sólido do dispositivo (alça) através do uso do programa *SolidWorks*;
- Simulações numéricas através de programa comercial (*Ansys Workbench*) baseado no método dos elementos finitos (MEF) tridimensional, para determinação de deslocamentos, forças e momentos reativos de alças ortodônticas nos três eixos (x,y,z);
- Calibração da plataforma de ensaios;
- Análises experimentais para validação e comparação de resultados através de plataforma de forças e sistema coletor de dados.

Para isso, inicialmente a pesquisa envolve uma revisão bibliográfica sobre os seguintes temas: alças ortodônticas, método dos elementos finitos, determinação de propriedades mecânicas através de ensaio de tração.

4.2.1 – Modelamento e Simulação Numérica Tridimensional de Alça Ortodôntica Tipo Delta

A alça ortodôntica tipo delta proposta e estudada experimentalmente por Ferreira et al., (2013) foi a base para a modelagem em formato sólido tridimensional da alça proposta neste trabalho. A modelagem sólida da alça foi realizada no programa SolidWorks e analisado tridimensionalmente através do método dos elementos finitos com elementos sólidos através do programa Ansys Workbench.

A análise por elementos finitos adotada foi do tipo não-linear (para grandes deslocamentos) obtendo-se as componentes de forças de reação atuante nos eixos x (F_x), y (F_y) e z (F_z), bem como os momentos reativos em torno dos respectivos eixos (M_z , M_y e M_x).

A Figura 25 apresenta o modelamento sólido da alça delta.

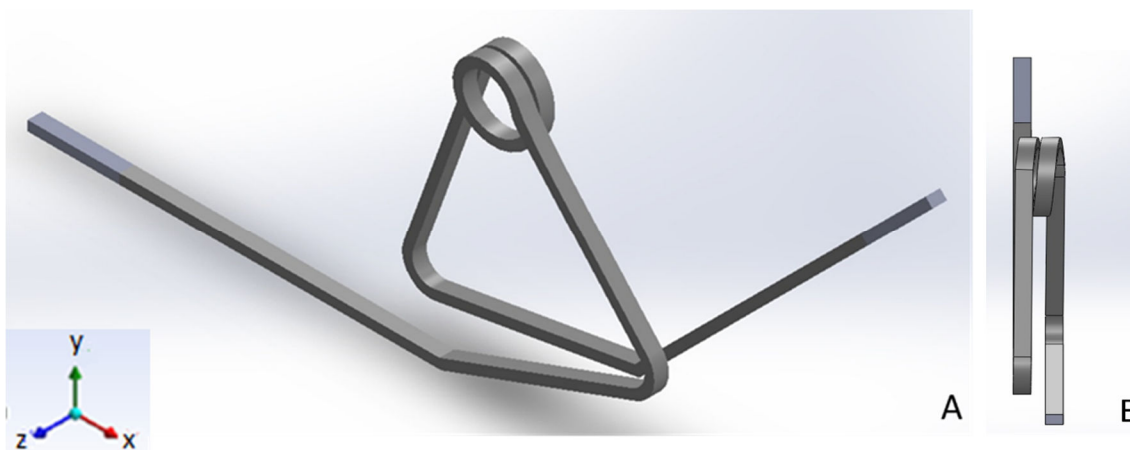


Figura 25 - Modelamento sólido de alça ortodôntica tipo duplo delta, vista isométrica (A), vista lateral (B)

Após o modelamento geométrico 3D da alça, uma malha foi gerada para a análise por elementos finitos, conforme apresentada na Figura 26. As condições adotadas para esta análise incluem fixar a alça na extremidade alfa (engaste), alinhar esta extremidade com a extremidade beta, a qual é ativada na direção x (Figura 27).

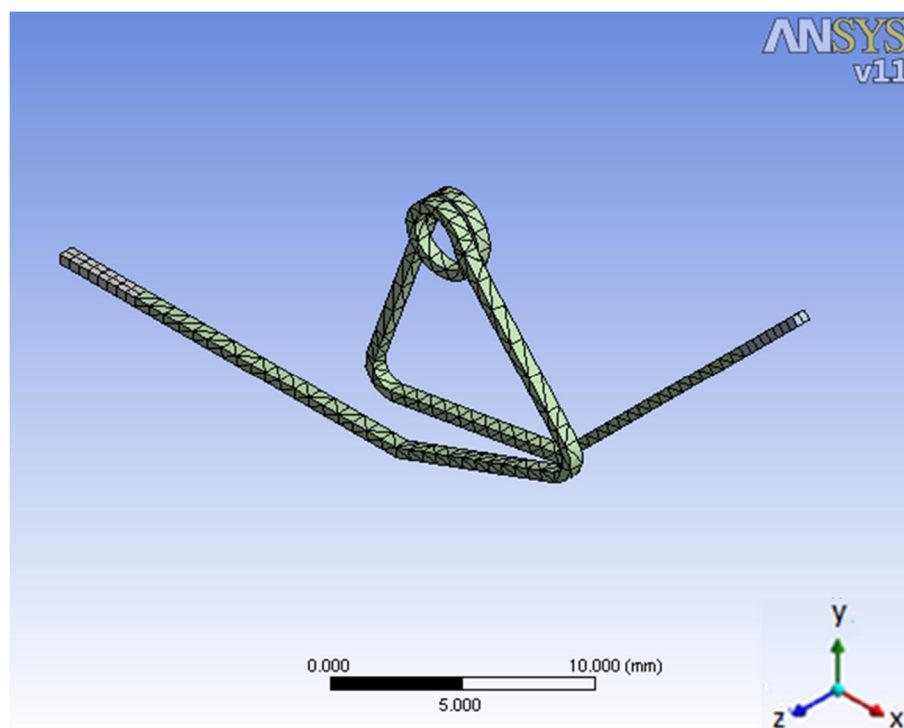


Figura 26 - Malha estrutural da alça ortodôntica delta com helicóide superior

Na malha apresentada na Figura 26 foram gerados 1766 elementos quadráticos sólidos (dos tipos tetraédricos de 10 nós e hexaédricos de 20 nós), totalizando 4406 nós.

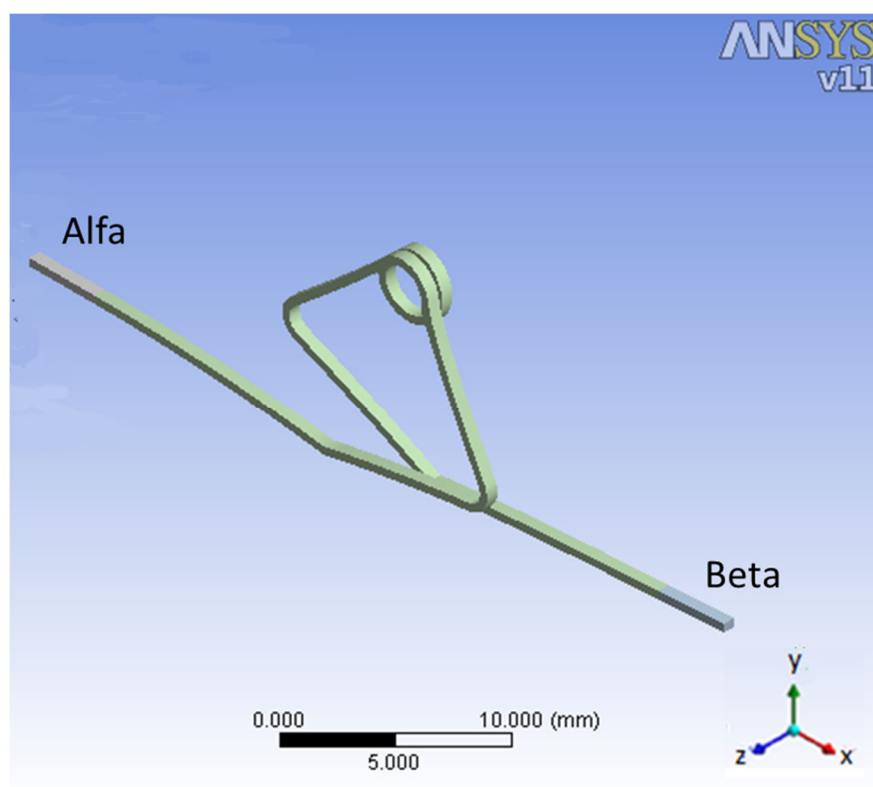


Figura 27 - Aplicação de deslocamento na aba Beta da alça que está engastada em Alfa, simulando a pré-deformação e encaixe no bráquete para ativação no eixo x.

De acordo com as pesquisas de Ferreira (2010), a distância interbráquetes afeta os valores de momentos e forças reativas na extremidade engastada, influenciando diretamente na relação M/F e consequentemente no tipo de movimentação dentária (translação, rotação de coroa ou rotação de raiz). Kuhlberg e Burstone (1997) consideraram a distância interbráquetes como fator essencial para análise de alças t-helicóide em situação similar para alças delta, apresentadas neste trabalho.

A Figura 28 mostra uma representação da distância interbráquete para alças ortodônticas antes da posição de pré-ativação encontrada na literatura.

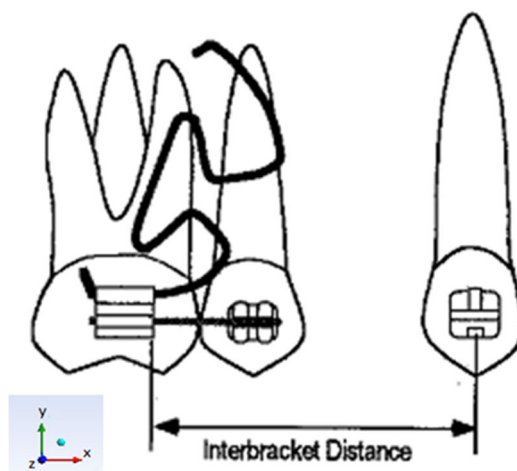


Figura 28 - Distância interbráquetes para alocação de alça ortodôntica
 Fonte: Adaptado de Kuhlberg e Burstone (1997)

Nesta pesquisa, a distância interbráquetes adotada foi de 24,0 mm, sem variação no eixo x uma vez que nas simulações por elementos finitos verificou-se que este valor corresponde ao valor de pré-ativação da alça, com força reativa F_x nula.

As dimensões das extremidades da alça delta apresentada neste trabalho (Figura 2) não alteram os resultados de forças, momentos e relação momento/força, tais resultados são alterados com a variação da distância interbráquetes como apresentado na pesquisa de Ferreira (2010).

A Figura 29 ilustra a distância interbráquete entre as extremidades adota nesta tese.

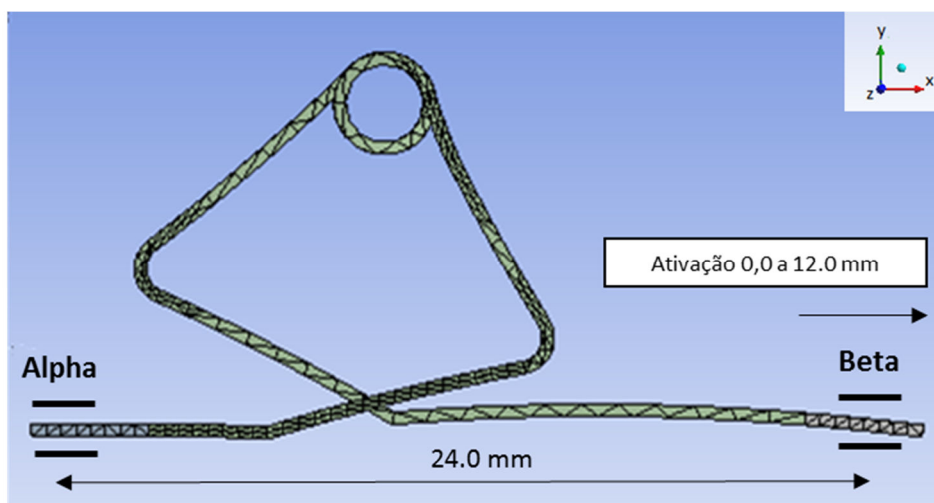


Figura 29 - Distância interbráquete de alça delta pré-ativada

4.2.3 Modelagem da Alça Ortodôntica Delta sem helicóide

Além da alça delta com helicóide outra alça derivada desta foi modelada, conforme mostra a Figura 30 (alça delta sem helicóide). O formato e dimensões principais desta nova alça permanecem inalterados, porém o helicóide na extremidade superior da alça é suprimido.

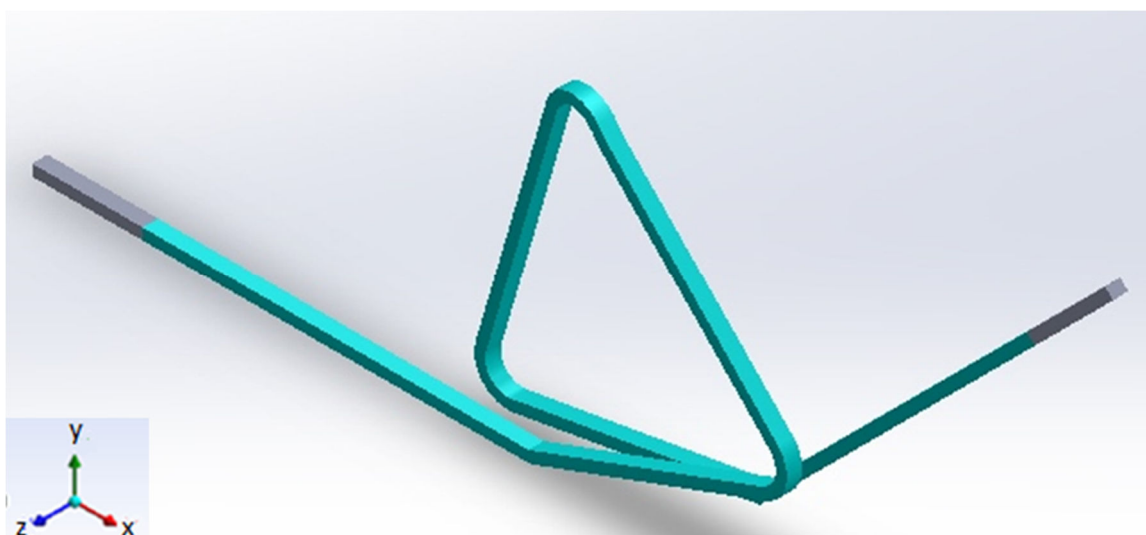


Figura 30 - Alça delta sem helicóide

Para a alça ilustrada na Figura 30, foi utilizado o mesmo procedimento de pré-ativação mostrado na Figura 27 e agora representado na Figura 31.

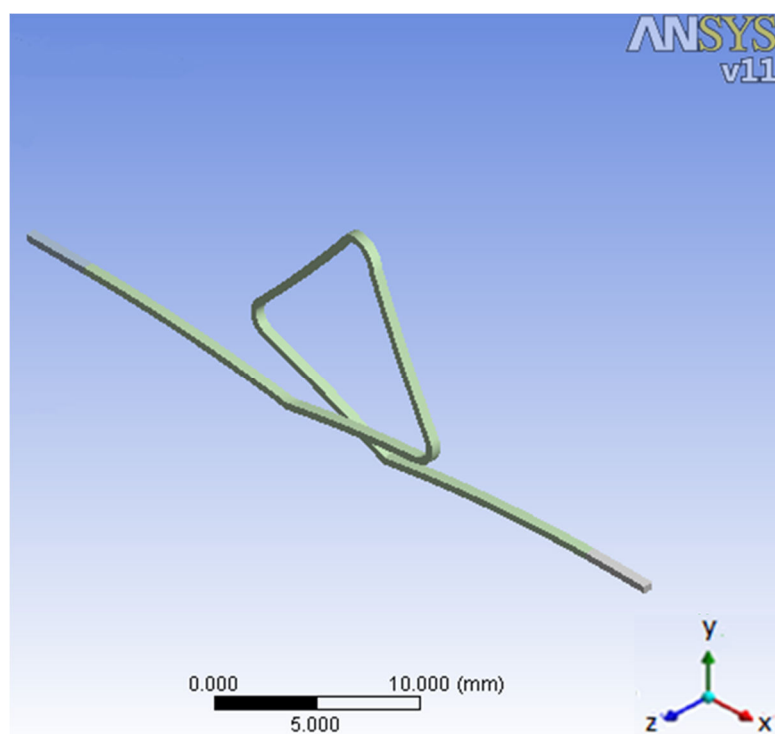


Figura 31 – Posição de pré-ativação para alça delta sem helicóide

A partir da pré-ativação, os deslocamentos aplicados na extremidade B na direção x são os mesmos aplicados na alça delta com helicóide. A Figura 32 mostra malha estrutural para análise de elementos finitos similar à alça delta com helicóide.

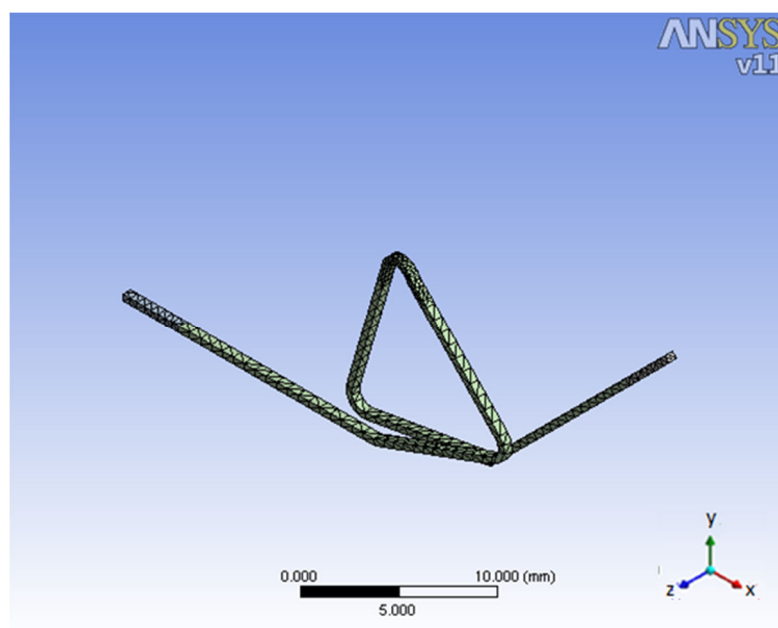


Figura 32 - Malha estrutural da alça ortodôntica delta sem helicóide

Para a malha estrutural considerada, à medida que o número de elementos aumenta eles convergem se o valor de tensão considerado estabilizar. A Tabela 2 mostra que há uma convergência entre as malhas 4 e 5 cuja diferença entre resultados não ultrapassa 1,2%. Considerando um compromisso entre o tempo computacional das análises e a precisão dos resultados, a malha 4 foi a selecionada nesta pesquisa. O valor de ativação da alça adotado para a análise de convergência foi de 10,0 mm.

Tabela 2: Convergência de resultados de análise por MEF

Malha	Número de elementos	M _z (Nmm)	M _y (Nmm)	F _x (N)	Tensão Máxima (MPa)
1	593	8,99	1,51	1,91	832
2	1102	8,93	1,51	1,88	868
3	1623	8,93	1,54	1,89	1000
4	1766	8,93	1,72	1,88	1018
5	2128	8,92	1,74	1,87	1017

4.3 MATERIAIS E EQUIPAMENTOS PARA ANÁLISE EXPERIMENTAL

O material das alças estudadas neste trabalho é a liga beta titânio. Tal liga possui grande aplicabilidade no meio biomédico e ortodôntico, como exposto na literatura (Kapila e Sachdeva, 1989), além de apresentar propriedades médias e boa biocompatibilidade. Como o foco desta pesquisa são técnicas de arco segmentado (alças), os pontos de atrito em contato com bráquetes são reduzidos se comparados às técnicas de arco contínuo, diminuindo o atrito presente neste tipo de liga.

4.3.1 Análise Geométrica e Fabricação de Alça Ortodôntica Delta

Após a modelagem tridimensional, foi utilizado um gabarito fabricado no laboratório de usinagem e CNC do Departamento Acadêmico de Mecânica (DAMEC) da UTFPR (Câmpus Pato Branco) para auxílio na fabricação das alças (Figuras 33 e 34).

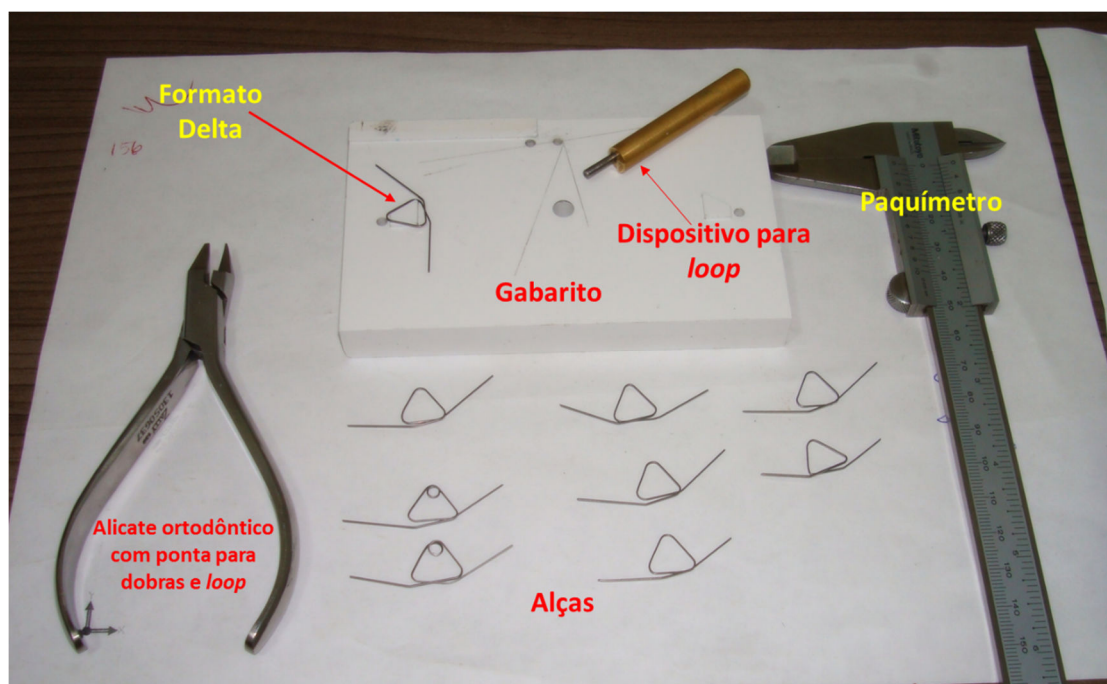


Figura 33 - Gabarito para fabricação de alça delta

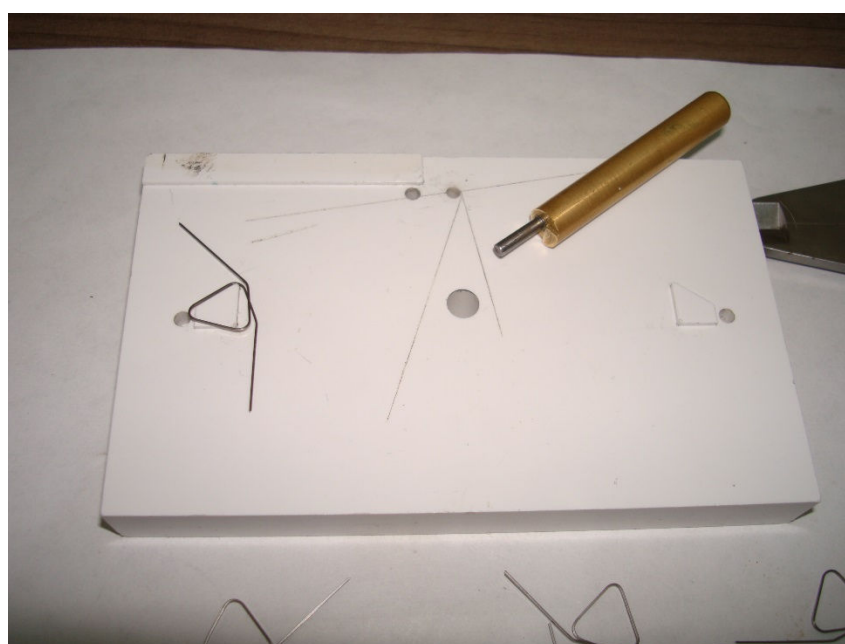


Figura 34 - Detalhe do gabarito

No gabarito apresentado nas Figuras 33 e 34 há ressaltos usinados na forma do delta para garantir pequenas variações nos ângulos e comprimento dos lados do formato delta. O “dispositivo para helicóide” foi desenvolvido para verificar o diâmetro do helicóide e auxiliar na conformação do mesmo, garantindo o mesmo diâmetro interno em cada helicóide. O ajuste

final de cada alça foi efetuado com o auxílio de um alicate ortodôntico número 139 capaz de realizar dobras e curvas em fios para este fim e um paquímetro.

As alças fabricadas foram analisadas em um projetor de perfis marca Mitutoyo modelo PJ-3000 no laboratório de metrologia do DAMEC – Pato Branco apresentado na Figura 35.



Figura 35 - Projetor de perfis

O projetor de perfis utilizado tem a capacidade de aumentar em até dez vezes as dimensões de peças e perfis. As Figuras 36 e 37 apresentam a alça na posição para medição de dimensões nos eixos x e y bem como ângulos e um exemplo de alça delta em processo de análise dimensional.

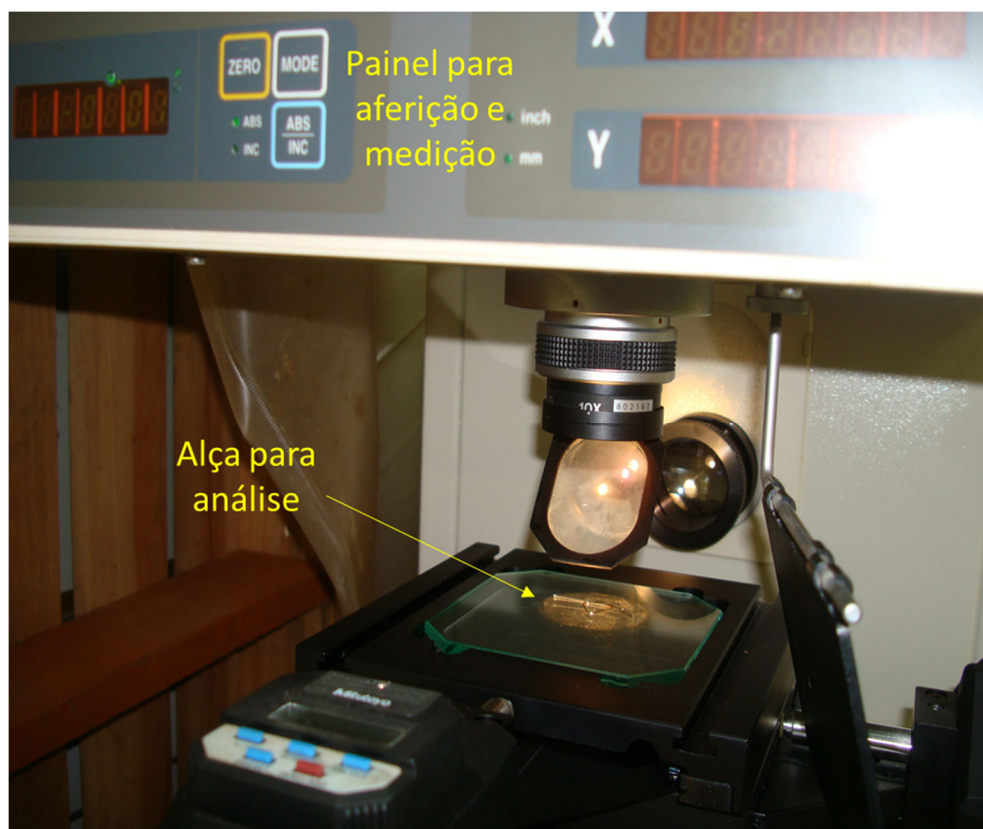


Figura 36 - Projetor de perfis (mesa de análise)



Figura 37 - Alça delta projetada para análise dimensional

A análise de alças ortodônticas no projetor de perfis teve como objetivo a verificação dos comprimentos lineares e ângulos. Alças com dimensões muito diferentes daquelas do

projeto foram descartadas ou ajustadas para que a amostra experimental apresentasse pouca variabilidade.

4.3.2 Sistema de Medição e Aquisição de Dados

Além das análises numéricas foram efetuados testes experimentais para comparação de resultados numéricos/experimentais.

A plataforma experimental para medir forças e momentos foi a mesma utilizada nas pesquisas de Ferreira (2010) e Pulter (2006) (Figura 38).

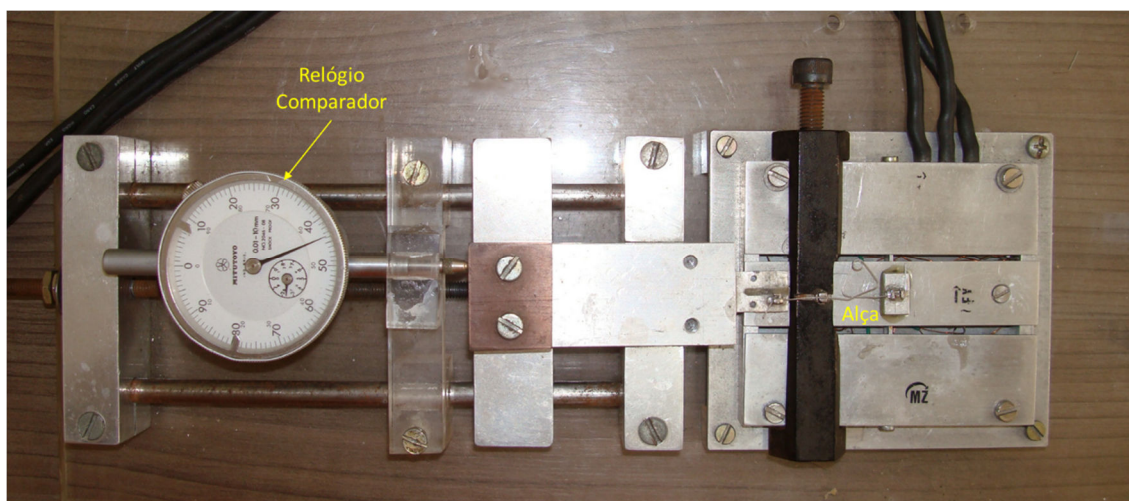


Figura 38 - Plataforma para medir forças e momento em alça ortodôntica

A plataforma possui célula de carga interna composta por uma viga de alumínio em forma de cruz (Figura 39), e foi projetada para suportar esforços de até 1,0 kgf (9,81 N).

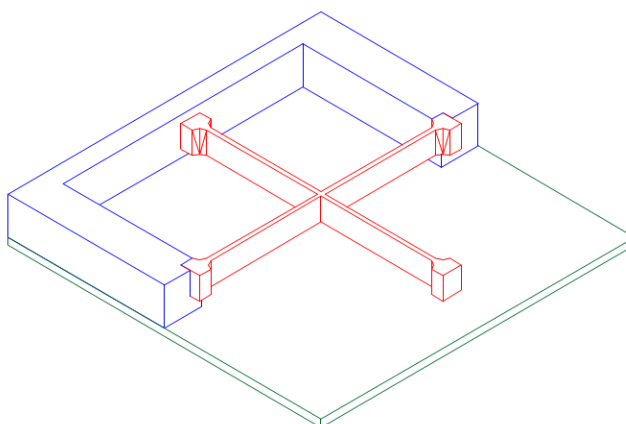


Figura 39 - Célula de carga interna em viga "cruz" (montagem)

A deformação efetuada na alça devido à ativação deforma os elementos de viga nos eixos fornecendo forças reativas e momento reativo. A Figura 40 mostra as deformações nos eixos responsáveis em fornecer dados para a leitura das forças reativas. A deformação no eixo horizontal (eixo x) gera flexão no eixo vertical (eixo y).

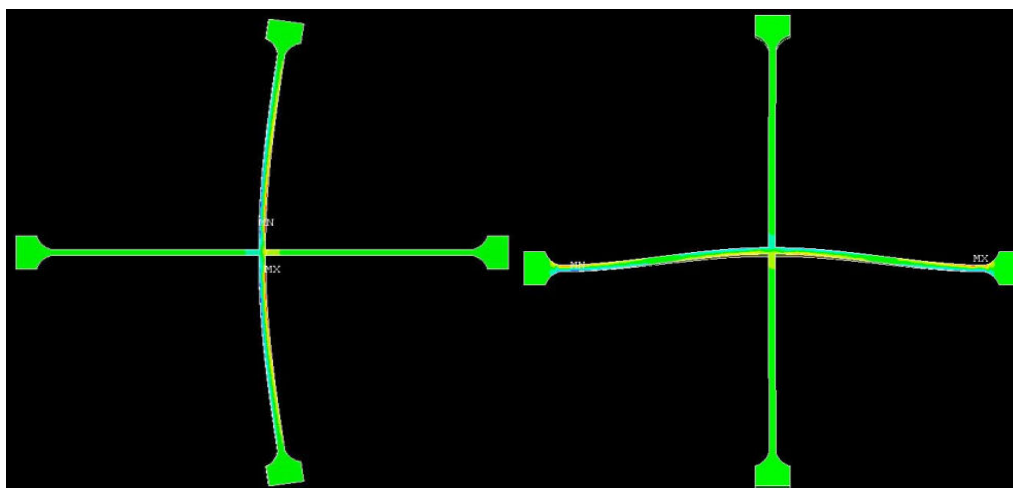


Figura 40 - Deformação linear horizontal (à esquerda). Deformação linear vertical (à direita)

Em cada eixo (horizontal e vertical) foram acoplados três *straingages* (extensômetros), um para força reativa F_x , outro para F_y e um terceiro para M_z , montados como pontes completas de *Wheatstone*. Esses extensômetros têm a capacidade de variar sua resistência a cada deformação da estrutura metálica interna em formato de cruz, gerando diferentes tensões de saída os quais são digitalizados fornecendo os valores de forças e momento reativo.

As características dos extensômetros utilizados são:

- Para medições de M_z e F_x
 Fabricante: Micro-Measurements
 Modelo: EA-13-060PB-120
 Resistência: $120,0 \, \Omega \pm 0,4\%$
 Fator Gage (K): $2,080 \pm 0,5\%$
- Para medições de F_y
 Fabricante: Kyowa
 Modelo: KFG-2N-120-C1-23

Resistência: $119,8 \, \Omega \pm 0,2 \, \Omega$

Fator Gage (K): $2,15 \pm 1,0\%$

A alça delta é fixada na plataforma e através de um fuso e um relógio comparador é possível medir os deslocamentos de ativação. A cada deslocamento há deformação da alça gerando variação de tensão elétrica nos extensômetros na extremidade engastada. A Figura 40 mostra uma alça delta pré-ativada para início dos deslocamentos de ativação. A distância interbráquete utilizada foi a mesma das simulações numéricas, isto é, 24,0 mm.

Nesta pesquisa foi considerado como material da alça uma liga titânio-molibdênio beta III, com módulo de elasticidade (E) de 69 GPa, coeficiente de Poisson de 0,3 e tensão limite de escoamento de 1240 MPa. As dimensões consideradas da seção transversal do fio foram de 0,4064 x 0,5588 mm (0,016 x 0,022 polegadas) (Ferreira et al., 2013). A Figura 41 mostra detalhes da fixação da alça na plataforma.

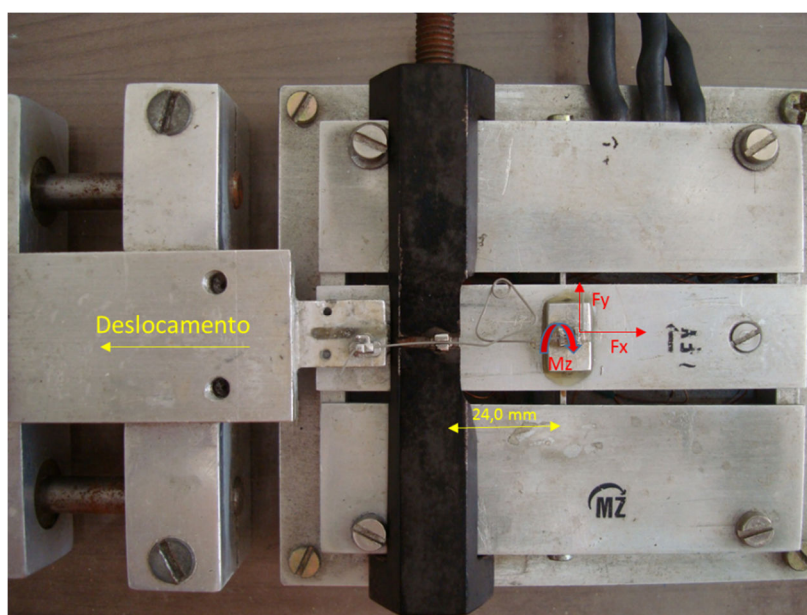


Figura 41 - Alça delta pré-ativada em plataforma

Para a leitura da variação de tensão elétrica gerada em cada extensômetro devido à ativação da alça, é utilizado um módulo coletor de dados composto por chassis receptor e de *hardware* (placa) coletor de dados com quatro canais da empresa *National Instruments*. O módulo tem a capacidade de mostrar a variação de tensão em milivolts (mV) correspondente às deformações que ocorrem nos extensômetros.

O conjunto para análise experimental é composto pela plataforma, módulo coletor de dados e computador para análise e interpretação dos resultados. A Figura 42 mostra o conjunto completo em operação.

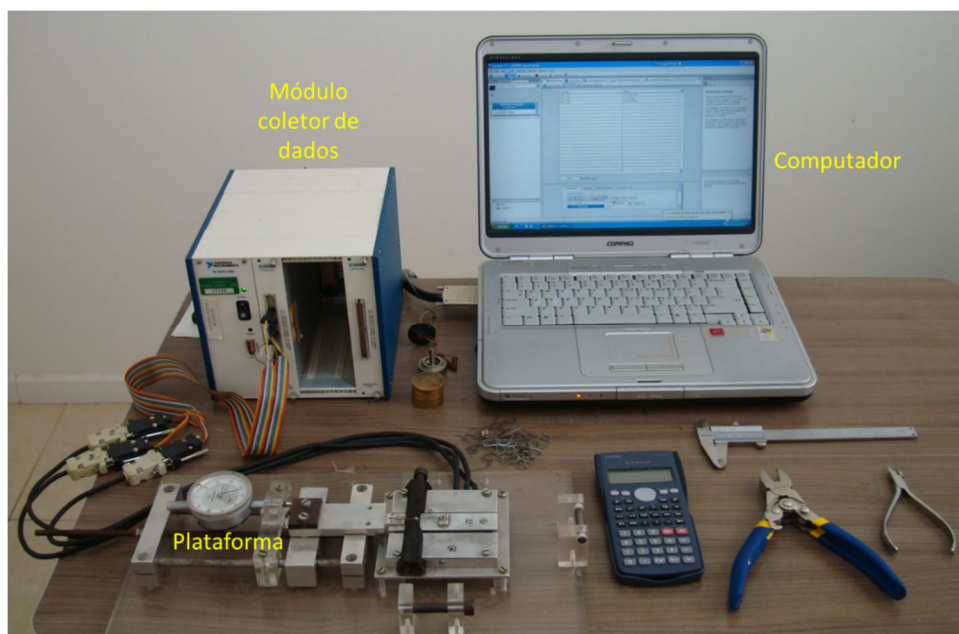


Figura 42 – Conjunto para análise experimental de forças e momento em alça ortodôntica

Os dados coletados pelo módulo coletor de dados foram analisados com o auxílio do programa *Labview*, da empresa *National Instruments*. Este programa mostra, através de gráficos e tabelas, as tensões elétricas atuantes nos extensômetros.

Como o objetivo é relacionar a variação de tensão (mV) originada pela deformação interna de cada extensômetro, no programa é selecionado a leitura de sinais do tipo *voltage* conforme apresentado na Figura 43.

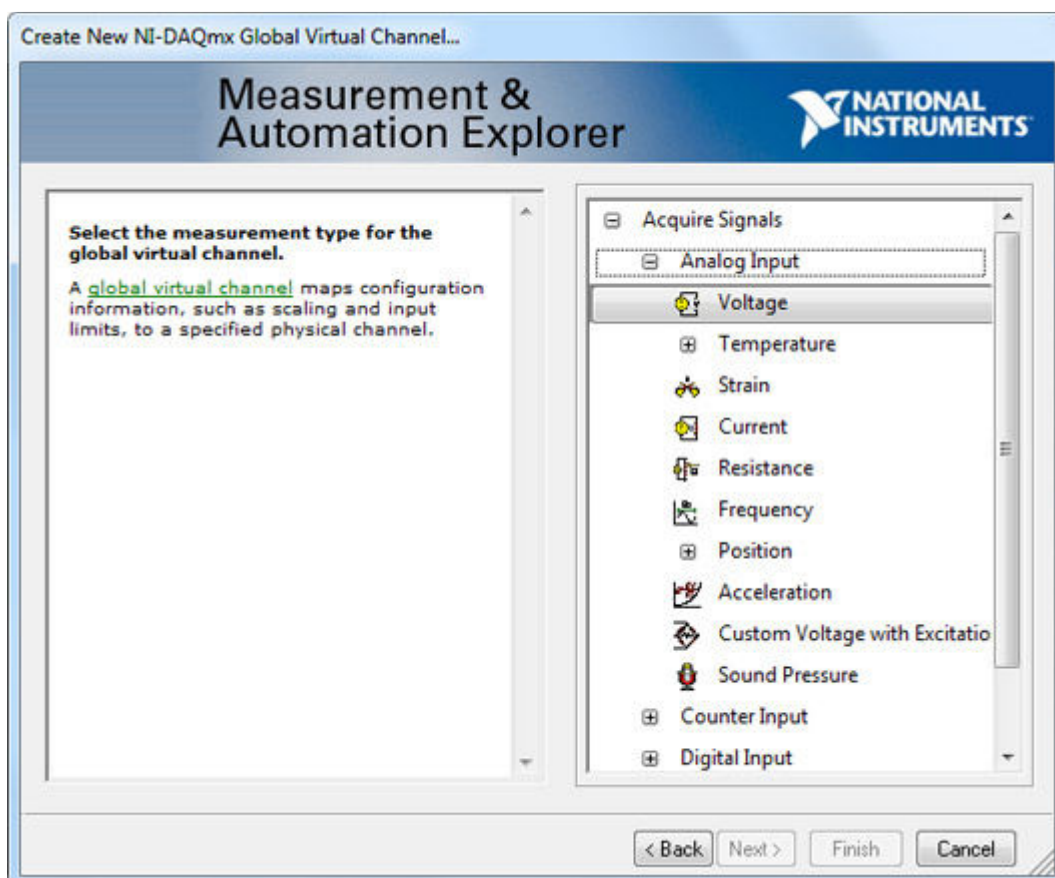


Figura 43 - Seleção de sinal em programa *Labview* para aquisição de dados

Outro passo para a leitura de dados neste sistema é a seleção dos canais onde há conectividade com os extensômetros. Neste programa há a possibilidade de seleção de até vinte canais, entretanto somente três canais foram necessários para leitura (a_0 , a_1 e a_2), como ilustrado na Figura 44.

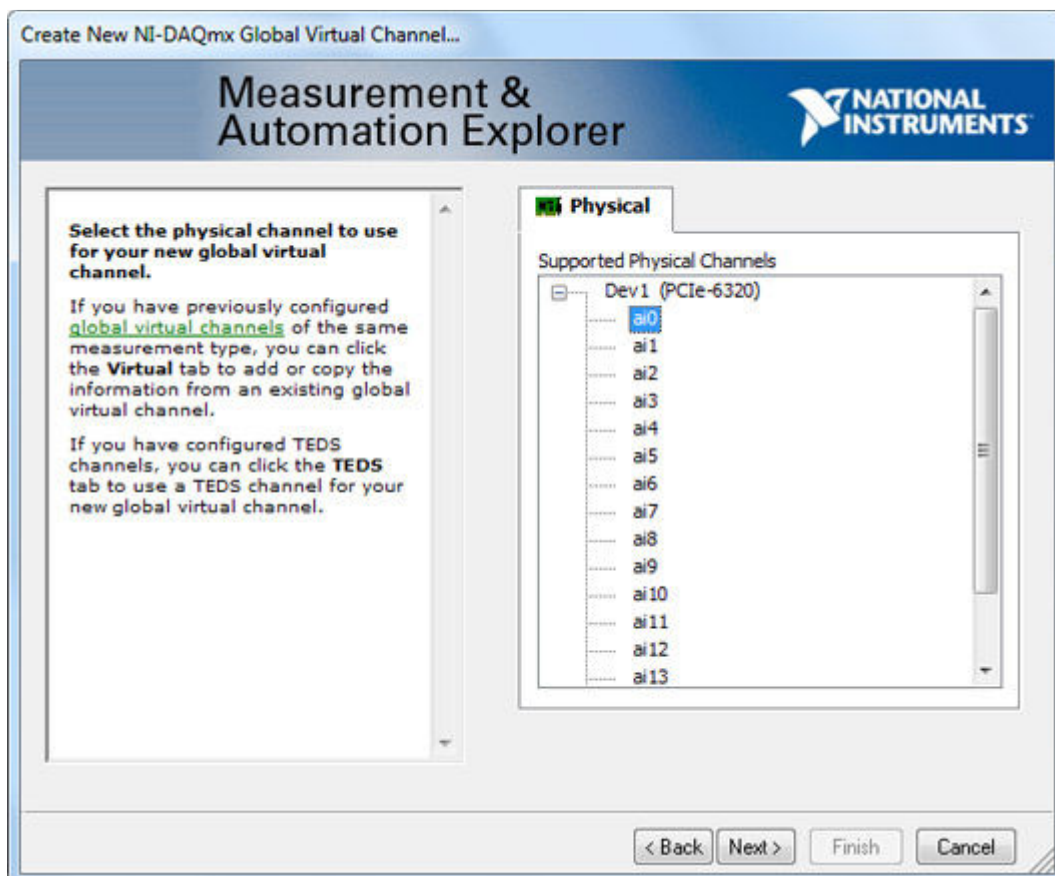


Figura 44 - Seleção de canais para aquisição de dados

A Figura 45 apresenta tela em Labview onde é possível visualizar as tensões nos canais 01 e 03 correspondentes às forças F_x e F_y (linhas azul e verde próximas a -200 mV) e no canal 02 referente ao M_z (linha vermelha próxima a 700 mV). Estes valores de tensões correspondem à leitura da plataforma sem a introdução da alça ortodôntica. Além de tela gráfica, há uma tela de valores para a leitura de tensão, conforme Figura 46. O valor da variação de tensão é o valor que fornece os dados experimentais de forças e momento reativo.

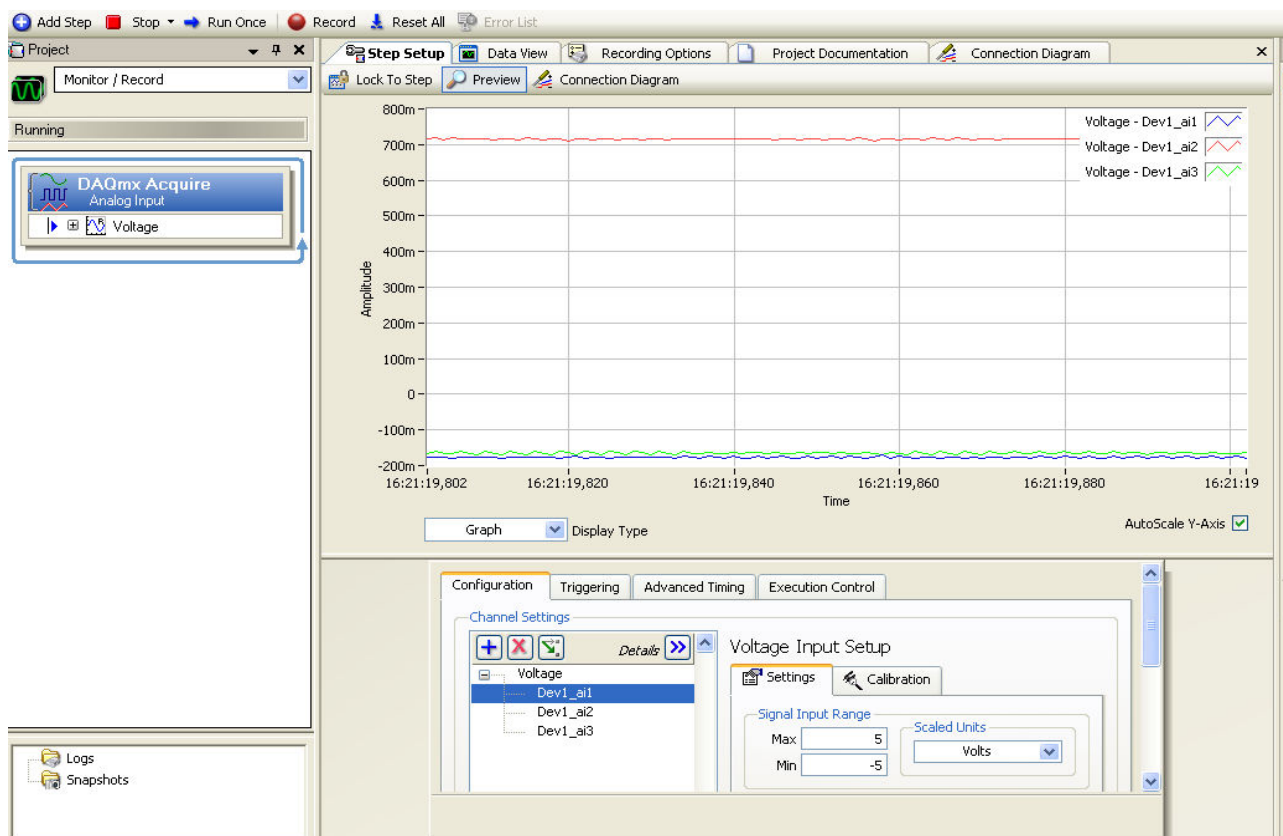


Figura 45 - Tensões nos extensômetros (Representação gráfica – Labview)

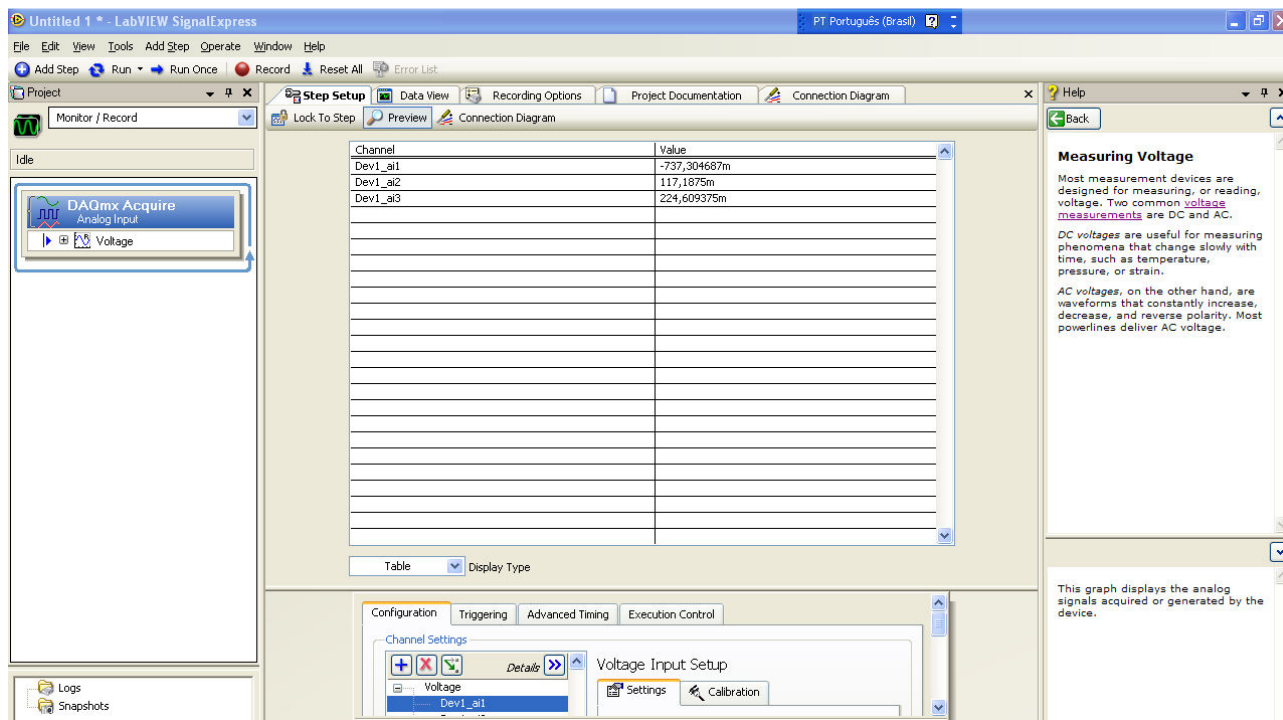


Figura 46 - Tensões nos extensômetros (Valores numéricos – Labview)

A plataforma descrita neste capítulo foi calibrada para leitura de forças nos eixos x e y e momento reativo em torno do eixo z , utilizando-se massas variando de 10 a 200 gramas (g). Para cada massa obteve-se um valor correspondente de tensão elétrica, dada em milivolts (mV). Gráficos de força *versus* tensão foram obtidos bem como equações matemáticas que definem o comportamento da plataforma.

4.4 – Coleta de dados experimentais

Neste trabalho de tese são realizadas análises experimentais para alças delta com e sem helicóide a fim de comparar os resultados com aqueles obtidos pelas análises com elementos finitos tridimensionais. As análises experimentais presentes neste trabalho fornecem resultados de forças reativas nos eixos x e y (F_x e F_y) e momento reativo em torno do eixo z (M_z) para alças delta com ângulo entre extremidades de 135° (padrão) e outras duas variações, cujos ângulo entre extremidades escolhidos são de 115° e 155° .

Para distância interbráquetes de 24,0 mm, o valor máximo de ativação possível para ensaio é de 8,0 mm devido às restrições do dispositivo experimental. Nesta tese adotou-se ativação máxima de 5,0 mm para todas as alças ensaiadas.

4.4.1 Calibração da Plataforma

Como etapa inicial do processo de mensuração de forças e momentos, a plataforma foi calibrada com 13 massas variando de 10 a 200 gramas acopladas nos eixos x e y . Os resultados desta calibração (tensão elétrica ou diferença de potencial ΔV em função da força ou momento) são apresentados nas curvas das Figuras 47 a 49.

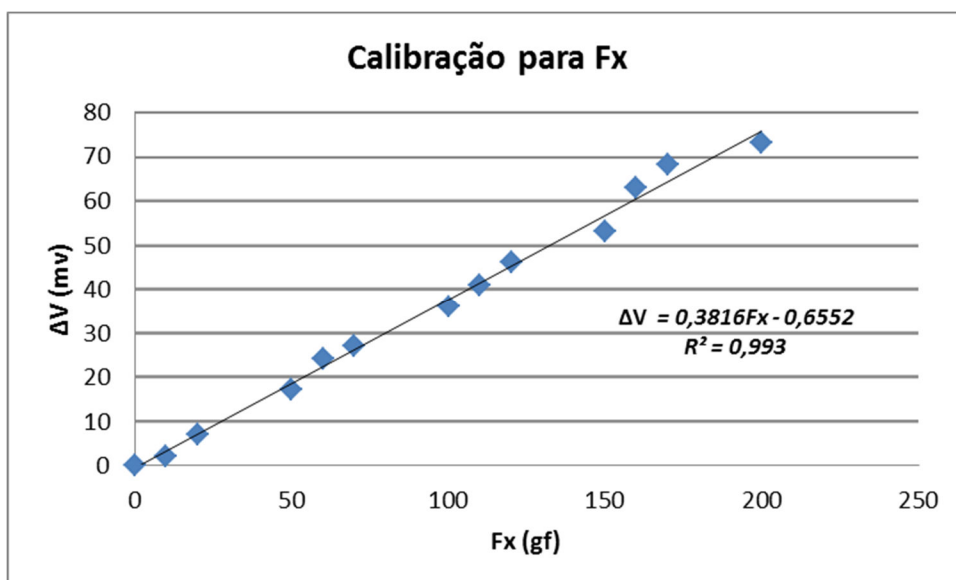


Figura 47 - Calibração para F_x

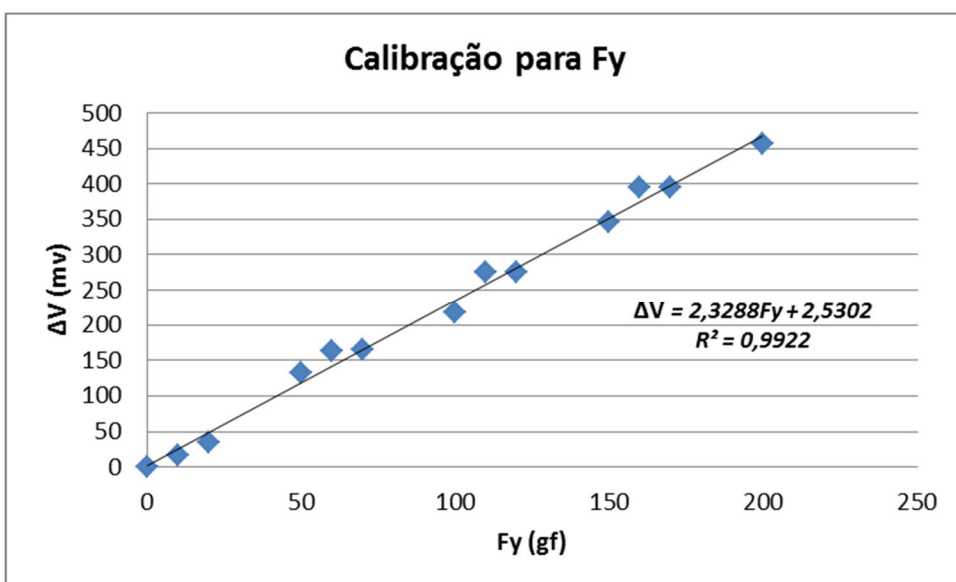


Figura 48 - Calibração para F_y

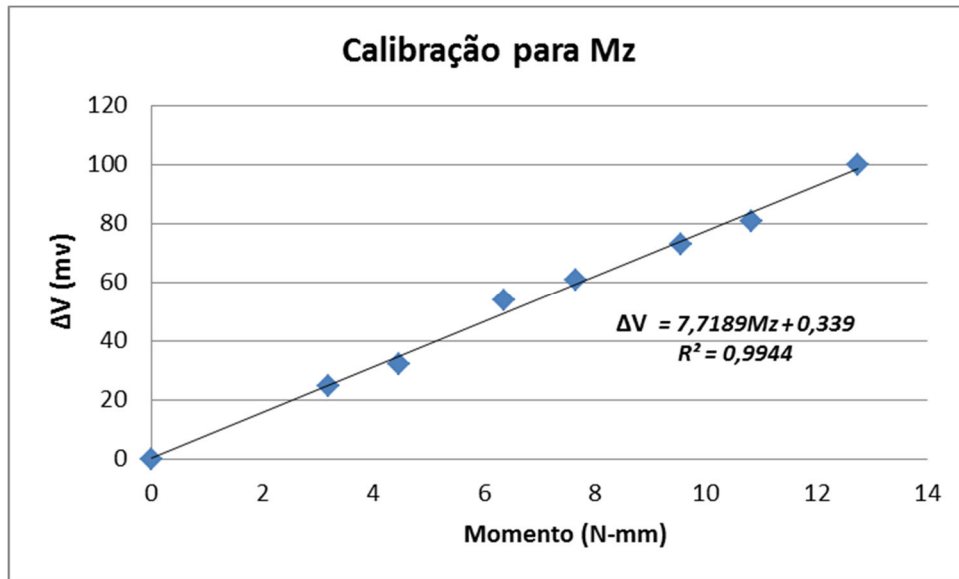


Figura 49 - Calibração para Mz

As Figuras 47 a 49 apresentam as linhas de tendência para F_x , F_y e M_z bem como as equações que representam a variação de tensão observada na plataforma em função dos valores de massas utilizados para calibração em grama-força (gf). Para efetiva medição de forças reativas de alças na plataforma, com o sistema de aquisição utilizado, os dados de calibração fornecem as equações de forças e momentos reativos em função da variação de tensão elétrica observada em milivolts (mV) para o sistema internacional (SI) de acordo com as Equações 1 e 2:

$$F_x = \left[\frac{(\Delta V + 0,6552)}{0,3816} \right] \cdot 0,00980665 \quad (1)$$

Onde,

F_x [N] – Força reativa no eixo x .

ΔV [mV] – Variação da tensão elétrica medida na plataforma.

$$M_z = \left[\frac{(\Delta V - 0,339)}{7,7189} \right] \cdot 0,00980665 \quad (2)$$

Onde,

M_z [N-mm] – Momento reativo em torno do eixo z .

ΔV [mV] – Variação da tensão elétrica medida na plataforma.

Equação similar pode ser descrita para as forças reativas na direção y (F_y) porém como para este tipo de alça as forças nesta direção são muito pequenas esta análise é suprimida. Momentos reativos em torno dos eixos x e y não são capazes de serem observados no equipamento utilizado.

4.4.2 Análise dos Dados

De acordo com Fernandes (1999), a estatística tem como objetivo fornecer informações tendo por base quantidade numérica. Ela divide o estudo e análise de dados em três fases:

- Obtenção dos dados;
- Descrição, classificação e apresentação dos dados;
- Conclusões (tomada de decisões à respeito dos dados analisados).

Nesta pesquisa, a obtenção dos dados foi efetuada pela medição de três grandezas em plataforma experimental, forças reativas nos eixos x e y e momento reativo em torno do eixo z , decorrentes da variação da ativação e do ângulo entre extremidades para alça delta com e sem *helicóide*. As forças reativas no eixo y obtidas experimentalmente são muito pequenas quando comparadas com as forças reativas obtidas no eixo x e por isso desconsideradas nesta análise. As alças estudadas experimentalmente foram divididas de acordo com as Tabelas 3 e 4.

Tabela 3: Tipos e número de amostras (Alça delta com helicóide)

Alça delta com helicóide		
Ângulo entre extremidades (115°)	Ângulo entre extremidades (135°)	Ângulo entre extremidades (155°)
Amostra ($n = 10$)	Amostra ($n = 10$)	Amostra ($n = 10$)

Onde,
n (Número de amostras)

Tabela 4: Tipos e número de amostras (Alça delta com helicóide)

Alça delta sem helicóide		
Ângulo entre extremidades (115°)	Ângulo entre extremidades (135°)	Ângulo entre extremidades (155°)
Amostra ($n = 10$)	Amostra ($n = 10$)	Amostra ($n = 10$)

De acordo com Tavares (2007), na teoria de decisão estatística os testes de hipótese têm uma grande importância permitindo, através de amostras populacionais, dizer até que ponto duas populações são iguais ou não, facilitando a tomada de decisão em função dos resultados.

Há cinco passos para decidir se uma hipótese é verdadeira ou falsa (Tavares, 2007):

1. Definir a hipótese de igualdade (H_0) e a hipótese alternativa (H_1) para tentar rejeitar H_0 (erros da tomada de decisão);
2. Definir o nível de significância (α);
3. Definir a distribuição amostral;
4. Definir as regiões (limites) de rejeição e aceitação;
5. Calcular a estatística da distribuição escolhida a partir dos valores amostrais para tomar a decisão.

A decisão é tomada de forma a rejeitar ou não o valor estatístico da distribuição. Se este valor estiver na região de rejeição, rejeitar, então, a hipótese nula, caso contrário a decisão será de que a hipótese nula não pode ser rejeitada.

O teste de hipóteses é considerado para uma média, onde a **hipótese de igualdade** é chamada de hipótese de nulidade ou H_0 e a **hipótese alternativa** é denominada H_1 . Nesta pesquisa, H_0 é o valor da média experimental, o qual é equivalente ao valor encontrado pelo método dos elementos finitos tridimensionais. A hipótese H_1 adotada neste experimento é do tipo bilateral, ou seja, $H_1: \mu \neq$ Valor encontrado na média experimental não é equivalente ao valor determinado pelo MEF.

O **nível de significância** está ligado à probabilidade de se rejeitar a hipótese H_0 quando ela é verdadeira. Com esta probabilidade fixada é possível determinar o valor crítico que separa a região de rejeição da hipótese H_0 da região de aceitação. Esta probabilidade é representada por α e seus valores mais utilizados são de 0,01 e 0,05 (Tavares, 2007), o

complementar do nível de significância é denominado por nível de confiança $(1-\alpha)$. Nesta pesquisa é considerado $\alpha = 0,05$. A Figura 50 mostra uma representação gráfica do nível de significância.

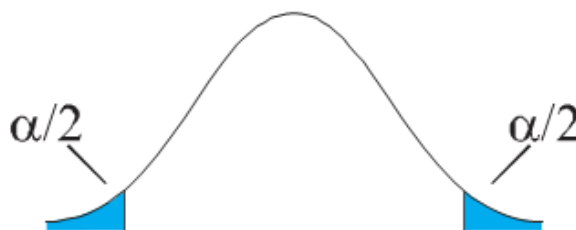


Figura 50 - Nível de significância

Fonte: Tavares (2007).

Na Figura 50, a área escura representa a probabilidade de se rejeitar H_0 sendo ela verdadeira.

Para esta tese foi adotado um teste de hipótese entre médias com distribuição t de Student (uma vez que o desvio padrão não é conhecido e as amostras são pequenas com $n < 30$) da forma da Equação 3:

$$t = \frac{\bar{x} - \mu}{s / \sqrt{n}} \quad (3)$$

Na Equação 3 tem-se, $\bar{x}$ (média amostral), μ (média populacional), s (desvio padrão) e n (tamanho da amostra).

Os limites entre as regiões de **rejeição** e **aceitação** da hipótese H_0 é definido em função de H_1 e da distribuição amostral adotada. Nesta tese o teste é bilateral, logo a região de aceitação (não-rejeição) com probabilidade $1 - \alpha$ e uma região de rejeição com probabilidade α ($\alpha/2 + \alpha/2$).

Para tomar a decisão, deve-se calcular a estimativa do teste t de Student a fim de se rejeitar ou não a hipótese H_0 . A equação 3 define este cálculo. Se o valor desta estatística estiver na região crítica de rejeição, H_0 deve ser rejeitada, caso contrário H_0 é aceita. A Figura 51 apresenta a região de rejeição considerada.

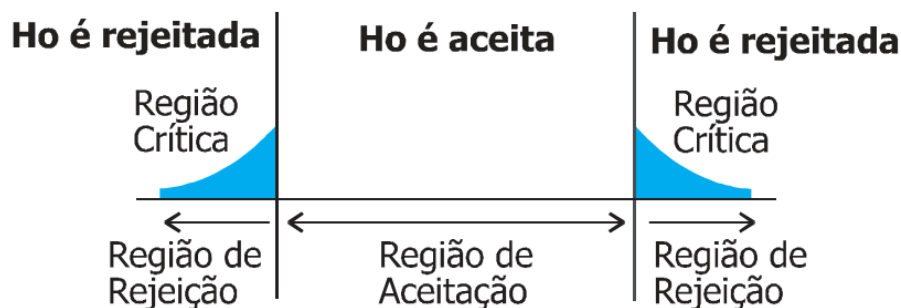


Figura 51 - Regiões de rejeição e aceitação em teste de hipótese

Fonte: Tavares (2007).

Nesta pesquisa o teste *t de Student* utilizado com nível de confiança de 95% é para amostra única, ou seja, comparar a média amostral verificada experimentalmente para cada caso proposto com o valor nominal encontrado pelo método dos elementos finitos, verificando se é possível afirmar que ambas são equivalentes ou não através da aceitação ou rejeição de H_0 . Se a hipótese H_0 é aceita, os valores médios obtidos experimentalmente podem ser considerados equivalentes aos valores obtidos numericamente.

É importante ressaltar que a rejeição de H_0 para esta pesquisa não significa que as análises experimentais não são válidas e sim que há diferenças entre os valores experimentais e numéricos devido a fatores, discutidos posteriormente no texto. A validade dos resultados experimentais é devida a um valor do desvio padrão aceitável e ao fato do valor obtido numericamente (valor teórico) estar próximo ao limite estabelecido pelo desvio padrão experimental.

Para todas análises de distribuição *t* foram considerados dados completos obtidos experimentalmente. Os dados foram analisados com o auxílio do programa *Microsoft Excel* e ferramenta de análise estatística *Action*, cujos resultados gráficos e tabelas encontram-se no Anexo B. Os resultados das análises experimentais estão descritos no Capítulo 5.

As Figuras 52 e 53 mostram os passos no programa *Microsoft Excel* para a análise estatística considerada.

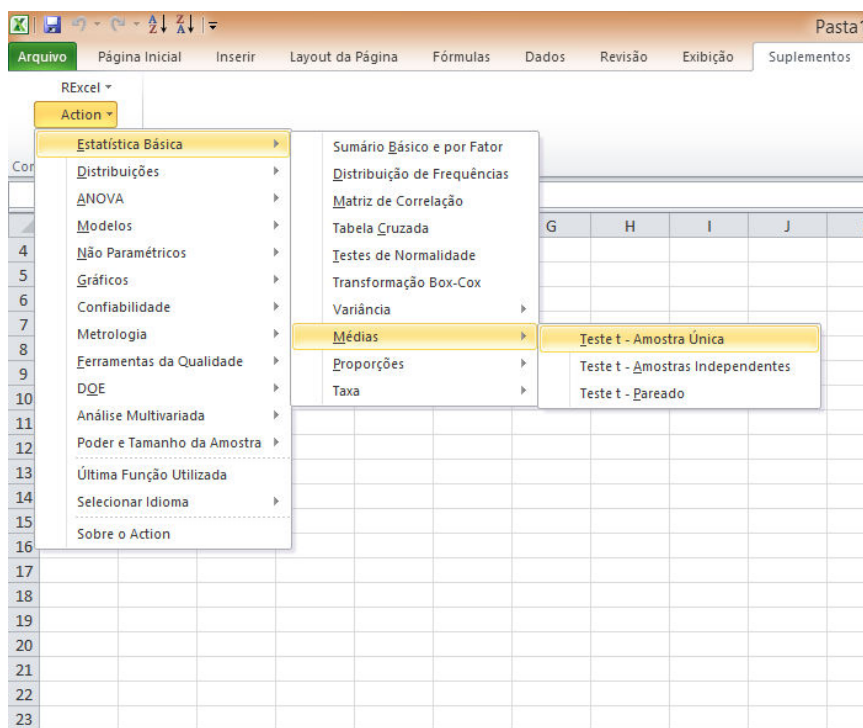


Figura 52 – Teste t de *Student* para amostra única em Microsoft Excel

Figura 53 - Tela para preenchimento de dados para análise t de *Student* para amostra única

A Figura 54 mostra exemplo de informações geradas com a análise.

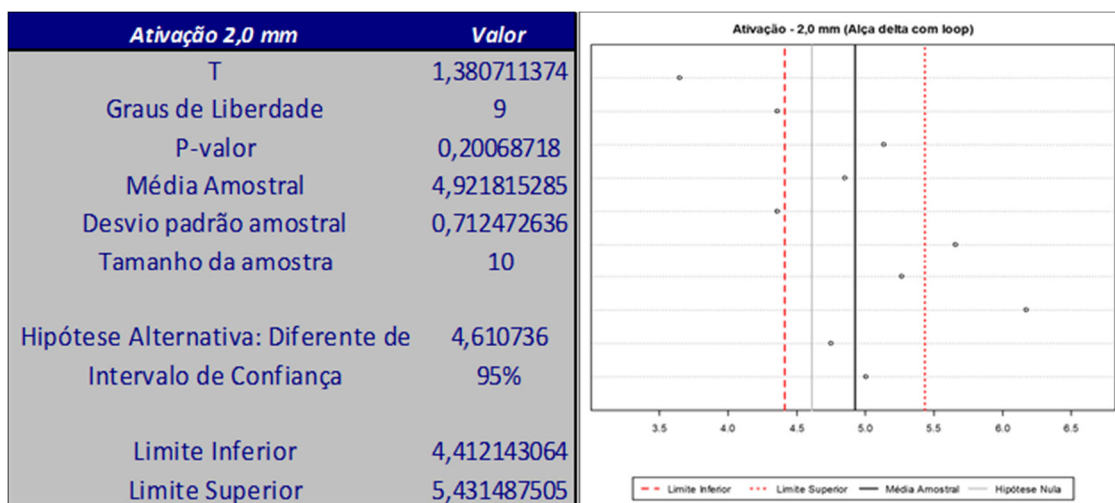


Figura 54 - (A) Dados completos. (B) Região de aceitação de H_0

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

5.1 ANÁLISE POR ELEMENTOS FINITOS TRIDIMENSIONAIS

Os resultados obtidos através do MEF 3D para alça delta com e sem *helicóide* abrangem as seguintes informações:

- Configuração geométrica deformada da alça devido à ativação;
- Distribuição de tensões de von Mises nas alças;
- Forças reativas;
- Momentos reativos;
- Relação momento/força (M/F) para os planos sagital e oclusal;
- Curvas de forças e momentos reativos bem como relação M/F em função da ativação da alça;
- Equações matemáticas que correlacionam força e momento reativo e a relação M/F com a ativação da alça.

5.1.1 Tensões

Após realizada a pré-ativação, as alças são solicitadas com deslocamentos no eixo x (ativação) variando de 0,0 a 12,0 mm para alça com *helicóide* e de 0,0 a 8,0 mm para alça delta sem *helicóide*. As ativações máximas são distintas entre as alças uma vez que a plastificação do dispositivo ocorre a partir de 13,0 mm para alça com *helicóide* e 9,0 mm para alça sem *helicóide*.

Para valores elevados de tensões pode-se gerar deformações plásticas no material, alterando consideravelmente ou, na grande maioria dos casos, diminuindo seu desempenho clínico sendo, portanto um dos critérios para a substituição do dispositivo ao longo do tratamento. Para a liga utilizada nesta pesquisa, regiões com tensões de von Mises maiores que 1240 MPa (Ferreira et al., 2013) indicam deformações plásticas, pontuais ou generalizadas.

As Figuras 55 e 56 mostram a variação da tensão de von Mises em todas as regiões da alça tipo delta com *helicóide*, antes do início da ativação (ativação zero) e para ativação de

12,0 mm, onde verificou-se ocorrer o início de plastificação do dispositivo. As Figuras 57 e 58 apresentam análise similar para alças do tipo delta sem helicóide, com ativação máxima de 8,0 mm (após este valor de ativação há deformação plástica para alça delta sem helicóide). Nessas análises observa-se que as tensões máximas variam de cerca de 210 MPa para alça delta com helicóide na posição de pré-ativação até aproximadamente 1016 MPa em ativação de 12,0 mm. Para a alça delta sem helicóide, as tensões máximas em posição pré-ativada são de aproximadamente 232 MPa com valores máximos próximos aos 1227 MPa em 8,0 mm de ativação. O valor máximo de tensão não ocorre porém em todas as regiões de ambas as alças, mas sim em pontos localizados: superfície interna do helicóide, região próxima ao engaste e na dobra superior da alça sem helicóide.

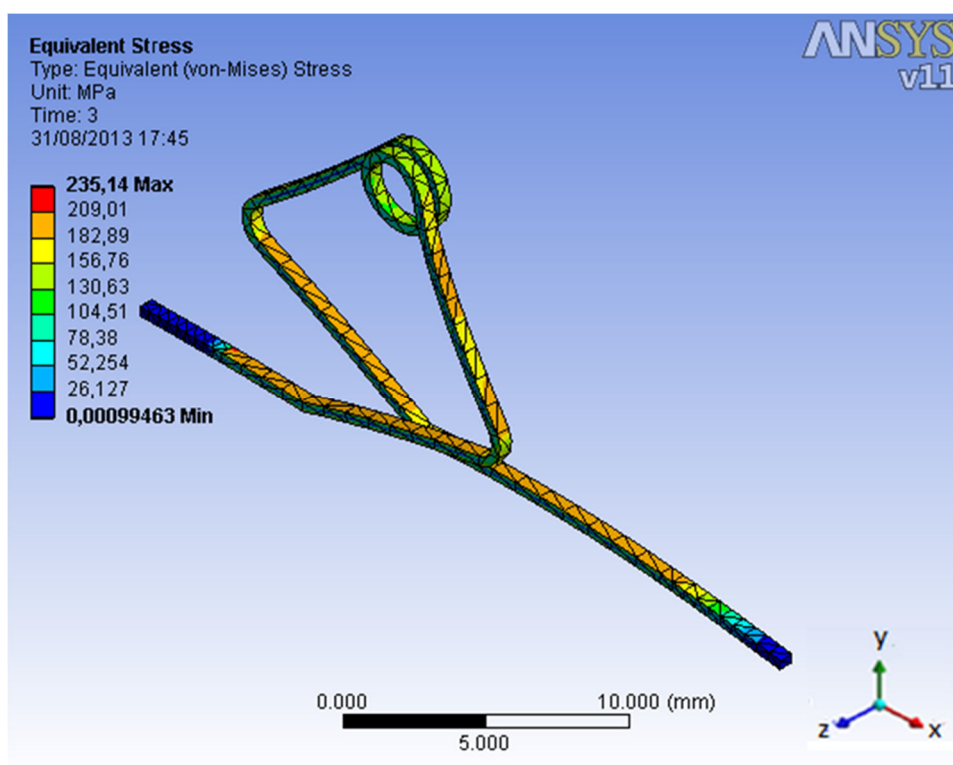


Figura 55 - Tensões de von Mises em alça delta com helicóide e ativação nula

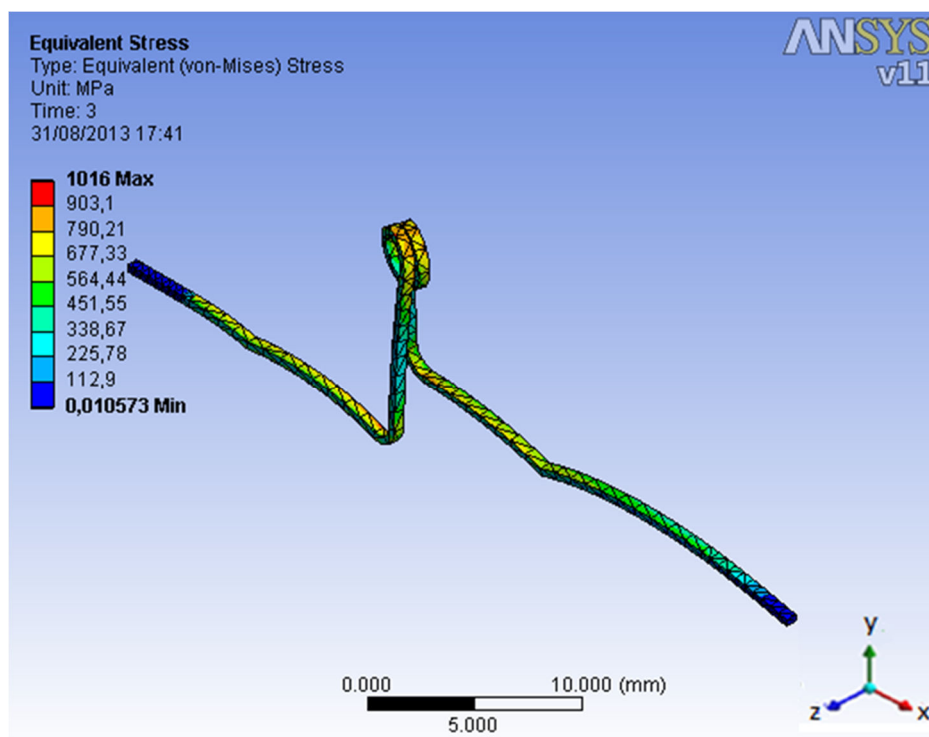


Figura 56 - Tensões de von Mises em alça delta com helicóide com ativação de 12,0 mm

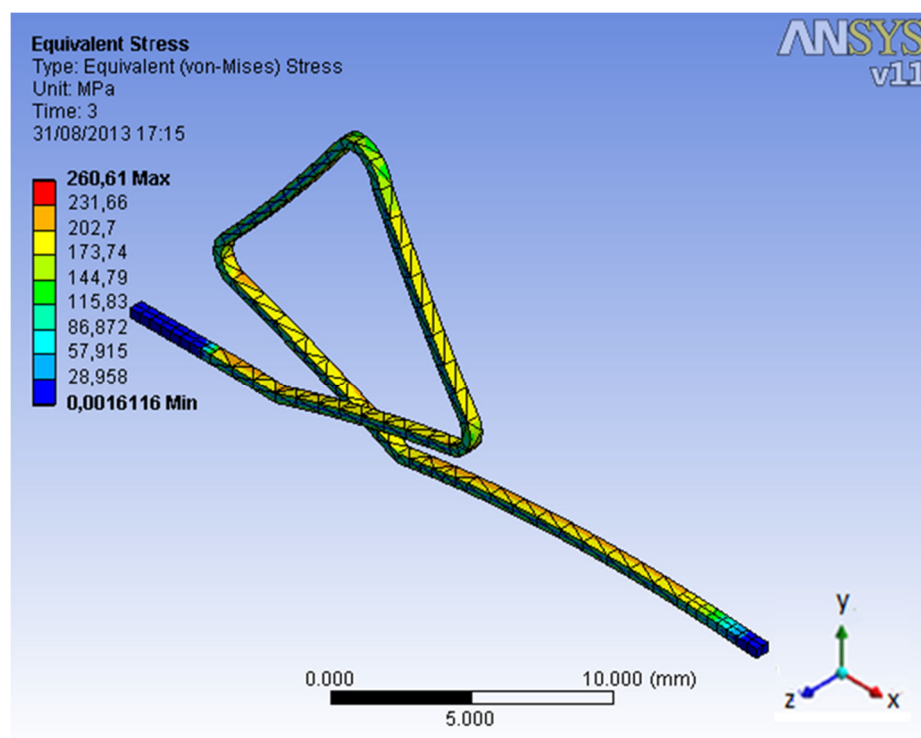


Figura 57 - Tensões de von Mises sem helicóide com ativação nula

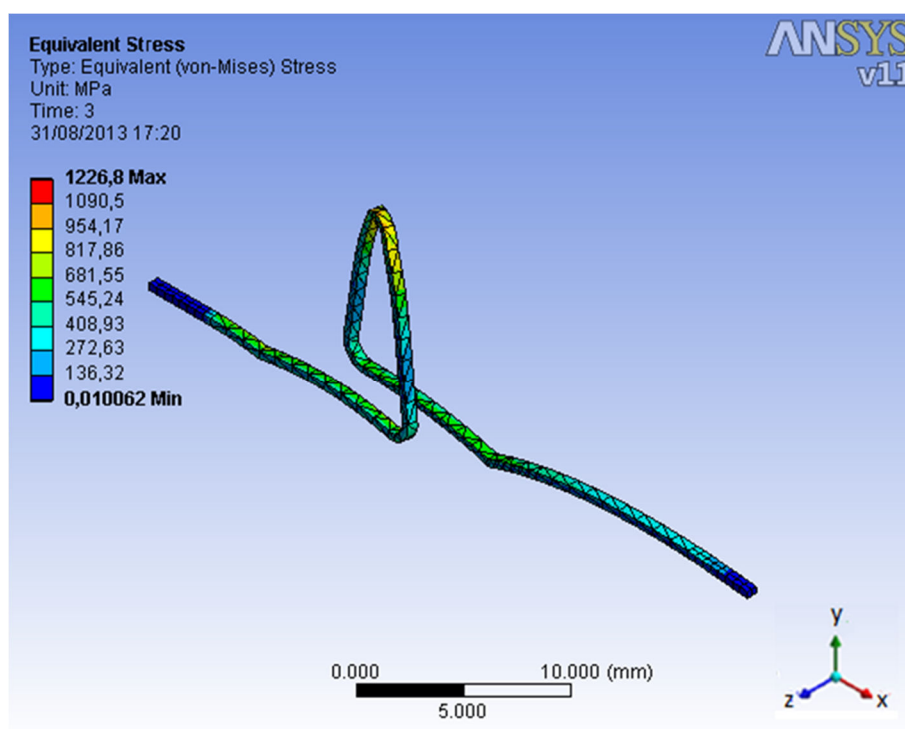


Figura 58 - Tensões de von Mises em alça sem helicóide com ativação de 8,0 mm

5.1.2 Forças Reativas

Ao se aplicar deslocamentos na extremidade beta da alça, surgem forças de reação na extremidade alfa. Tais forças são importantes para a identificação de parâmetros da alça, como a relação M_z/F_x , intrusão e extrusão dentária.

A cada intervalo de ativação foram encontradas as forças reativas nos eixos x , y e z na extremidade fixa. De acordo com os resultados, as forças reativas nos eixos y e z são praticamente nulas, podendo ser desconsideradas no uso para alças delta com e sem helicóide.

As forças reativas em x obtidas através do MEF 3D para alças com e sem helicóide estão ilustradas na Figura 59.

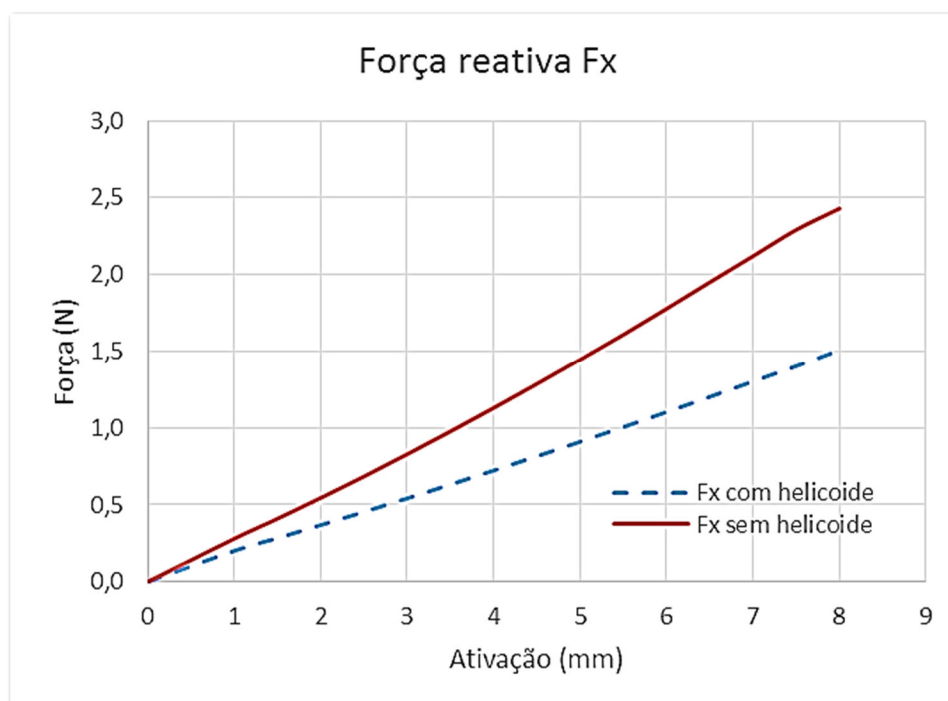


Figura 59 - Força reativa F_x (alças com e sem helicóide)

De acordo com o gráfico apresentado na Figura 59 observa-se que os módulos das forças reativas F_x aumentam para ambas as alças à medida que o deslocamento no eixo x aumenta. Valores de forças para alças delta com e sem helicóide possuem intensidades diferentes devido à existência do helicóide, que influencia o módulo das forças reativas na direção x no engaste da alça. Alças delta com helicóide possuem forças reativas de menor intensidade para um mesmo valor de ativação.

A alça delta com helicóide superior permite variação de força reativa de maneira mais gradual fornecendo uma resposta clínica interessante para tratamentos cujas forças aplicadas devem ser moderadas. A alça delta sem helicóide possui forças maiores em uma mesma ativação o que permite um uso clínico onde há a necessidade da aplicação de forças de maior intensidade.

Através das simulações via MEF 3D e análises gráficas dos resultados, pode-se estabelecer equações que definem a magnitude de forças para intervalos de ativação da alça com e sem helicóide de acordo com as Equações 4 e 5.

Força reativa eixo x (Alça com helicóide)

$$F_x = 0,0015a^2 + 0,174a + 0,0082 \quad (4)$$

Força reativa eixo x (Alça sem helicóide)

$$F_x = 0,0059a^2 + 0,2592a + 0,0032 \quad (5)$$

Onde,

F_x [N] - Força reativa atuante no eixo x .

a [mm], $0 \leq a \leq 8,0$. – Ativação de alça sem helicóide.

a [mm], $0 \leq a \leq 11,0$. – Ativação de alça com helicóide.

O uso de equações de forças reativas para alça delta presente neste trabalho preenche uma lacuna presente na literatura e é um instrumento para auxílio, por exemplo, na determinação de forças de intrusão e extrusão dentária F_y (que para esta alça é muito pequena) bem como outros parâmetros de interesse como o tipo de fixação de alças no dente, resistência, entre outros.

As forças reativas nos eixos y e z mostraram-se muito pequenas se comparadas com as forças atuantes no eixo x , logo serão desprezadas nesta pesquisa.

5.1.3 Momentos Reativos

Ao se aplicar deslocamentos na extremidade da alça delta surgem, além de forças, momentos reativos na extremidade fixa. O valor de cada momento, assim como os de força, foi mensurado utilizando o MEF 3D em intervalos de deslocamento até o limite elástico.

Os valores dos momentos reativos foram computados e com eles obtidas curvas de momentos em torno dos eixos y e z em função da ativação. A Figura 60 mostra as curvas de momentos para ambas as alças. O momento reativo em torno do eixo x (M_x) observado é nulo para alças delta com e sem helicóide e por isso é desconsiderado nesta pesquisa.

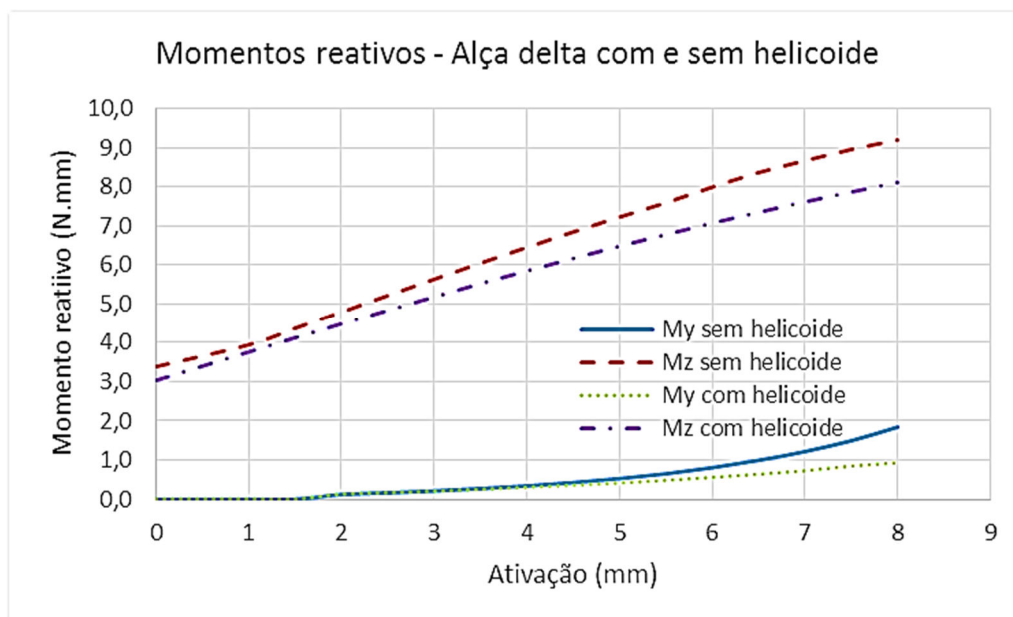


Figura 60 – Momentos reativos alça delta com e sem helicóide

Conforme curvas apresentadas na Figura 60, para ativação nula das alças não há momentos em torno do eixo y porém há um momento inicial em torno do eixo z . Ao longo da ativação o momento reativo em torno do eixo y deixa de ser nulo aumentando de maneira não linear com a ativação. Os valores de momentos reativos em torno do eixo y (M_y) variam até 2,26 N.mm para alças delta com helicóide e com valores máximos de 1,84 N.mm para alças sem helicóide.

Há um comportamento similar para a variação de momentos reativos M_z para ambas as alças, com valores maiores de tais momentos reativos para alças delta sem helicóide se considerado um mesmo valor de ativação. Os momentos reativos em torno do eixo z variam de 3,029 N.mm (ativação nula) a 9,582 N.mm (ativação de 12,0 mm) para alça delta com helicóide e de 3,386 N.mm (ativação nula) a 9,195 N.mm (ativação de 8,0 mm) para alça delta sem helicóide.

Tal análise detalhada de momentos reativos é de extrema importância para determinação de relações momento/força (M/F). Para um estudo considerado os momentos em torno dos três eixos (x,y,z) é possível quase que exclusivamente por análise de MEF 3D uma vez que análises por MEF 2D não permitem detectar variações de M_y como encontrado na literatura (Ferreira et al., 2013).

5.1.4 Relação Momento Força (M/F)

Com os valores de forças e momentos identificados pode-se determinar a relação M/F e relacioná-la com o tipo de movimentação dentária, auxiliando o profissional na seleção da ativação mais adequada para alças do tipo delta.

De acordo com os dados obtidos através do MEF 3D foram gerados gráficos para:

- Relações M_z/F_x (plano sagital, ou plano xy) em função do deslocamento de ativação da alça tipo delta com e sem helicóide e um comparativo entre esta relação entre as alças;
- Relações M_y/F_x atuantes no plano oclusal equivalente à M^*/F encontradas em Raboud et al., (1997);

As curvas apresentadas na Figura 61 mostram o comportamento da relação M_z/F_x para alça delta com e sem helicóide e o gráfico da Figura 62 mostra a variação da relação M_y/F_x para ambas as alças.

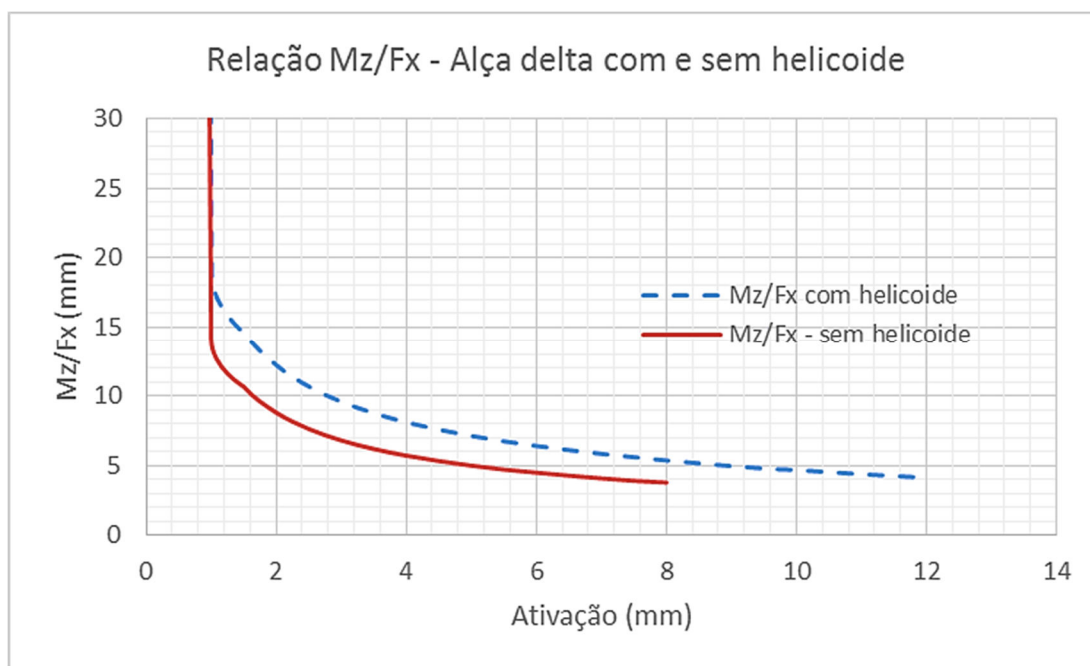


Figura 61 - Relação M_z/F_x (comparação entre alça delta com e sem helicóide).

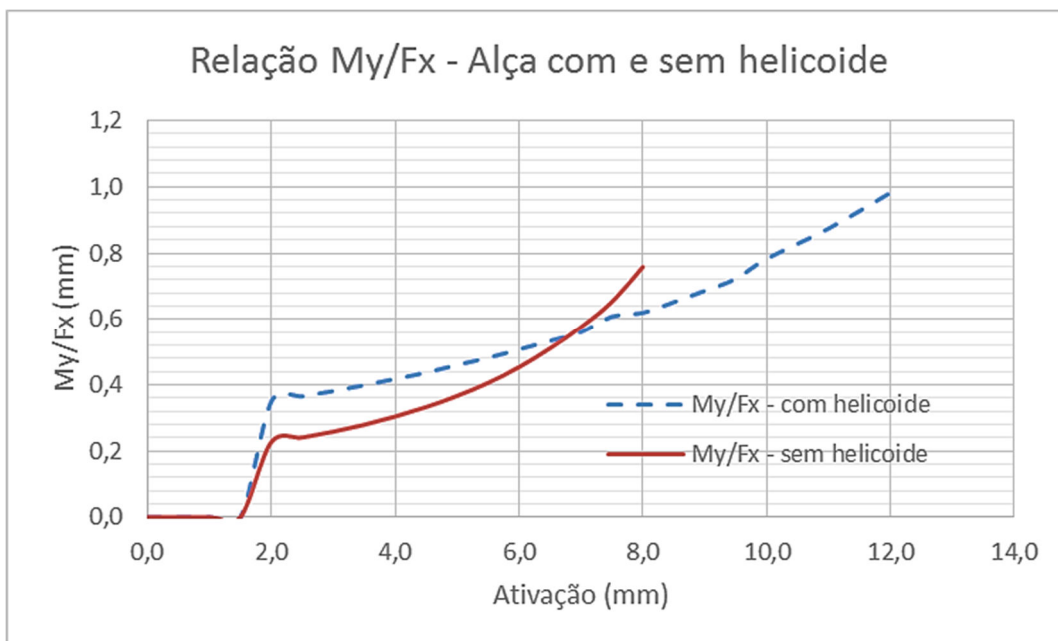


Figura 62 - Relação M_y/F_x (Alça delta com e sem helicóide).

A relação M_y/F_x é responsável pela movimentação dentária no plano oclusal (ou plano xz). Como o valor máximo desta relação é de 0,758 mm para alça sem helicóide em 8,0 mm de ativação e de 0,981 mm para alça com helicóide para 12,0 mm de ativação, não há movimento dentário no plano oclusal para esta alça, de acordo com Raboud et al., (1997) que determina uma relação mínima de M_y/F_x igual a 3,5 mm. De acordo com os gráficos apresentados nesta seção, observa-se que alças delta com helicóide podem possuir valores maiores de ativação uma vez que possuem início de deformação plástica mais tardio com forças, momentos e relações M/F distintas.

Além das informações gráficas, equações que descrevem o comportamento da relação momento/força são de grande utilidade na escolha da alça e da ativação empregada para obterem-se determinados resultados de deslocamento dentário. As Equações 6 e 7 fornecem o valor da relação M_z/F_x para as alças. Como não é previsto movimentação dentária no plano oclusal, equações que definem a relação M_y/F_x foram desconsideradas.

Relação M_z/F_x Alça Delta com helicóide

$$\left(\frac{M_z}{F_x}\right) = \left(\frac{1000+2052,96a-69,944a^2}{1+162,799a+74,741a^2-0,81a^3}\right) \quad (6)$$

Relação M_z/F_x Alça Delta sem helicóide

$$\left(\frac{M_z}{F_x}\right) = \left(6,0786 - 0,2282a + \frac{16,606}{a}\right) \quad (7)$$

Onde,

M_z [Nmm] – Momento atuante em torno do eixo z .

F_x [N] - Força reativa atuante no eixo x .

a [mm] - Ativação ($1,0 \leq a \leq 8,0$ alça sem helicóide e $1,0 \leq a \leq 11,0$ mm alça com helicóide).

5.1.5 – Previsão de Movimentação Dentária Através de Forças e Momentos obtidos pelo MEF

De acordo com os gráficos e equações obtidos das análises por MEF 3D, pode-se identificar os seguintes movimentos dentários nas Figuras 63 a 66, tendo-se como base o trabalho de Raboud et al., (1997):

1. Alça Delta com helicóide

Ativação entre 0,0 e 1,0 mm: Tendência de inclinação não controlada de raiz, sentido anti-horário, com centro de rotação coincidindo com o centro de gravidade do dente.

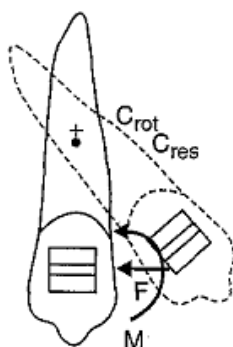


Figura 63 – Inclinação não controlada de raiz ($M/F \rightarrow \infty$)
Fonte: Adaptada de Raboud et al., (1997).

Ativação entre 1,0 a 3,5 mm: Tendência de inclinação controlada de coroa

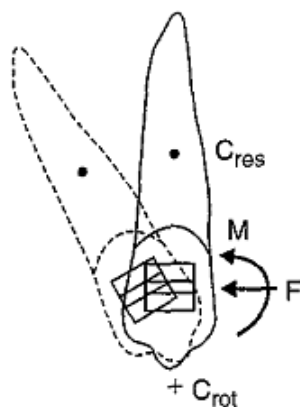


Figura 64 - Inclinação controlada de coroa ($M/F > 8,5$ mm)
Fonte: Adaptada de Raboud et al., (1997).

Ativação entre 3,5 a 4,5 mm: Movimento de translação

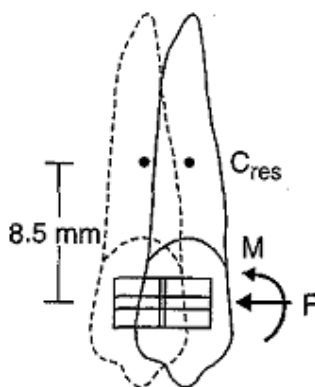


Figura 65 – Translação ($M/F = 8,5$ mm)
Fonte: Adaptada de Raboud et al., (1997).

Ativação de 4,5 mm a 12,0 mm: Tendência de inclinação controlada de raiz, sentido horário, com centro de rotação (C_{rot}) localizado na coroa do dente.

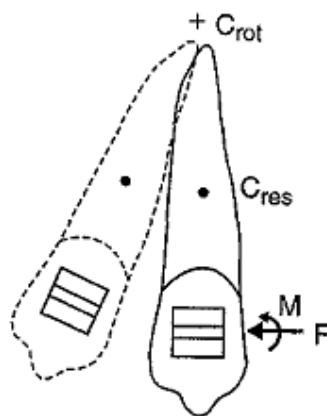


Figura 66 – Inclinação controlada de raiz com $M_z/F_x < 8,5$ mm
Fonte: Adaptada de Raboud et al., (1997).

2. Alça Delta sem helicóide:

Ativação entre 0,0 e 1,0 mm: Tendência de inclinação não controlada de raiz (Figura 63).

Ativação entre 1,0 e 2,0 mm: Tendência de inclinação controlada de coroa (Figura 64).

Ativação entre 2,0 e 3,0 mm: Translação (Figura 65).

Ativação de 3,0 a 8,0 mm: Inclinação controlada de raiz (Figura 66).

De acordo com a literatura (Gjessing 1994; Nikolai 1975) a força ortodôntica ideal é a que fornece a melhor resposta biológica desejável, resultando em movimentação dentária rápida com pouco ou nenhum desconforto ao paciente. Valores exatos de forças ortodônticas ideais ainda não foram estabelecidos porém valores muito elevados de força podem resultar em danos no tecido e alterações indesejadas na relação M/F. Valores aproximados de forças para translação estão entre 75 a 260 gf (0,73 N a 2,55 N).

De acordo com os resultados apresentados neste capítulo e com dados encontrados na literatura, observa-se que há a possibilidade do uso clínico de ambas as alças delta (com e sem helicóide) com resultados equivalentes para movimentação dentária de translação porém com diferentes valores de ativação entre ambas. Para inclinação de coroa e de raiz o uso clínico desta alça indica a tendência do movimento.

5.2 INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO ANGULAR ENTRE EXTREMIDADES

Um parâmetro geométrico importante, cujos estudos de sua variação não são encontrados na literatura para este tipo de alça, é o ângulo entre as extremidades e sua influência nas forças reativas, momentos e relação M/F. A variação angular entre as extremidades antes da ativação pode ser facilmente alcançada dobrando-se manualmente o dispositivo ortodôntico, obtendo-se resultados diferentes ao longo do tratamento clínico e de acordo com a necessidade do profissional. A alça delta desta pesquisa, seja ela com ou sem helicóide, baseada nos estudos de Ferreira (2010), possui ângulo (δ) entre extremidades fixo de 135° . Nesta Subseção os ângulos entre extremidades variam de 115° a 165° , com incremento de 10° .

Observou-se numericamente que a faixa de variação angular de 115° a 165° é recomendável uma vez que para ângulos entre extremidades abaixo de 115° surgem tensões acima do limite elástico ainda na pré-ativação, e para ângulos acima de 165° a geometria da alça delta é comprometida.

As Figuras 67 a 69 mostram a modelagem da variação angular entre as extremidades da alça delta sem helicóide. As alças delta com helicóide são analisadas com a mesma variação angular apresentada.

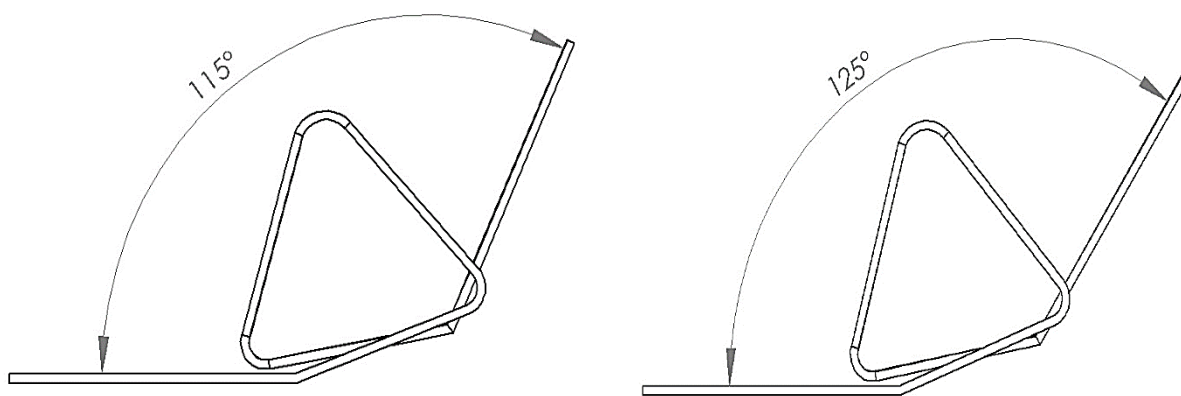


Figura 67 - Alça delta sem helicóide com ângulos entre extremidades de 115° (esquerda) e 125° (direita)

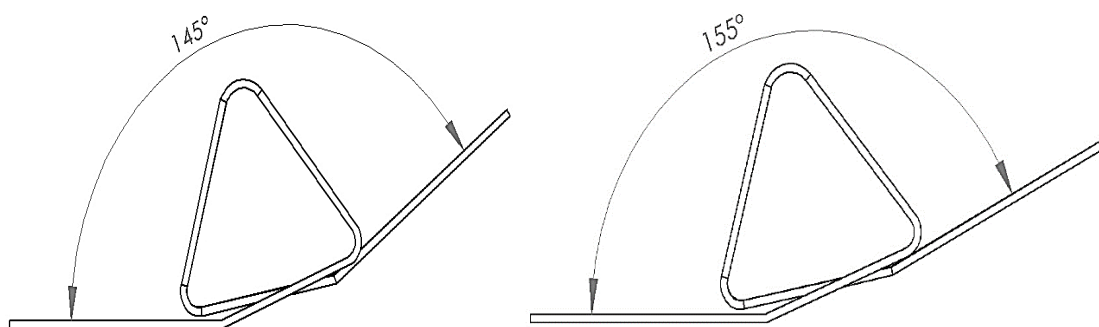


Figura 68 - Alça delta sem helicóide com ângulos de 25° (esquerda) e 30° (direita)

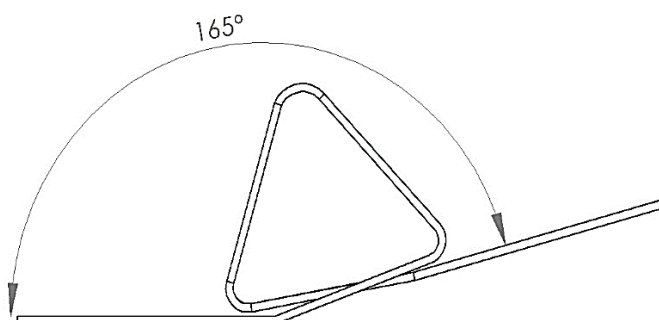


Figura 69 - Alça delta sem helicóide com ângulos de 40° (esquerda) e 45° (direita)

Para uma comparação do comportamento de tensões, forças e relação M/F relacionadas à variação angular entre extremidades de alças delta com e sem helicóide, foram adotados os seguintes valores de ativação: 0,0; 1,0; 3,0; 5,0 e 8,0 mm para alças sem helicóide e de 0,0; 2,0; 4,0; 6,0; 8,0 e 10,0 mm para alças com helicóide, com ângulos entre extremidades variando de 115° a 165° para ambas as alças.

5.2.1 Análise de Tensões com Variação Angular entre Extremidades

As tensões possuem valores diferentes para cada região da alça (máximos, intermediários e mínimos). Entretanto, aqui serão analisados os valores máximos de tensões para cada ativação e ângulo entre extremidades citados na Subseção anterior. As Figuras 70 e 71 apresentam as curvas de tensões obtidas para alça delta com e sem helicóide em função da ativação e variação angular entre extremidades.

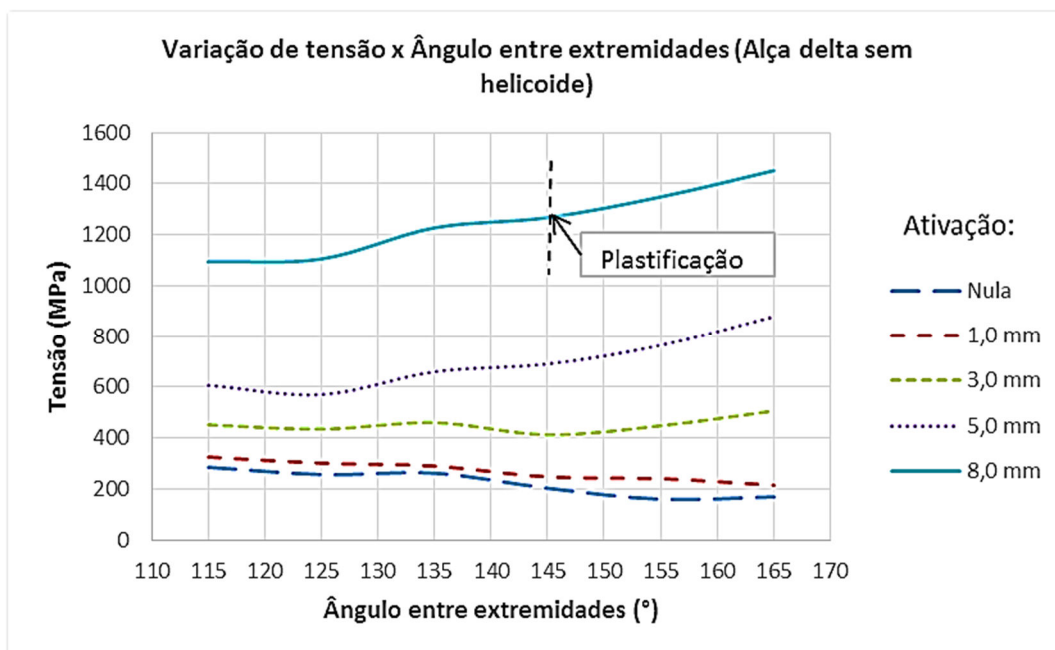


Figura 70 - Tensão x variação angular (alça delta sem helicóide)

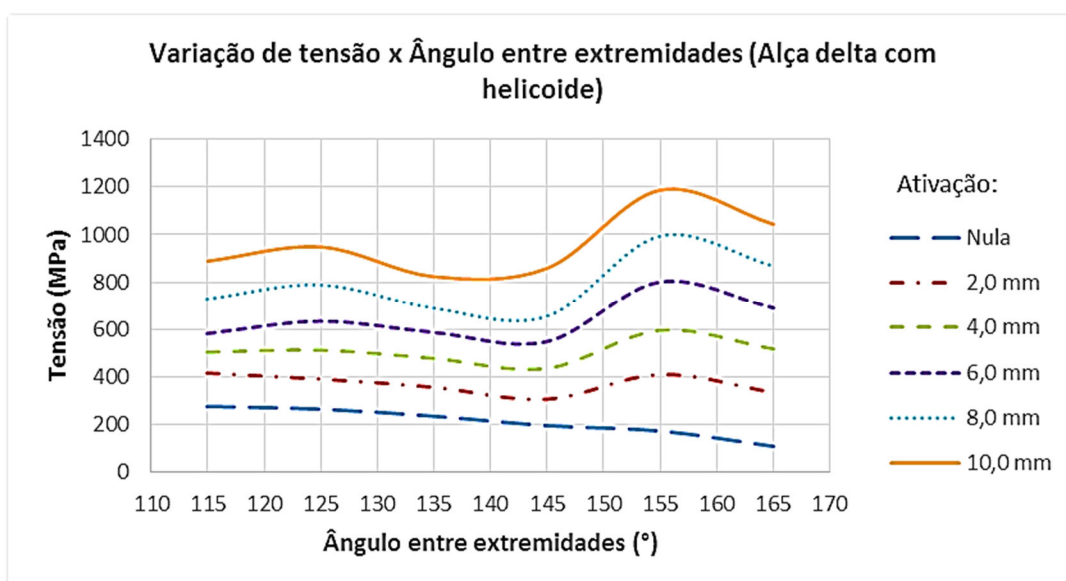


Figura 71 - Tensão x variação angular (alça delta com helicóide)

De acordo com as curvas de tensão apresentadas nas Figuras 70 e 71, observa-se que para alças delta com e sem helicóide a tensão máxima atuante na alça varia com a ativação e o ângulo entre extremidades de maneira não linear.

Para a alça delta sem helicóide, em pequenos valores de ativação (0 a 1,0 mm), as tensões máximas diminuem com o aumento do ângulo entre extremidades. A partir de 3,0 mm até 8,0 mm de ativação há pouca variação nos valores de tensões com ângulo entre extremidades variando entre 115° e 125°. Para ângulos entre extremidades maiores que 135°, há uma queda no valor das tensões para ativação de até 3,0 mm. Para valores de ativação entre

3,0 e 8,0 mm, há um aumento no valor das tensões ao se aumentar o ângulo entre extremidades. Neste caso, para 8 mm de ativação, a tensão supera o valor da tensão de escoamento, indicando possível plastificação do dispositivo em ângulos entre extremidades maiores que 145°.

Em alças delta com helicóide e ativação nula, as tensões diminuem com o aumento do ângulo entre extremidades. Ao se aplicar valores de ativação, o comportamento das curvas de tensão é similar até a ativação máxima considerada, de acordo com a Figura 71. Para ativação acima de 2,0 mm há um aumento na tensão com ângulos entre extremidades variando de 125° a 135° e uma queda na tensão abrindo-se as extremidades para um ângulo de 145°. Em ângulos de 145° a 155° a tensão aumenta, voltando a diminuir se o ângulo entre extremidades for aumentado acima dos 155°.

5.2.2 Análise de Forças com Variação Angular entre Extremidades

Nesta Subseção são apresentados os valores de forças na direção x em função da ativação e da variação angular entre extremidades. Valores de forças nos eixos y e z são nulos conforme apresentado na subseção anterior.

Assim como as tensões, as forças foram mensuradas numericamente para diferentes valores de ativação e ângulos entre extremidades gerando os gráficos das Figuras 72 e 73.

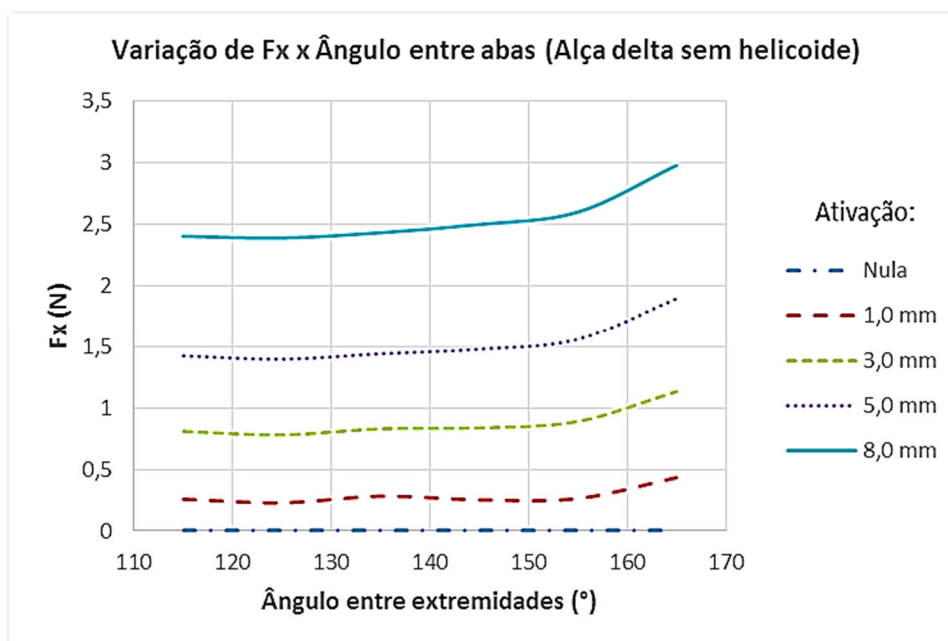


Figura 72 – Variação de forças (F_x) em função do ângulo entre extremidades para alça delta sem helicóide

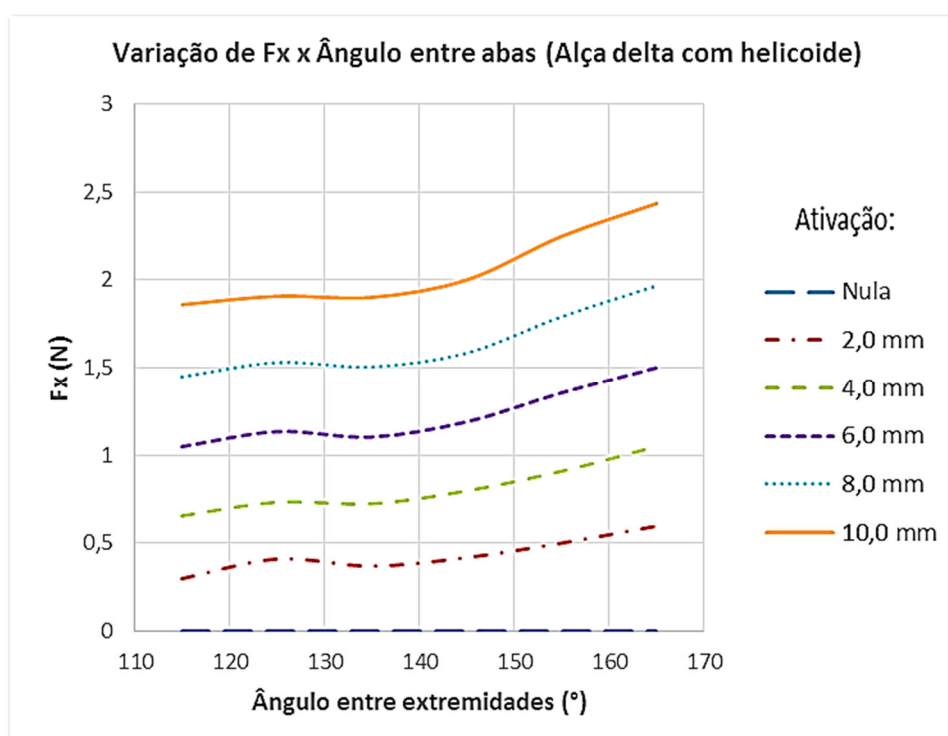


Figura 73 - Variação de forças (F_x) em função do ângulo entre extremidades para alça delta com helicóide

Pelas curvas apresentadas, observa-se que o comportamento das forças variam de maneira diferente entre as alças delta com e sem helicóide em função do ângulo entre extremidades. Porém, para uma mesma alça, este comportamento é similar entre as curvas para cada valor de ativação.

Para alças delta sem helicóide e ativação de até 8,0 mm, as forças têm pequena variação ao diminuir o ângulo entre extremidades. Ao se aumentar em até 155° entre extremidades há um pequeno aumento no valor das forças (F_x), cuja variação aumenta com o aumento da ativação. Para ângulo entre extremidades entre 155° e 165° há um aumento acentuado nas forças de reação.

Assim como nas alças delta sem helicóide para alças delta com helicóide as curvas de variação de forças reativas são similares entre si para qualquer valor de ativação. No ângulo entre extremidades entre 125° a 135° o valor da força (F_x) apresenta pouca variação.

Com ângulos entre extremidades menores que 125° a 115° verifica-se uma queda no valor da força reativa, para qualquer valor de ativação. Ao se aumentar o ângulo entre extremidades variando de 135° a 165°, a força reativa aumenta para qualquer valor de ativação, com comportamento não linear e aumento da inclinação com o aumento da ativação.

5.2.3 Influência do Ângulo entre Extremidades na Relação M/F

O principal parâmetro para avaliar a tendência de movimentação dentária originadas através do uso de alças ortodônticas é a relação momento/força. A relação considerada nesta pesquisa é a relação M_z/F_x uma vez que os momentos (M_x e M_y) são pouco representativos (nulos ou próximos a zero), bem como as forças F_y e F_z são nulas, como apresentado nos itens 5.1.2 e 5.1.3 deste trabalho. As Figuras 74 e 75 mostram a variação da relação M_z/F_x para o plano sagital (plano xy), em função do ângulo entre extremidades de alças delta sem e com helicóide.

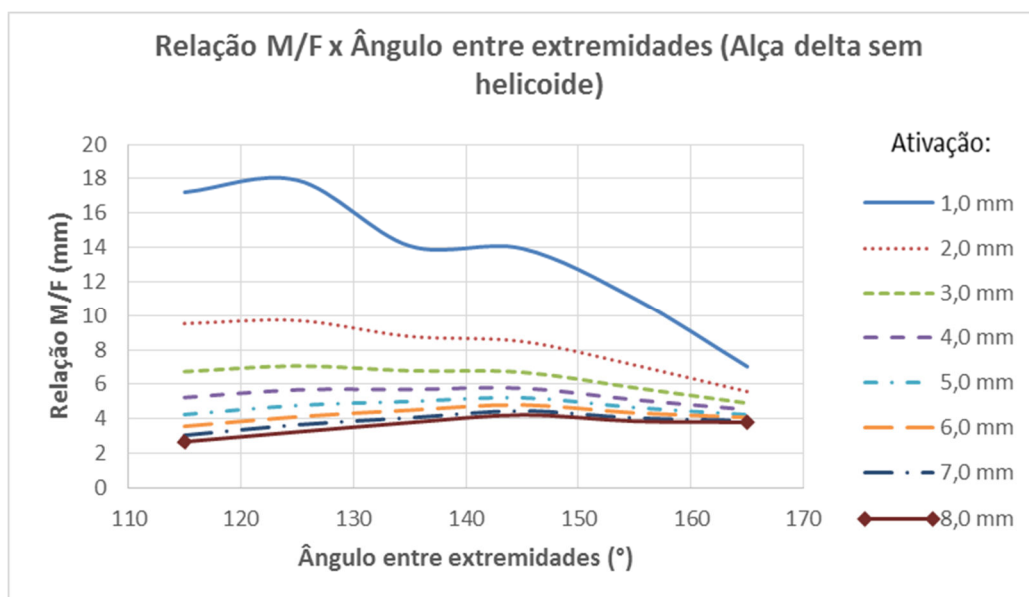


Figura 74 - Ângulo entre extremidades x Relação M_z/F_x (alça sem helicóide)

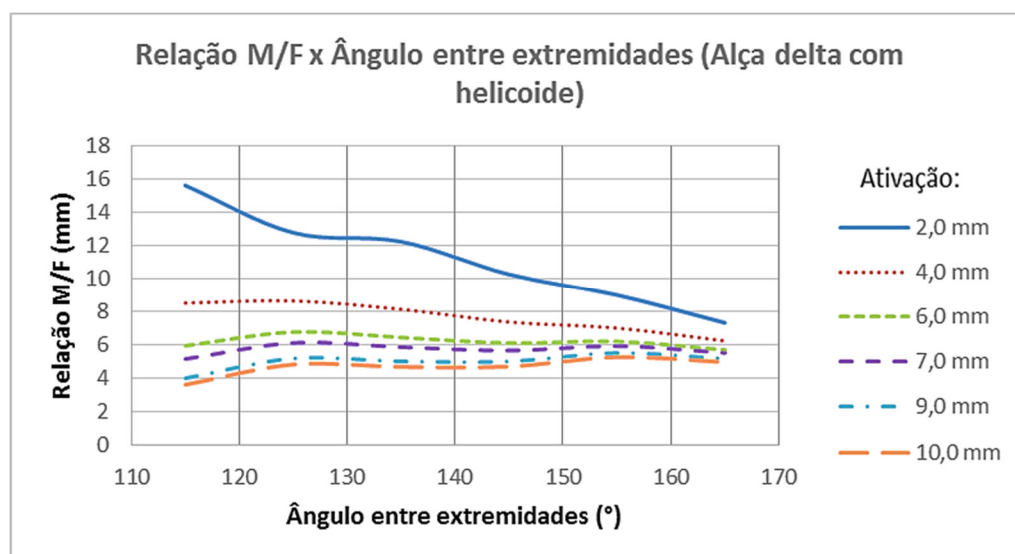


Figura 75 - Ângulo entre extremidades x Relação M_z/F_x (alça com helicóide)

Para ambas as alças delta, de acordo com as curvas das Figuras 74 e 75, observa-se que a influência da relação M_z/F_x ligada à variação do ângulo entre extremidades apresenta maior variação para pequenos valores de ativação (curvas de 1,0 mm para alça com helicóide e de 2,0 mm para alça sem helicóide). Outro fator comum é a existência de diferentes valores da relação M_z/F_x para diferentes ângulos entre ambas, mesmo com um mesmo valor de ativação.

De acordo com os gráficos da Figura 74 observa-se, que para uma ativação de 1,0 mm a relação M_z/F_x cresce ao diminuir o ângulo entre extremidades abaixo de 135° , apresentando pequena variação ao aumentar o ângulo entre extremidades de até 145° e diminui consideravelmente para aumento do ângulo entre extremidades 145° e 165° .

Em alças delta com helicóide a variação da relação M_z/F_x tende a permanecer com valores muito próximos entre si com ativação acima de 4,0 mm e ângulos entre extremidades variando de 125° a 145° . A tendência final (valores de ativação máximos) das curvas de M_z/F_x para alças com helicóide é o valor de 5,0 mm, para ângulo entre extremidades variando de 125° a 165° .

Assim como ocorre nas alças delta com helicóide, a relação M_z/F_x em alças delta sem helicóide são mais sensíveis pela variação angular entre extremidades para pequenos valores de ativação. Após 3,0 mm de ativação, os valores da relação M_z/F_x para este tipo de alça tendem a diminuir com o ângulo entre extremidades variando de 115° a 135° , permanecendo aproximadamente constante com o aumento do ângulo em apenas 10° (ângulo entre extremidades variando de 135° a 145°) e voltando a diminuir para ângulos entre extremidades variando de 145° a 165° .

No Anexo A são apresentadas tabelas adicionais de resultados de todas as análises efetuadas por elementos finitos descritas.

5.3 Resultados Experimentais e Validação do Método Numérico

Com os resultados numéricos e experimentais a serem apresentados nas Figuras 76 a 93 é possível comparar os valores entre os dois métodos para as alças delta com ângulo padrão de 135° entre extremidades, bem como a variação deste ângulo cujos valores adotados para análise experimental foram de 115° e 155° respectivamente. As curvas apresentadas

apresentam valores para F_x , M_z e relação M_z/F_x para alças delta com e sem helicóide para todas as configurações experimentais adotadas.

5.3.3 - Alça Delta padrão com Helicóide (Ângulo de 135° entre extremidades)

Os valores de forças reativas (F_x) e momento reativo (M_z) para os valores de ativação, são considerados nesta pesquisa os valores médios experimentais de acordo com os gráficos das Figura 76 e 77. A relação M_z/F_x é mostrada na Figura 78.

Para as forças reativas encontradas, a hipótese H_0 foi rejeitada para todos os valores de ativação. Para M_z a hipótese H_0 foi aceita para ativação nula, de 4,0 e 5,0 mm.

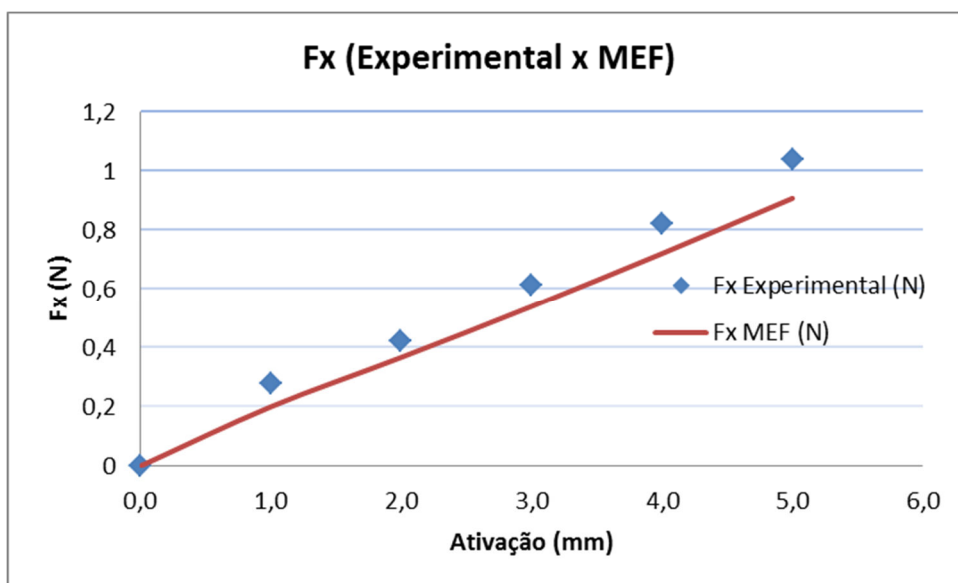


Figura 76 - Variação experimental e numérica para F_x (alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 135°)

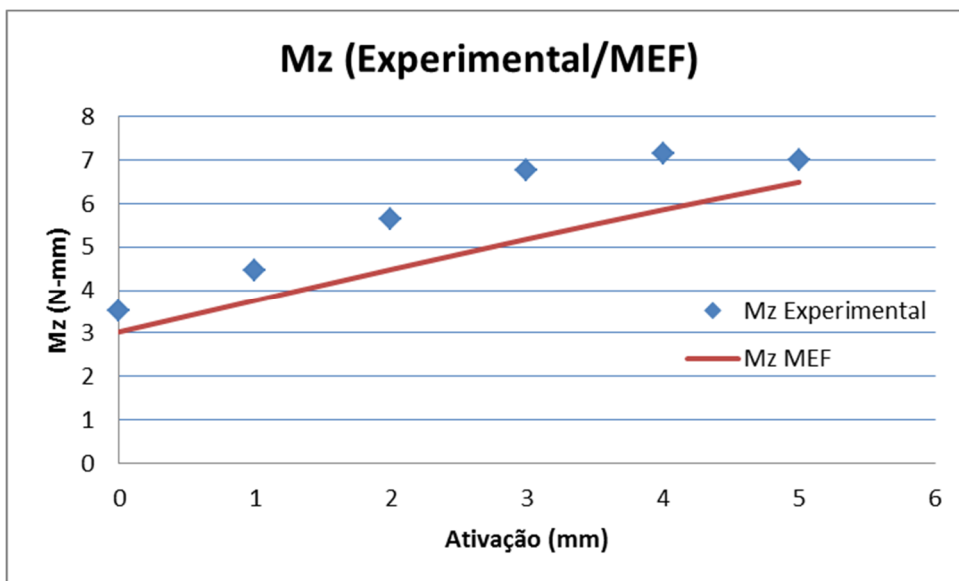


Figura 77 – Variação experimental e numérica para M_z (alça delta com helicóide padrão com ângulo entre extremidades de 135°)

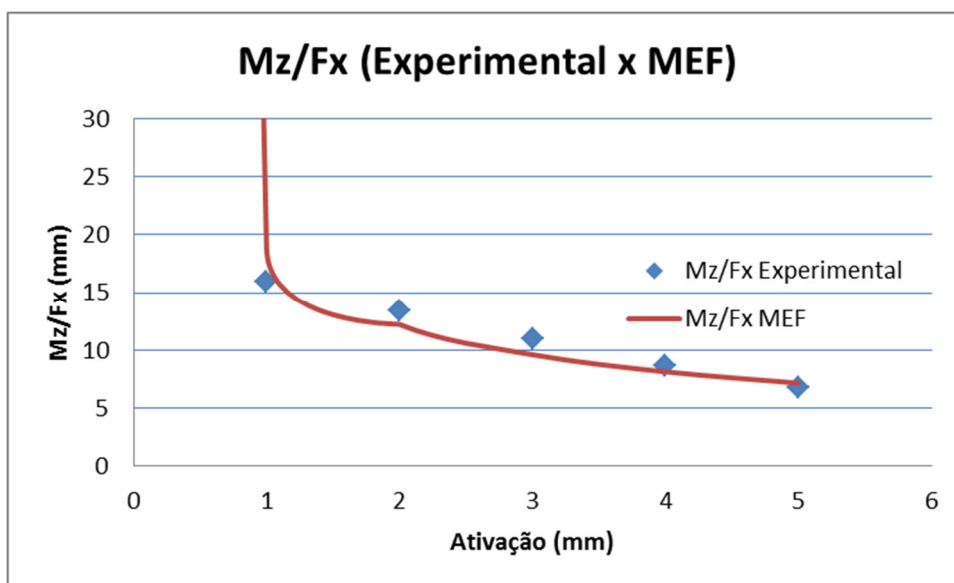


Figura 78 - Variação experimental e numérica para M_z/F_x (alça delta com *helicóide* com ângulo entre extremidades de 135°)

5.3.4 - Alça Delta com Helicóide (Ângulo de 115° entre extremidades)

Os valores experimentais de ativação adotados para alças delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 115° foram de 0,0; 1,0; 2,0; 3,0; 4,0 e 5,0 mm.

Para esta alça a hipótese H_0 foi rejeitada para F_x nas ativações consideradas. Para M_z a hipótese nula H_0 foi aceita em todos os valores de ativação experimentais. As Figuras 79 a 81 mostram as curvas experimentais obtidas para esta alça.

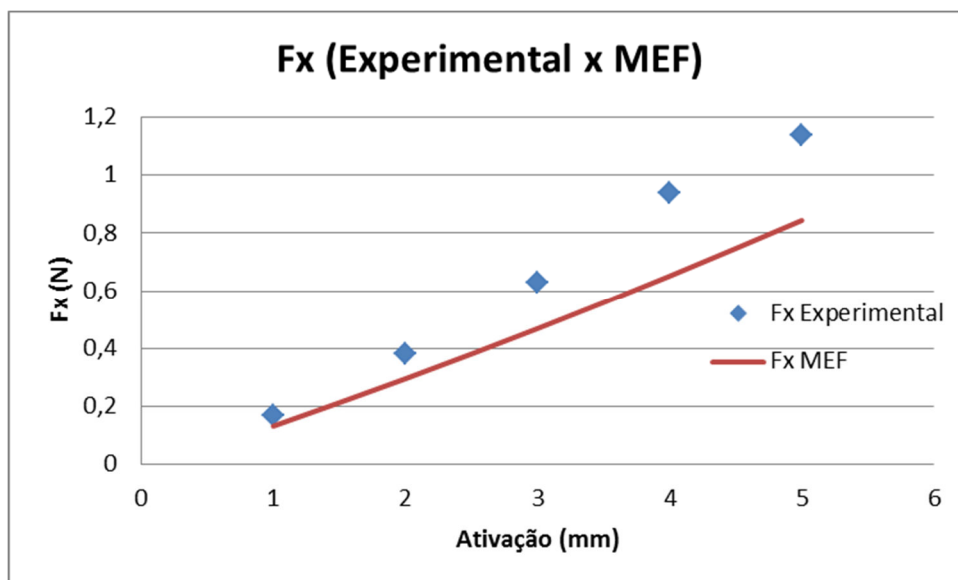


Figura 79 – Variação experimental e numérica para F_x (alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

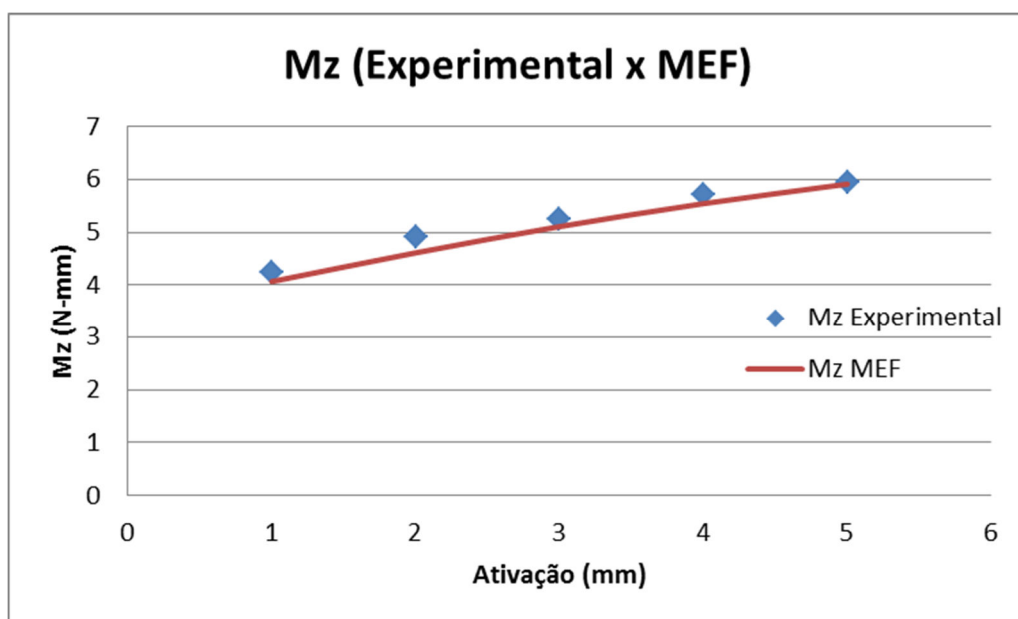


Figura 80 - Variação experimental e numérica para M_z (alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

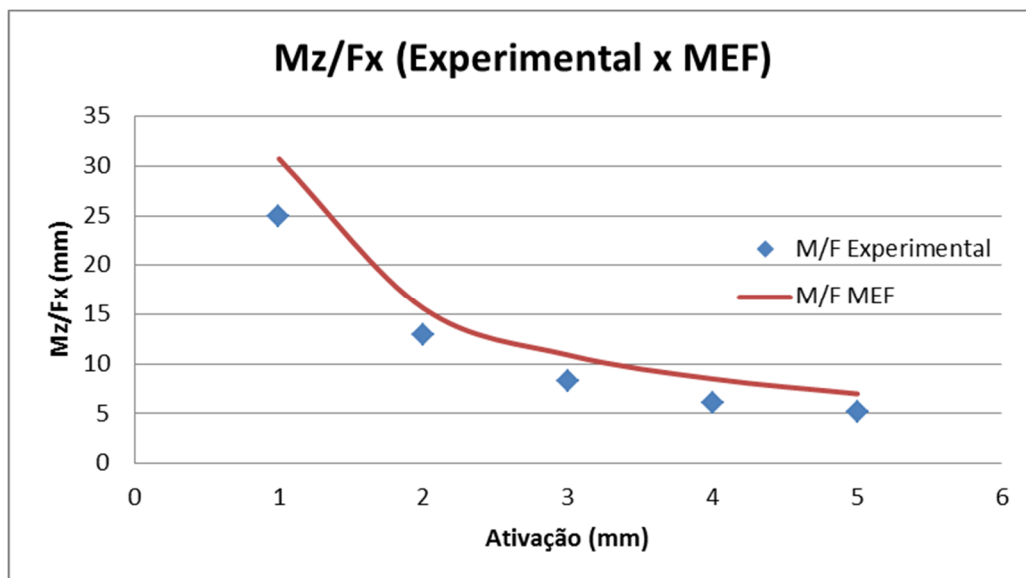


Figura 81 - Variação experimental e numérica de M_z/F_x (alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

5.3.5 - Alça Delta com Helicóide (ângulo de 155° entre extremidades)

Neste dispositivo a hipótese H_0 foi rejeitada para as forças e momentos reativos em todos os valores ensaiados. Os gráficos nas Figuras 82, 83 e 84 apresentam os valores experimentais encontrados.

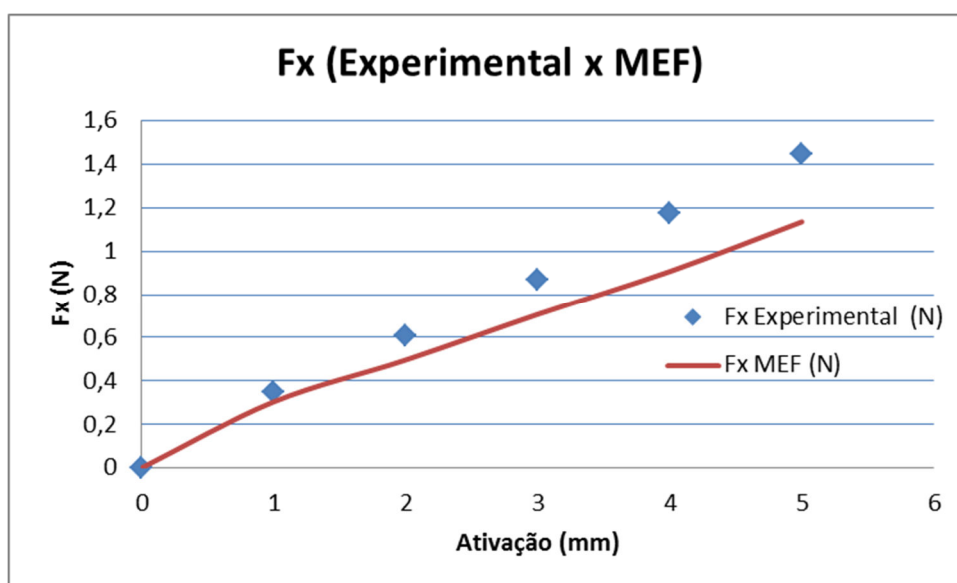


Figura 82 - Variação experimental e numérica para F_x (Alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

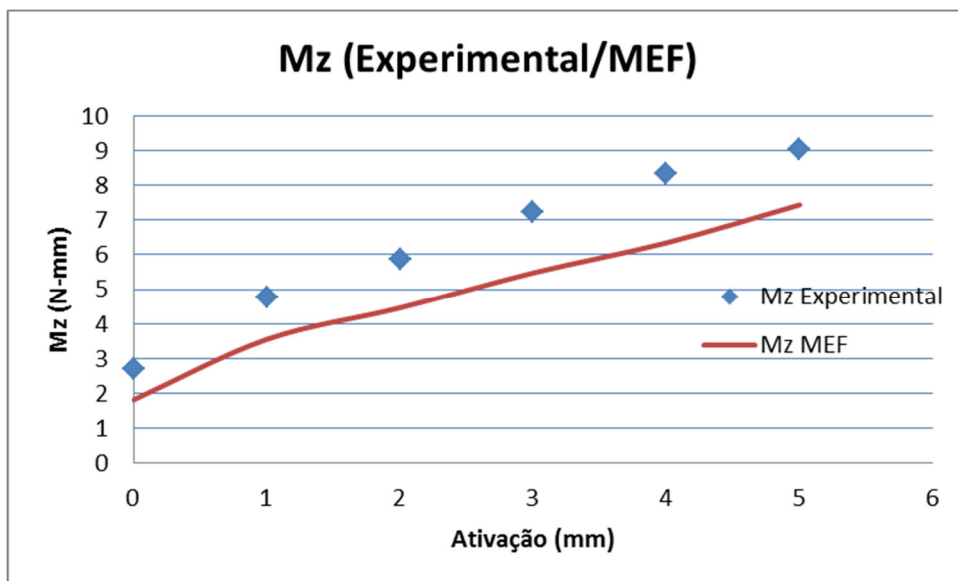


Figura 83 – Variação experimental e numérica para M_z (Alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

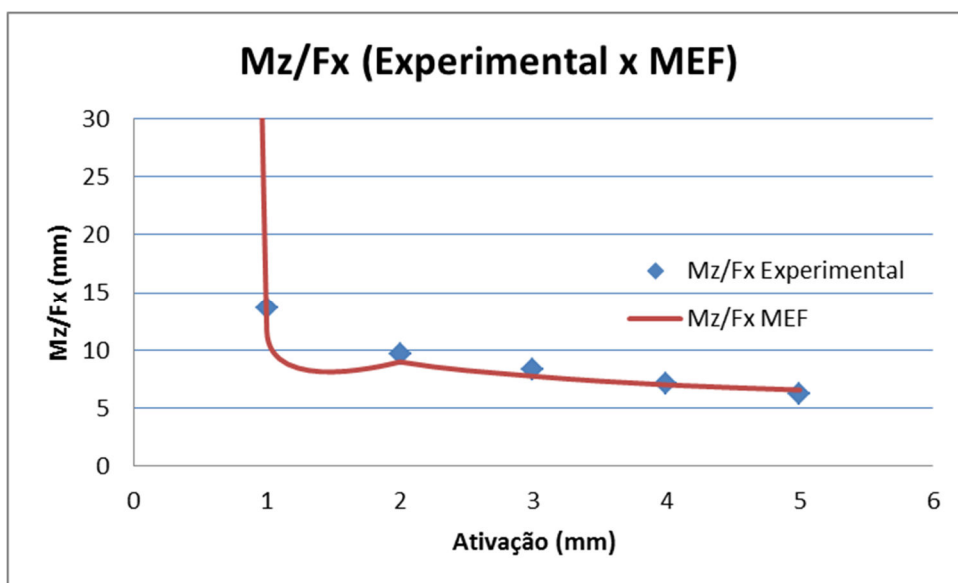


Figura 84 – Variação experimental e numérica M_z/F_x (Alça delta com helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

5.3.6 - Alça Delta Padrão sem Helicóide (Ângulo de 135° entre extremidades)

Para alça delta com helicóide foi adotado valor máximo de ativação de 5,0 mm para análise experimental, a hipótese H_0 foi aceita nas ativações de 1,0 mm e 5,0 mm e rejeitada entre 2,0 e 4,0 mm um nível de significância de 95%. Estes resultados mostram que em

ativações de 1,0 e 5,0 mm os valores experimentais podem ser considerados equivalentes aos obtidos pelo MEF enquanto nos demais valores de ativação considerados, os resultados apresentam diferenças entre os métodos.

Para os momentos reativos M_z observou-se equivalência nos valores médios experimentais com os valores obtidos numericamente para todos os valores de ativação adotados exceto para ativação nula, ou seja a hipótese H_0 foi aceita em ativações variando de 1,0 mm a 5,0 mm.

As curvas nas Figuras 85 e 86 mostram os resultados experimentais obtidos para F_x e M_z , respectivamente

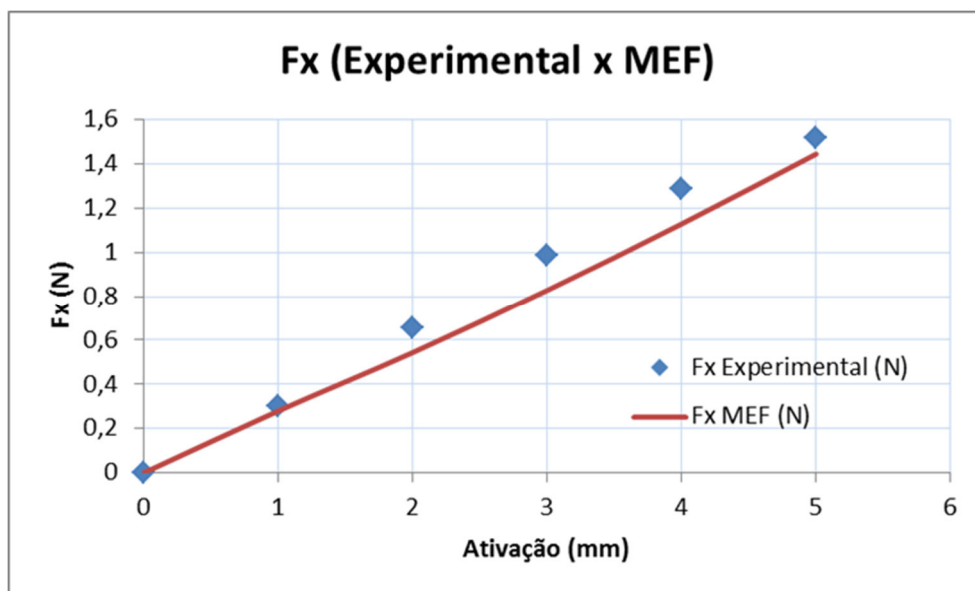


Figura 85 - Variação experimental e numérica para F_x (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 135°)

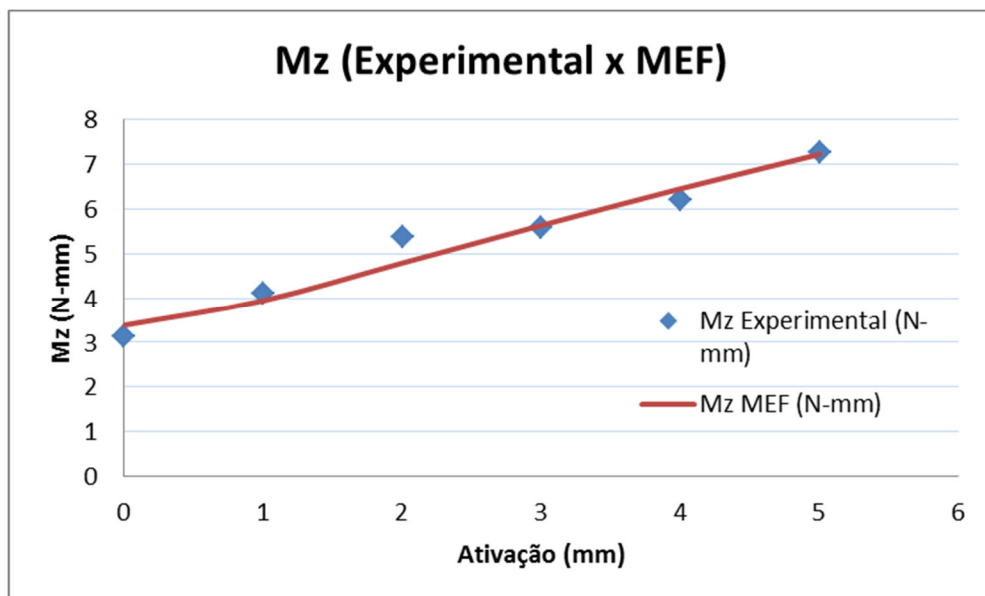


Figura 86 - Variação experimental e numérica para M_z (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 135°)

Com os valores experimentais de F_x e M_z pode-se traçar a curva da relação M/F no plano sagital de acordo com a Figura 87.

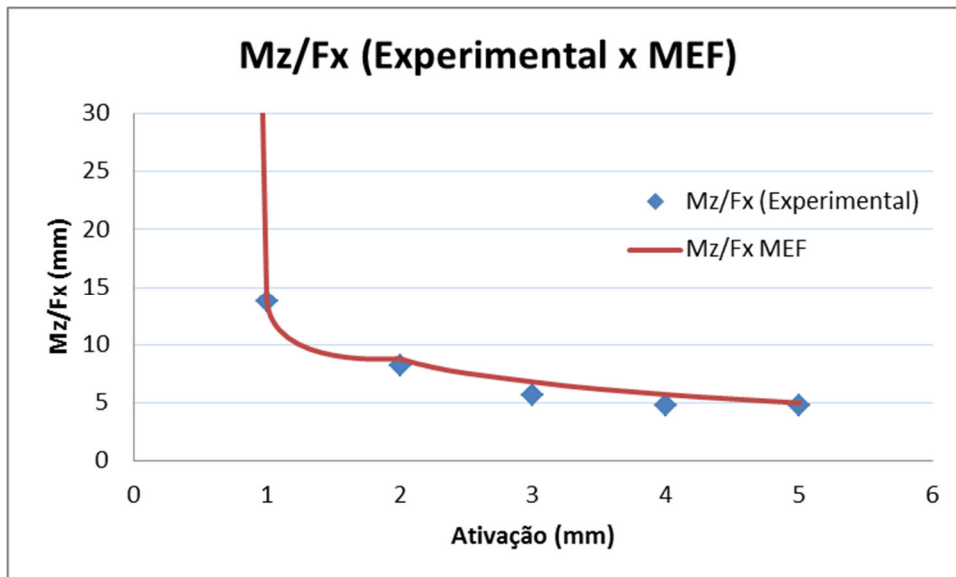


Figura 87 - Variação experimental e numérica de M_z/F_x (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 135°)

5.3.7 - Alça Delta sem Helicóide (ângulo de 115° entre extremidades)

Neste dispositivo os resultados experimentais obtidos foram a rejeição da hipótese nula para F_x e M_z para os valores de ativação adotados, exceto em ativação nula para M_z . As Figuras 88 a 90 mostram o comportamento experimental para esta alça.

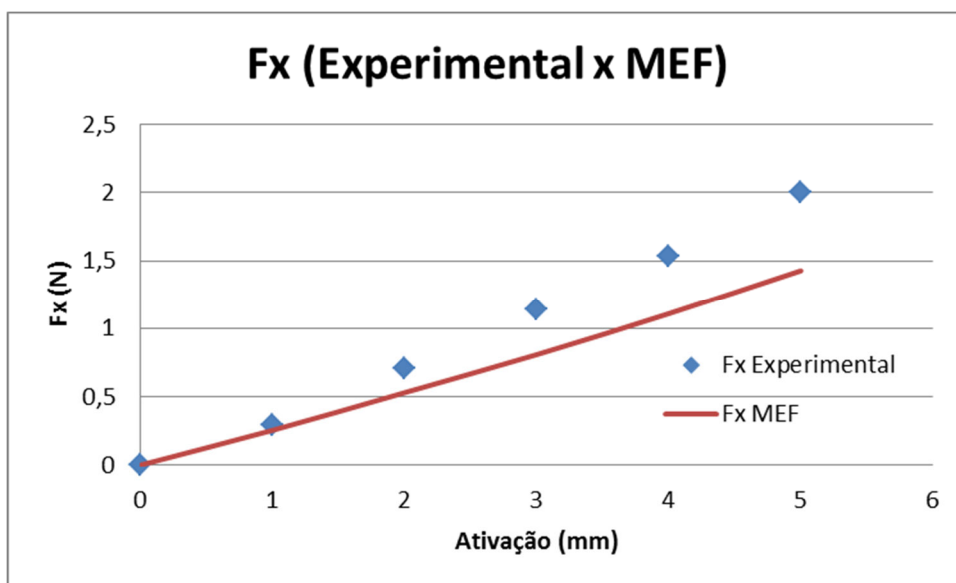


Figura 88 - Variação experimental e numérica para F_x (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

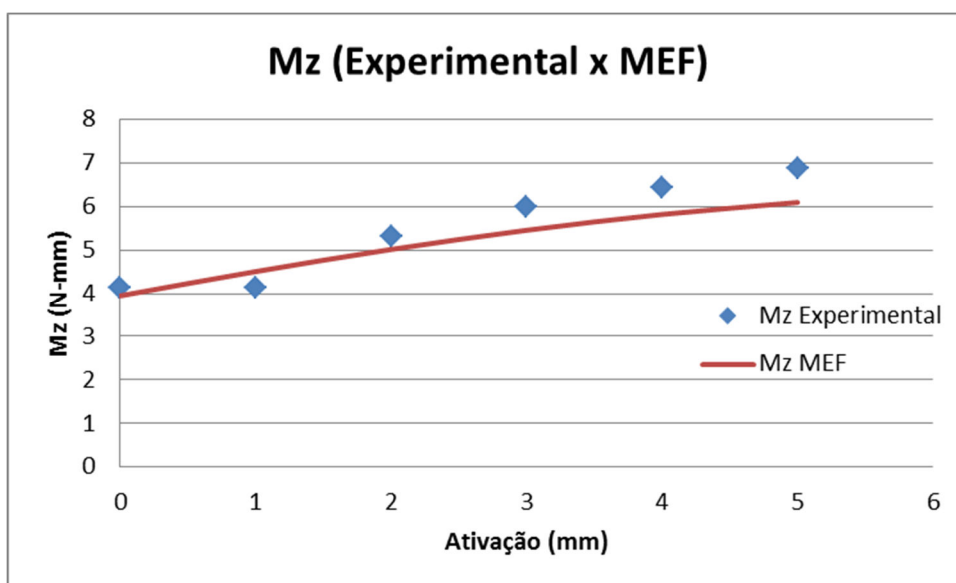


Figura 89 - Variação experimental e numérica para M_z (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

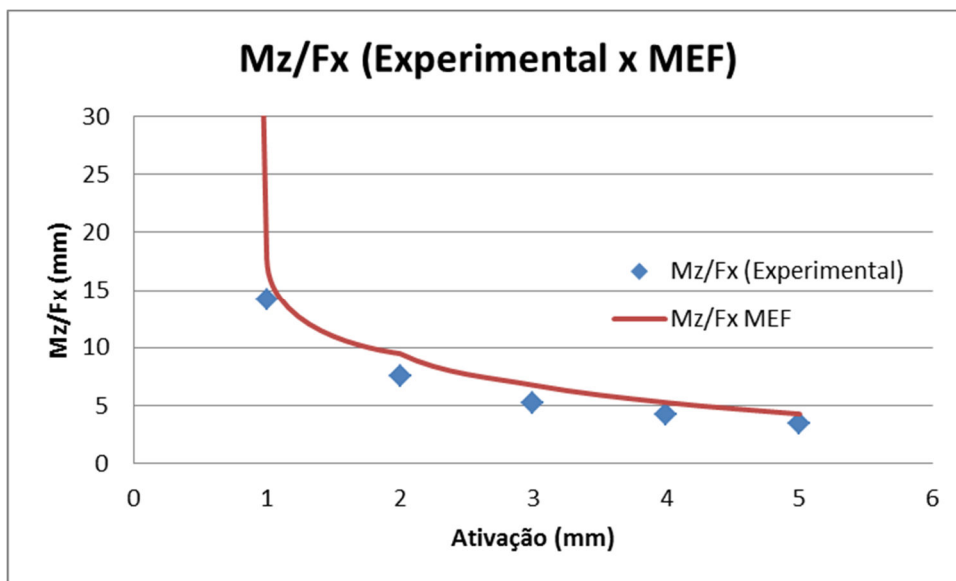


Figura 90 – Variação experimental e numérica para M_z/F_x (alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 115°)

5.3.8 - Alça Delta sem Helicóide (ângulo de 155° entre extremidades)

Para alças delta com ângulos de 155° entre extremidades foi observada a rejeição da hipótese nula H_0 para forças e momentos reativos em todos os valores experimentais de ativação, exceto para momento reativo em ativação nula. Os resultados gráficos são apresentados nas Figuras 91 e 92. A Figura 93 apresta a curva experimental M_z/F_x para este tipo de alça.

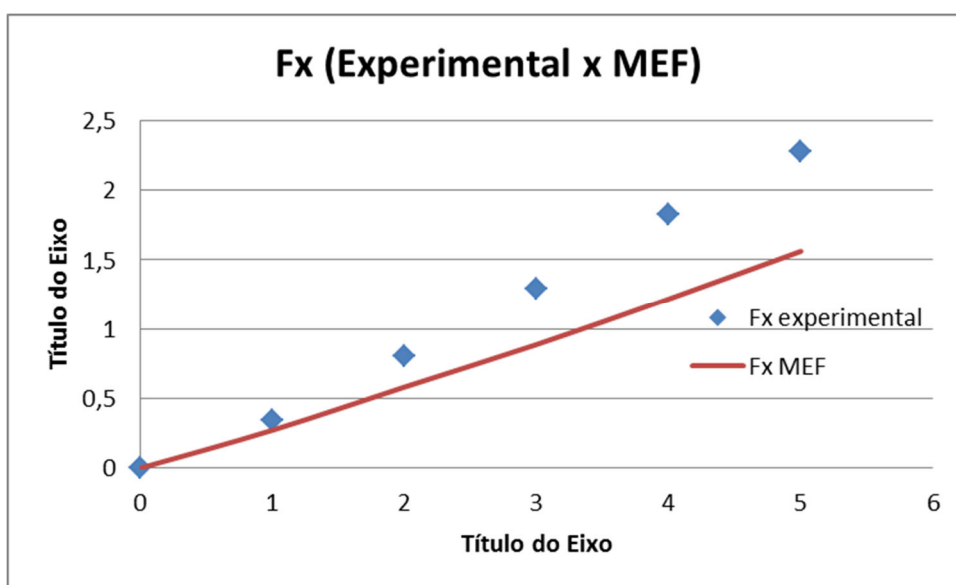


Figura 91 - Variação experimental e numérica para F_x (Alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

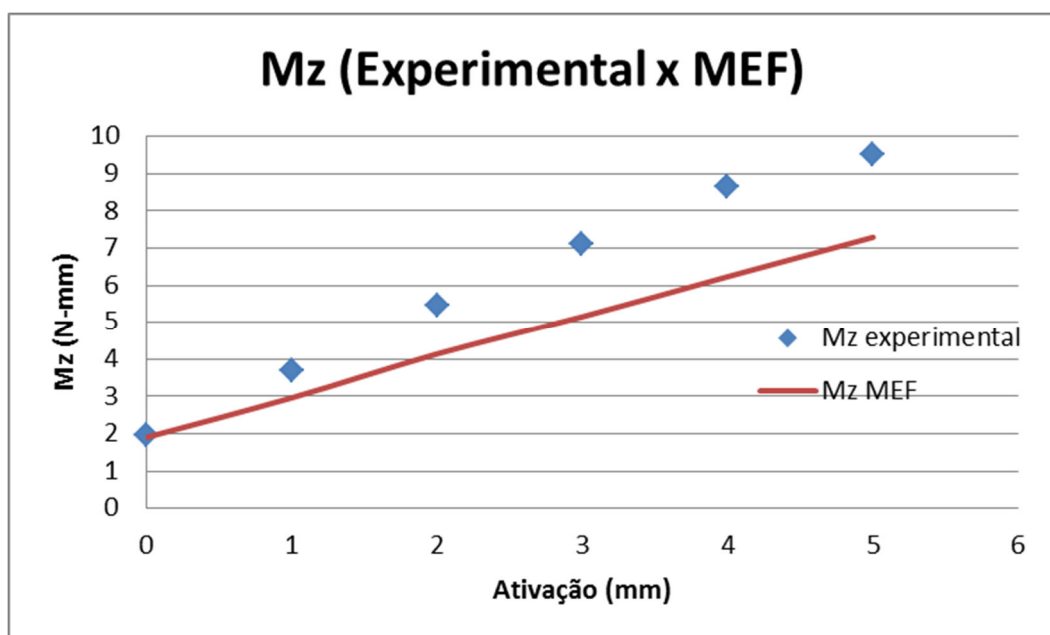


Figura 92 - Variação experimental e numérica para M_z (Alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

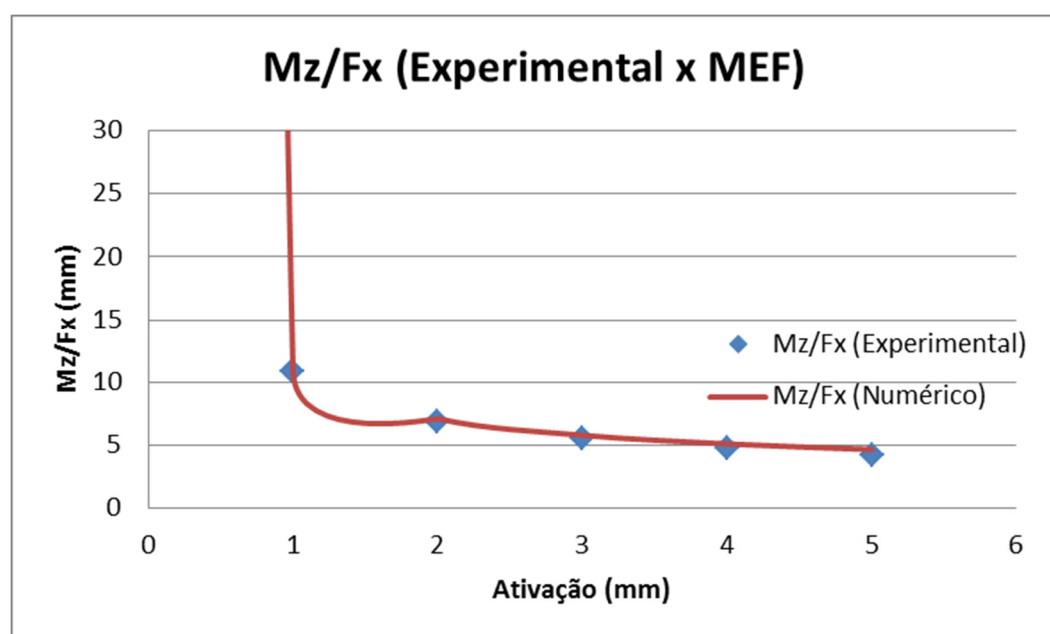


Figura 93 - Variação experimental e numérica para M_z/F_x (Alça delta sem helicóide com ângulo entre extremidades de 155°)

5.4 Discussões

De acordo com as curvas de comparação entre resultados numéricos e experimentais, observa-se que, em todos os casos, as forças experimentais F_x são maiores que as encontradas pelo MEF. Esta diferença é devida principalmente ao fato de que tensões internas que são geradas no processo de fabricação das alças, onde utiliza-se dobras no material, não existem na modelagem tridimensional deste dispositivo. Outro fator que pode ocorrer para diferenças entre os métodos é uma variação entre as propriedades mecânicas das amostras com o encontrado na literatura. Por fim, um terceiro fator que deve ser considerado para as diferenças entre os métodos encontradas é a variação geométrica que pode existir, mesmo que pequena, entre o modelo tridimensional e as alças fabricadas.

Para os momentos reativos M_z , assim como observado nas forças reativas F_x , os valores experimentais são maiores que os valores numéricos em sua grande maioria.

Na relação M_z/F_x verifica-se uma alta proximidade entre os resultados numéricos e experimentais para alças com e sem helicóide e em todas variações angulares entre extremidades estudadas. Este dado é importante uma vez que é a relação M/F a responsável pela movimentação dentária, segunda a literatura.

Alças delta com helicóide podem ser deformadas com valores superiores às alças do tipo delta sem helicóide devido às tensões limites atuantes, que para uma mesma ativação são maiores nas alças sem helicóide. Os valores máximos recomendados de ativação para cada tipo são de 12,0 mm para alças com helicóide e 9,0 mm para alças sem helicóide.

As forças reativas atuantes no eixo z mostraram-se nulas para ambos os casos. Forças reativas no eixo x mostraram-se maiores para alças sem helicóide, para uma mesma ativação. O comportamento para o momento reativo M_z também mostrou similar às forças reativas, sendo maiores nas alças sem helicóide. O mesmo pôde ser observado para o momento reativo M_y .

As relações momento força M/F para os planos sagital e oclusal mostraram-se equivalentes em alças delta com e sem helicóide porém com diferentes valores de ativação. Com o uso clínico de alças delta com e sem helicóide é possível obter inclinação controlada e não controlada de raiz, inclinação controlada e não controlada de coroa e translação.

Os resultados mostram que mesmo com diferenças em grandezas isoladas (forças e momentos) entre os métodos numérico e experimental, não observa-se grandes diferenças na relação momento/força, o que torna possível o projeto de alças com os métodos numéricos

utilizados nesta pesquisa sem a necessidade da fabricação prévia de alças gerando economia e análises mais detalhadas pré-fabricação.

6 CONCLUSÕES E ESTUDOS FUTUROS

De acordo com os resultados numéricos e experimentais encontrados, a alça ortodôntica delta descrita neste trabalho apresenta as seguintes características técnicas:

- Forças reativas no eixo x (F_x) com comportamento não linear para alças com e sem helicóide, forças reativas nos eixos y e z muito menores que F_x ;
- Comportamento não linear para momentos reativos em torno do eixo y e z para alças delta com e sem helicóide;
- Em alças sem helicóide, considerando valores de ativação acima de 3,0 mm, há crescimento da tensão com o aumento do ângulo entre extremidades acima de 135° até 165°. Para ativação abaixo de 3,0 mm a tensão tende a diminuir com o aumento do valor de ativação para ângulo entre extremidades entre 135° e 165°.
- Alças sem helicóide atingem o limite de escoamento quando ativadas com valores a partir de 8,0 mm de ativação, para ângulo entre extremidades de 145° a 165°. Para ângulos entre extremidades menores que 135°, há pouca variação de tensão para pequenos valores de ativação, com valores acima de 5,0 mm a 8,0 mm a tensão aumenta de maneira não linear com o aumento do ângulo entre extremidades;
- Em alças delta com helicóide a tensão varia de maneira não linear, com ângulo entre extremidades variando de 115° a 135° e para baixos valores de ativação de até 2,0 mm a tensão diminui. Em valores de ativação acima de 2,0 mm e ângulo entre extremidades variando de 115° a 125°, a tensão aumenta e diminuiu para ângulo entre extremidades de 125° a 135°. Para ângulo entre extremidades de 135° a 145° a tensão diminui, aumenta para ângulo entre extremidades de 145° a 155° e reduz novamente para ângulo entre extremidades de 155° a 165°;
- Forças reativas no eixo x têm pouca variação com a alteração do ângulo entre extremidades em alças delta sem helicóide apesar de apresentarem um comportamento não linear. Para ângulos acima de 155° a 165° as forças reativas neste eixo aumentam de maneira mais abrupta;

- Para alças delta com helicóide as forças reativas F_x se elevam de 115° a 125° , possuem pouca variação entre 125° e 135° e se elevam de maneira mais acentuada em ângulos acima de 135° a 165° .

A influência na relação M_z/F_x para alças delta com e sem helicóide apresenta o seguinte comportamento:

- Em alças delta sem helicóide, para pequenas ativações de até 3,0 mm, a relação momento/força diminui de maneira brusca com o aumento do ângulo entre extremidades de 115° a 165° . Em ativação acima de 3,0 mm há uma variação de momento/força menos abrupta, com crescimento para ângulo entre extremidades de 115° a 135° e queda para ângulo entre extremidades de 135° a 165° ;
- Para alças delta com helicóide em pequenos valores de ativação de até 2,0 mm a relação momento/força diminui de maneira não linear com o aumento do ângulo entre extremidades de 115° a 165° . Este comportamento se altera com o aumento da ativação e a partir de 3,0 mm a relação momento/força aumenta para ângulo entre extremidades de 115° a 125° , permanece com pouca alteração entre 125° e 165° .

Esta pesquisa apontou que alças deltas sem helicóide podem fornecer respostas mais rápidas em tratamentos clínicos devido às forças reativas de maior intensidade atuantes no eixo x . Para tratamentos cuja necessidade clínica deve ser gradativa, as alças com helicóides são mais indicadas.

Ao se diminuir ou aumentar o ângulo entre extremidades das alças delta, pode-se induzir diferentes tipos de movimentação dentária para um mesmo valor de ativação tornando uma maior previsibilidade do tratamento clínico ortodôntico um fator tangível alcançado nesta pesquisa.

Estudos futuros sobre a influência da variação angular entre extremidades para outros modelos de alças ortodônticas, considerando outros perfis de fios e ligas pode preencher a lacuna que há neste tema. Outra análise que pode ser aplicada é a modelagem do tecido ósseo, dentes e alça em um único conjunto para aplicação do método dos elementos finitos e se determinar tensões, forças e momentos numericamente.

A inclusão de tensões residuais devido ao processo de fabricação de alças no modelo numérico se faz importante para aprimoramento deste tipo de análise em trabalhos futuros. A

não consideração das tensões residuais neste trabalho talvez possa explicar a diferença encontrada entre resultados numéricos e experimentais.

REFERÊNCIAS

ASGHARNIA, M. K.; BRANTLEY, W. A. Comparison of bending and tension tests for orthodontic wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.89, n.3, p.228-236, 1986.

BARKANOV, E. **Introduction to The Finite Element Method**. Institute of Materials and Structures. Faculty of Civil Engineering. Riga. 70 p., 2001.

BAEK, S.H.; SHIN, S.J.; JOON, AHN, S.J.; CHANG, Y.I. Initial effect of multihelicóide edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects: A three-dimensional finite element study. **European Journal of Orthodontics**, v.30, p.10-15, 2008.

BOUREAL, C.; VOLLMER, D.; JÄGER A. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. **J Ortofac Orthop**, v.61, n.4, p.266-79, 2000.

BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D.; THIER, M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. **Angle Orthodontist**, v.14, p.371-378, Set. 1992.

BOURAUUEL, C.; DRESCHER, D.; EBLING, J.; BROOME, D.; KANARACHOS A. Superelastic nickel titanium alloy retraction springs—an experimental investigation of force systems. **European Journal of Orthodontics**, v.19, n.5, p.491-500, 1997.

CALDAS, S. G. F. R.; MARTINS, R. P.; VIECILLI, M. R. G., GALVÃO, M. R., MARTINS, L. P. Effects of stress relaxation in beta-titanium orthodontic helicóides. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.140, n.2, p.e85-e92, 2011.

CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A.; HARVEY, K. Orthodontic force characteristics of open coil springs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.85, n.6, p.494-497, 1984.

CHEN J.; MARKHAM D. L.; KATONA T. R. Effects of T-Helicóide geometry on its forces and moments. **Angle Orthod.**, v.70, n.1, p.48-51, 2000.

CHEN J.; BULUCEA, I.; KATONA, T. R.; OFNER, S. Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: The role of triangular helicóide position. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.132, n.2, p.143e1-143e8, 2007.

CHEN J, ISIKBAY S.C.; BRIZENDINE E.J. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-helicóide archwires. **Angle Orthod.**, v.80, n.4, p.754-758, 2010.

COOK, R.D; Finite Element Modeling for Stress Analysis. John Wiley: New York. 330p, 1995.

DRAKE, S.R; WAYNE, D.M; POWERS, J.M; ASGAR, K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending and torsion. **Am. J. Orthod.**, v.82, n.3, p.206-210, 1982.

FAULKNER, M. G.; FUCHSHUBER, P.; HABERSTOCK, D.; MIODUCHOWSKI, A. A pfiotric study or the force/moment systems produced by t-helicóide retraction springs. **J. Biomechanics**, v.22, n.6/7, p.637-647, 1989.

FERNANDES, E. M. G. P. Estatística aplicada. Apostila. Universidade do Minho, Braga: 1999.

FERREIRA, M. A. The wire material and cross-section effect on double delta closing helicóides regarding load and spring rate magnitude: An in vitro study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.115, n.3, p.275-282, 1999.

FERREIRA, M. A.; OLIVEIRA, F. T.; IGNÁCIO, S. A.; BORGES, P. C. Experimental Force Definition System for a New Orthodontic Retraction Spring. **Angle Orthodontist**, v.75, n3, p.334-343, 2005.

FERREIRA, M. A.; Efeito da Distância Interbraquetes Sobre o Sistema de Forças em Alças de Retração Ortodôntica com Geometria Delta: Estudo Numérico Experimental. Tese (Doutorado). **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial**, Curitiba: UTFPR. 2010.

FERREIRA, M. A.; BORGES, P.C.; LUERSEN, M.A. Alguns aspectos da mecânica das alças de retração ortodôntica. **R. Dental Press Ortop Facial**, v.13, n.3, p.112-123, 2008.

FERREIRA, M. A.; ASSUMPÇÃO, A.; LUERSEN, M. A.; BORGES, P.C. Mechanical behaviour of a prototype orthodontic retraction spring: a numerical-experimental study. **The European Journal of Orthodontics**, v.35, n.4, p.414-420, 2013.

FOTOS, P. G.; SPYRAKOS, C. C.; BERNARD, D. O. Orthodontic forces generated by a simulated archwire appliance evaluated by the finite element method. **The Angle Orthodontist**, v.60, n.4, p.277-281, 1987.

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

GJESSING, P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.87, n.5, p.353-362, 1985.

GJESSING, P. A universal retraction spring. **Jornal of Clinical Orthodontics**, april, 1994.

GUAN, H.; VAN STADEN, R.C.; JOHNSON, N.W.; LOO, Y.C. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—a finite element study. **Finite Elements in Analysis and Design**, v.47, p.886-897, 2011.

HAACK, D. C. The science of mechanics and its importance to analysis and research in the field of orthodontics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.49, n.3, p.330-344, 1963.

HAYASHI, K.; ARAKI, Y.; UECHI, J.; OHNO, H.; MIZOGUSHI, I. A novel method for the three-dimensional (3-D) analysis of orthodontic tooth movement---calculation of rotation about and translation along the finite helical axis. **Journal of Biomechanics**, v.35, p.45-51, 2002.

HAYASHI, K.; UECHI, J.; MURATA, M.; MIZOGUSHI, I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analisys based on a midpalatal orthodontic implant. **European Journal of Orthodontics**, v.26, p.585-589, 2004.

HU, H.; CHEN, J.; GUO, J.; LI, F.; LIU, Z.; HE, S.; ZOU, S. Distalization of the mandibular dentition of an adult with a skeletal class III malocclusion. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.142, n.6, p.854-862, 2012.

HUTTON, D. V. **Fundamentals of Finite Element Analysis**. Pullman: The McGraw-Hill Companies, 494p, 2004.

INGRAM, S. B.; GIPE, D. P.; SMITH, R. J. Comparative range of orthodontic wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.90, n.4, p.296-307, 1986.

KAPILA, S.; SACHDEVA, R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.96, n.2, p.100-109, 1989.

KATONA, T. R.; LE, Y. P.; CHEN, J. The effects of first- and second-order gable bends on forces and moments generated by triangular helicóides. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.129, n.1, p.54-59, 2006.

KENG, F. Y.; QUICK, A. N.; SWAIN, M. V.; HERBISON, P. A comparison of space closure rates between preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy t-helicóides: a randomized controlled clinical trial. **European Journal of Orthodontics**, v.34, p.33-38, 2012.

KAWARIZADEH, A.; BOURAUDEL, C.; JÄGER, A. Experimental and numerical determination of initial tooth mobility and material properties of the periodontal ligament in rat molar specimens. **European Journal of Orthodontics**, v.25, n.6, p.569-578, 2003.

KOJIMA, Y.; MIZUNO, T.; FUKUI, H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.132, n.5, p.630-638, 2007.

KOJIMA, Y.; FUKUI, H. Numerical simulations of canine retraction with T-helicóide springs based on the updated moment-to-force ratio. **European Journal of Orthodontics**, v.34, p.10-18, 2012.

KOJIMA, Y.; KAWAMURA, J.; FUKUI, H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.142, n.4, p.501-508, 2012.

KUHLBERG, A. J.; BURSTONE, C. J. T-helicóide position and anchorage control. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.112, n.1, p.12-8, 1997.

KUHLBERG, A. J.; PRIEBE, D. Testing force systems and biomechanics—Measured tooth movements from differential moment closing helicóides. **Angle Orthodontist**, v.73, n.3, p.270-280, 2003.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE, J. Jr. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Ortodon Ortop Facial**, v.11, n.2, p.35-43, 2006.

LOTTI, R. S.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE, J. Jr. A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração incial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **R Dental Ortodon Ortop Facial**, v.11, n.3, p.41-54, 2006.

MACKERLE, J. Finite and boundary element techniques in biomechanics – A bibliography (1991-1993). **Finite Elements in Analysis and Design**, v.16, p.163-174, 1994.

MADEIRA, M. C. **Anatomia do dente**. São Paulo: Sarvier, 5ed, 148p, 2007.

MARTINS, R. P., BUSCHANG, P. H., MARTINS, L. P., GANDINI Jr, L. G. Optimizing the design of preactivated titanium T-helicóide spings with helicóide software. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.134, n.1, p.161-166, 2008.

MARTINS, R. P.; BUSCHANG, P. H.; VIECILLI, R.; SANTOS-PINTO A. Curvature versus v-bends in a group b titanium t-helicóide spring. **Angle Orthodontist**, v.78, n.3, p.517-523, 2008.

MARTINS, R. P.; BUSCHANG, P. H.; GANDINI Jr, L. G. G. Group A t-helicóide for differential moment mechanics: an implant study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.135, n.2, p.182-189, 2009.

MAZZA, D.; MAZZA, M. Specialized spring design in segmented edgewise orthodontics: Further verification of dedicated software. **Angle Orthodontist**, v.70, n.1, p.52-62, 2008.

MITTAL, N.; XIA, Z.; CHEN, J.; STEWART, K. T.; LIU, S. S. Three-dimensional quantification of pretorqued nickel-titanium wires in edgewise and prescription brackets. **The Angle Orthodontist**, v.83, n.3, p.484-490, 2013.

NIKOLAI, R. J. On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction. **Am J Orthod**, v.68, n.3, p.290-302, 1975.

PARKER, W. S. Mechanical principles and orthodontic appliances. **The Angle Orthodontist**, v.30, n.4, p.241-247, 1960.

PULTER, M. J. Caracterização mecânica e microestrutural de alças ortodônticas pré-fabricadas e destinadas ao fechamento de espaços. Dissertação (Mestrado). **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial**, Curitiba: UTFPR, 2006.

QUICK, A. N.; LIM, Y.; LOKE, C.; JUAN, J.; SWAIN, M.; HERBISON, P. Moments generated by simple V-bends in nickel titanium wires. **European Journal of Orthodontics**, v.33, p.457-460, 2010.

RABOUD, D. W.; FAULKNER, M. G.; LIPSETT, A. W.; HABERSTOCK, D. L. Three-dimensional effects in retraction appliance design. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.112, n.4, p.378-392, 1997.

RANJIT, H. K.; LOHKARE, S.; HARAREY, P. V.; MUNDADA, R. D. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: A finite element study. **Angle Orthodontist**, v.82, n.5, p.799-805, 2012.

REIMANN, S.; KEILIG, L.; BOURAUUEL, C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. **European Journal of Orthodontics**, v.29, p.219-224, 2007.

RINALDI, T. C.; JOHNSON, B. E. An analytical evaluation of a new spring design for segmented space closure. **The Angle Orthodontist**, v.65, n.3, p.187-198, 1995.

RODRIGUES, F. R. M., BORGES, P. C., LUERSEN, M. A., FERREIRA, M. A. Three-dimensional (3-D) mechanical analysis for delta orthodontic retraction spring: an approach through the finite element method. **Anais do 22nd International Congress of Mechanical Engineering**. Ribeirão Preto, Brasil, 2013. p.4678-4684.

RODRIGUES, F. R. M., BORGES, P. C., LUERSEN, M. A., FERREIRA, M. A. Three-dimensional analysis of an orthodontic delta spring. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**. v.30, n.3, p.248-256, 2014. <http://dx.doi.org/10.1590/rbeb.2014.022>.

ROSE, D., QUICK, A., SWAIN, M., HERBISON, P. Moment-to-force characteristics of preactivated nickel-titanium and titanium-molybdenum alloy symmetrical t-helicóides. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.135, n.6, p.757-763, 2009.

SETH, V.; KAMATH P.; VENKATESH, M. J. A marvel of modern technology: finite element model. **Virtual Journal of Orthodontics**, p.1-5, dez. 2010.

SIATKOWISKI, R. E. Continuous arch wire closing helicóide design, optimization, and verification, part I. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.112, n.4, p.393-402, 1997.

SILVA, E. L.; MENEZES, E. M. Metodologia da pesquisa e elaboração de dissertação. **Programa de pós-graduação em engenharia de produção**. Apostila. Florianópolis: UFSC, 2001.

SMITH, R. J.; BURSTONE C. J. Mechanics of tooth movement. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.85, n.4, p.294-307, 1984.

SOLIVA, C. E. T. Técnicas de distalização. **Associação Odontológica São Cristóvão**, Rio de Janeiro: monografia de especialização, 2006.

TAVARES, M. Estatística Aplicada à Administração. Universidade Aberta do Brasil. Apostila, 2007.

TECHALERTPAISARN, P., VERSLUIS, A. How do mechanical responses at closing helicóide ends way when helicóide position changes? A systematic analysis of vertical, t-, and l-helicóides. **Oral Science International**, v.10, p.58-64, 2013.

TECHALERTPAISARN, P., VERSLUIS, A. Mechanical properties of Opus closing helicóides, L-helicóides, and t-helicóides investigated with finite element analysis. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.143, n.5, p.675-683, 2013.

TUNCAY, O. C., CUNNINGHAM, C. J. T-helicóide appliance in endodontic-orthodontic interactions. **Journal of Endodontics**, v.8, n.8, p.367-369, 1982.

VAN DER LINDEN, F. P. G. M. The application of removable orthodontic appliances in multiband techniques. **The Angle Orthodontist**, v.39, n.2, p.114-117, 1969.

VIECILLI, R. F. Self-corrective T-helicóide for differential space closure. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.129, n.1, p.48-53, 2006.

WEBB, R. I.; CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J. Orthodontic force production by closed coil springs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, October, 1978.

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The Finite Element Method**. 5. ed. v.1. Woburn: Butterworth Heinemann. 689p, 2000.

ANEXOS

ANEXO A

TABELAS DE FORÇAS, MOMENTOS E RELAÇÃO

MOMENTO/FORÇA DETERMINADAS PELO MÉTODO DOS

ELEMENTOS FINITOS

Tabela A.1 – Forças, momentos e relação M/F para alça delta com helicóide 135°

Ativação (mm)	Fx (N)	Mx (N.mm)	My (N.mm)	Mz (N.mm)	Mz/Fx (mm)	My/Fx (mm)
0,0	0,000	0,000	0,000	3,029	INFINITO	0,000
1,0	0,200	0,000	0,000	3,761	18,803	0,000
1,5	0,283	0,000	0,000	4,124	14,588	0,000
2,0	0,367	0,000	0,129	4,483	12,222	0,351
2,5	0,453	0,000	0,165	4,837	10,684	0,365
3,0	0,540	0,000	0,206	5,185	9,595	0,381
3,5	0,630	0,000	0,251	5,530	8,778	0,398
4,0	0,721	0,000	0,301	5,857	8,123	0,417
4,5	0,813	0,000	0,355	6,178	7,596	0,436
5,0	0,908	0,000	0,417	6,492	7,152	0,460
5,5	1,004	0,000	0,483	6,792	6,768	0,481
6,0	1,101	0,000	0,558	7,083	6,435	0,507
6,5	1,200	0,000	0,639	7,362	6,136	0,532
7,0	1,300	0,000	0,728	7,630	5,869	0,560
7,5	1,400	0,000	0,850	7,885	5,632	0,607
8,0	1,506	0,000	0,932	8,130	5,398	0,619
8,5	1,611	0,000	1,049	8,363	5,191	0,651
9,0	1,718	0,000	1,178	8,586	4,998	0,686
9,5	1,827	0,000	1,318	8,798	4,817	0,722
10,0	1,893	0,000	1,480	8,911	4,707	0,782
11,0	2,100	0,000	1,834	9,266	4,412	0,873
12,0	2,305	0,000	2,261	9,582	4,157	0,981

Tabela A.2 – Forças, momentos e relação M/F para alça delta sem helicóide 135°

Ativação (mm)	Fx (N)	Mx (N.mm)	My (N.mm)	Mz (N.mm)	Mz/Fx (mm)	My/Fx (mm)
0,0	0,000	0,000	0,000	3,386	Infinito	0,000
1,0	0,280	0,000	0,000	3,945	14,090	0,000
1,5	0,410	0,000	0,000	4,368	10,664	0,000
2,0	0,544	0,000	0,123	4,792	8,804	0,226
2,5	0,684	0,000	0,164	5,216	7,628	0,241
3,0	0,828	0,000	0,214	5,635	6,806	0,258
3,5	0,976	0,000	0,273	6,048	6,194	0,279
4,0	1,129	0,000	0,343	6,452	5,715	0,304
4,5	1,285	0,000	0,428	6,845	5,326	0,333
5,0	1,445	0,000	0,529	7,225	5,000	0,366
5,5	1,608	0,000	0,652	7,591	4,720	0,405
6,0	1,778	0,000	0,806	7,988	4,494	0,453
6,5	1,950	0,000	0,995	8,361	4,287	0,510
7,0	2,120	0,000	1,220	8,665	4,087	0,575
7,5	2,291	0,000	1,495	8,952	3,907	0,652
8,0	2,430	0,000	1,843	9,195	3,784	0,758

ANEXO B

GRÁFICOS E TABELAS DE ANÁLISE ESTATÍSTICA *T* de

***Student* PARA ALÇA DELTA**

Figura B.1 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 1,0 mm)

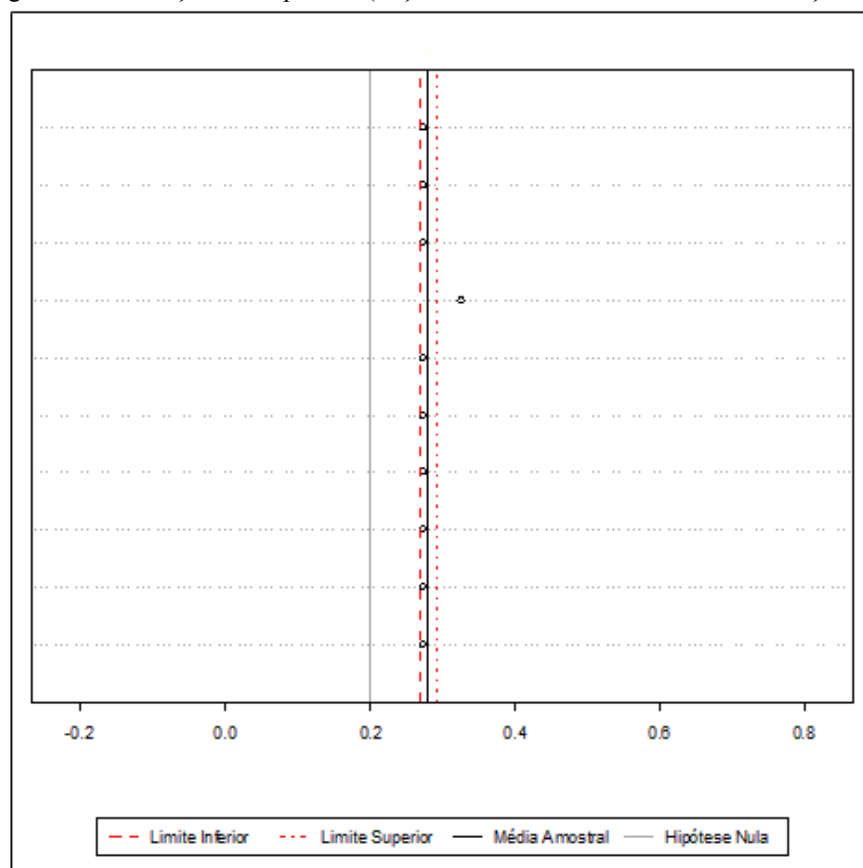


Figura B.2 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 2,0 mm)

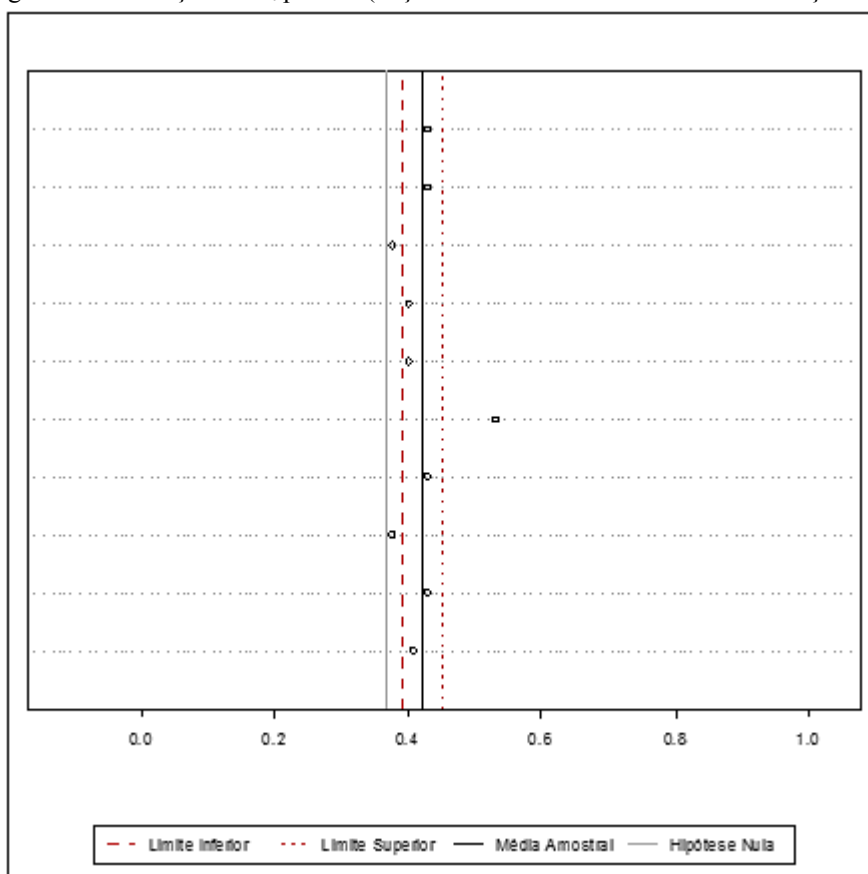


Figura B.3 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 3,0 mm)

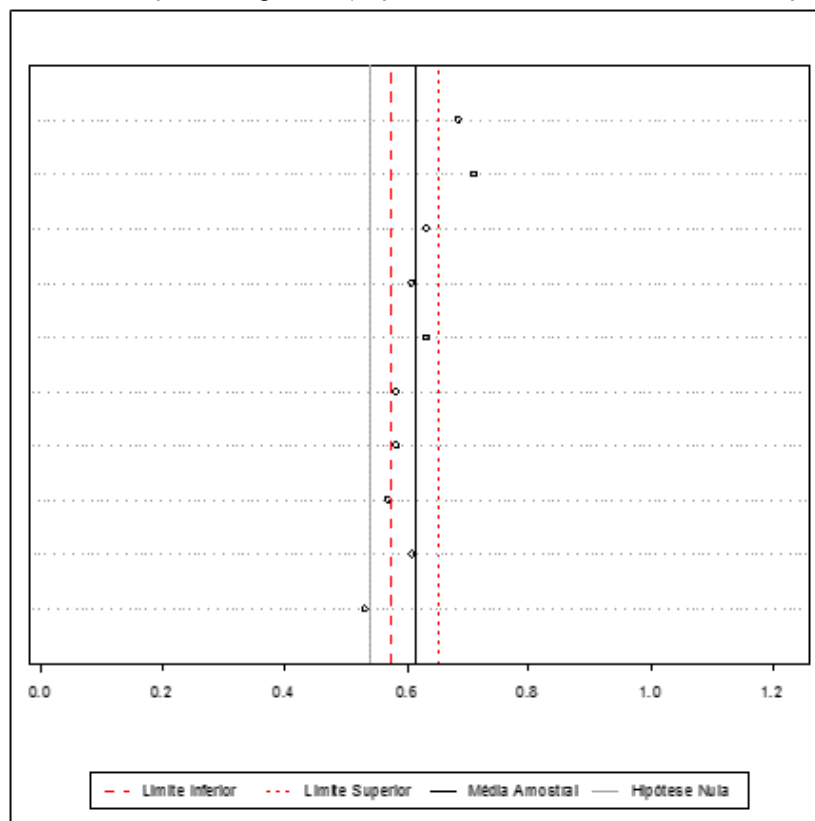


Figura B.4 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 4,0 mm)

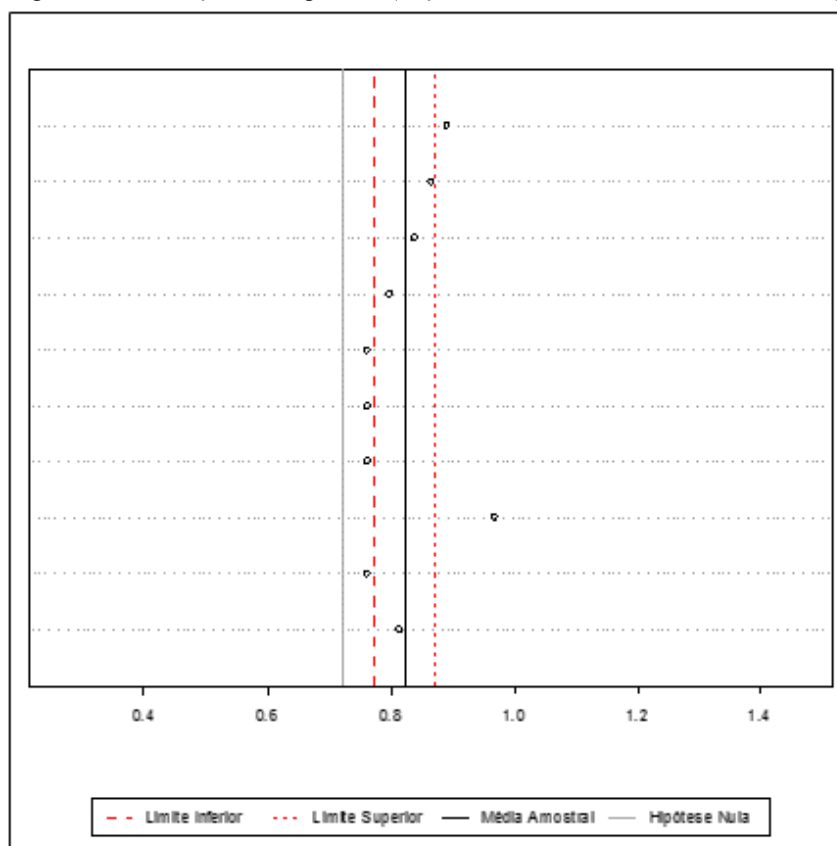


Figura B.5 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 5,0 mm)

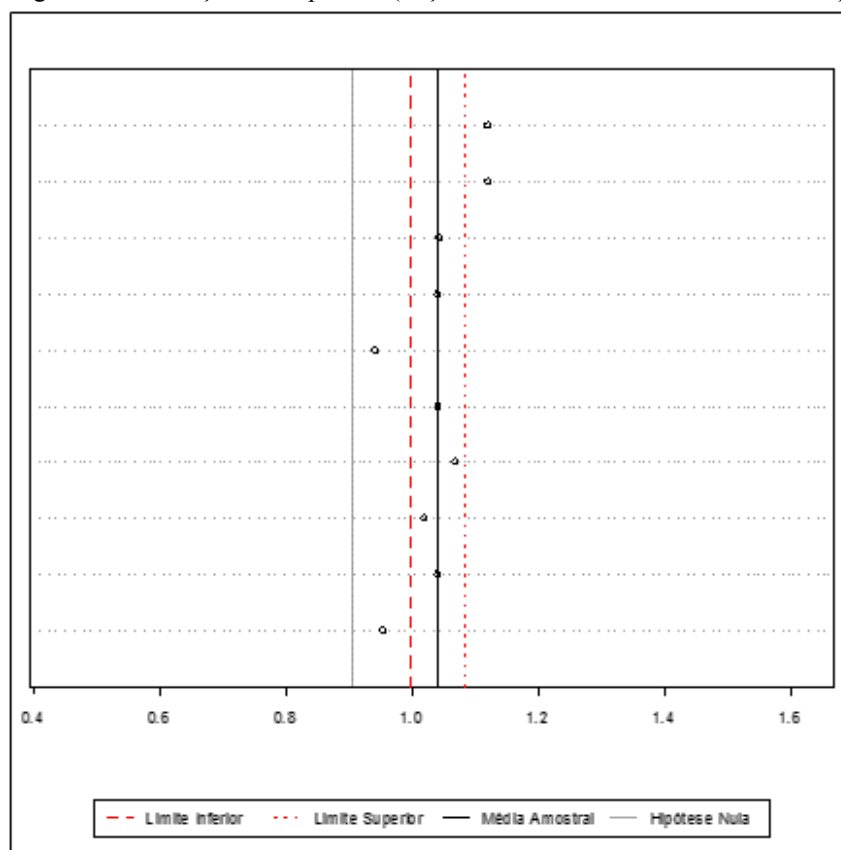


Figura B.6 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide com ativação de 6,0 mm)

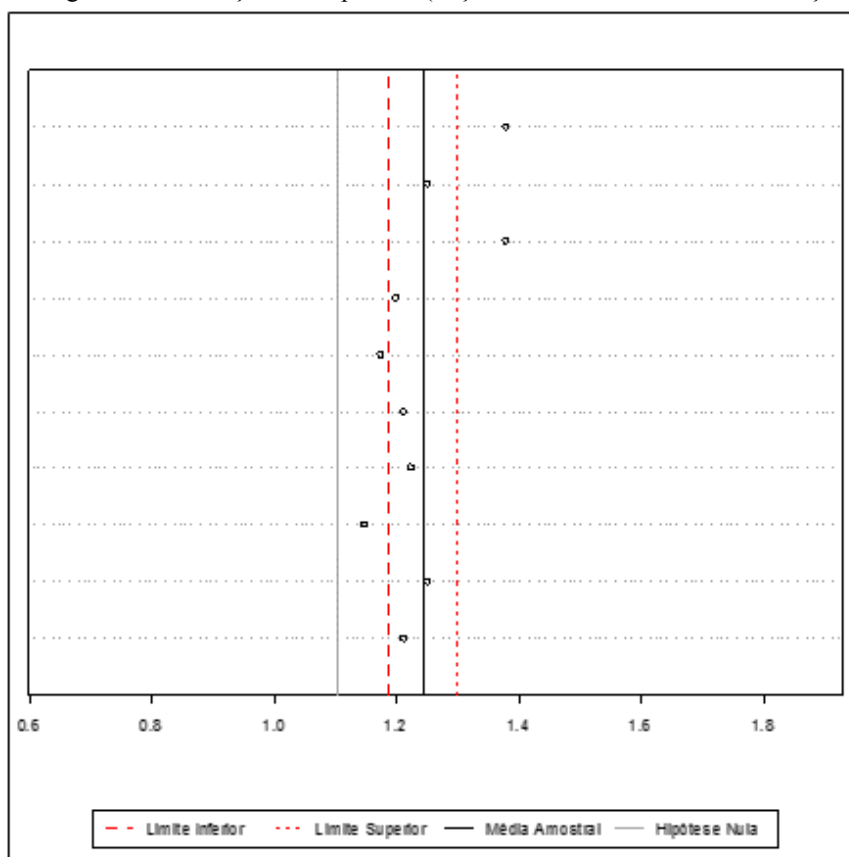


Figura B.7 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 7,0 mm)

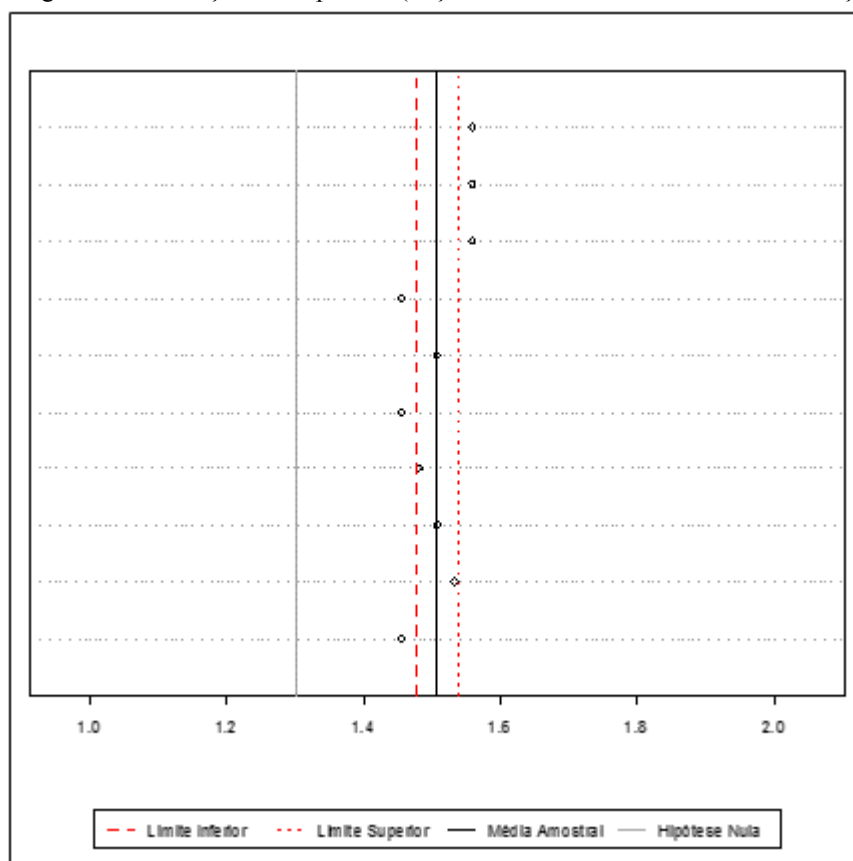


Figura B.8 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 8,0 mm)

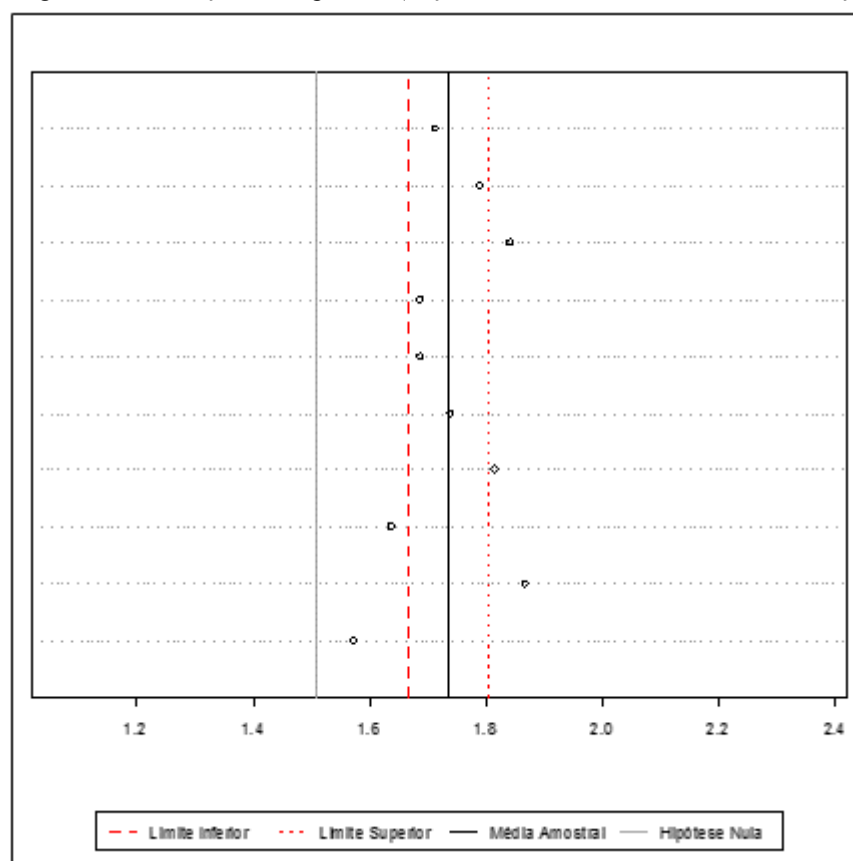


Tabela B.1 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias t de Student para amostra única (Alça delta com helicóide 135°)

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	15,36362931	T	3,907436339
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	9,16065E-08	P-valor	0,003578683
Média Amostral	0,27896527	Média Amostral	0,420822471
Desvio padrão amostral	0,016253328	Desvio padrão amostral	0,043558381
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,2 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,367 95%
Limite Inferior	0,26733834	Limite Inferior	0,389662683
Limite Superior	0,290592201	Limite Superior	0,45198226
Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor
T	4,359261902	T	4,628199723
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,001825428	P-valor	0,001239836
Média Amostral	0,614334197	Média Amostral	0,822237233
Desvio padrão amostral	0,053923204	Desvio padrão amostral	0,069171656
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,54 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,721 95%
Limite Inferior	0,57575986	Limite Inferior	0,772754811
Limite Superior	0,652908534	Limite Superior	0,871719655
Ativação 5,0 mm	Valor	Ativação 6,0 mm	Valor
T	7,045254119	T	5,719800605
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	6,01724E-05	P-valor	0,000287028
Média Amostral	1,040162788	Média Amostral	1,242669083
Desvio padrão amostral	0,059321556	Desvio padrão amostral	0,07832388
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,908 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	1,101 95%
Limite Inferior	0,997726704	Limite Inferior	1,186639555
Limite Superior	1,082598873	Limite Superior	1,298698612
Ativação 7,0 mm	Valor	Ativação 8,0 mm	Valor
T	15,01276384	T	7,677650929
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	1,1198E-07	P-valor	3,06982E-05
Média Amostral	1,507366397	Média Amostral	1,734800497
Desvio padrão amostral	0,043679507	Desvio padrão amostral	0,094238551
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	1,3 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	1,506 95%
Limite Inferior	1,47611996	Limite Inferior	1,667386298
Limite Superior	1,538612834	Limite Superior	1,802214695

Figura B.9 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 1,0 mm)

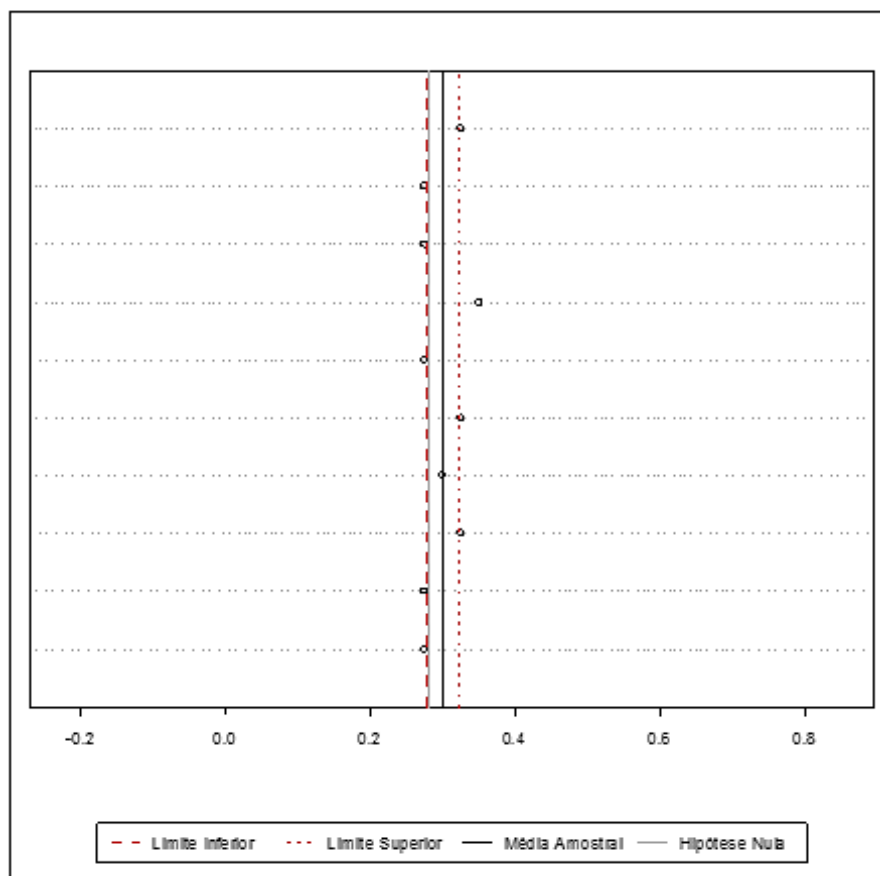


Figura B.10 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 2,0 mm)

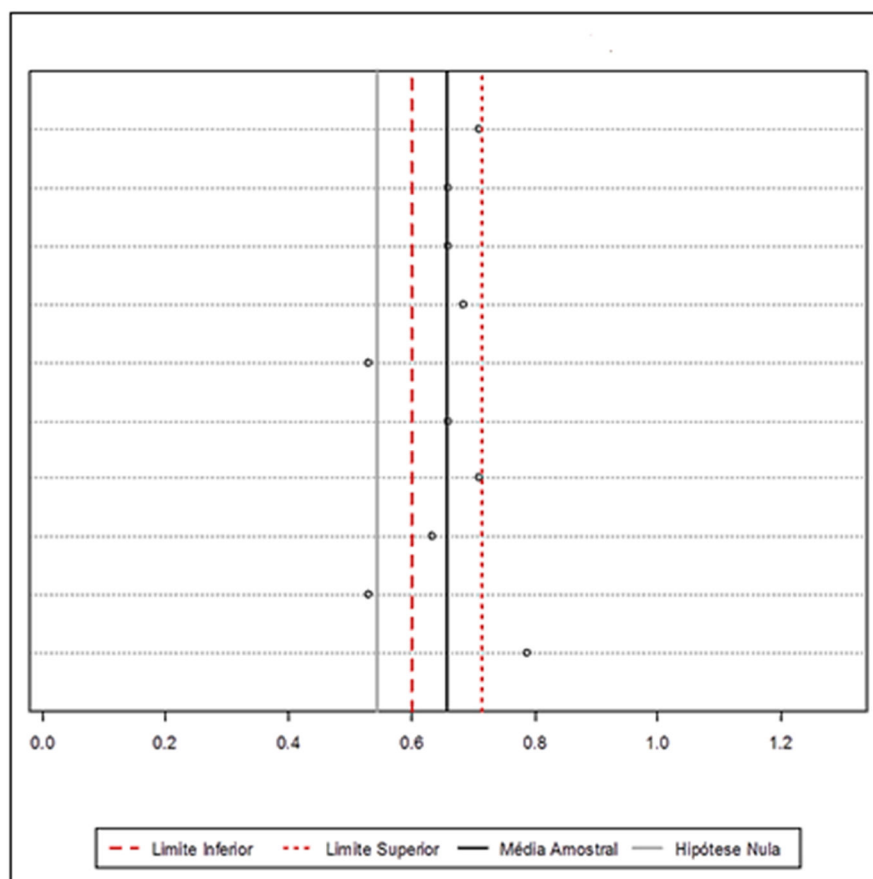


Figura B.11 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 3,0 mm)

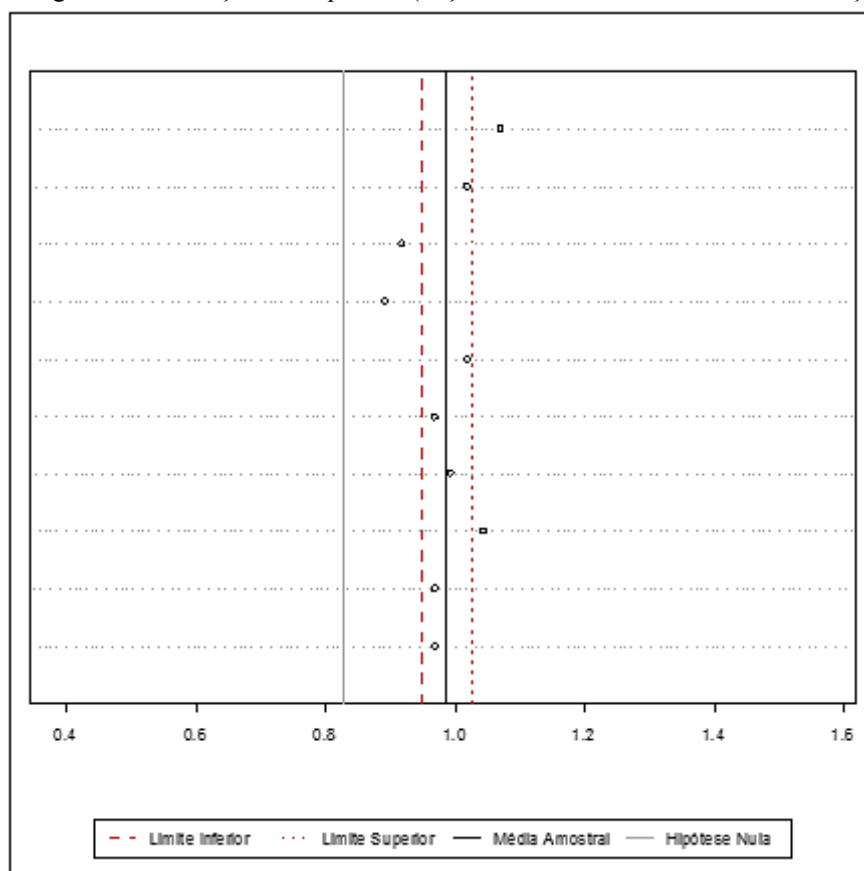


Figura B.12 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 4,0 mm)

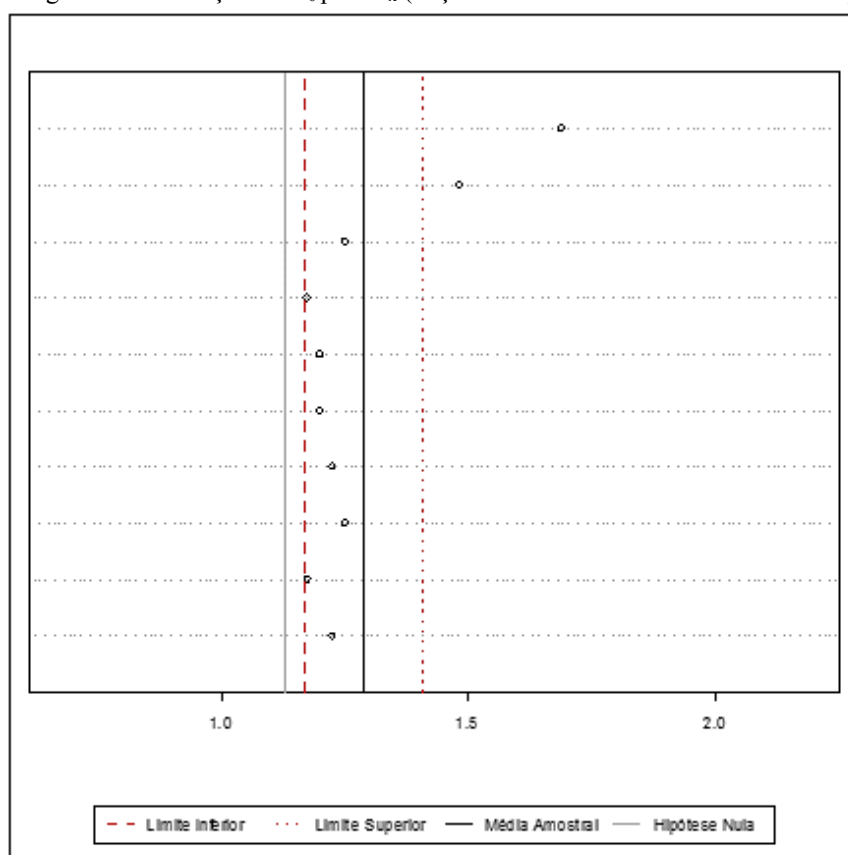
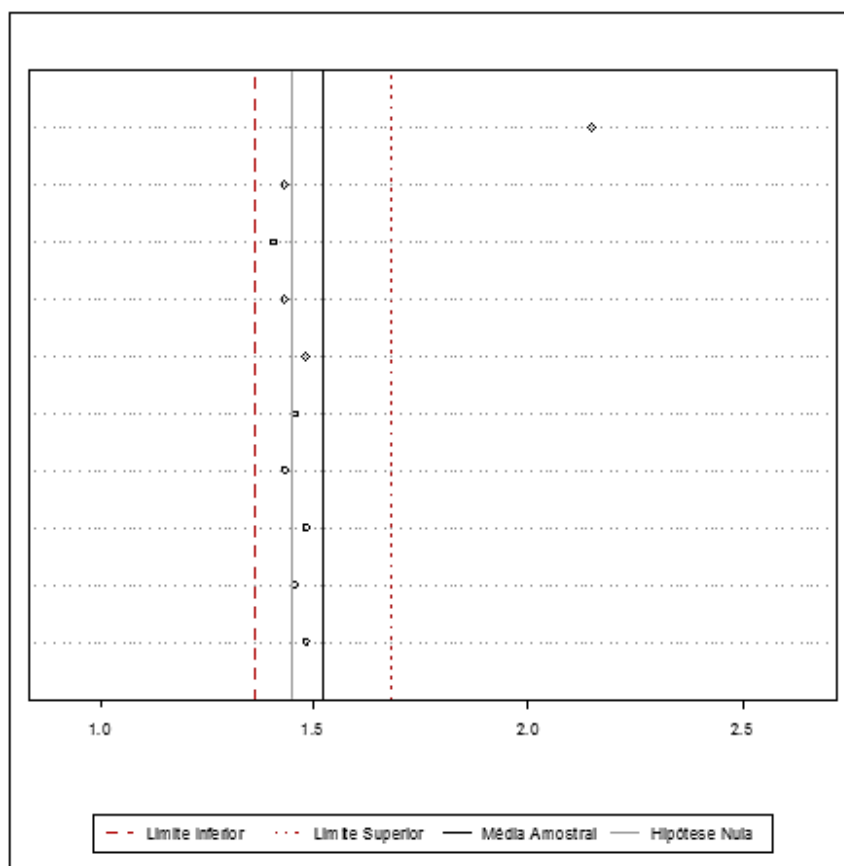


Figura B.13 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 5,0 mm)Tabela B.2 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 135°) - Continua

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	2,080623293	T	4,516710016
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,067197252	P-valor	0,00145364
Média Amostral	0,299524285	Média Amostral	0,656737165
Desvio padrão amostral	0,029674382	Desvio padrão amostral	0,078930508
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,28	Hipótese Alternativa: Diferente de	0,544
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,278296511	Limite Inferior	0,600273681
Limite Superior	0,320752059	Limite Superior	0,713200649

Tabela B.2 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 135°) – Continuação

<i>Ativação 3,0 mm</i>	<i>Valor</i>	<i>Ativação 4,0 mm</i>	<i>Valor</i>
T	8,971155063	T	2,986203628
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	8,76517E-06	P-valor	0,015294832
Média Amostral	0,9856814	Média Amostral	1,286356989
Desvio padrão amostral	0,055581735	Desvio padrão amostral	0,166635151
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,828	Hipótese Alternativa: Diferente de	1,129
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,945920621	Limite Inferior	1,167153383
Limite Superior	1,025442178	Limite Superior	1,405560595

<i>Ativação 5,0 mm</i>	<i>Valor</i>
T	1,067539651
Graus de Liberdade	9
P-valor	0,313525332
Média Amostral	1,520215781
Desvio padrão amostral	0,222805012
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	1,445
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	1,360830677
Limite Superior	1,679600885

Figura B.14 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 1,0 mm)

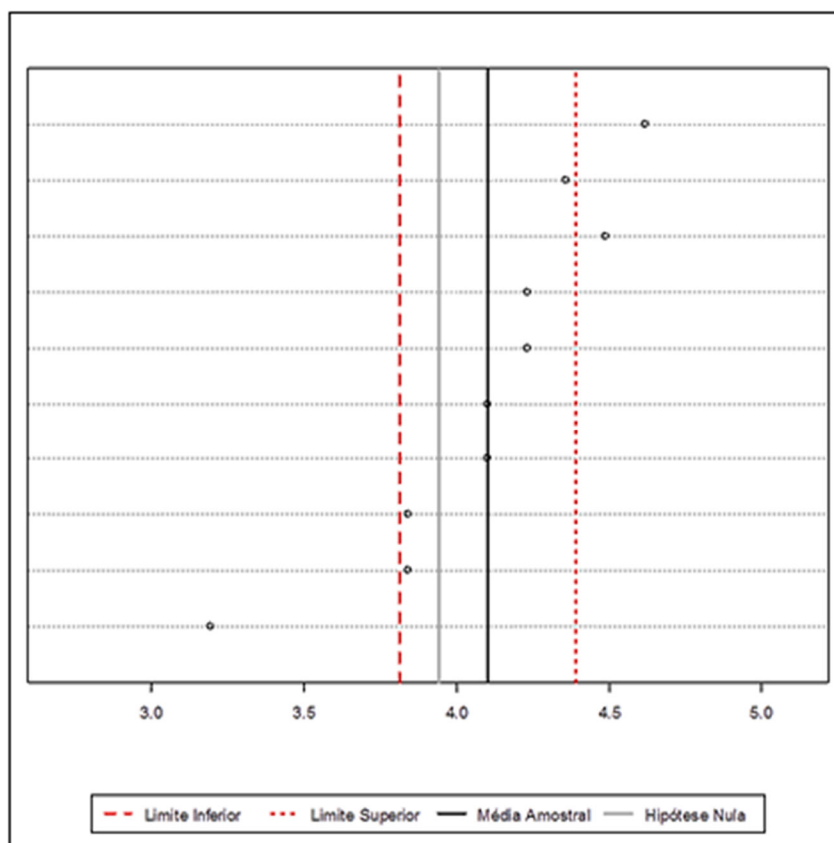


Figura B.15 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 2,0 mm)

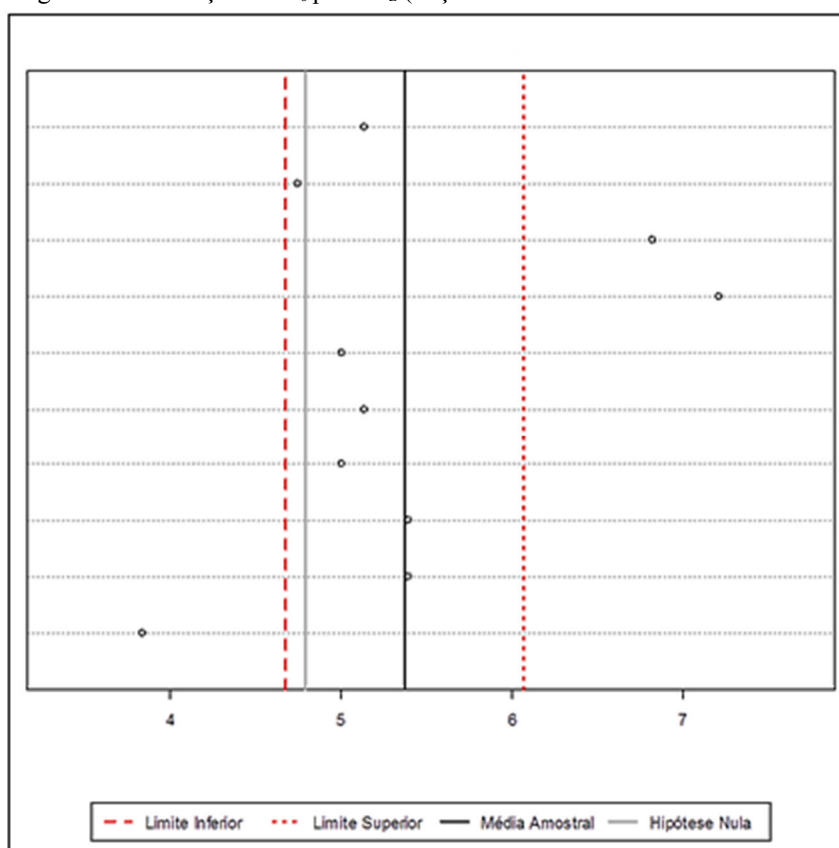


Figura B.16 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 3,0 mm)

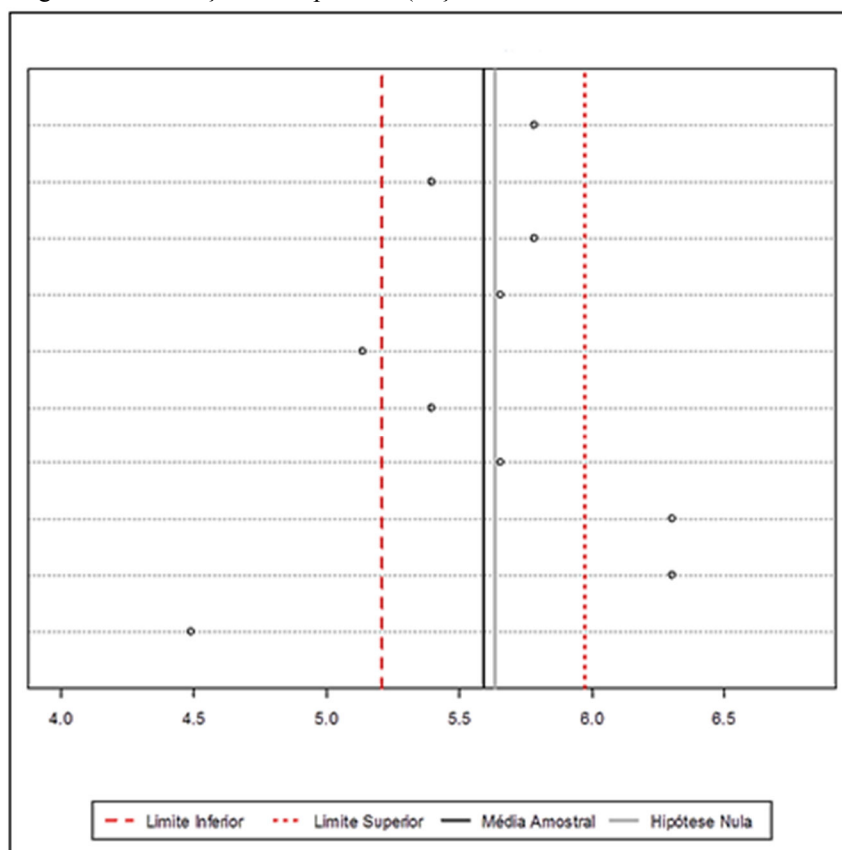


Figura B.16 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 4,0 mm)

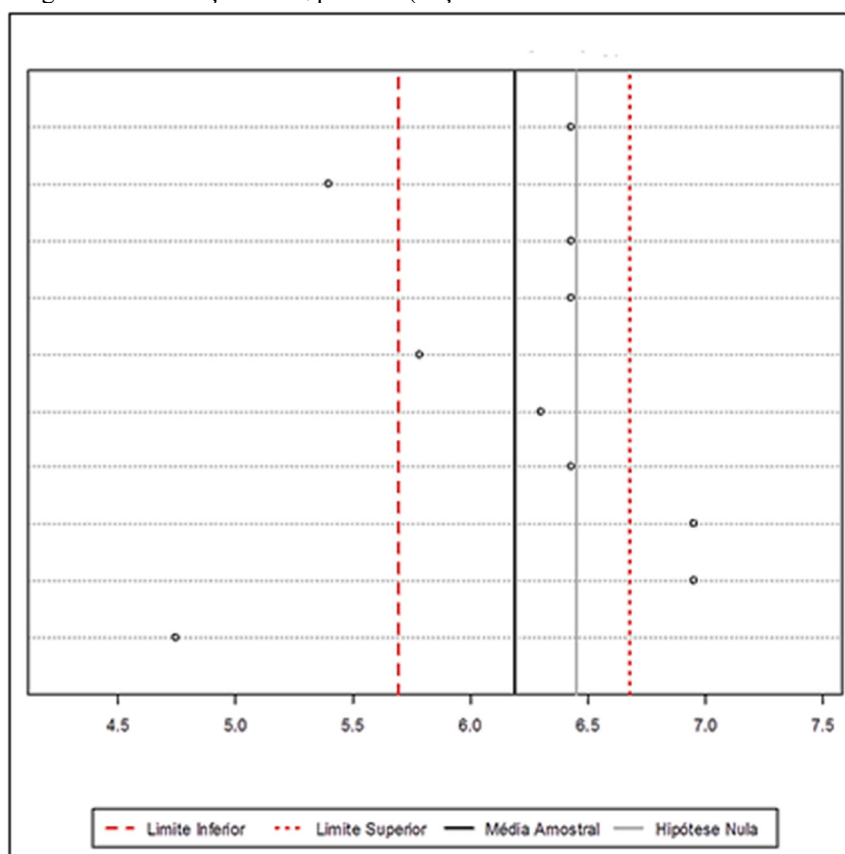
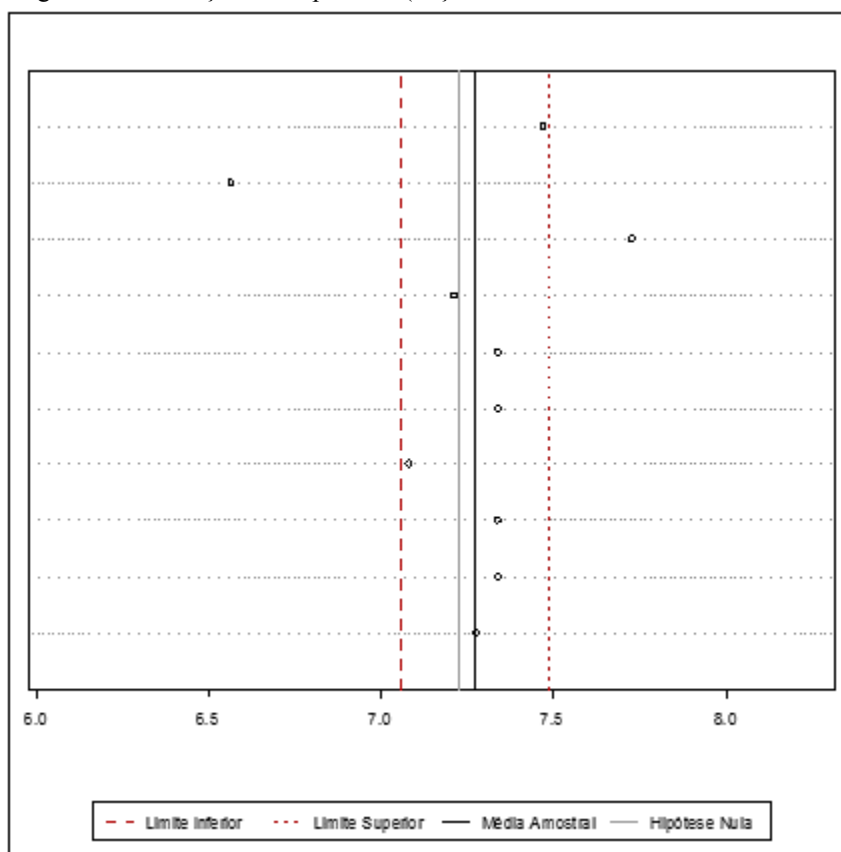


Figura B.16 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 135° com ativação de 5,0 mm)Tabela B.3 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 135°) - Continua

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	1,223611567	T	1,875688914
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,252166669	P-valor	0,093446909
Média Amostral	4,101750249	Média Amostral	5,371361204
Desvio padrão amostral	0,405102261	Desvio padrão amostral	0,976761647
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	3,945	Hipótese Alternativa: Diferente de	4,792
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	3,81195755	Limite Inferior	4,672628014
Limite Superior	4,391542949	Limite Superior	6,070094394

Tabela B.3 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 135°) - Continuação

Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor
T	-0,255684125	T	-1,212976196
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,803942485	P-valor	0,256014204
Média Amostral	5,591599839	Média Amostral	6,187539675
Desvio padrão amostral	0,536769181	Desvio padrão amostral	0,689458688
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	5,635	Hipótese Alternativa: Diferente de	6,452
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	5,207618299	Limite Inferior	5,694330642
Limite Superior	5,97558138	Limite Superior	6,680748709

Ativação 5,0 mm	Valor
T	0,467137325
Graus de Liberdade	9
P-valor	0,651504442
Média Amostral	7,26930003
Desvio padrão amostral	0,299888249
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	7,225
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	7,0547729
Limite Superior	7,48382716

Figura B.17 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com *helicóide* 115° com ativação de 1,0 mm)

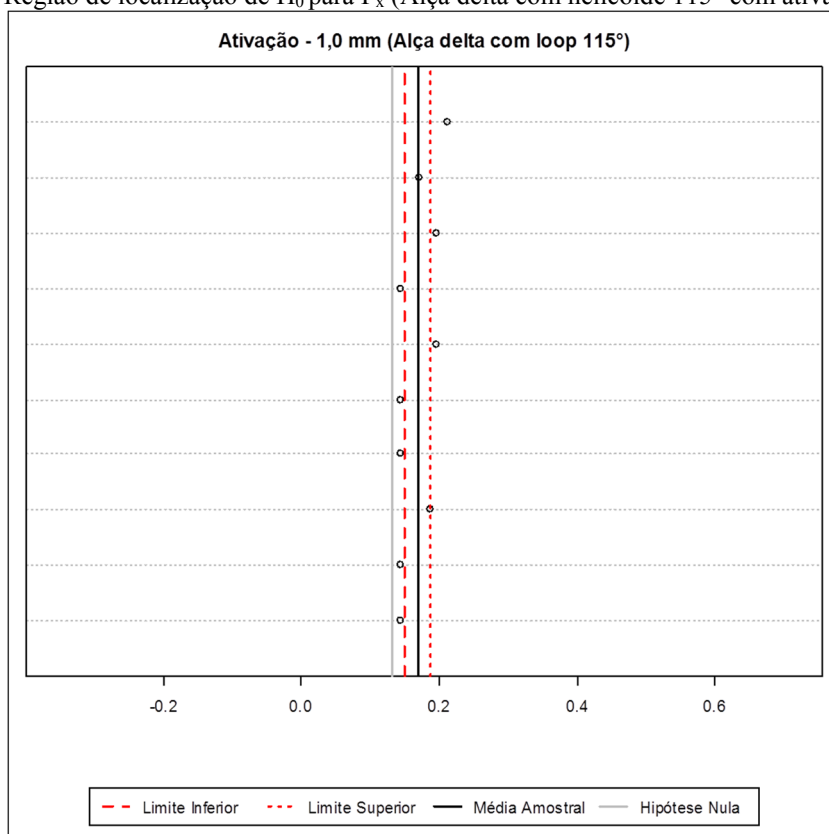


Figura B.18 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 2,0 mm)

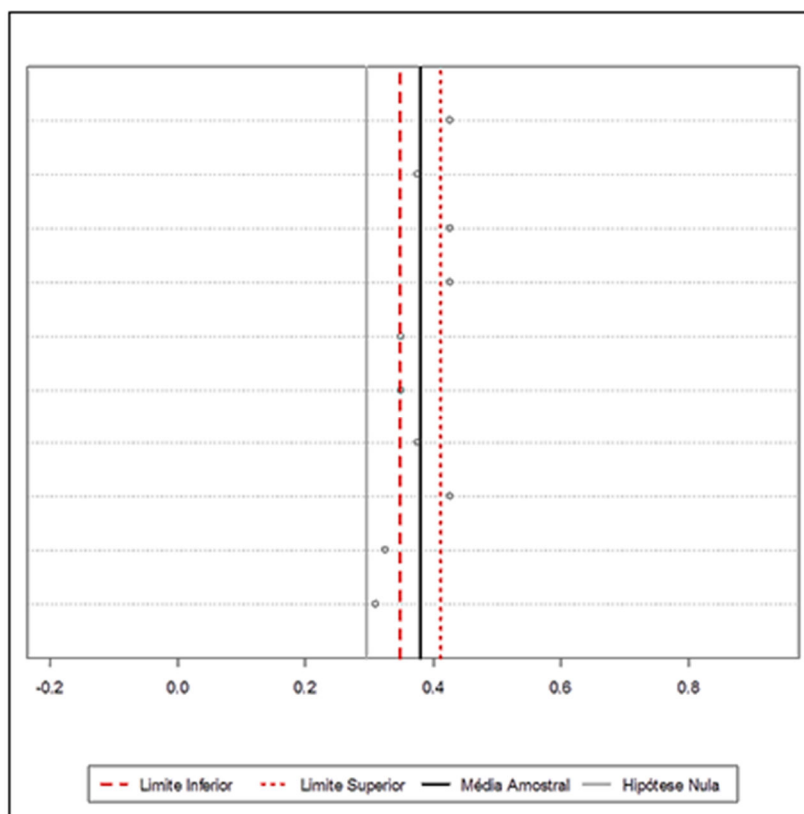


Figura B.19 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 3,0 mm)

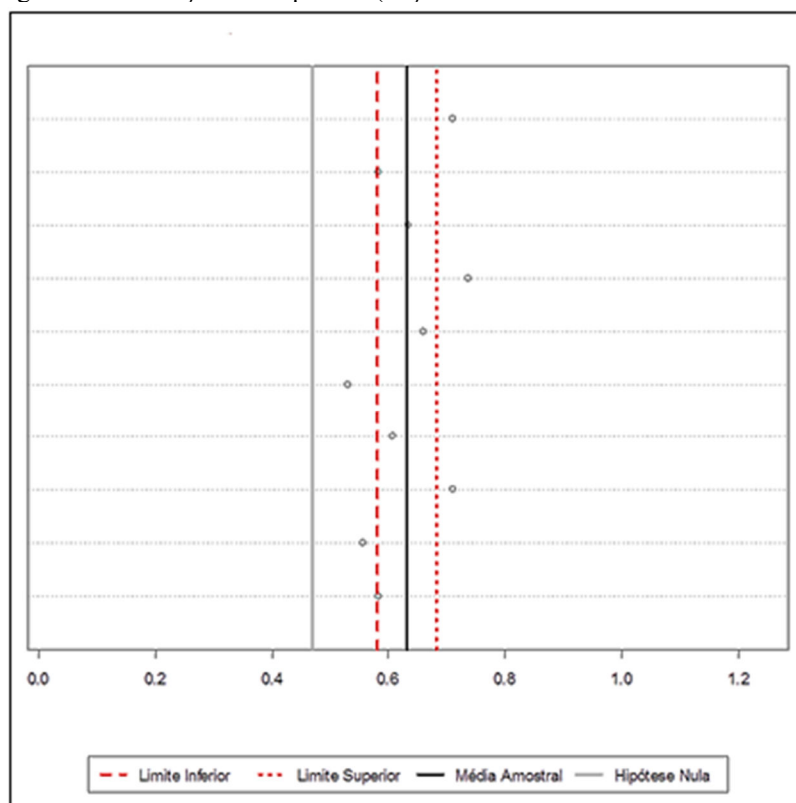


Figura B.20 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 4,0 mm)

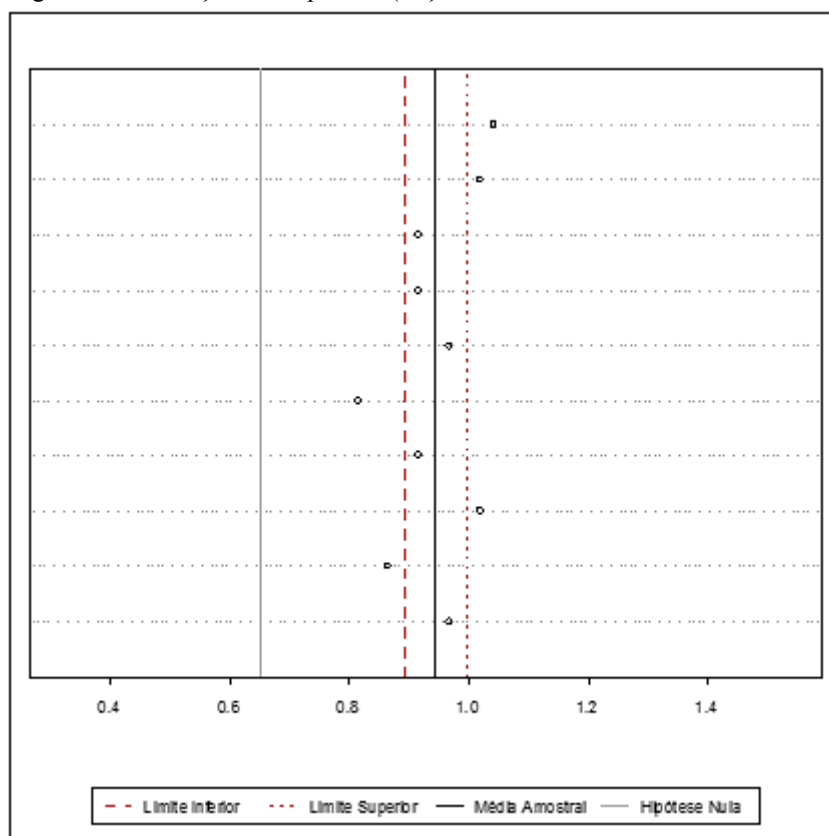


Figura B.21 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 5,0 mm)

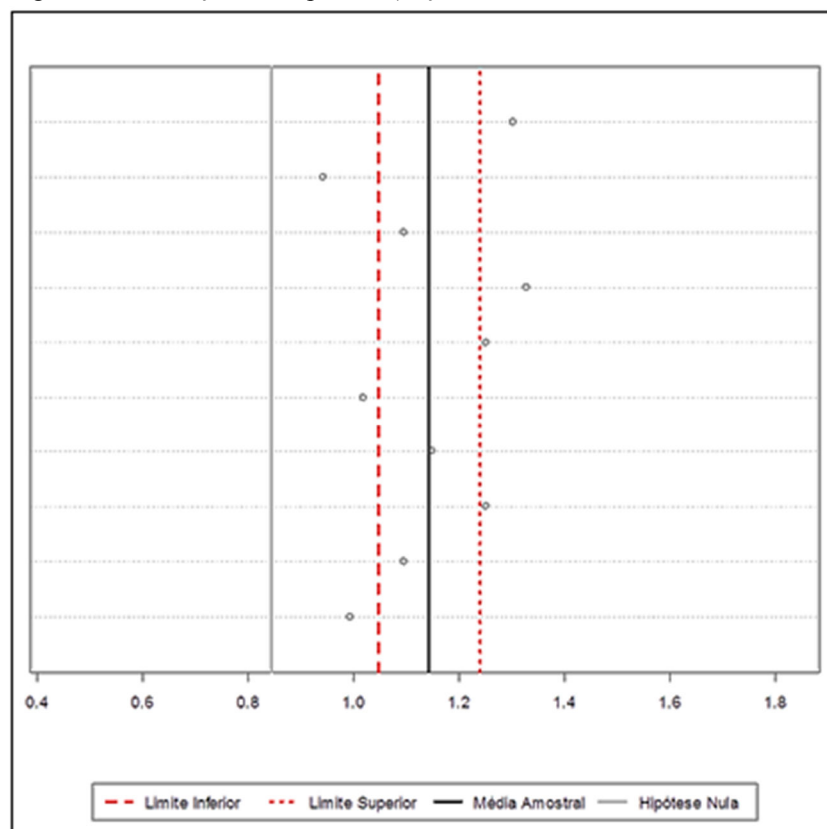


Tabela B.4 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com *helicóide* 115°)

<i>Ativação 1,0 mm</i>	<i>Valor</i>	<i>Ativação 2,0 mm</i>	<i>Valor</i>
T	4,312210778	T	5,847491222
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,001955347	P-valor	0,000244522
Média Amostral	0,169103035	Média Amostral	0,380218417
Desvio padrão amostral	0,026988805	Desvio padrão amostral	0,045782612
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,1323	Hipótese Alternativa: Diferente de	0,29556
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,149796407	Limite Inferior	0,34746751
Limite Superior	0,188409664	Limite Superior	0,412969325

<i>Ativação 3,0 mm</i>	<i>Valor</i>	<i>Ativação 4,0 mm</i>	<i>Valor</i>
T	7,217944911	T	12,70986207
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	4,98558E-05	P-valor	4,71239E-07
Média Amostral	0,631038396	Média Amostral	0,944306383
Desvio padrão amostral	0,071105086	Desvio padrão amostral	0,07275218
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,46874	Hipótese Alternativa: Diferente de	0,6519
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,580172882	Limite Inferior	0,892262608
Limite Superior	0,681903911	Limite Superior	0,996350157

<i>Ativação 5,0 mm</i>	<i>Valor</i>
T	6,957120213
Graus de Liberdade	9
P-valor	6,63201E-05
Média Amostral	1,142443886
Desvio padrão amostral	0,135336003
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,8447
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	1,045630342
Limite Superior	1,239257431

Figura B.22 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 1,0 mm)

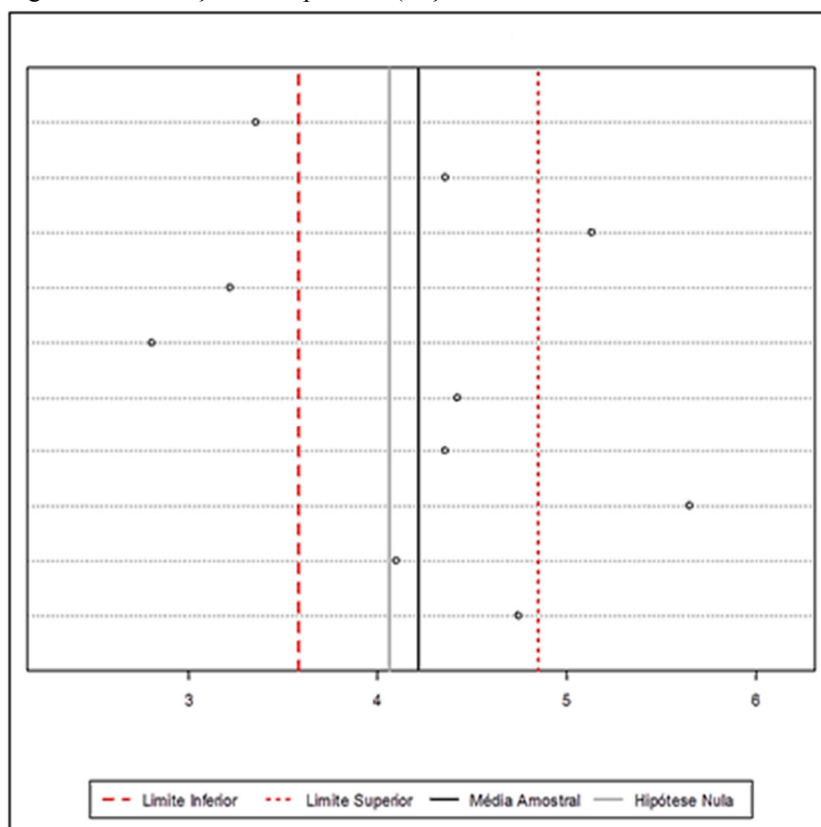


Figura B.23 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 2,0 mm)

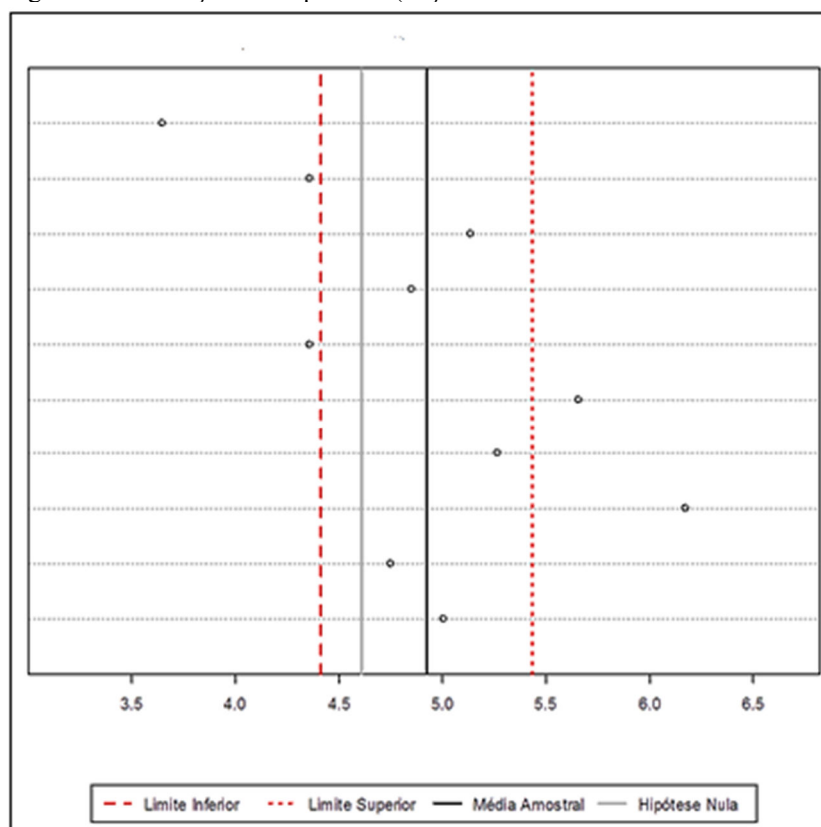


Figura B.24 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 3,0 mm)

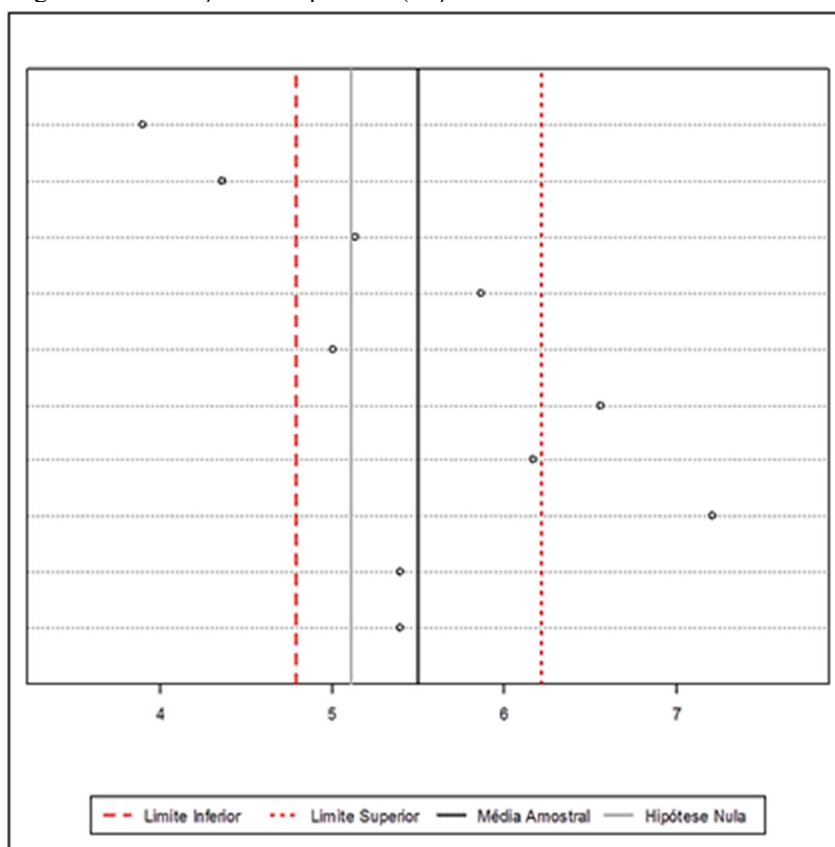


Figura B.24 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 4,0 mm)

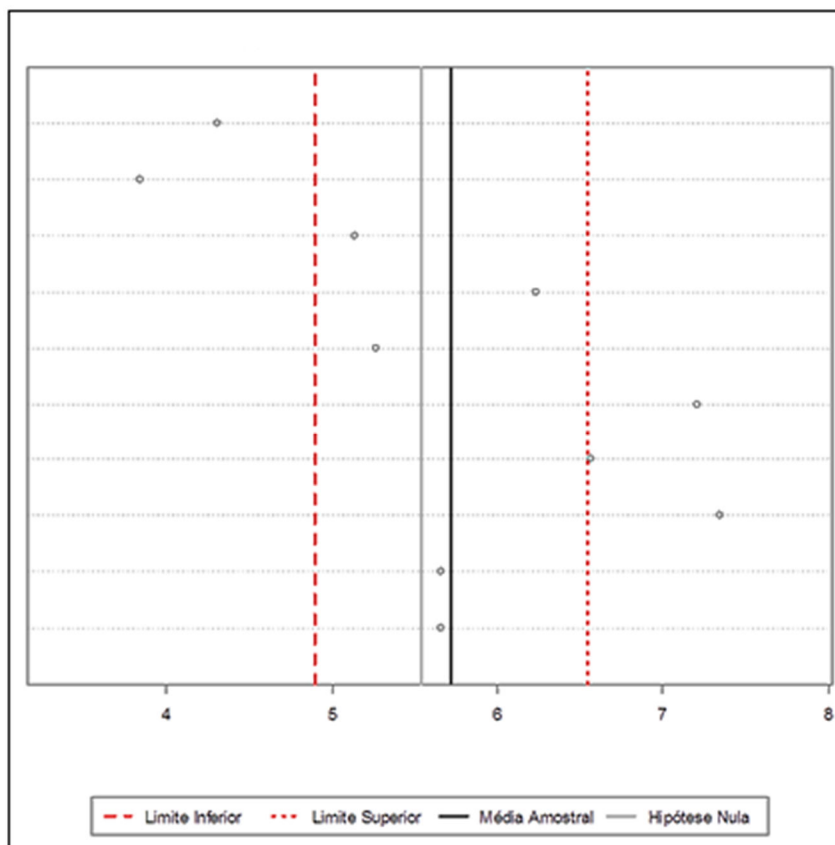
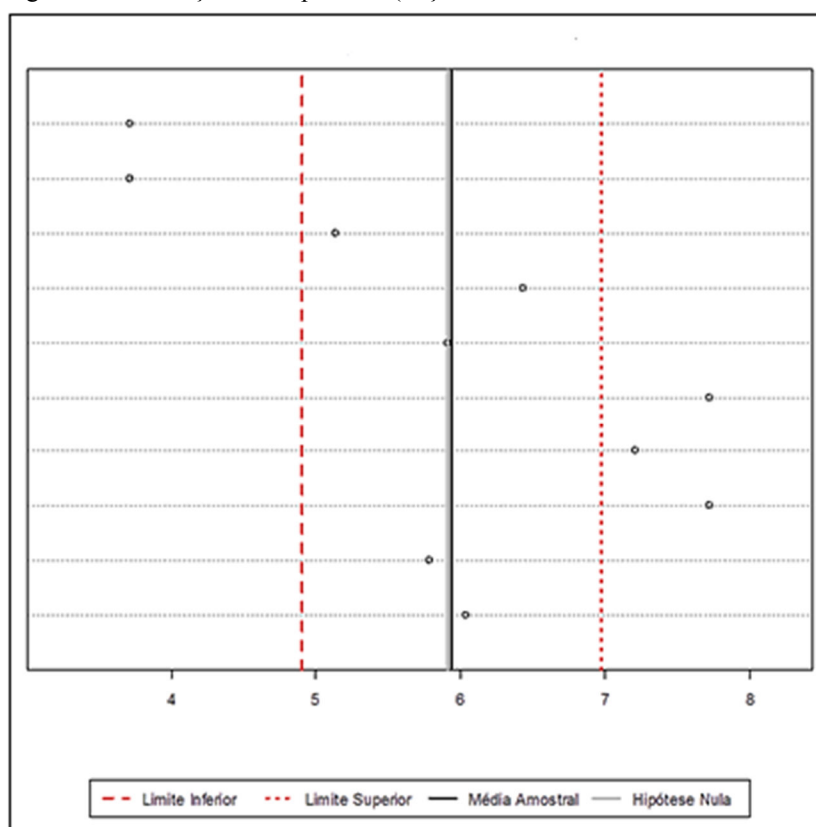


Figura B.25 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 115° com ativação de 5,0 mm)Tabela B.5 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com *helicóide* 115°) - Continua

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	0,543346795	T	1,380711374
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,600088126	P-valor	0,20068718
Média Amostral	4,217699413	Média Amostral	4,921815285
Desvio padrão amostral	0,883472393	Desvio padrão amostral	0,712472636
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	4,0659	Hipótese Alternativa: Diferente de	4,610736
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	3,585701336	Limite Inferior	4,412143064
Limite Superior	4,849697491	Limite Superior	5,431487505

Tabela B.5 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com helicóide 115°) - Continuação

Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor
T	1,252939429	T	0,497016692
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,241801483	P-valor	0,631091769
Média Amostral	5,501561103	Média Amostral	5,721799738
Desvio padrão amostral	0,994060957	Desvio padrão amostral	1,149387215
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	5,1077	Hipótese Alternativa: Diferente de	5,54115
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	4,790452733	Limite Inferior	4,899577657
Limite Superior	6,212669474	Limite Superior	6,54402182

Ativação 5,0 mm	Valor
T	0,064861944
Graus de Liberdade	9
P-valor	0,949701787
Média Amostral	5,941390613
Desvio padrão amostral	1,447535409
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	5,9117
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	4,905886161
Limite Superior	6,976895064

Figura B.26 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 1,0 mm)

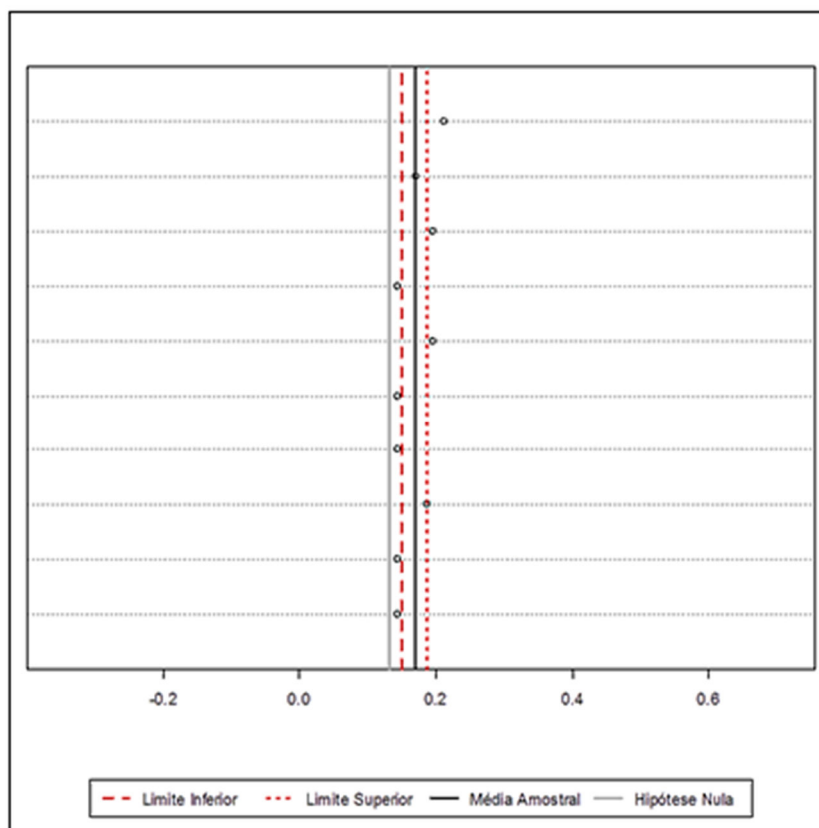


Figura B.27 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 2,0 mm)

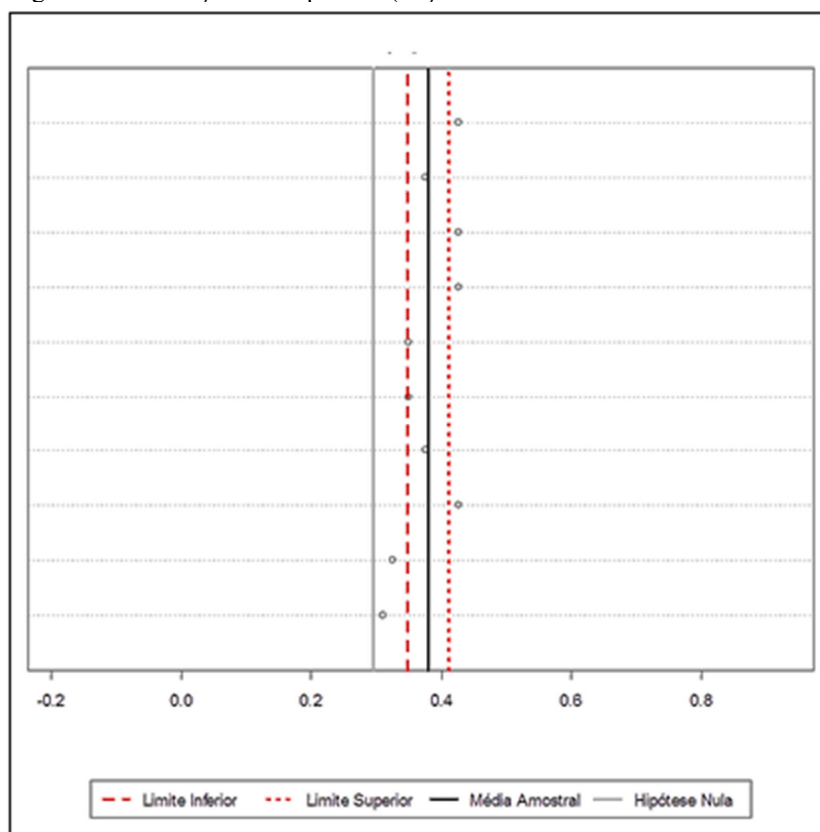


Figura B.28 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 3,0 mm)

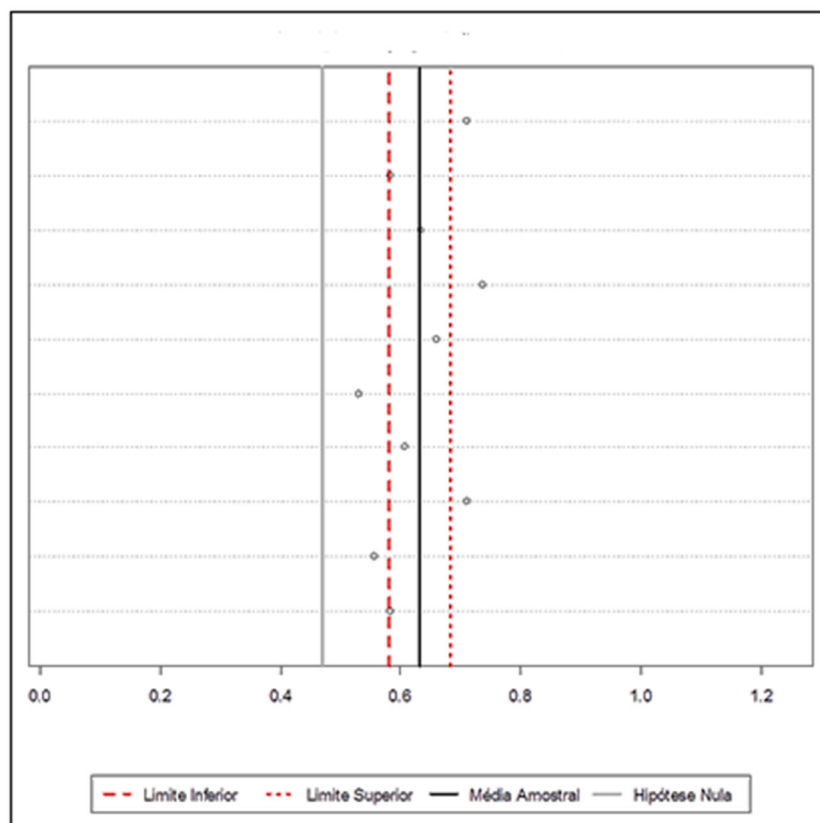


Figura B.29 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 4,0 mm)

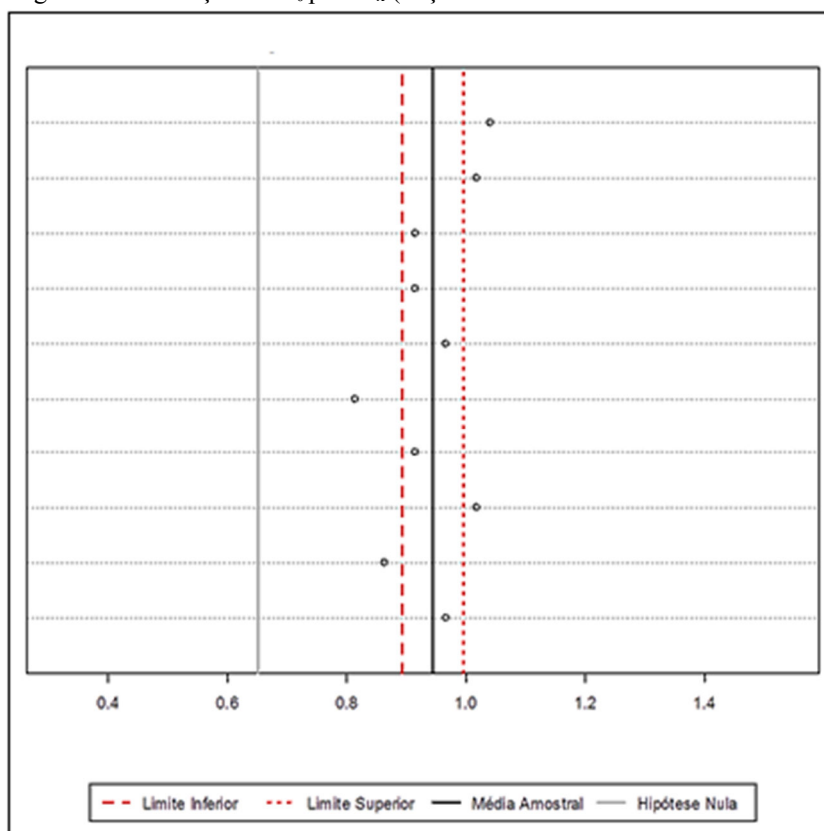


Figura B.30 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 5,0 mm)

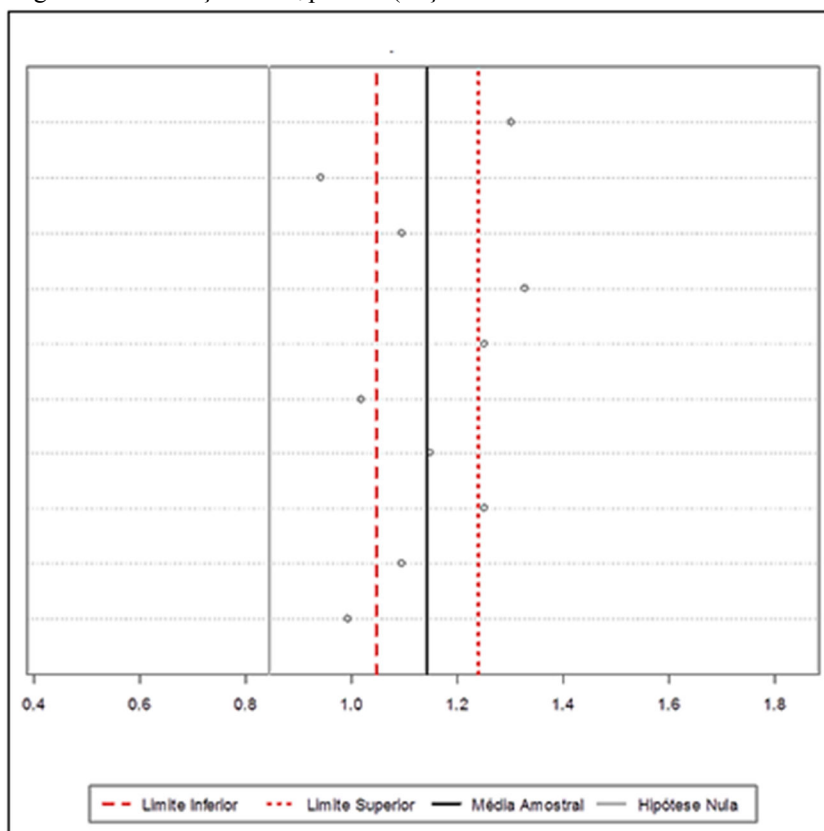


Tabela B.6 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 115°)

Ativação 1,0 mm		Valor	Ativação 2,0 mm		Valor
T		4,282685004	T		6,082104698
Graus de Liberdade		9	Graus de Liberdade		9
P-valor		0,002041886	P-valor		0,000183183
Média Amostral		0,290966595	Média Amostral		0,703277634
Desvio padrão amostral		0,027088894	Desvio padrão amostral		0,090508441
Tamanho da amostra		10	Tamanho da amostra		10
Hipótese Alternativa: Diferente de		0,25428	Hipótese Alternativa: Diferente de		0,5292
Intervalo de Confiança		95%	Intervalo de Confiança		95%
Limite Inferior		0,271588368	Limite Inferior		0,638531796
Limite Superior		0,310344822	Limite Superior		0,768023473
Ativação 3,0 mm		Valor	Ativação 4,0 mm		Valor
T		7,870600715	T		15,34685167
Graus de Liberdade		9	Graus de Liberdade		9
P-valor		2,52089E-05	P-valor		9,24814E-08
Média Amostral		1,140156696	Média Amostral		1,531009264
Desvio padrão amostral		0,13385687	Desvio padrão amostral		0,087306919
Tamanho da amostra		10	Tamanho da amostra		10
Hipótese Alternativa: Diferente de		0,807	Hipótese Alternativa: Diferente de		1,1073
Intervalo de Confiança		95%	Intervalo de Confiança		95%
Limite Inferior		1,04440126	Limite Inferior		1,468553656
Limite Superior		1,235912133	Limite Superior		1,593464871
Ativação 5,0 mm		Valor			
T		10,15663928			
Graus de Liberdade		9			
P-valor		3,14355E-06			
Média Amostral		1,999652003			
Desvio padrão amostral		0,178326789			
Tamanho da amostra		10			
Hipótese Alternativa: Diferente de		1,4269			
Intervalo de Confiança		95%			
Limite Inferior		1,872084704			
Limite Superior		2,127219303			

Figura B.31 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 1,0 mm)

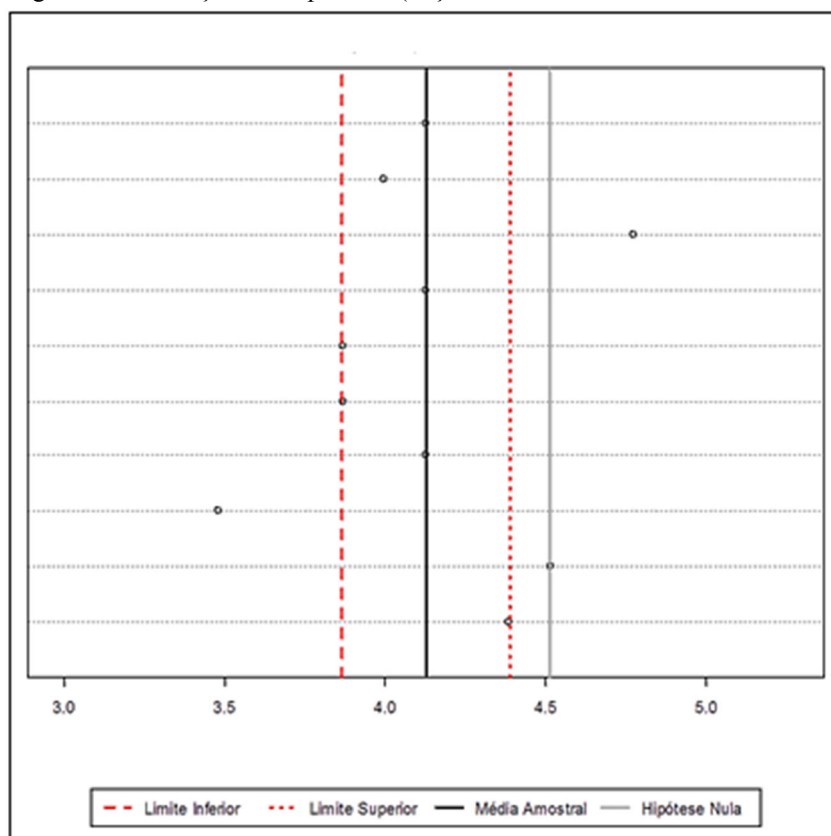


Figura B.31 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 2,0 mm)

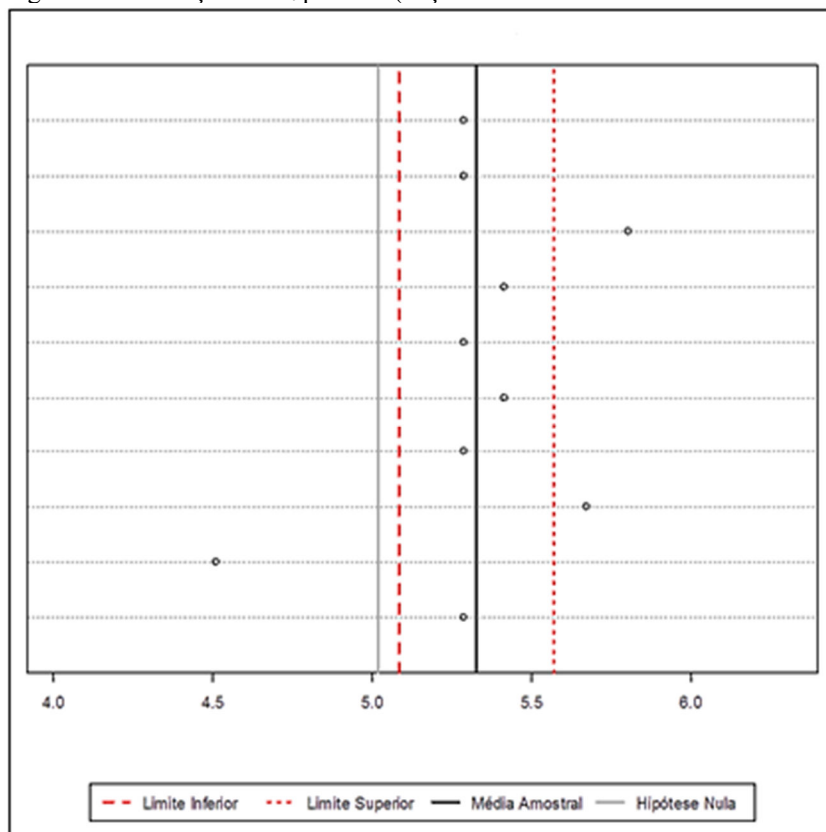


Figura B.32 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 3,0 mm)

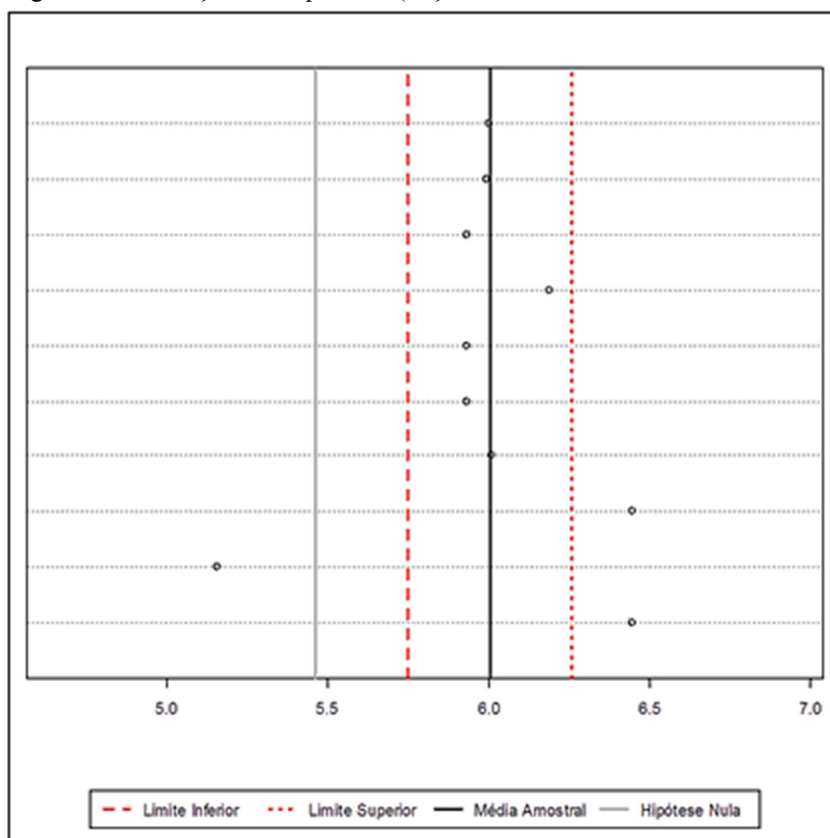


Figura B.33 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 4,0 mm)

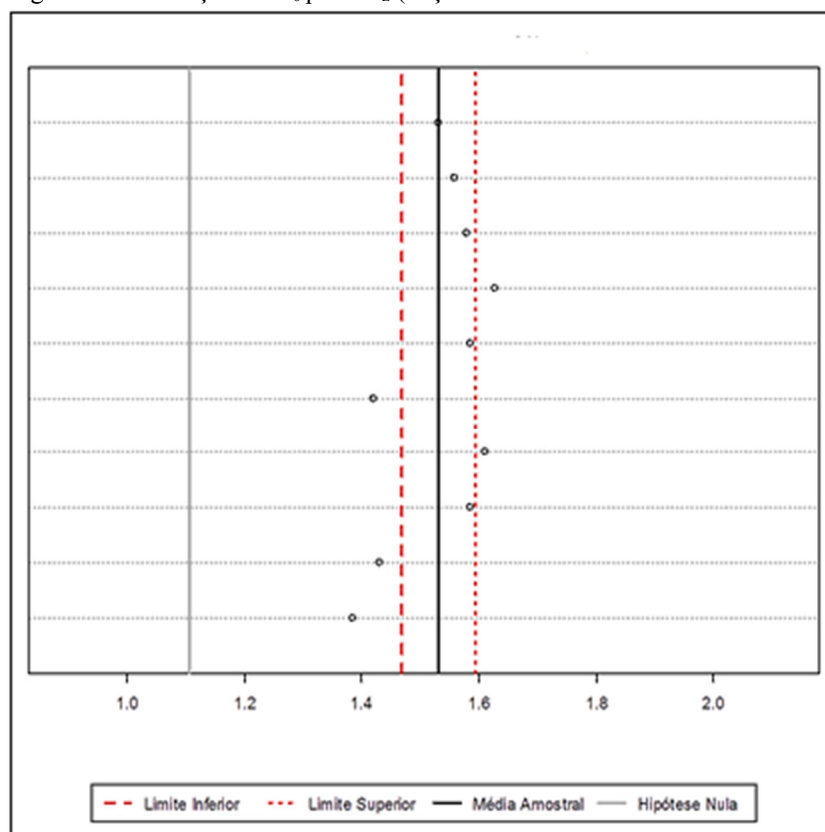
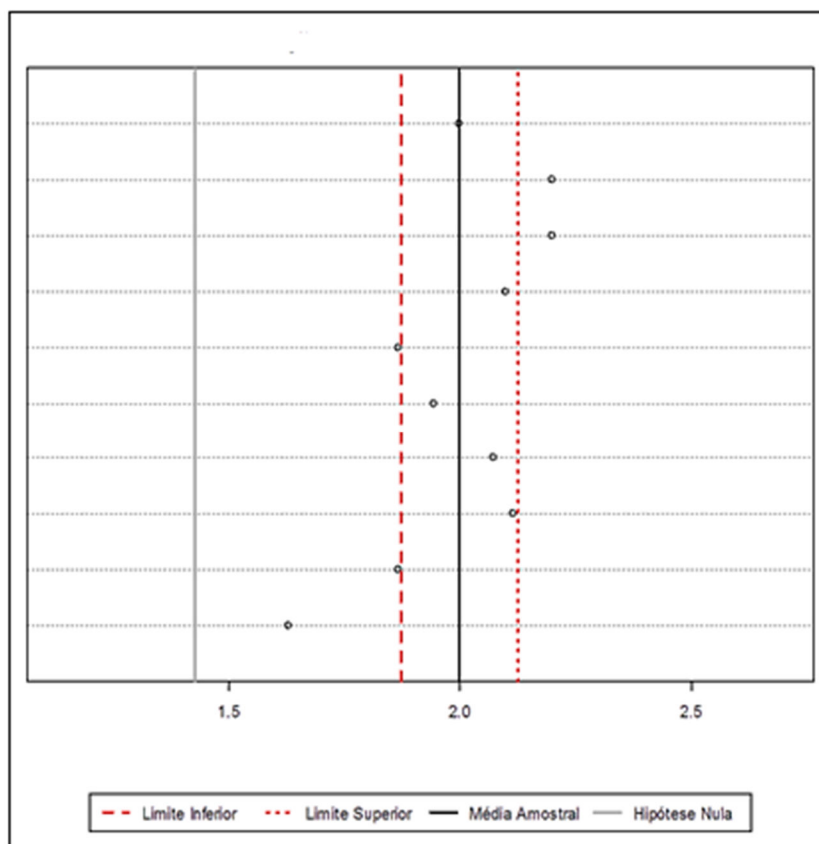


Figura B.34 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 115° com ativação de 5,0 mm)Tabela B.7 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 115°) - Continua

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	-3,330382204	T	2,869390067
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,008793732	P-valor	0,018495077
Média Amostral	4,125838061	Média Amostral	5,324909747
Desvio padrão amostral	0,364676009	Desvio padrão amostral	0,338677812
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	4,5099	Hipótese Alternativa: Diferente de	5,0176
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	3,864964559	Limite Inferior	5,082634236
Limite Superior	4,386711562	Limite Superior	5,567185259

Tabela B.7 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 115°) - Continuação

Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor
T	4,800558969	T	7,16632666
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,000972962	P-valor	5,27205E-05
Média Amostral	6,003867973	Média Amostral	6,435018051
Desvio padrão amostral	0,358855625	Desvio padrão amostral	0,270549977
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	5,4591	Hipótese Alternativa: Diferente de	5,8219
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	5,747158123	Limite Inferior	6,241478256
Limite Superior	6,260577823	Limite Superior	6,628557845

Ativação 5,0 mm	Valor
T	7,756794777
Graus de Liberdade	9
P-valor	2,83023E-05
Média Amostral	6,881768953
Desvio padrão amostral	0,319933349
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	6,097
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	6,652902423
Limite Superior	7,110635484

Figura B.35 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com *helicóide* 155° com ativação de 1,0 mm)

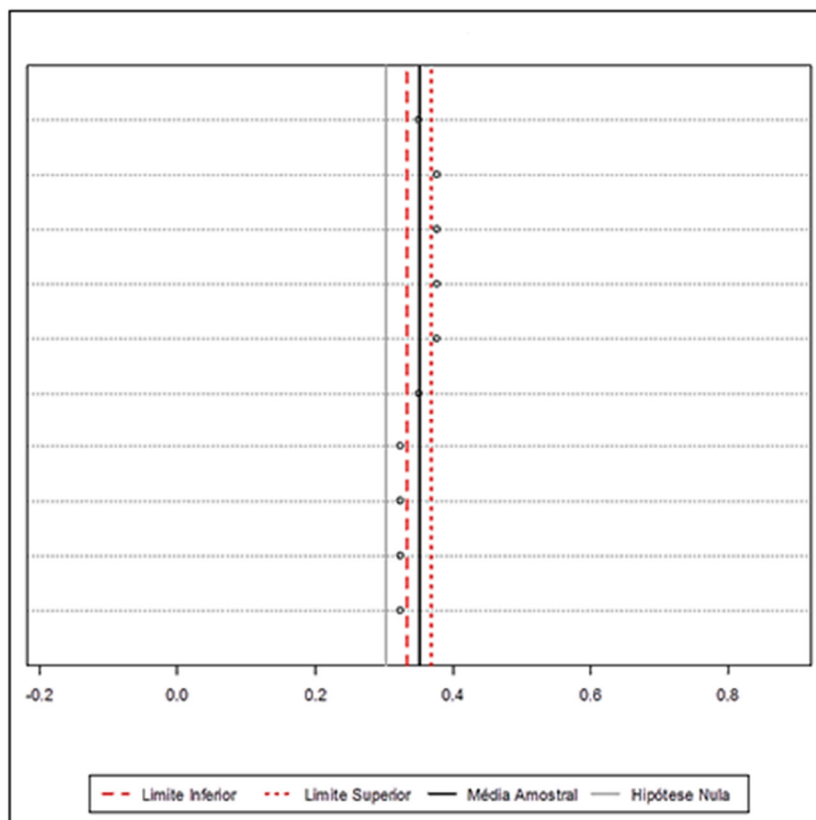


Figura B.36 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 2,0 mm)

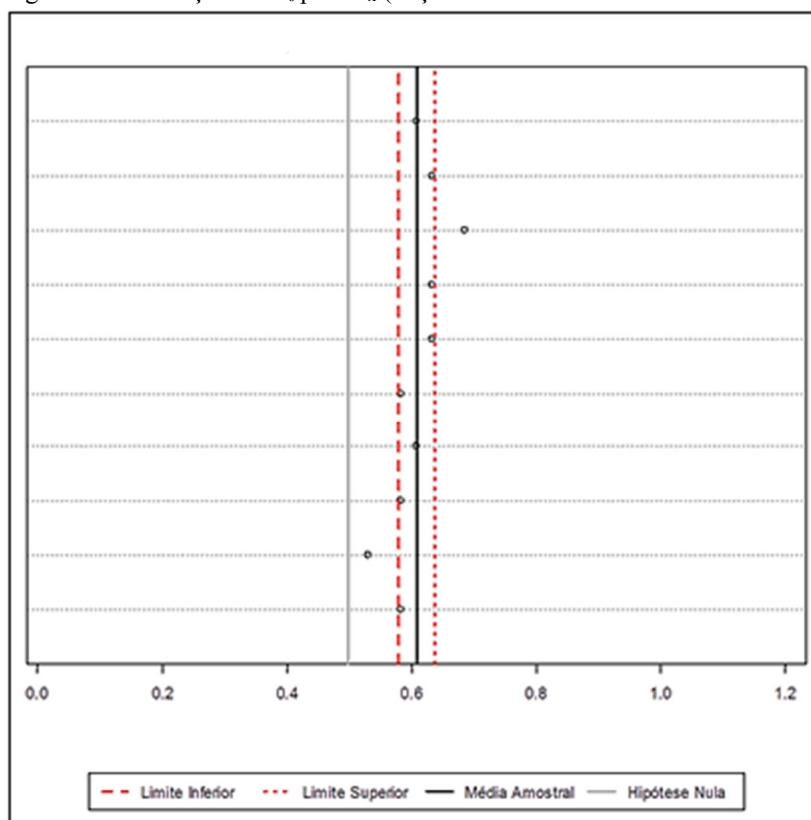


Figura B.37 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 3,0b mm)

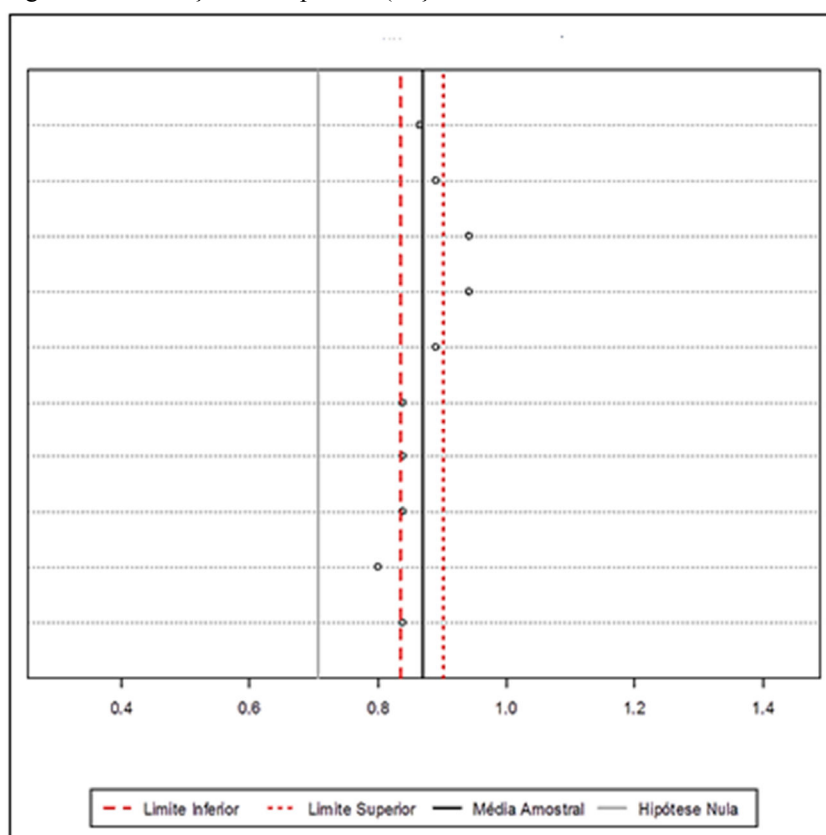


Figura B.38 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 4,0 mm)

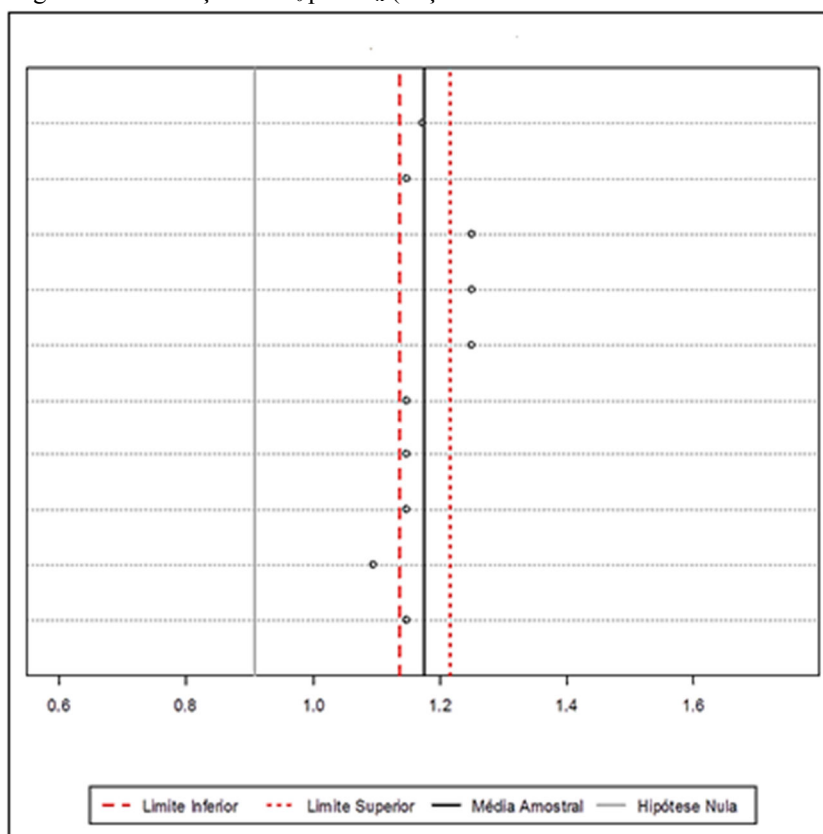


Figura B.39 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 5,0 mm)

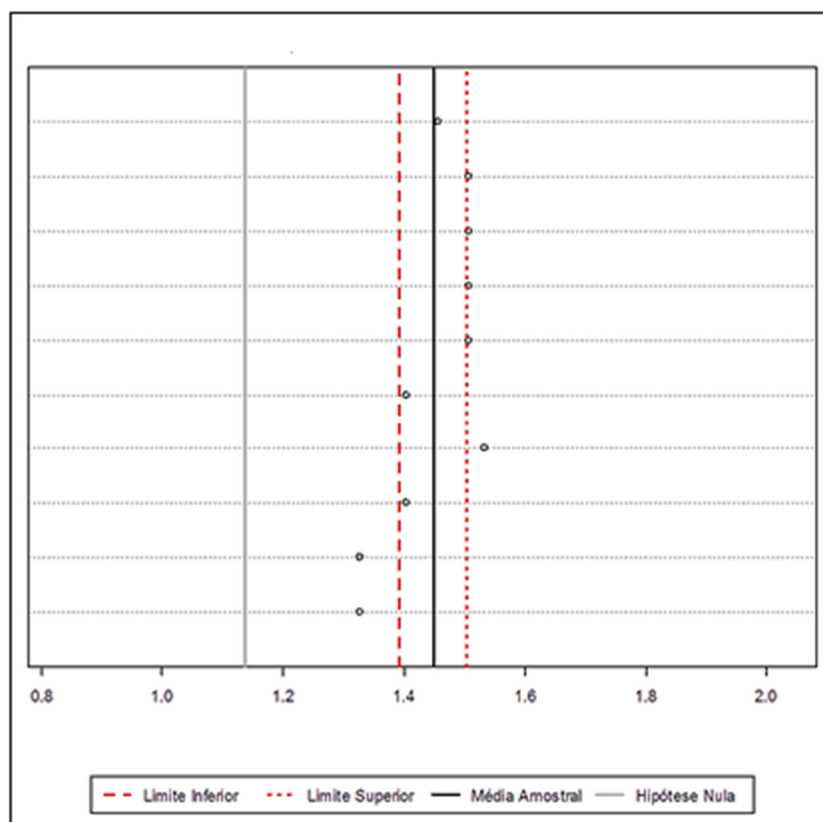


Tabela B.8 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com *helicóide* 155°)

Ativação 1,0 mm		Ativação 2,0 mm	
T	6,169731844	T	8,382284012
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,000164754	P-valor	1,52157E-05
Média Amostral	0,350921821	Média Amostral	0,607909505
Desvio padrão amostral	0,024229031	Desvio padrão amostral	0,041965913
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,30365	Hipótese Alternativa: Diferente de	0,49667
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,333589417	Limite Inferior	0,577888899
Limite Superior	0,368254226	Limite Superior	0,637930111
Ativação 3,0 mm		Ativação 4,0 mm	
T	10,87300156	T	15,51890318
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	1,77544E-06	P-valor	8,39309E-08
Média Amostral	0,868752004	Média Amostral	1,175852285
Desvio padrão amostral	0,046938863	Desvio padrão amostral	0,05478387
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	0,70736	Hipótese Alternativa: Diferente de	0,907
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	0,835173964	Limite Inferior	1,136662266
Limite Superior	0,902330043	Limite Superior	1,215042305
Ativação 5,0 mm			
T	12,72191972		
Graus de Liberdade	9		
P-valor	4,67426E-07		
Média Amostral	1,44825923		
Desvio padrão amostral	0,077618033		
Tamanho da amostra	10		
Hipótese Alternativa: Diferente de	1,136		
Intervalo de Confiança	95%		
Limite Inferior	1,392734634		
Limite Superior	1,503783826		

Figura B.40 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 1,0 mm)

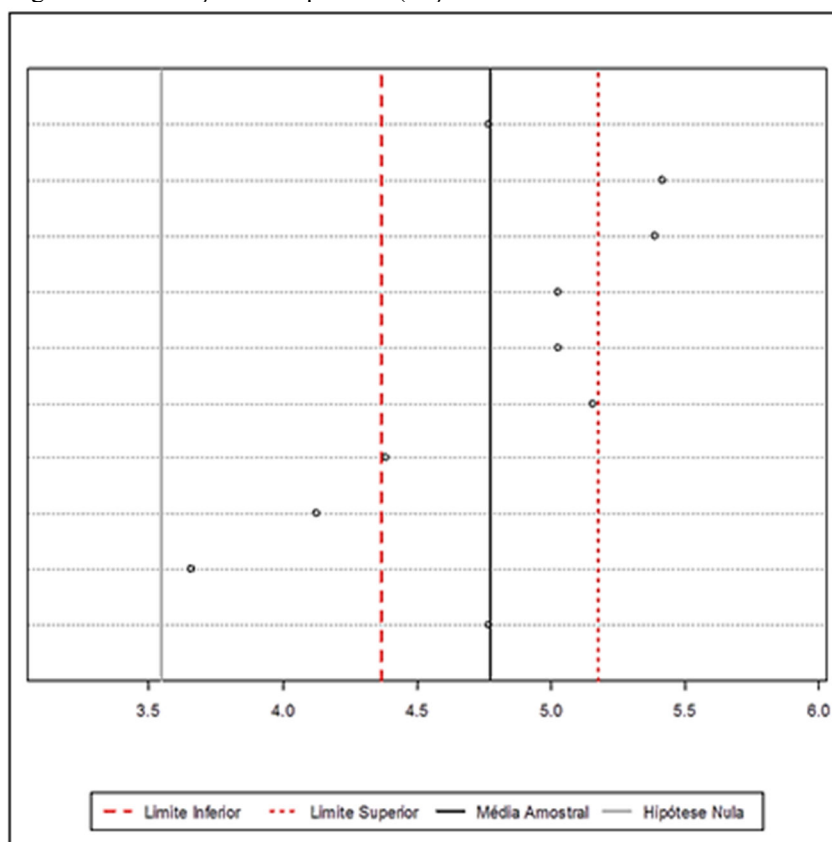


Figura B.41 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 2,0 mm)

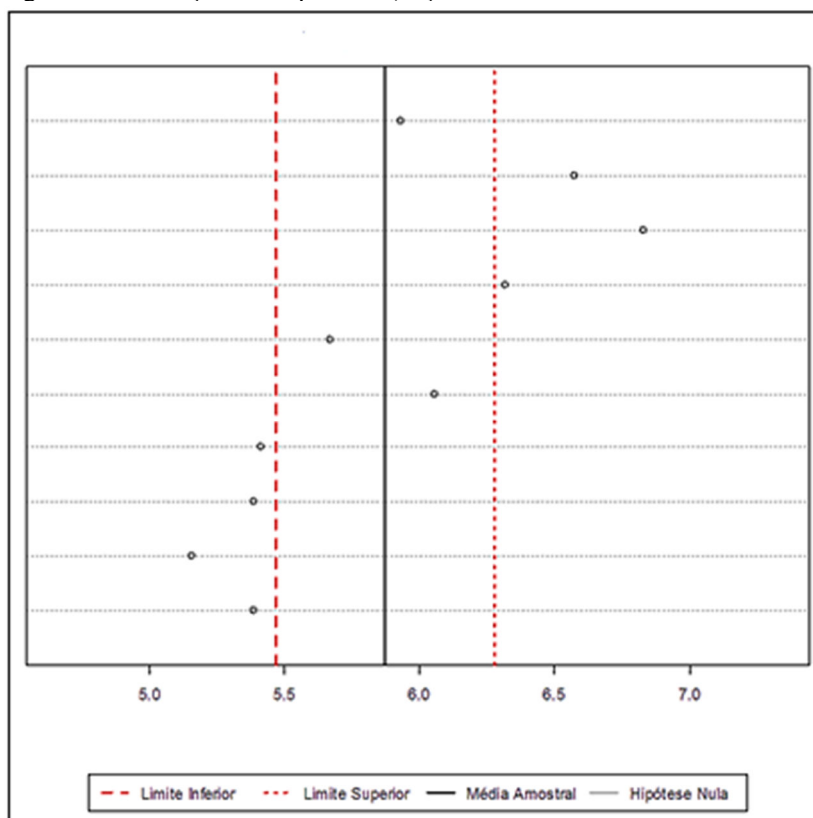


Figura B.42 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 3,0 mm)

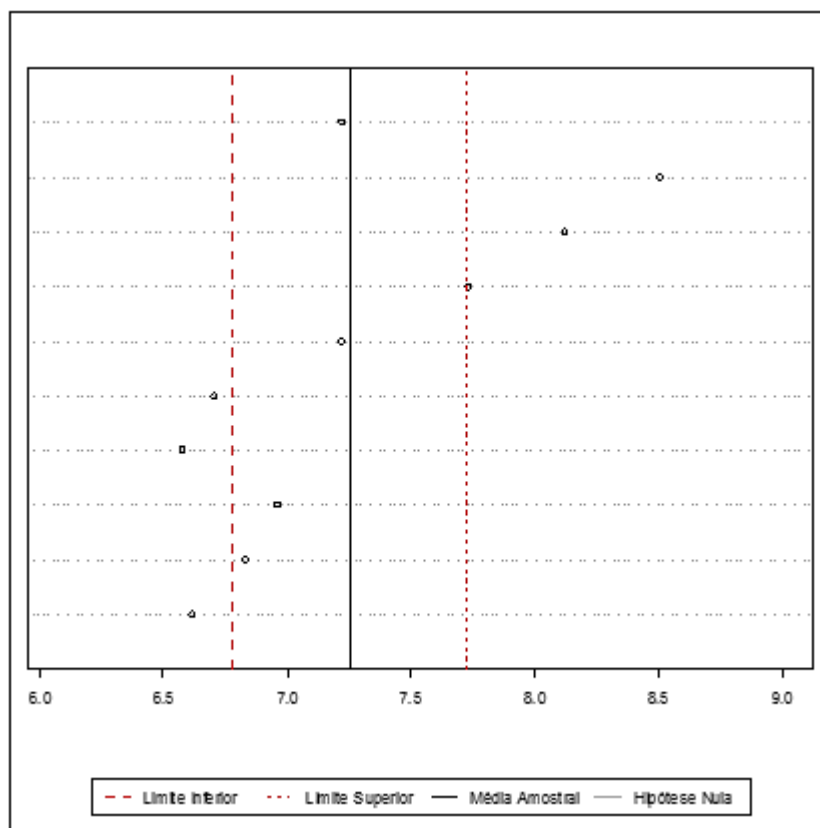


Figura B.43 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 4,0 mm)

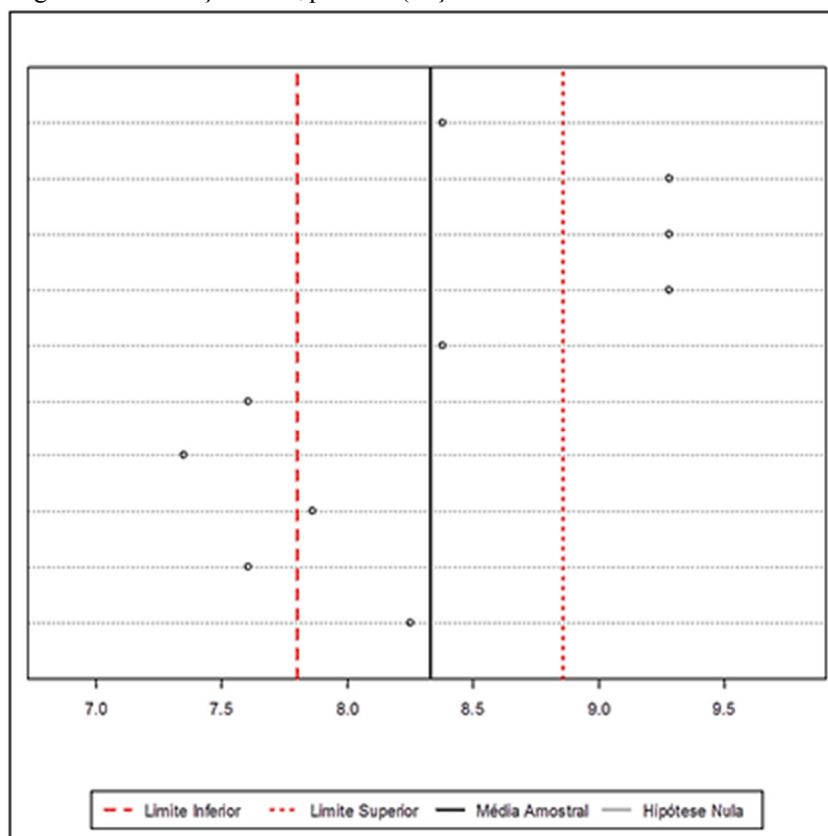
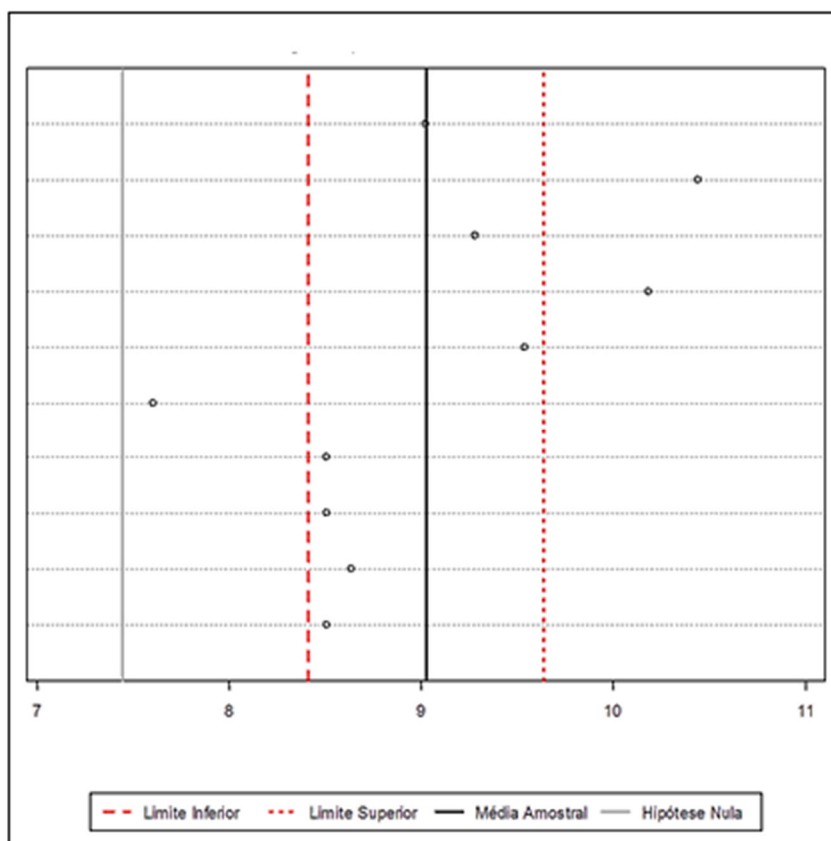


Figura B.44 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 155° com ativação de 5,0 mm)Tabela B.8 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com helicóide 155°) - Continua

Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	6,860656831	T	7,914392167
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	7,38464E-05	P-valor	2,41191E-05
Média Amostral	4,773078907	Média Amostral	5,874161939
Desvio padrão amostral	0,565273955	Desvio padrão amostral	0,565842224
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	3,5467 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	4,458 95%
Limite Inferior	4,368706279	Limite Inferior	5,469382797
Limite Superior	5,177451534	Limite Superior	6,278941082
Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor
T	8,407213703	T	8,433981445
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	1,48553E-05	P-valor	1,44787E-05
Média Amostral	7,249871068	Média Amostral	8,329035585
Desvio padrão amostral	0,666581959	Desvio padrão amostral	0,742404087
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	5,4777 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	6,349 95%
Limite Inferior	6,77302706	Limite Inferior	7,797951694
Limite Superior	7,726715075	Limite Superior	8,860119476

Tabela B.8 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com *helicóide* 155°) - Continuação

Ativação 5,0 mm	Valor
T	5,815277966
Graus de Liberdade	9
P-valor	0,000254559
Média Amostral	9,025270758
Desvio padrão amostral	0,859549596
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	7,4446
Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	8,410386019
Limite Superior	9,640155498

Figura B.45 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem *helicóide* 155° com ativação de 1,0 mm)

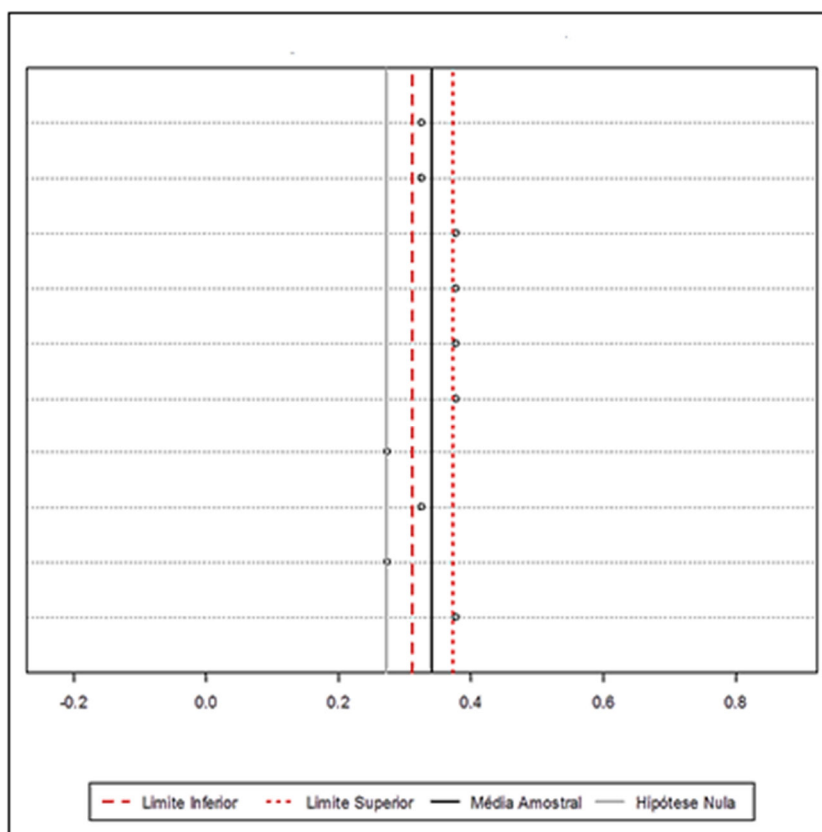


Figura B.46 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 2,0 mm)

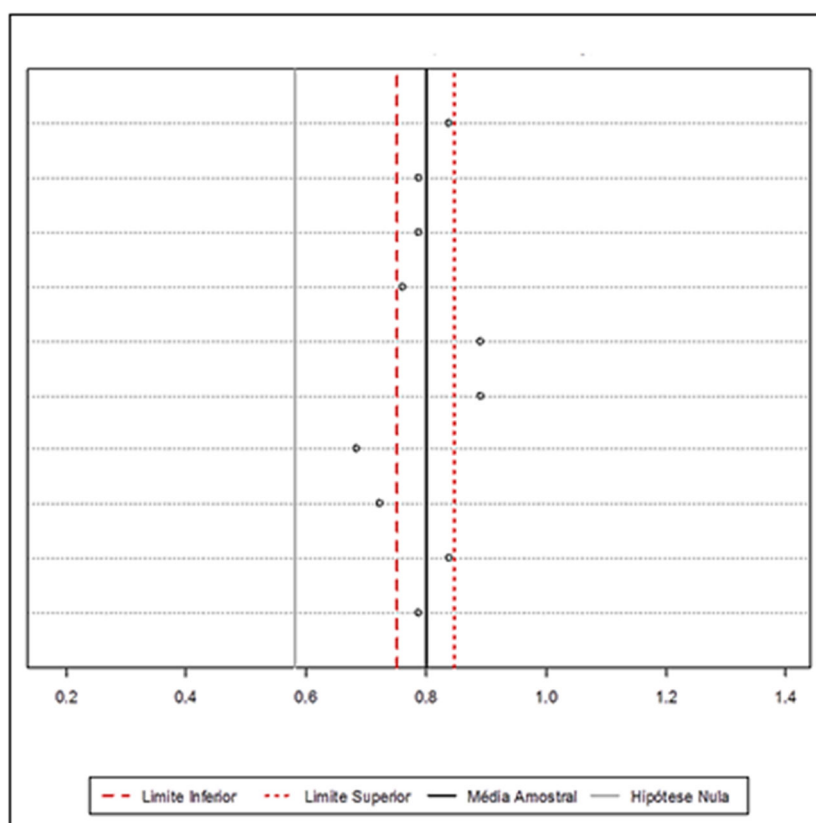


Figura B.47 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 3,0 mm)

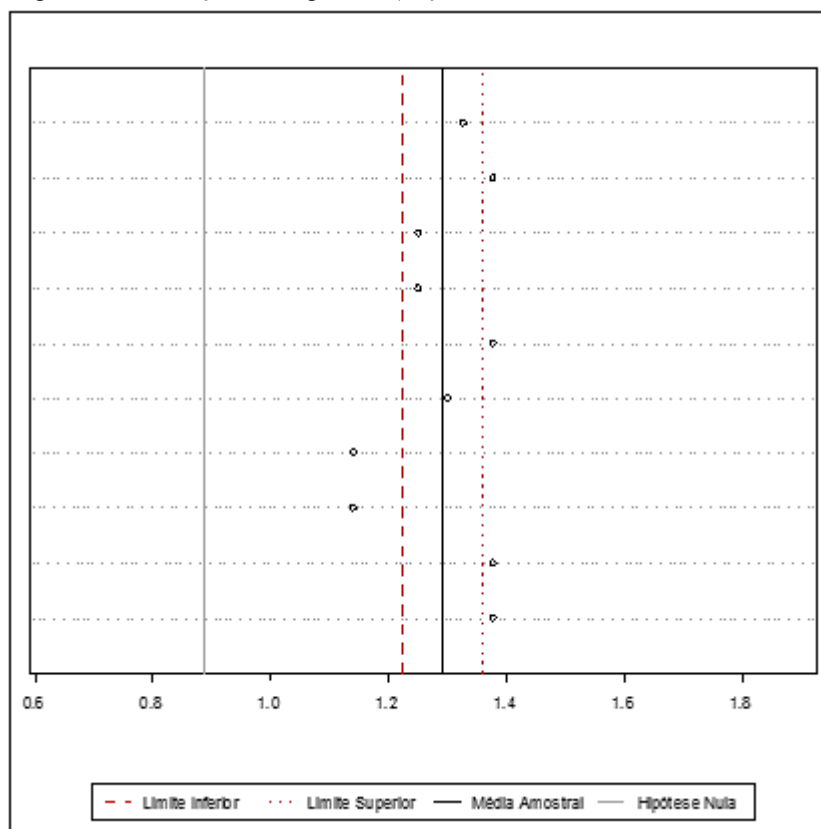


Figura B.48 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 4,0 mm)

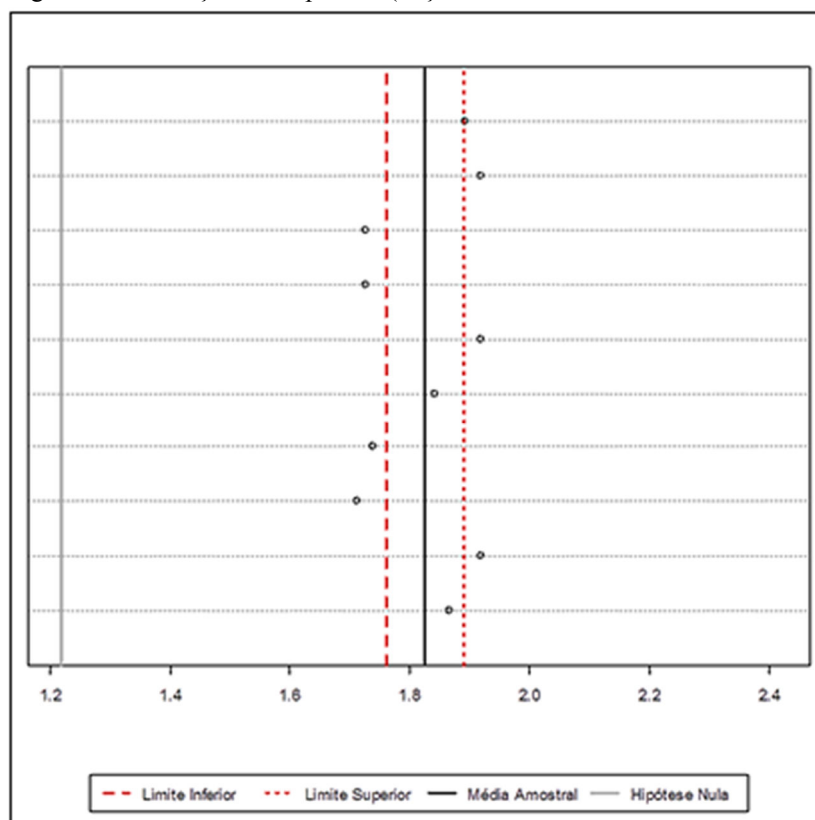


Figura B.49 – Região de localização de H_0 para F_x (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 5,0 mm)

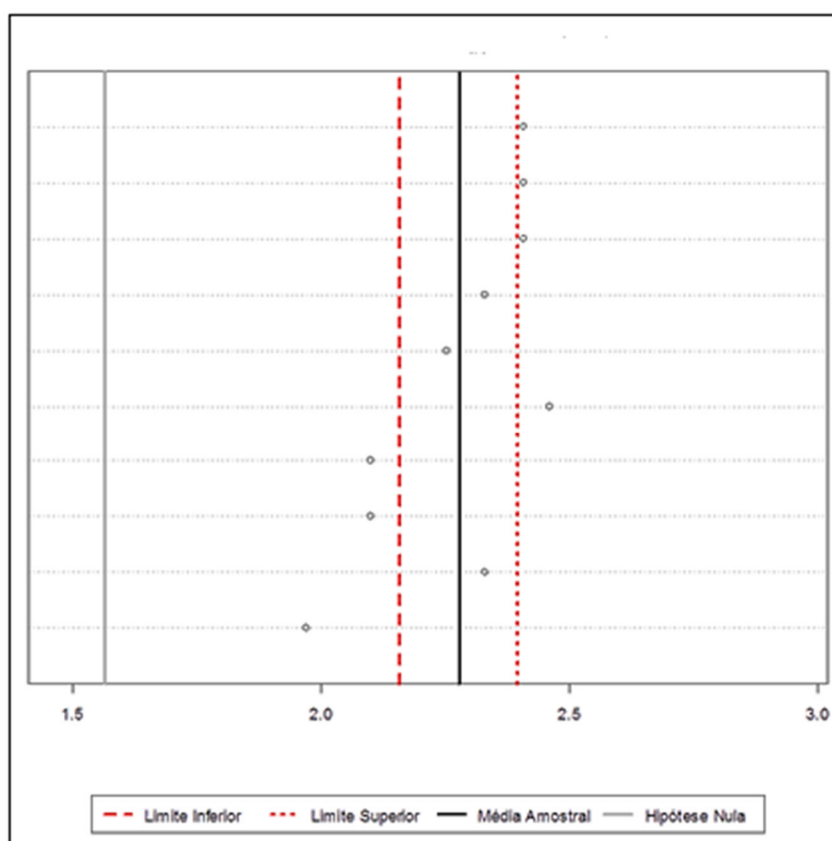


Tabela B.9 – Dados experimentais para teste de F_x entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem *helicóide* 155°)

Ativação 1,0 mm		Ativação 2,0 mm	
T	5,158263792	T	10,26205687
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,00059648	P-valor	2,8839E-06
Média Amostral	0,340642314	Média Amostral	0,799365329
Desvio padrão amostral	0,042314184	Desvio padrão amostral	0,067027875
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,27162 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,58185 95%
Limite Inferior	0,310372571	Limite Inferior	0,751416476
Limite Superior	0,370912058	Limite Superior	0,847314182

Ativação 3,0 mm		Ativação 4,0 mm	
T	13,47223046	T	21,37221372
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	2,85695E-07	P-valor	5,05306E-09
Média Amostral	1,292524694	Média Amostral	1,826031124
Desvio padrão amostral	0,095036811	Desvio padrão amostral	0,089802805
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	0,88764 95%	Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	1,2191 95%
Limite Inferior	1,224539454	Limite Inferior	1,761790068
Limite Superior	1,360509933	Limite Superior	1,890272181

Ativação 5,0 mm	
T	13,57205319
Graus de Liberdade	9
P-valor	2,68089E-07
Média Amostral	2,27575957
Desvio padrão amostral	0,165862717
Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de Intervalo de Confiança	1,5639 95%
Limite Inferior	2,15710853
Limite Superior	2,39441061

Figura B.50 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação nula)

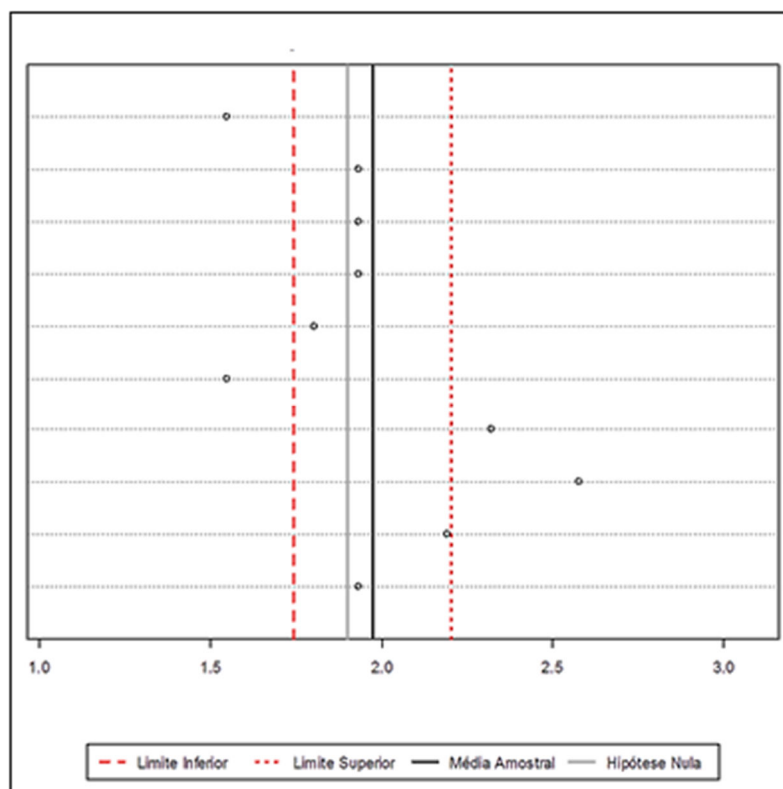


Figura B.51 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 1,0 mm)

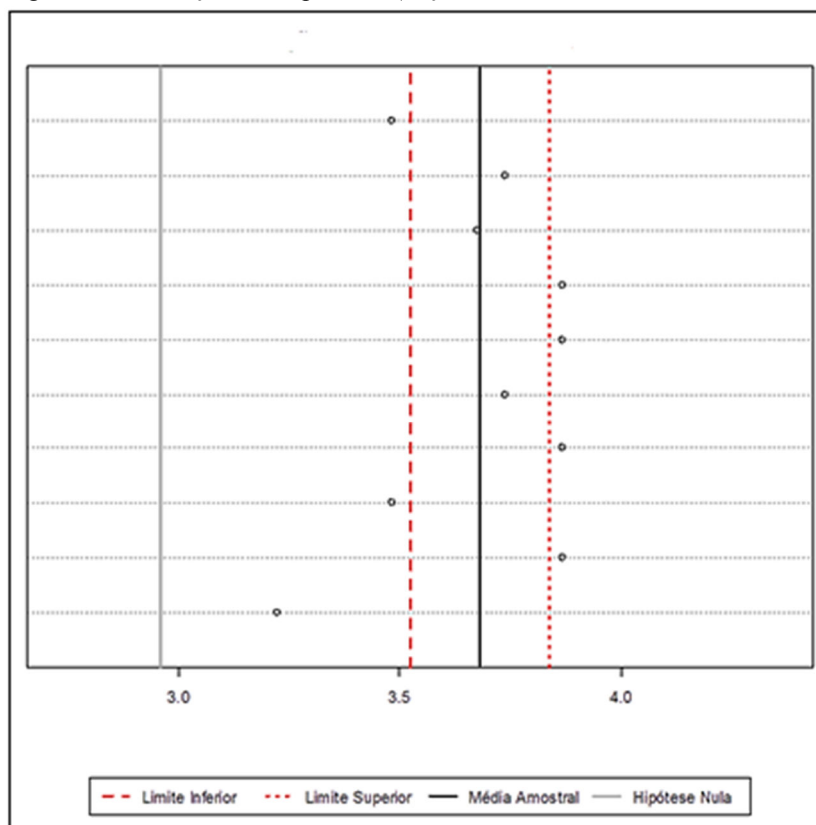


Figura B.51 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 2,0 mm)

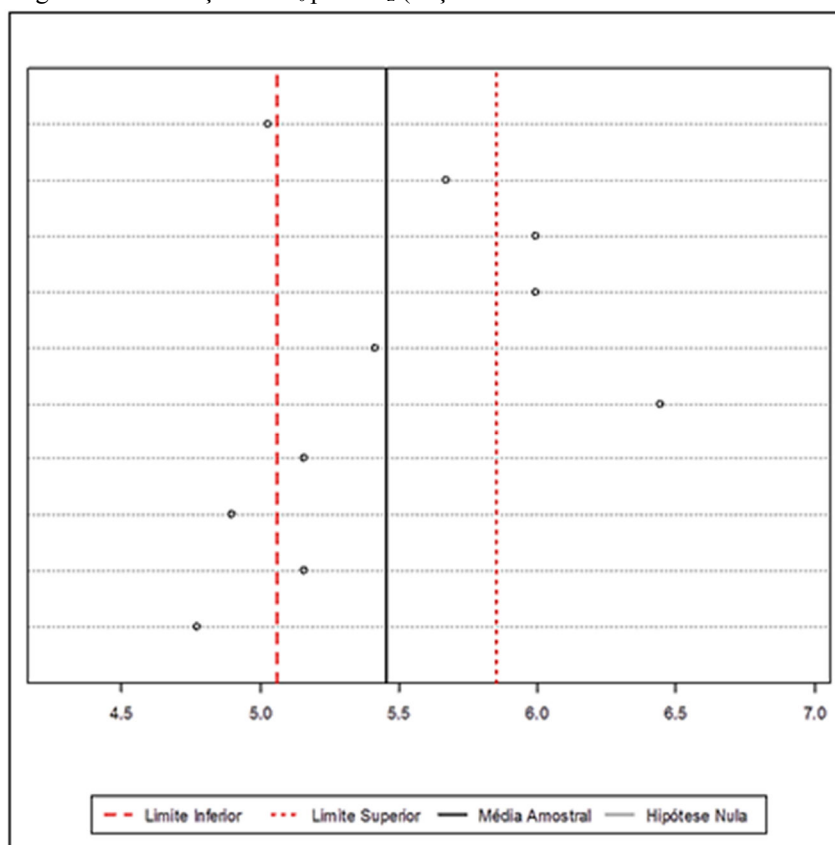


Figura B.51 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 3,0 mm)

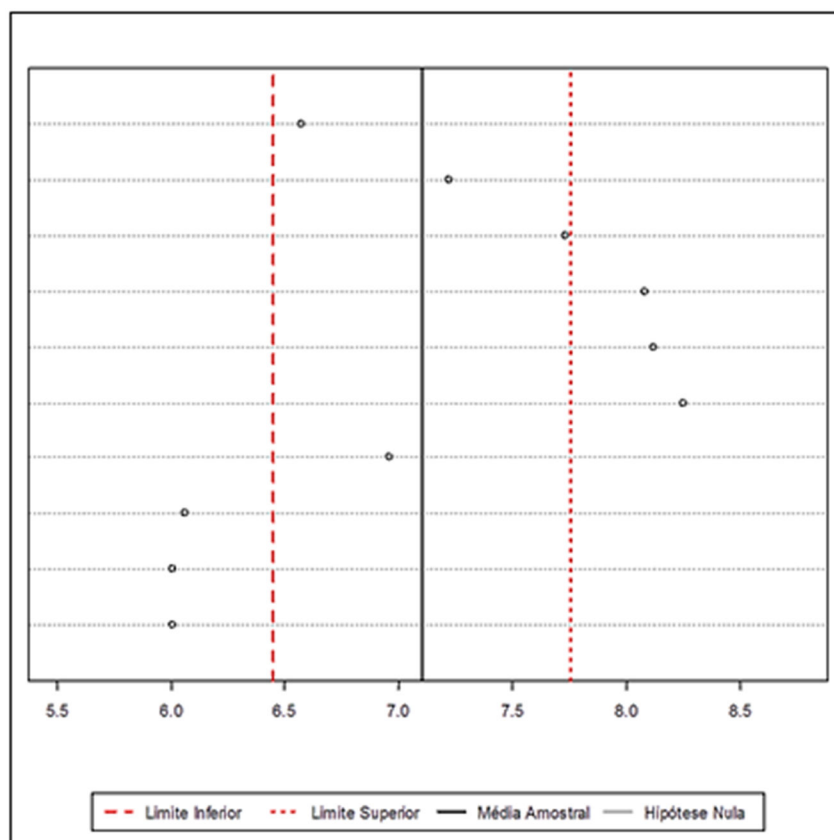


Figura B.51 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 4,0 mm)

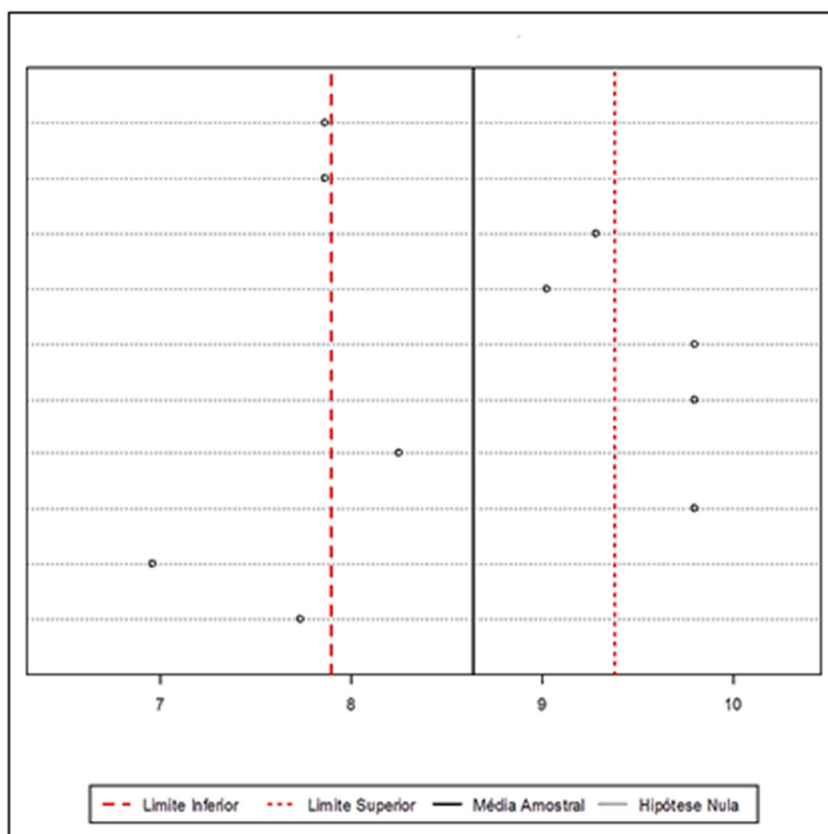


Figura B.51 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta sem helicóide 155° com ativação de 5,0 mm)

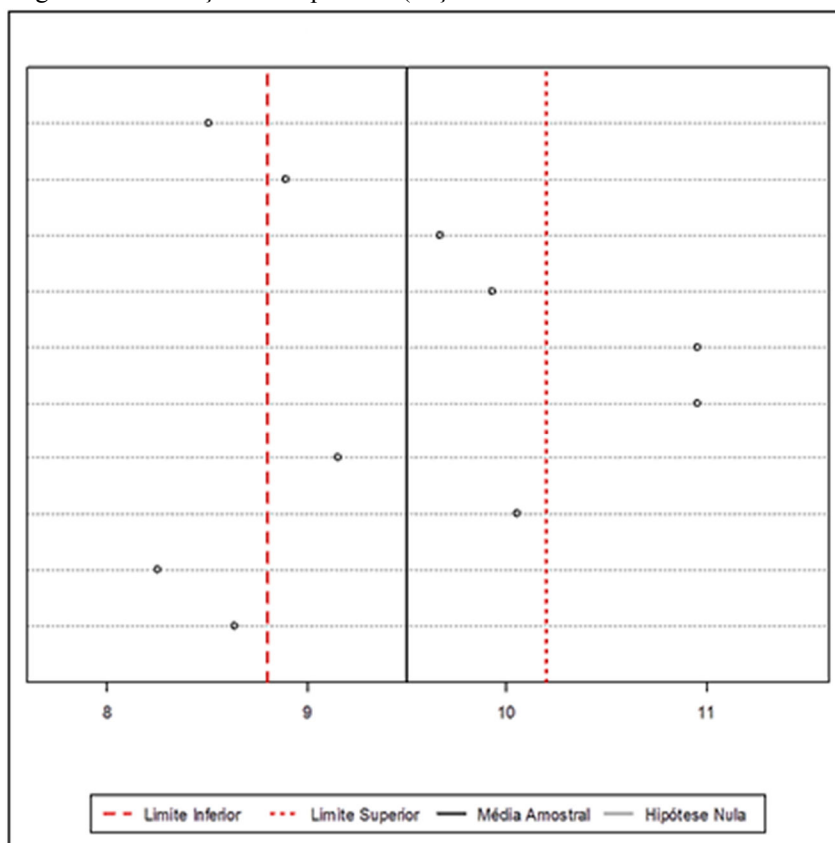


Tabela B.10 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta sem helicóide 155°)

Ativação nula		Valor	Ativação 1,0 mm		Valor
T		0,71385632	T		10,37842939
Graus de Liberdade		9	Graus de Liberdade		9
P-valor		0,493411753	P-valor		2,62441E-06
Média Amostral		1,972666323	Média Amostral		3,681021145
Desvio padrão amostral		0,321901037	Desvio padrão amostral		0,22008918
Tamanho da amostra		10	Tamanho da amostra		10
Hipótese Alternativa: Diferente de		1,9	Hipótese Alternativa: Diferente de		2,9587
Intervalo de Confiança		95%	Intervalo de Confiança		95%
Limite Inferior		1,742392193	Limite Inferior		3,52357883
Limite Superior		2,202940453	Limite Superior		3,83846346
Ativação 2,0 mm		Valor	Ativação 4,0 mm		Valor
T		7,51171384	T		7,369862961
Graus de Liberdade		9	Graus de Liberdade		9
P-valor		3,64766E-05	P-valor		4,23679E-05
Média Amostral		5,453842187	Média Amostral		8,63847344
Desvio padrão amostral		0,553058551	Desvio padrão amostral		1,031459515
Tamanho da amostra		10	Tamanho da amostra		10
Hipótese Alternativa: Diferente de		4,1401	Hipótese Alternativa: Diferente de		6,2346
Intervalo de Confiança		95%	Intervalo de Confiança		95%
Limite Inferior		5,058207933	Limite Inferior		7,900611752
Limite Superior		5,84947644	Limite Superior		9,376335127
Ativação 3,0 mm		Valor	Ativação 5,0 mm		Valor
T		6,749730865	T		7,165366521
Graus de Liberdade		9	Graus de Liberdade		9
P-valor		8,36744E-05	P-valor		5,27755E-05
Média Amostral		7,102888087	Média Amostral		9,502320784
Desvio padrão amostral		0,914046229	Desvio padrão amostral		0,974461638
Tamanho da amostra		10	Tamanho da amostra		10
Hipótese Alternativa: Diferente de		5,1519	Hipótese Alternativa: Diferente de		7,2943
Intervalo de Confiança		95%	Intervalo de Confiança		95%
Limite Inferior		6,449018805	Limite Inferior		8,805232921
Limite Superior		7,756757369	Limite Superior		10,19940865

Figura B.52 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação nula)

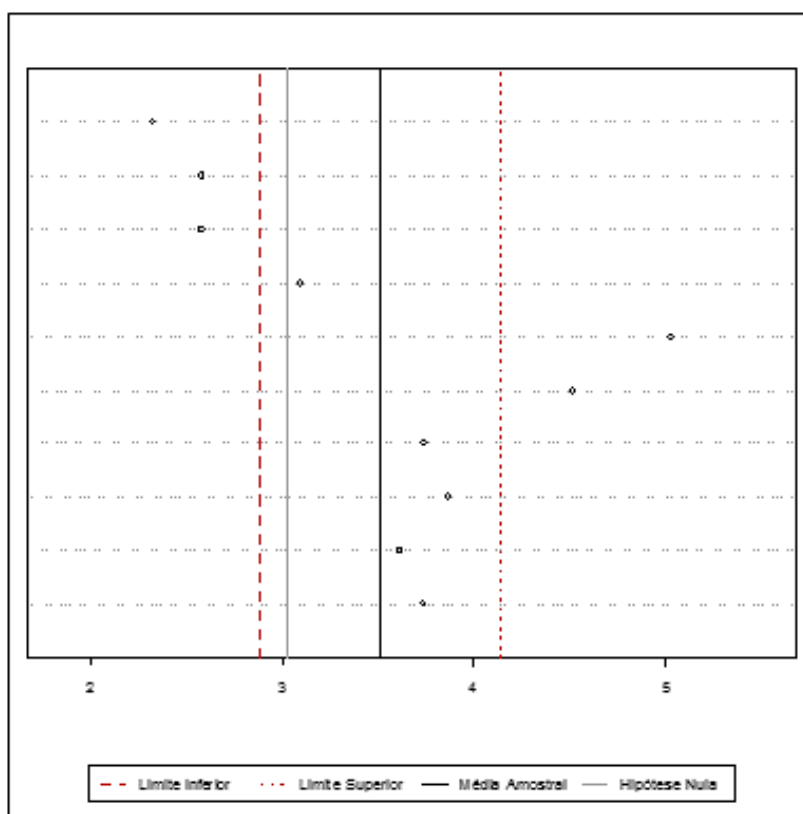


Figura B.53 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 1,0 mm)

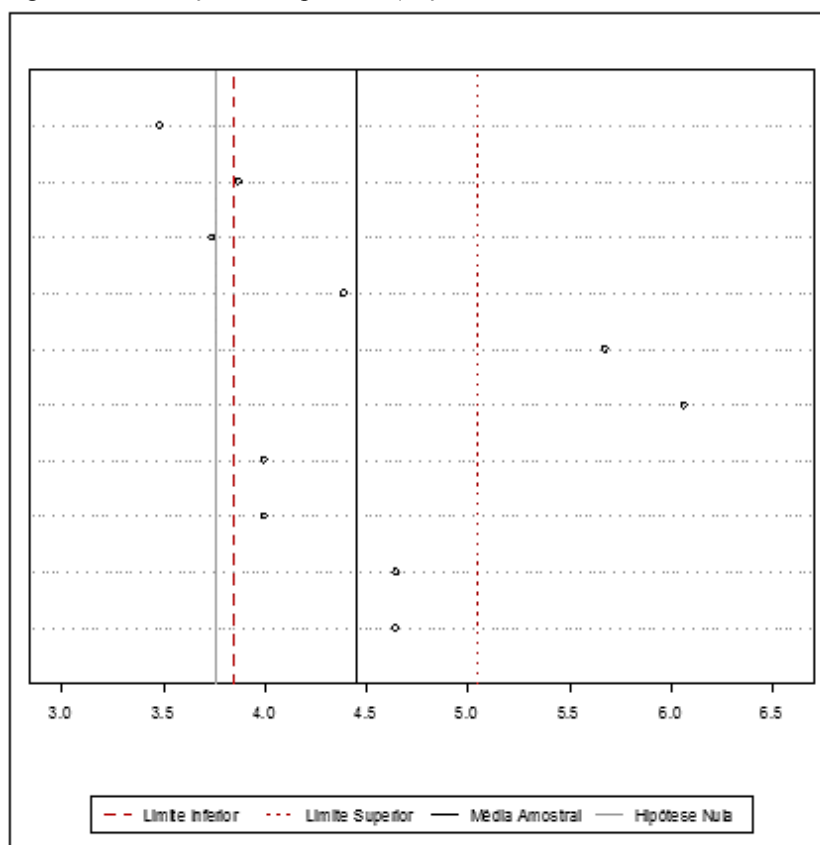


Figura B.53 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 2,0 mm)

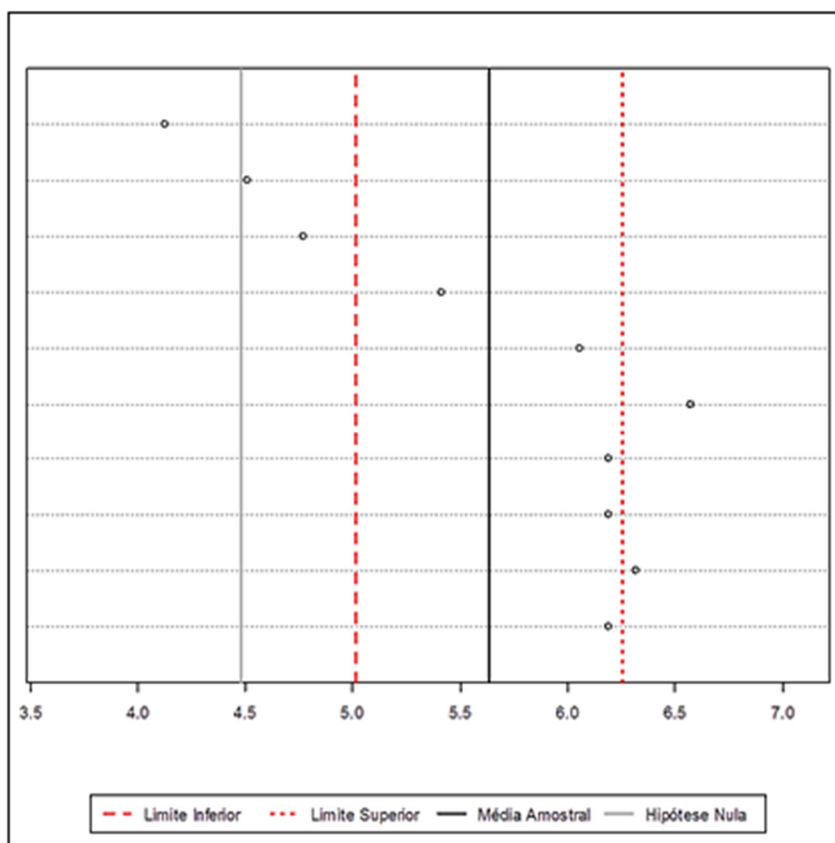


Figura B.54 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 3,0 mm)

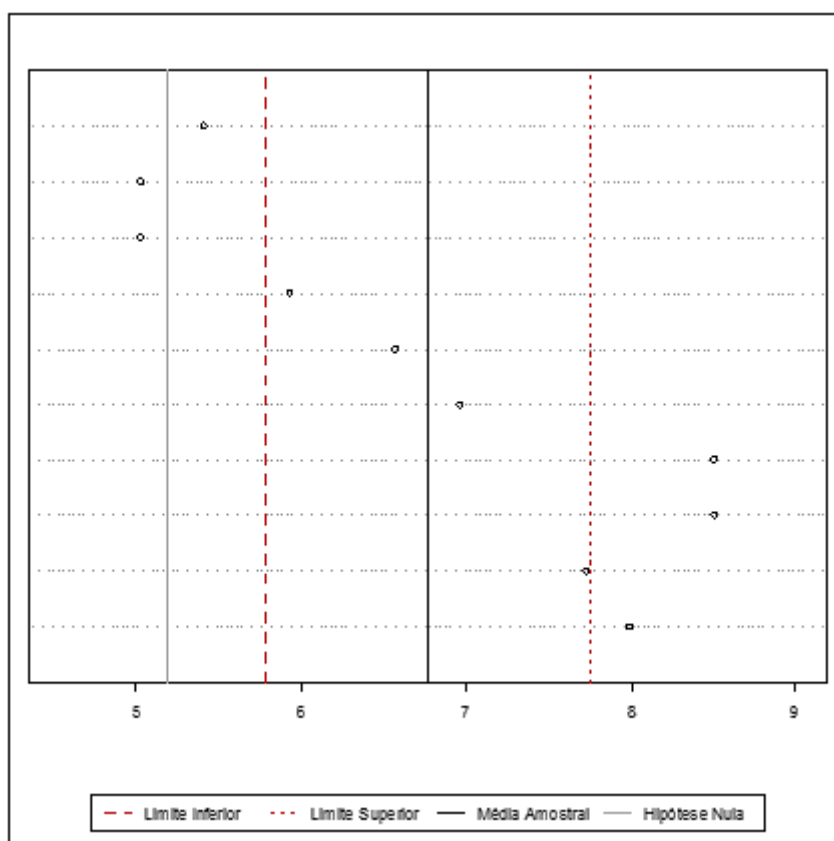


Figura B.55 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 4,0 mm)

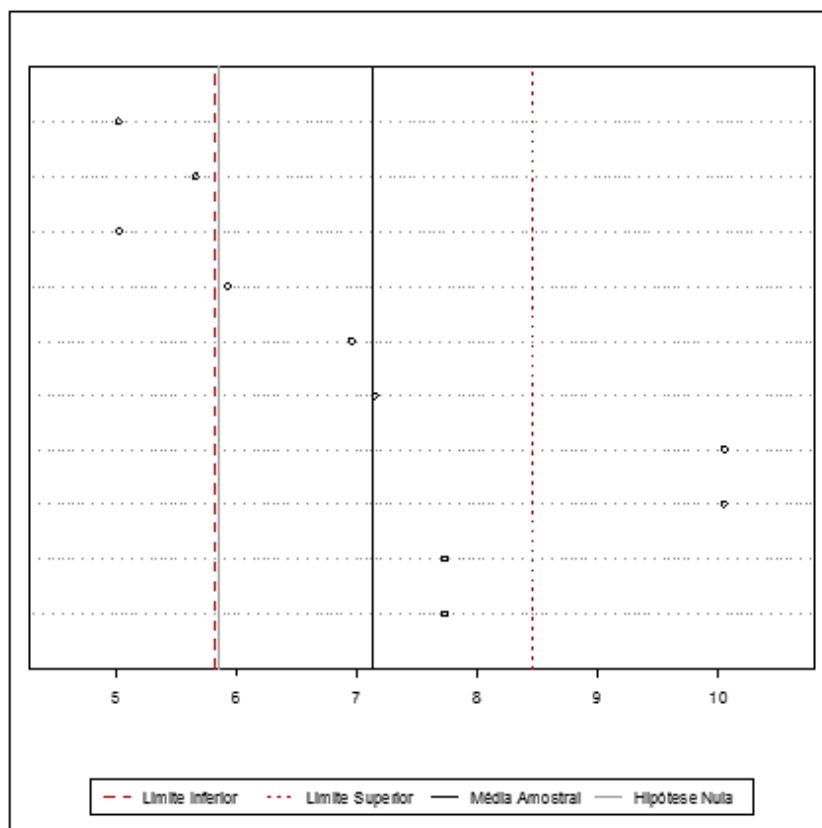


Figura B.56 – Região de localização de H_0 para M_z (Alça delta com helicóide 135° com ativação de 5,0 mm)

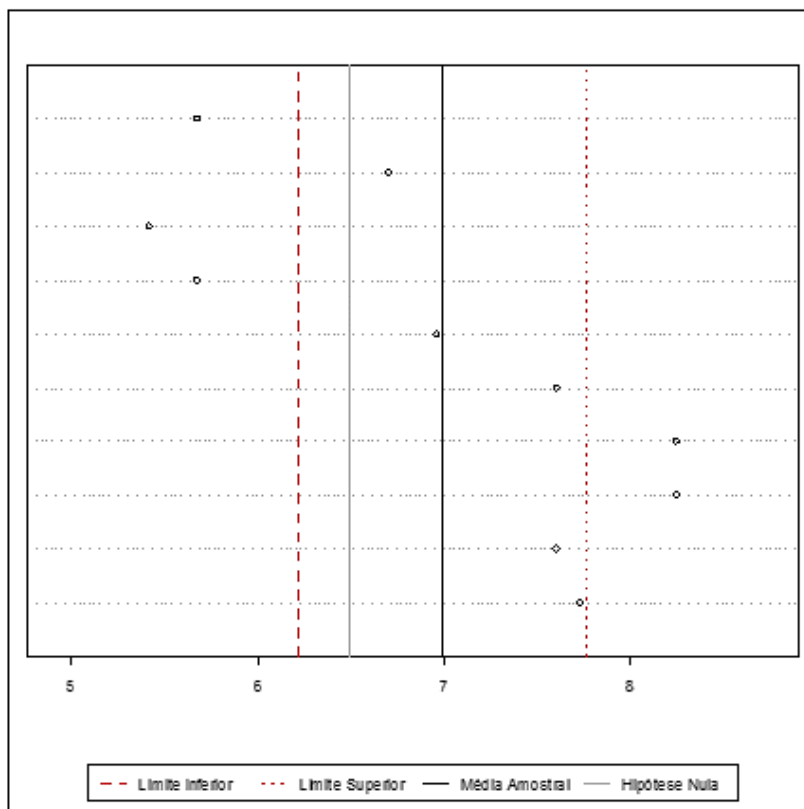


Tabela B.11 – Dados experimentais para teste de M_z entre médias *t de Student* para amostra única (Alça delta com helicóide 135°)

Ativação nula	Valor	Ativação 1,0 mm	Valor	Ativação 2,0 mm	Valor
T	1,729268695	T	2,58527648	T	4,193553794
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,117820201	P-valor	0,029440697	P-valor	0,002328821
Média Amostral	3,506962352	Média Amostral	4,448169159	Média Amostral	5,634347602
Desvio padrão amostral	0,874039802	Desvio padrão amostral	0,840536669	Desvio padrão amostral	0,868208918
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	3,029	Hipótese Alternativa: Diferente de	3,761	Hipótese Alternativa: Diferente de	4,483
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	2,881711943	Limite Inferior	3,846885448	Limite Inferior	5,013268357
Limite Superior	4,13221276	Limite Superior	5,04945287	Limite Superior	6,255426847

Ativação 3,0 mm	Valor	Ativação 4,0 mm	Valor	Ativação 5,0 mm	Valor
T	3,627073318	T	2,205422531	T	1,450287658
Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9	Graus de Liberdade	9
P-valor	0,005510684	P-valor	0,054853309	P-valor	0,180918065
Média Amostral	6,768953069	Média Amostral	7,136410521	Média Amostral	6,988138216
Desvio padrão amostral	1,380975504	Desvio padrão amostral	1,834501667	Desvio padrão amostral	1,081803866
Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10	Tamanho da amostra	10
Hipótese Alternativa: Diferente de	5,185	Hipótese Alternativa: Diferente de	5,857	Hipótese Alternativa: Diferente de	6,492
Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%	Intervalo de Confiança	95%
Limite Inferior	5,781062705	Limite Inferior	5,824087085	Limite Inferior	6,214262349
Limite Superior	7,756843432	Limite Superior	8,448733957	Limite Superior	7,762014082