

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

MARCELO LA TORRE

**DESENVOLVIMENTO DE UM MACROMODELO BIOMECÂNICO
TRIDIMENSIONAL DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE TAREFAS DE
LEVANTAMENTO**

**Porto Alegre
2009**

Marcelo La Torre

Desenvolvimento de um Macromodelo Biomecânico Tridimensional da Coluna Vertebral Durante Tarefas de Levantamento

**Dissertação de Mestrado submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.
Orientador: Prof. Jefferson Fagundes Loss**

**Porto Alegre
2009**

CATALOGAÇÃO NA FONTE

L 111d La Torre, Marcelo.

Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante as tarefas de levantamento. / Marcelo La Torre. / Porto Alegre: UFRGS, 2009.

276 f., Il., tab.

Dissertação (Mestrado). Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, RS, 2009.

1. Biomecânica. 2. Coluna vertebral. 3. Levantamento de carga. 4. Força muscular. 5. Força articular. Título. III. Loss, Jefferson Fagundes, orientador.

CDU 796.012: 612.74

Aos meus irmãos, que apesar da distância com seu sacrifício e carinho, foram decisivos e responsáveis pela minha educação.

AGRADECIMENTOS

Aos meus avós e minha mãe, pelo carinho e apoio em todas as horas:

Nelson Borges

Lídia Borges

Eliane La Torre

Ao meu orientador, pela amizade, confiança depositada e principalmente paciência:

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

A minha eterna orientadora, amiga e exemplo a ser seguido na vida acadêmica:

Prof^a. Dr^a. Cláudia Tarragô Candotti

A minha grande companheira e namorada, pelo apoio incondicional e carinho em todos os momentos:

Fabiana de Oliveira Chaise

Aos meus amigos e companheiros de mestrado, pela troca de conhecimento e apoio em todas as fases desse trabalho:

Prof^a. Mônica Melo

Prof^a. Joelly Toledo

Prof^a. Fábiana Milman Krumholz

Prof^a. Glaucia Krombauer

Prof. Maicon Passini

Prof. Luis Felipe

Prof. Artur Bonezi

Aos companheiros inseparáveis de horas boas e ruins, sem os quais esse trabalho não aconteceria, pelo seu apoio, dedicação e amizade:

Prof. Roberto L. Ribas

Prof. Thiago C. Duarte

Prof. Dr. Leonardo Tartaruga

Francisco Queiroz

Prof.^a Débora Cantergi

Prof.^a Lara Gomes

Aos bolsistas voluntários que contribuíram diretamente na coleta e tratamento dos dados:

Aline, Juliana, Jaqueline e Adriano

Aos amigos do LAPEX, que de forma direta ou indireta apoiaram essa empreitada.

Luciano, Dani, Alex, Carla, Márcia, Luiz, Mariana e Márcia

Aos Amigos do PPGCMH, pela competência e disposição:

André, Rosane e Ana

E a todos as pessoas que participaram dessa etapa da minha vida, um muito obrigado.

RESUMO

As atividades desenvolvidas pelo ser humano traduzem-se em grandes esforços internos, sobre as mais variadas estruturas corporais. O conhecimento da magnitude destes esforços pode auxiliar profissionais da área da saúde em atividades como prescrição de exercícios, reabilitação e prevenção de lesões. A magnitude dos esforços internos pode ser obtida por meio de um método direto ou indireto. O método direto esbarra em questões éticas e limitações tecnológicas, enquanto que o método analítico indireto por meio do conhecimento de parâmetros biomecânicos externos pode inferir sobre os esforços internos. Assim o objetivo deste estudo foi implementar um Macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral (MM3D), para cálculo das forças internas, articular e muscular resultantes, durante diferentes tarefas de levantamento de carga. O MM3D implementado consiste de um modelo de segmentos articulados (MSA-3D) o qual é composto por dezesseis segmentos rígidos conectados associados a um Modelo de distribuição (MDFMA) o qual fornece as forças musculares (F_M) e articulares (F_A) resultantes em três níveis da coluna vertebral (superior, médio e inferior). No MSA-3D as forças e momentos proximais líquidos são obtidos a partir da resolução das equações de movimento de Newton-Euler por meio da solução inversa. Com base nas forças e momentos proximais líquidos obtidos do MSA-3D o MDFMA baseado em técnicas de otimização e dados da literatura fornece as F_M e F_A resultantes na coluna vertebral. A tarefa avaliada consistiu do levantamento de um objeto com 20% da massa corporal do indivíduo em três diferentes técnicas de levantamento. Para registro cinemático foram utilizadas cinco câmeras digitais, com frequência de amostragem de 25 Hz. O registro cinético foi realizado por meio da utilização de uma plataforma de força, a base de *strain-gauges*. Os resultados do MM3D implementado foram avaliados por meio da estimativa da acurácia da medida tridimensional obtida pela cinemetria, pela comparação dos resultados do MSA-3D com os valores mensurados pela plataforma de força, pela comparação da FR_P e M_P calculados pela via superior e inferior do MSA-3D nos segmentos da coluna vertebral e literatura. Os resultados obtidos sugerem uma coerência do MM3D com informações de mensurações diretas e estimativas indiretas obtidas da literatura. Assim o MM3D se

mostrou capaz de avaliar e comparar as F_M e F_A nos três segmentos da coluna vertebral durante diferentes tarefas de levantamento.

Palavras-chave: Macromodelo Tridimensional; Levantamento de Carga, Dinâmica Inversa, Modelo de Distribuição.

ABSTRACT

Activities performed by the human being can be translated in large internal loads in the most varied body structures. Knowledge of these loads' magnitude may help health area professionals in activities such as prescription of exercises, rehabilitation and prevention of injuries. Internal load's magnitude may be obtained through direct or indirect methods. Direct method stumbles in ethical questions and technology limitations, while indirect analytic method through knowledge of external biomechanics parameters may deduce internal loads. Thus the objective of this study was to implement a tridimensional biomechanical macromodel of the spine (MM3D) to calculate internal forces, joint and muscular resultants, during different tasks of weight lifting. The implemented MM3D consists of an articulated segments model (MSA-3D) composed by sixteen rigid segments connected associated to a distribution Model (MDFMA) that provides resultant muscle (F_M) and joint (F_A) forces in three levels of the spine (superior, medium and inferior). At the MSA-3D liquid forces and proximal moments are obtained from the resolution of Newton-Euler movement equations through inverse solution. Based in the MSA-3D liquid forces and proximal moments obtained, the MDFMA, based in optimization techniques and data from literature, provides spine resultants F_M and F_A . The evaluated task consisted of lifting an object with 20% of the subjects' body weight using three different lifting techniques. For kinematics records five digital video cameras were used, with sampling frequency of 25 Hz. Kinetic record was performed using a force platform (strain-gauges based). MM3D implemented results were evaluated through accuracy estimation of the tridimensional measures obtained from kinematics, through comparison of the MSA-3D results and values measured by the force platform, through comparison of spine's segments calculated proximal resultant force and proximal moment calculated through upper and lower ways of MSA-3D and literature. Results suggest a coherence of direct measured information of MM3D and indirect estimative obtained from literature. Thus MM3D showed capable of evaluating and comparing F_M and F_A at the spine's three segments during different lifting tasks.

Key words: tridimensional macromodel, load lifting, inverse dynamic, distribution model.

SUMÁRIO

1	Introdução	32
2	Objetivos	36
2.1	Objetivo geral	36
2.2	Objetivos específicos	36
2.3	Estrutura do texto	37
3	Revisão de literatura	39
3.1	Anatomia e mecânica das estruturas da coluna vertebral	39
3.1.1	Estruturas osteoligamentares	39
3.1.2	Estruturas musculares	42
3.2	Levantamento de objetos do solo e efeitos biomecânicos na coluna	48
3.3	Técnicas simétricas de levantamento de objetos do solo	51
3.4	Metodologia biomecânica para estudo das forças internas	53
3.4.1	Métodos diretos para estudo das forças internas	55
3.4.2	Métodos indiretos para estudo das forças internas	58
3.5	Modelos biomecânicos	65
3.5.1	Avaliação de modelos biomecânicos	68
3.6	Modelamento biomecânico da coluna vertebral	70
4	Materiais e métodos	77
4.1	Definição operacional das variáveis	77
4.1.1	Parâmetros Cinéticos	77
4.1.2	Parâmetros Cinemáticos	78
4.2	Tipo de estudo	79
4.3	Participante	79
4.4	Aspecto ético	80
4.5	Instrumentos de pesquisa	80
4.6	Procedimentos metodológicos	81
4.6.1	Procedimentos de aquisição dos dados	82
4.6.2	Protocolo de avaliação do levantamento	82
4.6.3	Parâmetros cinéticos	86
4.6.4	Parâmetros antropométricos	87
4.6.5	Parâmetros cinemáticos	89
4.6.5.1	Sistema de coordenada global e local	94
4.6.5.1.1	Definição do sistema de coordenada local (SCL) de cada segmento	96
4.6.5.1.2	Posição e orientação dos segmentos corporais	97
4.6.5.1.3	Ângulos articulares	99
4.6.6	Sincronização dos sistemas	104
4.7	Processamento dos dados	105

4.7.1 Dinamometria	105
4.7.2 Cinemetria	105
4.8 Estrutura do macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D)	107
4.8.1 Estrutura do modelo de segmentos articulados do MM3D	108
4.8.2 Estrutura do modelo de distribuição do MM3D	116
4.8.3 Cálculo da força muscular e articular resultante	124
5 Avaliação do MM3D	127
5.1 Avaliação da acurácia da reconstrução tridimensional	127
5.1.1 Resultados da acurácia da reconstrução tridimensional	129
5.2 Comparação dos resultados da força de reação e momento proximal obtidos pelo MSA-3D	133
5.2.1 Resultados da comparação da FRS mensurada com a FRS calculada pelo MSA-3D	135
5.2.2 Resultados da comparação da força de reação e momento proximal calculados pela via inferior e superior do MSA-3D nos segmentos da coluna	141
5.2.2.1 Força de reação proximal	142
5.2.2.2 Momento proximal	147
6 Resultados e discussão	155
6.1 Dados cinéticos de entrada do MM3D	156
6.2 Resultados de FR_p obtidos pelo MSA-3D	157
6.3 Resultados de M_p obtidos pelo MSA-3D	165
6.4 Força muscular e articular	168
6.4.1 Distância perpendicular muscular	168
6.4.2 Resultados de F_M e F_A obtidos pelo MM3D	171
6.4.2.1 Força muscular resultante	171
6.4.2.2 Força articular resultante	177
7 Considerações finais	186
8 Limitações e perspectivas	187
Referências bibliográficas	188
Anexo A – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS ..	200
Apêndice A - Termo de Consentimento Informado (TCI)	201
Apêndice B- Definição do SCL e respectivo procedimento de cálculo de cada segmento corporal	204
Apêndice C – Rotina ‘ <i>accur.m</i> ’ desenvolvida no <i>software</i> MATLAB [®] para o cálculo do erro estimado da reconstrução tridimensional	223
Apêndice D – Comparação da FRS mensurada e FRS calculada nas Técnicas 2 e 3.	226
Apêndice E – Comparação da FR calculada pela via superior e inferior do MSA- 3D nas Técnicas 1, 2 e 3.	232
Apêndice F – Comparação do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA- 3D nas Técnicas 2 e 3.	254

Apêndice G - Registro da FRS obtido por meio da utilização da plataforma de força.	260
Apêndice H - Registro da FRO obtido por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto.....	261
Apêndice I – FR_P calculada pela via superior do MSA-3D nas Técnicas 2 e 3.	262
Apêndice J – Gráficos da F_M nas Técnicas 2 e 3.....	271
Apêndice K – Gráficos da F_A nas Técnicas 2 e 3.....	274

LISTA DE EQUAÇÕES

Equação 1 – Equação de translação do centro de massa	61
Equação 2 – Equação de rotação do centro de massa.....	61
Equação 3 – Vetor posição dos segmentos corporais em relação ao SCG.....	98
Equação 4 – Matriz de rotação 3X3 com os cossenos diretores.....	99
Equação 5 – Matriz de transformação 4X4 do SCG para o SCL.....	99
Equação 6 – Seqüência de rotação Yxy	103
Equação 7 – Decomposição Equação 6	103
Equação 8 – Cossenos diretores da seqüência Yxy	103
Equação 9 – Equação para cálculo do ângulo de flexão.....	103
Equação 10 – Equação para cálculo do ângulo de abdução	103
Equação 11 – Equação para o cálculo do ângulo de rotação	103
Equação 12 - Equação para cálculo da velocidade angular.....	104
Equação 13 – Equação de translação do centro de massa	110
Equação 14 – Equação de rotação do centro de massa.....	110
Equação 15 – Equação para cálculo da componete x da FR_P	112
Equação 16 – Equação para cálculo da componete y da FR_P	112
Equação 17 – Equação para cálculo da componete z da FR_P	112
Equação 18 – Equação de transformação da FR_P do SCG para o SCL	113
Equação 19 – Equação para cálculo da componete x do M_P	114
Equação 20 – Equação para cálculo da componete y do M_P	114
Equação 21 – Equação para cálculo da componete z do M_P	114
Equação 22 – Equação 19 desenvolvida para cálculo da componete x do M_P	114
Equação 23 – Equação 20 desenvolvida para cálculo da componete y do M_P	114
Equação 24 – Equação 21 desenvolvida para cálculo da componete z do M_P	114
Equação 25 – Equação de transformação do M_P do SCL para o SCG	115

Equação 26 – Equação de transformação do M_P do SCG para o SCL	115
Equação 27 – Equação para cálculo do MR em cada segmento da CV	124
Equação 28 – Equação para cálculo da F_M em cada segmento da CV	125
Equação 29 – Equação para cálculo da F_A em cada segmento da CV.....	125
Equação 30 – Equação 29 desenvolvida para cálculo da F_A em cada segmento da CV	125
Equação 31 – Equação para cálculo da acurácia da reconstrução tridimensional..	127
Equação 32 – Equação para cálculo da distância média entre os marcadores laterais do objeto	129
Equação 33 – Equação do vetor auxiliar da mão (1).....	204
Equação 34 – Equação do vetor auxiliar da mão (2).....	205
Equação 35 – Equação do vetor unitário das mãos direita e esquerda (i)	205
Equação 36 – Equação do vetor unitário das mãos direita e esquerda (j)	205
Equação 37 – Equação do vetor unitário das mãos direita e esquerda (k)	205
Equação 38 – Equação do vetor auxiliar do antebraço (1).....	206
Equação 39 – Equação do vetor auxiliar do antebraço (2).....	206
Equação 40 – Equação do vetor unitário dos antebraços (i)	206
Equação 41 – Equação do vetor unitário dos antebraços (j).....	207
Equação 42 – Equação do vetor unitário dos antebraços (k)	207
Equação 43 – Equação do vetor auxiliar do braço (1).....	208
Equação 44 – Equação do vetor auxiliar do braço (2).....	208
Equação 45 – Equação do vetor unitário dos braços direito e esquerdo (i)	208
Equação 46 – Equação do vetor unitário dos braços direito e esquerdo (j)	208
Equação 47 – Equação do vetor unitário dos braços direito e esquerdo (k)	208
Equação 48 – Equação do vetor auxiliar da cabeça (1)	210
Equação 49 – Equação do vetor auxiliar da cabeça (2)	210
Equação 50 – Equação do vetor unitário da cabeça (i).....	210
Equação 51 – Equação do vetor unitário da cabeça (j).....	210

Equação 52 – Equação do vetor unitário da cabeça (k).....	210
Equação 53 – Equação do vetor auxiliar do tronco superior (1).....	212
Equação 54 – Equação do vetor auxiliar do tronco superior (2).....	212
Equação 55 – Equação do vetor unitário do tronco superior (k).....	212
Equação 56 – Equação do vetor unitário do tronco superior (j).....	212
Equação 57– Equação do vetor unitário do tronco superior (i)	212
Equação 58 – Equação do vetor auxiliar do tronco médio	214
Equação 59 – Equação do vetor unitário do tronco médio (j).....	214
Equação 60 – Equação do vetor unitário do tronco médio (k).....	214
Equação 61 – Equação do vetor unitário do tronco médio (i).....	214
Equação 62 – Equação do vetor auxiliar do tronco inferior (1).....	216
Equação 63 – Equação do vetor auxiliar do tronco inferior (2).....	216
Equação 64 – Equação do vetor unitário do tronco inferior (j).....	216
Equação 65 – Equação do vetor unitário do tronco inferior (k).....	216
Equação 66 – Equação do vetor unitário do tronco inferior (i).....	216
Equação 67 – Equação do vetor auxiliar da coxa (1)	218
Equação 68 – Equação do vetor auxiliar da coxa (1)	218
Equação 69 – Equação do vetor unitário da coxa direita e esquerda (i)	218
Equação 70 – Equação do vetor unitário da coxa (j).....	218
Equação 71 – Equação do vetor unitário da coxa (k).....	218
Equação 72 – Equação do vetor auxiliar da perna (1)	220
Equação 73 – Equação do vetor auxiliar da perna (2)	220
Equação 74 – Equação do vetor unitário da perna direita e esquerda (i).....	220
Equação 75 – Equação do vetor unitário da perna (j)	220
Equação 76 – Equação do vetor unitário da perna (k)	220
Equação 77 – Equação do vetor auxiliar do pé (1).....	222
Equação 78 – Equação do vetor auxiliar do pé (2).....	222

Equação 79 – Equação do vetor unitário do pé (j)	222
Equação 80 – Equação do vetor unitário do pé direito e esquerdo (i).....	222
Equação 81 – Equação do vetor unitário do pé (k)	222

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Coluna vertebral – (a) vista sagital esquerda, (b) vista posterior e (c) vista anterior – Extraído de Putz, Pabst, (2000).	40
Figura 2 - Vértebra típica – vista superior - Adaptado de Netter (2003).	41
Figura 3 - Grupo muscular eretor da espinha – vista posterior – adaptado de Netter (2003).	43
Figura 4 - Sensor de pressão tipo agulha apontado pela elipse preta Fonte: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life – Wilke <i>et al.</i> (1999).	56
Figura 5 - Comparação entre os dados de Nachemson, Morris (1964); Schultz (1992) com os dados de Wilke <i>et al.</i> (1999), para um sujeito de 70 kg. Fonte: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life – Wilke <i>et al.</i> 1999.	56
Figura 6 - (A) Implante de corpo vertebral dotado de <i>strain gauges</i> e sistema de telemetria, (B) Fixador espinhal. Fonte: Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month – Rohlmann <i>et al.</i> (2008).	58
Figura 7 - Problemas de dinâmica dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980) in Loss (2001).	59
Figura 8 - Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento, segundo o principio da dinâmica inversa. Adaptado de Dalla Vecchia <i>et al.</i> (1999).	61
Figura 9 - Desenho esquemático do modelo de Strait, Inman e Ralston (1947). Adaptado de Okuno, Fratin, (2003).	71
Figura 10 - Modelo proposto McGill e Norman (1988). (A) LSM-3D; (B) modelamento da musculatura coluna lombar. Retirado de McGill e Norman (1988).	72
Figura 11 - Modelo proposto Dijke <i>et al.</i> (1999) (A) Vista plano frontal; (B) Vista plano sagital. Retirado de Dijke <i>et al.</i> (1999).	74
Figura 12 - Modelo não-linear de elementos finitos (ZANDER <i>et al.</i> 2001). Retirado de Zander <i>et al.</i> (2001).	75
Figura 13 - Estrutura de metal com pesos ajustáveis.	83
Figura 14 - Levantamento com as articulações dos joelhos e cotovelos estendidas.	83
Figura 15 - Levantamento com as articulações dos joelhos estendida e cotovelos flexionado.	84

Figura 16 - Levantamento com as articulações do quadril, joelhos e cotovelos flexionadas com duas posições do objeto: (A) à frente dos pés e (B) entre os pés. .	84
Figura 17 - Posição do sujeito sobre a plataforma de força durante realização da tarefa (Elipse branca apresenta a posição dos dois membros inferiores). .	86
Figura 18 - Modelo antropométrico proposto por Zatsiorsky (2002). Adaptado de Zatsiorsky (2002). .	88
Figura 19 - Câmera de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800). .	90
Figura 20 - Disposição das câmeras no ambiente de coleta de vídeo digital. .	91
Figura 21 - Imagem resultante da disposição de cada câmera de vídeo durante a coleta. .	92
Figura 22 - Calibrador tridimensional da marca Peak Performance. .	95
Figura 23 - Definição do SCL de um corpo rígido genérico, adaptado de Zatsiorsky (1998). .	97
Figura 24 - Vetor posição dos segmentos corporais com os componentes LX , LY e LZ ('O' origem do SCG, 'o' origem do SCL), adaptado de Zatsiorsky (1998) . .	98
Figura 25 - Seqüência de rotações Y x y – (A) 1ª rotação (θ) em torno do eixo Y do SCL proximal; (B) 2ª rotação (Φ) em torno do eixo x rodado do SCL distal; (C) 3ª rotação (ψ) em torno do eixo y do SCL distal. Linhas contínuas indicam a orientação inicial do SCL e linhas tracejadas indicam a posição do SCL após a respectiva rotação.	101
Figura 26 - (A) equipamento de sincronização e (B) respectivo diagrama do circuito elétrico.	105
Figura 27 - Prompt do <i>software</i> DVideow durante processo de digitalização.	106
Figura 28 - Diagrama de blocos representando a seqüência de etapas do procedimento de cálculo da F_M e F_A	108
Figura 29 - Desenho esquemático e pontos de cálculo da FR_P e M_P do MSA-3D. .	109
Figura 30 - DCL genérico de um determinado segmento corporal (S_i).	111
Figura 31 - DCL ilustrando o procedimento de cálculo adotado do segmento distal (S_{i+1}), para o segmento proximal (S_i) de acordo com o princípio da ação e reação. As forças de reação proximais (FR_P) de S_{i+1} possuem a mesma magnitude, porém, sentido contrário das forças de reação distais (FR_D) do segmento (S_i).	113
Figura 32 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano frontal, vista posterior da musculatura.	117
Figura 33 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano frontal, vista anterior da musculatura.	118

Figura 34 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano sagital, vista lateral da musculatura.	118
Figura 35 - Vetor F_M obtido por meio da rotina de programação ' <i>MDFMA.m</i> ', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação para o nível vertebral de T1.119	
Figura 36 - Vetor F_M do segmento superior do tronco obtido por meio da rotina de programação ' <i>MDFMA.m</i> ', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação..	121
Figura 37 - Vetor F_M do segmento médio do tronco obtido por meio da rotina de programação ' <i>MDFMA.m</i> ', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação..	121
Figura 38 - Vetor F_M do segmento inferior do tronco obtido por meio da rotina de programação ' <i>MDFMA.m</i> ', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação..	122
Figura 39 - Vetores F_M do tronco obtidos por meio da rotina de programação ' <i>MDFMA.m</i> ', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação nos três segmentos do tronco.....	123
Figura 40 - Distância entre os marcadores reflexivos laterais ($M_{l1}, M_{l2}, M_{l3}, M_{l4}$) do objeto.	128
Figura 41 – Via superior do modelo (Elipse vermelha indica o início da seqüência de cálculo no objeto até o segmento distal do membro inferior).	134
Figura 42 – Via inferior do modelo (Elipse azul indica o início da seqüência de cálculo no segmento distal do membro inferior até a articulação intervertebral entre a sétima vértebra cervical e a primeira vértebra torácica).....	134
Figura 43 – Componente X da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 1.	136
Figura 44 - Componente Y da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 1. Elipses pretas indicam o momento de transição da situação com o objeto (Fase 2 e 3) para as situações sem o objeto (Fases 1 e 4).....	137
Figura 45 - Componente Z da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 1.	137
Figura 46 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$) para o eixo X. — Diferença Média da FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).	138
Figura 47 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$) para o eixo Y. — Diferença Média FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).	139
Figura 48 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$) para o eixo Z. — Diferença	

Média FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).	139
Figura 49 – Comparação da componente x_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.	142
Figura 50 – Comparação da componente y_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.	143
Figura 51 – Comparação da componente z_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.	143
Figura 52 - Diferença da componente x_{TS} da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR VI + FR VS]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).	144
Figura 53 - Diferença da componente y_{TS} da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR VI + FR VS]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).	144
Figura 54 - Diferença da componente z_{TS} da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR VI + FR VS]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).	145
Figura 55 – Comparação da componente x_{TI} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.	148
Figura 56 – Comparação da componente y_{TI} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.	148
Figura 57 – Comparação da componente z_{TI} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.	149
Figura 58 - Diferença da componente x_{TI} do M_P ($M_P VI - M_P VS$) em função da média do M_P ($[M_P VI + M_P VS]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).	150
Figura 59 - Diferença da componente y do M_P ($M_P VI - M_P VS$) em função da média do M_P ($[M_P VI + M_P VS]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).	150
Figura 60 - Diferença da componente z do M_P ($M_P VI - M_P VS$) em função da média do M_P ($[M_P VI + M_P VS]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).	151
Figura 61 - Registro das componentes X, Y, Z da FRS, obtido por meio da utilização da plataforma de força.	156

Figura 62 - Registro das componentes X, Y, Z da força peso do objeto, obtido por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto.....	157
Figura 63 – Ângulo de flexão da articulação coxo-femoral durante realização das técnicas de levantamento.....	158
Figura 64 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco superior. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4.....	159
Figura 65 – Orientação do SCL do Tronco superior durante realização da Técnica 1.(A) Eixo y_{TS} orientado verticalmente e (B) Eixo x_{TS} orientado verticalmente.....	160
Figura 66 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco médio. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4.....	162
Figura 67 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4.....	163
Figura 68 – Distâncias perpendiculares no plano sagital no nível de L3. Adaptado de Jorgensen <i>et al.</i> (2001).	170
Figura 69 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	172
Figura 70 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	173
Figura 71 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	173
Figura 72 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	178
Figura 73 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	179
Figura 74 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.....	179
Figura 75 - SCL da Mão direita e esquerda.	204
Figura 76 - SCL do Antebraço direito e esquerdo.	206
Figura 77 - SCL do Braço direito e esquerdo.	208
Figura 78 - SCL da Cabeça.....	210
Figura 79 - SCL do Tronco superior.....	212
Figura 80 - SCL do Tronco médio.....	214
Figura 81 - SCL do Tronco inferior.....	215

Figura 82 - SCL da Coxa direita e esquerda.....	217
Figura 83 - SCL da Perna direita e esquerda.....	219
Figura 84 - SCL do Pé direito e esquerdo.....	221
Figura 85 – Componente X da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 2.	226
Figura 86 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2).....	226
Figura 87 - Componente Y da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 2.	226
Figura 88 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2).....	227
Figura 89 - Componente Z da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada na fase 2 e 3 durante realização da primeira repetição da Técnica 2.....	227
Figura 90 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2).....	227
Figura 91 – Componente X da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3.	228
Figura 92 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3).....	228
Figura 93 - Componente Y da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3.	228
Figura 94 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3).....	229
Figura 95 - Componente Z da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3.	229
Figura 96 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS	

calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3).....	229
Figura 97 – Componente X da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).....	230
Figura 98 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).....	230
Figura 99 - Componente Y da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).....	230
Figura 100 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).....	231
Figura 101 - Componente Z da FRS mensurada <i>versus</i> FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).....	231
Figura 102 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$).— Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).....	231
Figura 103 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.	232
Figura 104 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR \text{ VI} + FR \text{ VS}]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco médio).....	232
Figura 105 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.	232
Figura 106 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR \text{ VI} + FR \text{ VS}]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco médio).....	233
Figura 107 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.	233
Figura 108 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR \text{ VI} + FR \text{ VS}]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).....	233
Figura 109 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 1.....	234

Figura 110 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).....	234
Figura 111 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.	234
Figura 112 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).....	235
Figura 113 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.	235
Figura 114 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).....	235
Figura 115 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 2.	236
Figura 116 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).....	236
Figura 117 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 2.	236
Figura 118 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).....	237
Figura 119 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 2.	237
Figura 120 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).....	237
Figura 121 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.	238
Figura 122 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).....	238
Figura 123 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.	238
Figura 124 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).....	239

Figura 125 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.	239
Figura 126 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).....	239
Figura 127 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.	240
Figura 128 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).....	240
Figura 129 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.	240
Figura 130 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).....	241
Figura 131 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.	241
Figura 132 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco Inferior).	241
Figura 133 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 3.	242
Figura 134 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).....	242
Figura 135 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 3.	242
Figura 136 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).....	243
Figura 137 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 3.	243
Figura 138 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).....	243
Figura 139 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.	244

Figura 140 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).....	244
Figura 141 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.	244
Figura 142 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).....	245
Figura 143 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.	245
Figura 144 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).....	245
Figura 145 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.	246
Figura 146 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).....	246
Figura 147 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.	246
Figura 148 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).....	247
Figura 149 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.	247
Figura 150 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).....	247
Figura 151 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).	248
Figura 152 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).....	248
Figura 153 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).	248

Figura 154 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).....	249
Figura 155 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).	249
Figura 156 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).....	249
Figura 157 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio, durante a realização da Técnica 3(B).....	250
Figura 158 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco médio).....	250
Figura 159 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio, durante a realização da Técnica 3(B).....	250
Figura 160 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco médio).....	251
Figura 161 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio, durante a realização da Técnica 3(B).....	251
Figura 162 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).....	251
Figura 163 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	252
Figura 164 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	252
Figura 165 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	252
Figura 166 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	253
Figura 167 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	253

Figura 168 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($[FR_{VI} + FR_{VS}]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	253
Figura 169 – Comparação da componente x do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.254	
Figura 170 - Diferença da componente x do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).....	254
Figura 171 – Comparação da componente y do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.254	
Figura 172 - Diferença da componente y do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).....	255
Figura 173 – Comparação da componente z do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.255	
Figura 174 - Diferença da componente z do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).....	255
Figura 175 – Comparação da componente x do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior, durante a realização da Técnica 3.	256
Figura 176 - Diferença da componente x do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).....	256
Figura 177 – Comparação da componente y do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.256	
Figura 178 - Diferença da componente y do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3).....	257
Figura 179 – Comparação da componente z do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.257	
Figura 180 - Diferença da componente z do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).....	257
Figura 181 – Comparação da componente x do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	258
Figura 182 - Diferença da componente x do M_P ($M_{PVI} - M_{PVS}$) em função da média do M_P ($[M_{PVI} + M_{PVS}]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	258

Figura 183 – Comparação da componente y do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	258
Figura 184 - Diferença da componente y do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	259
Figura 185 – Comparação da componente z do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior, durante a realização da Técnica 3(B).	259
Figura 186 - Diferença da componente z do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).....	259
Figura 187 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 2.....	260
Figura 188 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 3.....	260
Figura 189 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 3(B).....	260
Figura 190 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 2.....	261
Figura 191 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 3(A).....	261
Figura 192 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 3(B).....	261
Figura 193 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.	262
Figura 194 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.	262
Figura 195 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.	262
Figura 196 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.	263
Figura 197 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.	263
Figura 198 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.	263
Figura 199 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.	264

Figura 200 - FR _P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.	264
Figura 201 - FR _P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.	264
Figura 202 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.	265
Figura 203 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.	265
Figura 204 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.	265
Figura 205 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.	266
Figura 206 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.	266
Figura 207 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.	266
Figura 208 - FR _P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.	267
Figura 209 - FR _P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.	267
Figura 210 - FR _P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.	267
Figura 211 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.	268
Figura 212 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.	268
Figura 213 - FR _P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.	268
Figura 214 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.	269
Figura 215 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.	269
Figura 216 - FR _P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.	269

Figura 217 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.....	270
Figura 218 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.....	270
Figura 219 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.....	270
Figura 220 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	271
Figura 221 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	271
Figura 222 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	271
Figura 223 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	272
Figura 224 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	272
Figura 225 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	272
Figura 226 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	273
Figura 227 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	273
Figura 228 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	273
Figura 229 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	274
Figura 230 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	274
Figura 231 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.....	274
Figura 232 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	275
Figura 233 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	275

Figura 234 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).....	275
Figura 235 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	276
Figura 236 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	276
Figura 237 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).....	276

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 Descrição anatômica do grupo eretor da coluna (músculo íliocostal, músculo dorsal longo e músculo espinhal).....	43
Quadro 2 Descrição anatômica do grupo espinhal posterior profundo (músculo transverso-espinhal, interespinhais e intertransversários).	45
Quadro 3 Descrição anatômica dos músculos da região abdominal.....	46
Quadro 4 Cargas recomendadas para levantamento de objetos de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (Genebra, 1969). Dados de Grandjean (1998).....	50
Quadro 5 Resumo das classificações dos tipos de modelos biomecânicos apresentados.....	68
Quadro 6 Descrição dos referenciais anatômicos proximais e distais (ZATSIORSKY, 2002)	88
Quadro 7 Descrição dos Parâmetros antropométricos (ZATSIORSKY, 2002).....	89
Quadro 8 Valores de diferença do M_P na articulação L5-S1, obtidos da literatura. .	152
Quadro 9 Valores de M_P na articulação intervertebral entre L5-S1, obtidos da literatura.	167

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Fases do levantamento e respectivos tipos de contração muscular dos músculos eretores da coluna vertebral.....	85
Tabela 2 - Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos (Wu <i>et al.</i> 2002; Wu <i>et al.</i> 2005)	93
Tabela 3 Seqüência de rotações adotadas para os dezesseis segmentos (WU, CAVANAGH, 1995; WU <i>et al.</i> 2002; WU <i>et al.</i> 2005).....	102
Tabela 4 - Convenções adotadas para a força de reação proximal quando expressa em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.	126
Tabela 5 - Convenções adotadas para o momento de reação proximal quando expresso em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.....	126
Tabela 6 - Médias da distância entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L1}, M_{L2}) do objeto (d_o) e desvios padrão para cada técnica de levantamento.	130
Tabela 7 - Dados de acurácia estimada, <i>bias</i> e precisão, para os marcadores laterais (M_{L1}, M_{L2}), das medidas cinemáticas durante cada tarefa analisada.	130
Tabela 8 - Médias da distância entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L3}, M_{L4}) do objeto (d_o) e desvios padrão para cada técnica de levantamento.	131
Tabela 9 - Dados de acurácia estimada, <i>bias</i> e precisão, para os marcadores laterais (M_{L3}, M_{L4}), das medidas cinemáticas durante cada tarefa analisada.	131
Tabela 10 – Diferença média e desvio padrão da diferença da FRS mensurada e calculada nas Fases 2 e 3 em todas as Técnicas de levantamento.....	140
Tabela 11 – Diferença média e desvio padrão da diferença da FR calculada pela VI e VS nas Fases 2 e 3 em todas as Técnicas de levantamento.....	146
Tabela 12 – Diferença média e desvio padrão da diferença do M_P calculado pela VI e VS nas fases 2 e 3 nas Técnicas 2 e 3 de levantamento.....	152
Tabela 13 – Valores de pico máximo e ângulo de ocorrência da FR_P nos três segmentos da coluna vertebral durante cada Fase de todas as Técnicas	161
Tabela 14 – Pico máximo e mínimo do M_P calculado pela VS do MSA-3D.....	166
Tabela 15 – Pico máximo e mínimo de F_M calculados pelo MM3D e respectivo ângulo de ocorrência.....	174
Tabela 16 – <i>Ranking</i> das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_M nas Fases 2 e 3.	177

Tabela 17 – Pico máximo e mínimo de F_A calculados pelo MM3D e respectivo ângulo de ocorrência..... 180

Tabela 18 – *Ranking* das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_A nas Fases 2 e 3. 183

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES DE MEDIDA

A/D	Analógico/digital
AA _D , AA _E	Acrômio direito e esquerdo
ADM	Amplitude de movimento articular
AIE _D , AIE _E	Ângulo inferior da escápula direita e esquerda
AVD	Atividades da vida diária
AVI	<i>Audio video interleaved</i>
AZ _D , AZ _E	Arco zigomático direito e esquerdo
A	Acurácia
<i>a</i>	Aceleração linear
<i>B</i>	Bias
<i>cos</i>	Cosseno
C1	Primeira vértebra cervical
C2	Segunda vértebra cervical
C3	Terceira vértebra cervical
C4	Quarta vértebra cervical
C5	Quinta vértebra cervical
C6	Sexta vértebra cervical
C7	Sétima vértebra cervical
CL _D , CL _E	Calcâneo direito e esquerdo
CL _D , CL _E	Côndilo lateral direito e esquerdo
cm	Centímetros
CM	Centro de massa
CM _D , CM _E	Côndilo medial direito e esquerdo
CSM	Crista sacral mediana de s1
CT	Tomografia computadorizada
CU	Cicatriz umbilical
CV	Coluna vertebral
d_{\perp}	Distância perpendicular
DCL	Diagrama de corpo livre
DLT	<i>Direct linear transformation</i>
<i>D, P</i> (subscrito)	Distal e proximal
d_o	Distância entre os marcadores laterais do objeto
EIAS _D , EIAS _E	Espinha ilíaca ântero-superior direita e esquerda
EIPS _D , EIPS _E	Espinha ilíaca pósterio-superior direita e esquerda
EL _D , EL _E	Epicôndilo lateral do úmero direito e esquerdo
EM _D , EM _E	Epicôndilo medial do úmero direito e esquerdo
EMG	Eletromiografia
<i>F</i>	Força
F _A	Força articular resultante
F _C	Força de compressão
F _M	Força muscular resultante
FR _D	Força de reação distal
FRE	Força de reação externa
FRO	Força de reação do objeto
FR _P	Força de reação proximal
FRS	Força de reação do solo

Hz	Hertz
I	Momento de inércia
i	Segmento corporal
i, j, k	Vetores unitários
IC_D, IC_E	Inter-condilar, ponto médio entre o CL e o CM direito e esquerdo
IDP	Pressão intradiscal
IJ	Incisura jugular
IM_D, IM_E	Inter-maleolar, ponto médio entre o maléolo lateral e maléolo medial direito e esquerdo
ISB	<i>International society of biomechanics</i>
kg	Quilograma
$kgcm^2$	Quilograma centímetro quadrado
kN	Quilonewton
l	Distância da extremidade distal e proximal até o cm
L1	Primeira vértebra lombar
L2	Segunda vértebra lombar
L3	Terceira vértebra lombar
L4	Quarta vértebra lombar
L5	Quinta vértebra lombar
LSM	Modelo de segmentos articulados
LSM-3D	Modelo de segmentos articulados tridimensional
L_x, L_y e L_z	Componentes x, y e z do vetor posição
$[L_i^s]$	Vetor posição da origem do SCL
M	Momento
m	Massa
$M, A_{(subscrito)}$	Muscular e articular
m	Metro
MSA-3D	Modelo de segmentos articulados tridimensional
MCI	Modelo de dupla otimização linear
MDFMA	Modelo de distribuição da força muscular e articular
MHz	Megahertz
M_l	Marcador lateral do objeto
ML_D, ML_E	Maléolo lateral direito e esquerdo
mm	Milímetro
MM3D	Macromodelo biomecânico tridimensional
MM_D, MM_E	Maléolo medial direito e esquerdo
M_p	Momento proximal resultante
MPa	Mega pascal
MR	Momento resultante
MRI	Ressonância magnética
mV	Milivoltz
n	Número total de quadros
n	Amostra do estudo
N	Newton
Nm	Newton metro
OIT	Organização internacional do trabalho
P	Precisão
p	Força peso
PCSA	Área de secção transversa fisiológica

PE_D, PE_E	Processo estilóide da ulna direito e esquerdo
PER_D, PER_E	Processo estilóide do rádio direito e esquerdo
PX	Processo xifóide
q	Quadro
QMC_D, QMC_E	Extremidade distal do 5° metacarpo direito e esquerdo
QMT_D, QMT_E	Cabeça do quinto metatarso direito e esquerdo
r	coeficiente de correlação produto-momento
R	Referencial inercial
r_1, r_2, r_3, r_4	Vetores não colineares
$[R_i]$	Matriz de rotação 3x3
S	Segundos
S1	Primeira vértebra sacral
SCG	Sistema de coordenada global
SCI	Somatório dos cubos da intensidade muscular
SCL	Sistema de coordenada local
S_i	Segmento corporal
SMC_D, SMC_E	Extremidade distal do 2° metacarpo direito e esquerdo
SMT_D, SMT_E	Cabeça do segundo metatarso direito e esquerdo
T1	Primeira vértebra torácica
T10	Décima vértebra torácica
T11	Décima primeira vértebra torácica
T12	Décima segunda vértebra torácica
T2	Segunda vértebra torácica
T3	Terceira vértebra torácica
T4	Quarta vértebra torácica
T5	Quinta vértebra torácica
T6	Sexta vértebra torácica
T7	Sétima vértebra torácica
T8	Oitava vértebra torácica
T9	Nona vértebra torácica
TF_D, TF_E	Trocânter maior do fêmur direito e esquerdo
TI	Tronco Inferior
TM	Tronco médio
TS	Tronco superior
TT_D, TT_E	Tuberosidade da tíbia direita e esquerda
$[T_i]$	Matriz transformação 4x4
$T_{(sobrescrito)}$	Transposta
VC	Vértice da cabeça
VI	Via inferior
VS	Via superior
x, y, z	Eixo x, y e z do SCL
X, Y, Z	Eixo X, Y e Z do SCG
2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
α	Aceleração angular
ω	Velocidade angular
ϕ, θ e ψ	Ângulos articulares de flexão, abdução e rotação respectivamente

1 Introdução

Atualmente as forças impostas ao corpo humano vêm sendo alvo de investigação em grande parte das pesquisas na área da biomecânica, com intuito de buscar o entendimento da magnitude das forças e momentos internos que são gerados durante as atividades da vida diária (AVD's) e em certos eventos esportivos (GRANATTA, MARRAS, 1995; GRANATTA, MARRAS, FATHALLAH 1996; VAN DEN BOGERT, READ, NIGG, 1996; DOLAN *et al.* 2001; KINGMA *et al.* 2001; POLGA *et al.* 2004; ERDEMIR *et al.* 2007; LA TORRE *et al.* 2008).

O interesse pela compreensão das forças internas, sejam elas musculares ou articulares, que atuam em sentidos e direções variadas, com diversas magnitudes e freqüências no sistema músculo esquelético, parece estar relacionado com a possibilidade de essas forças estarem envolvidas em disfunções músculo-esqueléticas. Assim, a sua compreensão possibilitaria uma avaliação dos riscos de lesão e elaboração objetiva de estratégias para sua eventual prevenção (SOARES *et al.* 2001; SOUZA *et al.* 2001; RIBEIRO, 2006), constituindo-se uma importante ferramenta para orientar profissionais de educação física, médicos e fisioterapeutas nas atividades de prescrição de exercícios, diagnóstico, tratamento e reabilitação de lesões, respectivamente (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999; WILKE *et al.* 1999; AMADIO, BAUMANN, 2000; AMADIO, 2002; LOSS *et al.* 2002; KINGMA, VAN DIEËN, 2004).

Dentre as AVD's, a tarefa de levantamento de objetos do solo é uma atividade muito comum, sendo, consistentemente, investigada por expor as estruturas da coluna vertebral a sobrecargas músculo-esqueléticas. Pesquisas epidemiológicas associam a tarefa de levantamento ao risco de desenvolvimento de dor lombar (FERGUSON, MARRAS, 1997; DOLAN *et al.* 1998; NACHEMSON, 1999; JÄGER, LUTTERMANN, 1999; WILKE *et al.* 1999; BURDORF, 2000; KINGMA *et al.* 2001; WILKE *et al.* 2001; FERGUSON *et al.* 2004), já que essa atividade envolve uma carga externa na qual o indivíduo, além de sustentar o peso do próprio tronco, deve também sustentar o peso do objeto a ser levantado durante a realização do movimento (CAILLIET, 2001; SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997; KINGMA, VAN DIEËN, 2004).

O levantamento de um objeto é um processo complexo que envolve um elevado número de estruturas corporais e um sistema de tomada de decisão para orquestrar essas estruturas. A relativa contribuição de cada elemento desse sistema tem importância decisiva no desempenho do levantamento (SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997). Entretanto, mesmo com a escolha adequada dos mecanismos corporais durante a atividade, existe uma alteração potencial das estruturas posteriores da coluna vertebral devido à compressão e torção resultantes do próprio levantamento. Na literatura já está bem documentado que durante a execução da AVD de levantamento, espera-se uma maior sobrecarga na articulação intervertebral L5-S1 e alterações cinemáticas e cinéticas na coluna vertebral (KINGMA, VAN DIËEN, 2004). Estudos dessa natureza têm proporcionado melhores estimativas das respostas mecânicas da coluna à atividade de levantamento e, por conseguinte, servindo de referência para programas de reabilitação e orientações ergonômicas. Nesses estudos, a análise biomecânica das forças internas no corpo humano segue dois caminhos possíveis: (1) a mensuração direta, a qual esbarra em limitações tecnológicas e questões éticas e (2) o procedimento analítico indireto que, a partir de medidas externas e um modelo biomecânico correspondente, pode estimar de forma não invasiva as forças internas no corpo humano (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999; AMADIO, BAUMANN, 2000; CERVIERI, ZARO, LOSS, 2001; SOGAARD *et al.* 2001; AMADIO, 2002; LOSS *et al.* 2002; SOARES *et al.* 2004; RIBEIRO, 2006; LA TORRE *et al.* 2008).

As limitações tecnológicas e questões éticas da mensuração direta decorrem da sua natureza invasiva, devido à necessidade de introdução cirúrgica de transdutores de força ou pressão no disco intervertebral (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999; AMADIO, BAUMANN, 2000). Não obstante, apesar das questões éticas relacionadas à utilização de técnicas invasivas, alguns desses estudos reportados na literatura servem de base de dados para criação e verificação de procedimentos não invasivos (NACHEMSON, MORRIS, 1963; NACHEMSON, MORRIS, 1964; WILKE *et al.* 1999; SATO, KIKUCHI, YONEZAWA, 1999; WILKE *et al.* 2001; ROHLMANN *et al.* 2008).

Já o procedimento analítico indireto soluciona o problema da dificuldade da mensuração direta por meio de equações analíticas e do conhecimento das variáveis cinéticas e cinemáticas externas do movimento e parâmetros antropométricos, recebendo o nome de *solução inversa* ou *dinâmica inversa* (VAN DEN BOGERT,

READ, NIGG, 1996; KINGMA *et al.* 1996; DALLA VECHIA *et al.* 1999; AMADIO, BAUMANN, 2000; AMADIO, 2002; LOSS *et al.* 2002; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005; LOSS *et al.* 2006, RIBEIRO, 2006). Contudo, a solução por meio da técnica da *dinâmica inversa* fornece resultados líquidos de forças e momentos proximais resultantes, os quais englobam efeitos tanto das forças e momentos musculares quanto articulares, não possibilitando discriminar o quanto de força cada músculo gera durante a execução de um gesto, uma vez que essa situação corresponde a um problema indeterminado, em que o número de incógnitas excede o número de equações disponíveis (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005; LOSS *et al.* 2006). Assim, com objetivo de solucionar essa indeterminação e distribuir as forças de reação e momentos proximais líquidos, segundo Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), na literatura são reportados vários macromodelos biomecânicos, os quais são constituídos de duas partes: (1) modelos de segmentos conectados (LSM) associados à técnica da *dinâmica inversa*, usados para calcular as forças de reação e momentos proximais líquidos na articulação de interesse e (2) modelos de distribuição os quais dividem essas forças de reação e momentos proximais líquidos entre os componentes musculares, discos e ligamentos.

Os modelos de distribuição podem ser baseados em diversos critérios, tais como técnicas de otimização (BEAN *et al.* 1988; VAN DIËEN, 1997; HUGHES, 2000; AHMET *et al.* 2007), modelos eletromiográficos (MARRAS, GRANATTA, 1997), modelos híbridos que associam técnicas de otimização e eletromiografia (EMG) (CHOLEWICKI, MCGILL, NORMAN, 1995; CHENG *et al.* 1998; GAGNON, LARIVIÈRI, LOISEL, 2001), modelos baseados na técnica de elementos finitos (ROHLMANN *et al.* 2006; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006) e modelos que associam técnicas de otimização e elementos finitos (EZQUERRO *et al.* 2004). Na década de 40 do século XX, surgiram os primeiros modelos que tentaram simular posturas e atividades para estimar as cargas que agem na coluna lombar durante atividades de levantamento por meio de medidas indiretas (WILKE *et al.* 2001), os quais, na sua maioria, consideram a coluna como um segmento rígido, com uma única articulação (STRAIT, INMAN, RALSTON, 1947). Consequentemente, dependendo da atividade em questão, esses modelos simplificados podem fornecer excelentes idéias do que estaria ocorrendo internamente na coluna vertebral. No entanto, esses modelos distanciam-se da realidade anatômica funcional da coluna vertebral, a qual é constituída por vários segmentos articulados e uma complexa anatomia muscular. O

crescente interesse pelo modelamento do tronco e, conseqüentemente, da coluna vertebral, possivelmente inspirou alguns estudos antropométricos (LEVA, 1996; ERDMANN, 1999; ZATSIORSKY, 2002), nos quais o tronco tem sido dividido em dois ou mais segmentos conectados, buscando uma maior aproximação da realidade. Entretanto, mesmo com a divisão do tronco em diversos segmentos, os macromodelos encontrados na literatura somente distribuem as forças de reação e momento proximal entre os componentes musculares, articulares e ligamentares em apenas uma secção transversal na região lombar (CHENG *et al.* 1998; GAGNON, LARIVIÈRI, LOISEL, 2001), não fornecendo informações nos diferentes níveis da coluna vertebral. Logo, este estudo tem o propósito de desenvolver um macromodelo biomecânico tridimensional, no qual a coluna vertebral é constituída de três segmentos móveis (tronco superior, médio e inferior), nos quais seja possível estimar as forças internas, musculares e articulares durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

2 Objetivos

2.1 Objetivo geral

Desenvolver e avaliar um macromodelo biomecânico tridimensional, considerando a coluna vertebral constituída de três segmentos móveis (tronco superior, médio e inferior), nos quais seja possível estimar e comparar as forças internas musculares e articulares, durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

2.2 Objetivos específicos

- Comparar os resultados de força de reação proximal nos três segmentos móveis da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior), estimados pela dinâmica inversa, tanto pelo caminho que parte da força externa de contato (objeto/mão) quanto pelo caminho que parte da força de reação do solo com intuito de confirmar o modelamento realizado na coluna vertebral;
- Comparar os resultados de momento proximal líquido no Tronco inferior, estimados pela técnica da *dinâmica inversa*, tanto pelo caminho que parte da força externa de contato (objeto/mão) quanto pelo caminho que parte da força de reação do solo com intuito de confirmar o modelamento realizado na coluna vertebral;
- Comparar os resultados da força de reação do solo (FRS) mensurada, com a calculada por meio da associação do método da dinâmica inversa com a técnica de modelamento de segmentos articulados (LSM);

- Estimar por meio do macromodelo biomecânico da coluna as forças internas, musculares e articulares nas três regiões da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior), associando as técnicas de modelamento de segmentos articulados (LSM) e um modelo de distribuição baseado em procedimentos de otimização;
- Avaliar os resultados das forças internas, obtidos a partir do macromodelo biomecânico proposto, com referência a resultados oriundos de mensurações diretas e indiretas encontrados na literatura;
- Comparar três diferentes técnicas de levantamento, a partir dos resultados de força muscular e articular nos três segmentos da coluna vertebral, obtidos pelo macromodelo, durante o ato de levantar objetos do solo.

2.3 Estrutura do texto

O presente texto está estruturado na seguinte ordem: revisão de literatura, materiais e métodos, avaliação do macromodelo, resultados e discussão, considerações finais, limitações e perspectivas, referências e apêndices.

O capítulo 3 apresenta a revisão de literatura referente à anatomia e à mecânica das estruturas da coluna vertebral, técnicas de levantamento de objetos do solo e seus efeitos biomecânicos na coluna vertebral, modelos biomecânicos e estudo das forças internas com especial atenção para o modelamento biomecânico da coluna vertebral.

O capítulo 4, Materiais e Métodos, descreve os procedimentos metodológicos utilizados nos experimentos desse trabalho, bem como o processamento dos dados de cinemetria, dinamometria e a estrutura do macromodelo implementado. O capítulo 5 apresenta o procedimento adotado e os resultados da avaliação do macromodelo.

No capítulo 6, Resultados e Discussões, em um primeiro momento são apresentados e discutidos os resultados de força e momento proximais oriundos do

modelamento de segmentos articulados associado à solução inversa. Ainda no capítulo 6, são apresentados e discutidos os resultados de força muscular e articular resultantes obtidos pelo macromodelo.

O capítulo 7 apresenta as considerações finais do trabalho em tópicos. O capítulo 8, Limitações e Perspectivas, trata as limitações observadas e as próximas etapas para evolução do macromodelo. Por fim, são apresentadas as referências utilizadas e os Anexos e Apêndices contendo rotinas de programação desenvolvidas no *software* MATLAB[®] 7.0, equações, figuras dos sistemas de coordenadas locais e gráficos dos demais resultados obtidos.

3 Revisão de literatura

3.1 Anatomia e mecânica das estruturas da coluna vertebral

As estruturas osteoligamentares e musculares da coluna vertebral, durante as atividades da vida diária, além de sofrerem sobrecarga, são responsáveis pela sua mobilidade e amplitude de movimentos sendo submetidas a uma combinação de cargas de compressão, tração, cisalhamento e torção. Os movimentos de flexão, extensão e flexão lateral da coluna vertebral produzem, principalmente, tensões mecânicas de tração e compressão, enquanto a rotação produz tensões mecânicas de cisalhamento (NORDIN, FRANKEL, 2001; McGINNIS, 2002).

3.1.1 Estruturas osteoligamentares

A coluna vertebral em um ser humano adulto consiste, normalmente, em 33 ou 34 vértebras, distribuídas nos segmentos cervical, torácico, lombar e sacral, sendo sete vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, cinco vértebras lombares e cinco vértebras sacrais fundidas, formando o sacro, e quatro ou cinco vértebras coccígeas, também fundidas, que formam o cóccix (WATKINS, 2001).

Os segmentos de uma coluna vertebral adulta ainda se diferenciam, no plano sagital, pelo formato da curva em decorrência da sobreposição dos corpos vertebrais (HAMILL, KNUTZEN, 1999; WATKINS, 2001). A cervical e a lombar possuem curvaturas com convexidade anterior denominada lordose, enquanto que na torácica, no sacro e no cóccix a convexidade posterior é denominada cifose (Figura 1a).

A coluna vertebral é um segmento corporal que concilia dois imperativos mecânicos contraditórios: a rigidez e a elasticidade (KAPANDJI, 2000). Suas principais funções são sustentação, movimentação e proteção da medula espinhal. O conjunto de duas vértebras, ligadas pelas articulações zigoapofisárias e pelo disco intervertebral, circundado por tecidos moles e ligamentos, compõem a sua unidade funcional (NORDIN, FRANKEL, 2001).



Figura 1- Coluna vertebral – (a) vista sagital esquerda, (b) vista posterior e (c) vista anterior – Extraído de Putz, Pabst, (2000).

A porção anterior da unidade funcional é composta pelo disco intervertebral, corpos vertebrais das vértebras adjacentes e ligamento longitudinal (Figura 2), formando a principal parte de sustentação para as forças de compressão que agem na coluna vertebral (WATKINS, 2001). Devido a sua função de sustentação, os corpos vertebrais situados na porção anterior da unidade funcional são desenhados progressivamente mais largos em direção à região lombar (NORDIN, FRANKEL, 2001).

Separando os dois corpos vertebrais adjacentes da unidade funcional, encontra-se o disco intervertebral, o qual é uma estrutura que une uma vértebra à outra e permite que ocorra movimento. O disco é capaz de suportar forças compressivas, assim como, forças de torção e de flexão sobre a coluna (HAMILL, KNUTZEN, 1999).

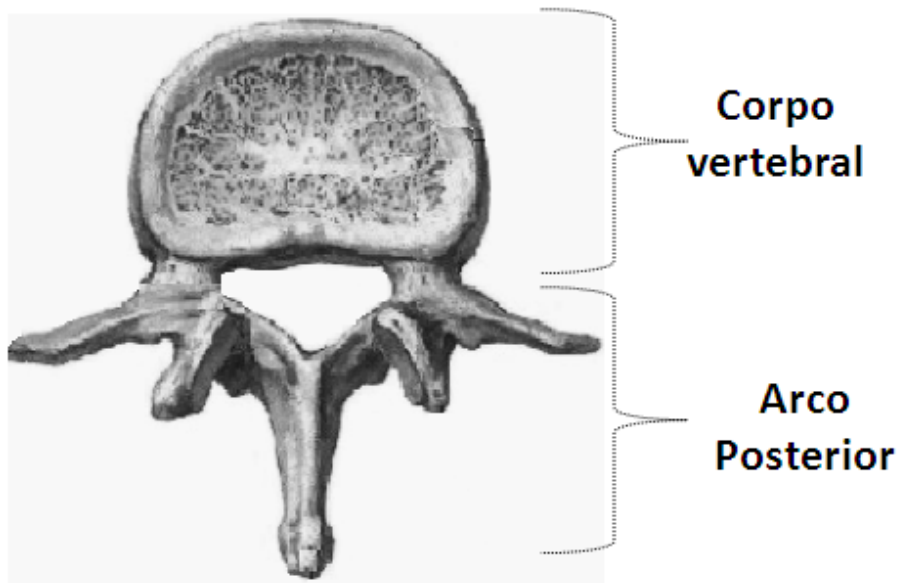


Figura 2 - Vértebra típica – vista superior - Adaptado de Netter (2003).

Segundo Adams e Dolan (1995), na postura ereta, em discos intervertebrais sem processo de degeneração, 80% da força compressiva que age na coluna vertebral é suportada pelos corpos vertebrais e discos intervertebrais, sendo os 20% restantes suportados pelas articulações zigoapofisárias.

O disco é composto por um anel fibroso que circunda uma massa gelatinosa interna chamada de núcleo pulposo, sendo que essas duas partes funcionam como um sistema hidráulico fortemente resistente a todos os tipos de pressão (WATKINS, 2001; CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN 2001). O disco é separado em ambos os lados dos corpos vertebrais por placas de cartilagem hialina, as quais influenciam a nutrição do disco que, devido à falta de estruturas vasculares, ocorre por difusão. Segundo Chaffin, Andersson e Martin (2001), esse processo de nutrição por difusão é afetado pelas cargas impostas ao disco intervertebral durante diversos movimentos corporais, já que quando a carga no disco aumenta, o líquido escoar para fora e quando a carga diminui ocorre o escoamento do líquido, novamente, para dentro do disco. Ainda, é reportado na literatura que o carregamento excessivo do disco intervertebral, durante as atividades cotidianas, pode acelerar o processo fisiológico normal de degeneração do disco intervertebral associado ao avanço natural da idade (CHING *et al.* 2003).

A porção posterior das vértebras contém o forame vertebral, os arcos neurais, as articulações intervertebrais (zigoapofisárias), os processos espinhoso e transversos e os vários ligamentos formando o canal vertebral que protege a medula

espinhal (HAMILL, KNUTZEN, 1999). Nessa porção, as articulações zigoapofisárias, juntamente com os ligamentos posteriores são responsáveis pela proteção do disco contra forças de cisalhamento e rotações excessivas, sendo que durante acentuadas flexões anteriores do tronco, as tensões geradas nos ligamentos intervertebrais posteriores da coluna podem aumentar em até 100% a pressão intradiscal (ADAMS, DOLAN, 1995). De acordo com Dolan e Adams (2001), 70% do momento gerado durante uma flexão máxima do tronco é sustentado pelos ligamentos intervertebrais, sendo apenas 30% sustentado pelo disco intervertebral.

3.1.2 Estruturas musculares

A região posterior do tronco possui uma complexa e intrincada rede de numerosos músculos, dispostos em várias camadas, sendo que os músculos profundos só se fixam nas vértebras e são formados por numerosos e pequenos feixes que vão de uma vértebra a outra (STOKES, GARDNER-MORSE, 1999; CALAIS-GERMAIN, 2002). Alguns apresentam orientação vertical ao longo da coluna enquanto outros percorrem obliquamente convergindo em direção cranial e média (PUTZ, PABST, 2000).

A extensão da coluna vertebral ocorre, essencialmente, pela ação bilateral dos músculos intrínsecos da coluna, o grupo eretor (músculos íliocostal, dorsal longo e espinhal) e o grupo espinhal posterior profundo (músculos transverso-espinhal, interespinhais e intertransversários). Esses músculos possuem origem e inserção ao longo da coluna vertebral, atuando como motores primários da extensão do tronco quando ativos bilateralmente (RASCH, 1991).

Tradicionalmente, o grupo eretor da coluna (Figura 3), é definido como uma coleção de fascículos musculares que se originam a partir da região sacroilíaca até as vértebras e costelas (JORGENSEN *et al.* 2001, JORGENSEN *et al.* 2003).

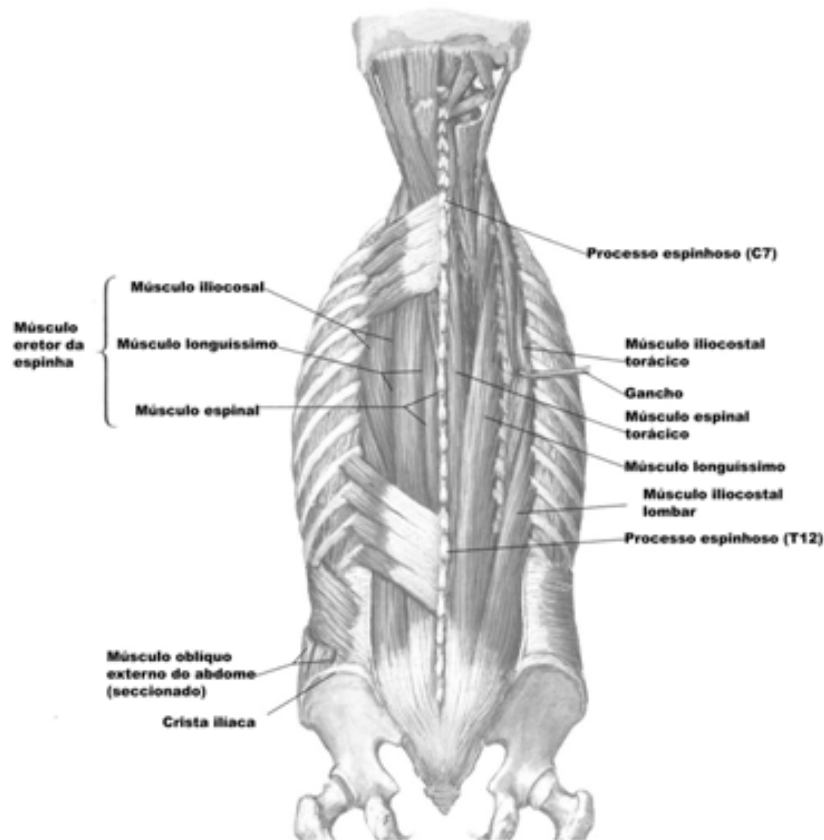


Figura 3 - Grupo muscular eretor da espinha – vista posterior – adaptado de Netter (2003).

Os quadros 1, 2 e 3 apresentam a origem e a inserção de cada um dos músculos do grupo eretor da coluna, grupo espinhal posterior profundo e músculos da região abdominal respectivamente (RASCH, 1991; KAPANDJI, 2000; CALAIS-GERMAIN, 2002; THOMPSON, FLOYD 2002):

Quadro 1 Descrição anatômica do grupo eretor da coluna (músculo íliocostal, músculo dorsal longo e músculo espinhal).

Músculo	Origem	Inserção
Iliocostal torácico	Bordas superiores dos ângulos das seis últimas costelas	Ângulos superiores das seis costelas superiores
Iliocostal cervical	Bordas superiores do ângulo da terceira à sexta costela	Processos transversos da quarta a sexta vértebra cervical

Quadro 1 Continuação.

Músculo	Origem	Inserção
Iliocostal lombar	Face posterior do sacro, crista íliaca e processos espinhosos das vértebras lombares	Borda inferior dos ângulos das seis ou sete costelas inferiores
Longo do tórax	Face posterior do sacro, espinhas das vértebras lombares e crista íliaca	Processos acessórios da primeira a quinta vértebra lombar, nos processos transversos da primeira vértebra torácica até a quinta Lombar e entre os tubérculos e ângulos da segunda à décima costela
Longo do pescoço	Processos transversos da quarta à sexta vértebra torácica	Os processos transversos da segunda à sexta vértebra cervical
Longo da cabeça	Processos transversos das quatro primeiras vértebras torácicas e processos articulares das quatro últimas vértebras cervicais	Processo mastóide do crânio
Espinal do tórax superiores	Processos espinhosos de T11, T12, L1 e L2	Processos espinhosos das vértebras torácicas
Espinal do pescoço	Parte inferior do ligamento da nuca, processo espinhosos de C7 e, em algumas vezes, de T1 e T2	Processos espinhosos do eixo e, eventualmente, C2 e C3;
Espinal da cabeça	Processos articulares de C4, C5 e C6 além dos processos transversos de C7 até T6	Base do occipital
Semi-espinhal do tórax	Processos transversos de T1 a T5	Processos espinhosos desde o C2 (eixo) até C5
Semi-espinhal do pescoço	Processos transversos de C7 e das vértebras torácicas	Processos espinhosos das vértebras torácicas médias e superiores e das vértebras cervicais até o eixo
Semi-espinhal da cabeça	Processos transversos de T3 até T6 e processos espinhosos das vértebras torácicas superiores e cervicais inferior	Entre as linhas nucal superior e inferior

Quadro 2 Descrição anatômica do grupo espinhal posterior profundo (músculo transverso-espinhal, interespinhais e intertransversários).

Músculos	Origem	Inserção
Multífidos	Originam da face posterior do sacro, extremidade dorsal da crista íliaca, processos transversos das vértebras torácicas e lombares e processos articulares de C4, C5, C6 e C7	Processos espinhosos de todas as vértebras, com exceção do atlas
Rotadores (cervicais, torácicos e lombares)	Estendem-se desde o sacro ao eixo unindo cada um dos processos transversos (nas vértebras cervicais e torácicas) ou processos mamilares (nas vértebras lombares) de uma vértebra com a raiz dos processos transversos da vértebra imediatamente acima (rotadores curtos) e da segunda vértebra acima (rotadores longos)	
Interespinhais (cervicais, torácicos e lombares)	Unindo processos espinhosos, vértebra a vértebra, desde o eixo até T2 e de L1 até o sacro, de um lado e outro do ligamento interespinhal	
Intertransversais	Situam-se na região cervical (do atlas à T1) e na torácica baixa e lombar (T10 à L5) unindo os processos transversos de vértebras contíguas, recebem nome conforme a região em que se encontram (músculos intertransversários laterais lombares, mediais lombares, torácicos, cervicais posteriores – parte medial e parte lateral além dos cervicais anteriores)	
Músculos suboccipitais (reto posterior maior da cabeça, reto posterior menor da cabeça, oblíquo superior da cabeça e oblíquo inferior da cabeça)	Superfície posterior do atlas e eixo	Osso occipital e, o oblíquo interno no processo transversal do atlas
Fáscia toracolombar (sobrejacente ao grupo eretor da coluna) é uma aponeurose cuja lâmina posterior da sua porção lombar medial recobre os músculos profundos do dorso (SNELL, 1984)	Processos espinhosos lombares enquanto que na região torácica, recobre a superfície posterior dos músculos profundos do dorso	Medialmente, aos processos espinhosos das vértebras e, lateralmente, aos ângulos costais

Quadro 3 Descrição anatômica dos músculos da região abdominal.

Músculos	Origem	Inserção
Reto do abdômen	Crista do púbis	Cartilagem da quinta, sexta e sétima costelas e processo xifóide
Oblíquo externo	Bordos das oito costelas inferiores do lado do tórax encaixando-se com o músculo serrátil anterior	Metade anterior da crista do ílio, ligamento inguinal, crista do púbis e fáscia do músculo reto abdominal na parte frontal inferior
Oblíquo interno	Metade superior do ligamento inguinal, dois terços anteriores da crista do ílio e fáscia	Cartilagens costais da oitava, nona e décima costelas e linha Alba
Transverso do abdômen	Terço externo do ligamento inguinal, borda interna da crista ilíaca, superfície interna da cartilagem das seis costelas inferiores	Crista do púbis e linha iliopectínea, aponeurose abdominal até a linha Alba
Quadrado lombar	Lábio interno posterior da crista ilíaca	Aproximadamente metade do comprimento do bordo inferior da décima segunda costela e os processos transversos das quatro vértebras lombares superiores

A capacidade de geração de momento muscular de um músculo qualquer é dependente da relação existente entre o produto da força muscular produzida e a distância perpendicular muscular. Segundo Chaffin, Andersson e Martin (2001), estudos recentes relatam, para o grupo eretor da coluna, valores de distância perpendicular que variam consideravelmente de 5,5 a 7,0 cm, os quais são aumentados em 15% quando a musculatura se contrai, acentuando a lordose lombar. Também foi demonstrado que as porções torácica inferior e lombar superior do músculo eretor da coluna contribuem para o momento extensor do tronco por meio da sua aponeurose localizada fora da massa muscular da região lombar, aumentando sua distância perpendicular para cerca de 8,0 cm. Entretanto, segundo

Jorgensen *et al.* (2003), com o aumento do ângulo de flexão do tronco, ocorre um decréscimo da distância perpendicular dos músculos eretores da coluna, o que causa uma diminuição da sua capacidade mecânica de produção de momento extensor. Ainda de acordo com Jorgensen *et al.* (2001), a distância perpendicular muscular em homens é maior do que em mulheres para os músculos eretores da coluna

Quanto à área de secção transversa fisiológica (PCSA) dos músculos da região lombar na postura ereta, Jorgensen *et al.* (2003) afirmam que não ocorre diminuição da PCSA em função da flexão da coluna vertebral.

Em situações de levantamento, quando o objeto a ser levantado está no solo, ocorrem posições de extrema flexão da coluna vertebral, o que gera ausência de atividade muscular, sendo o momento flexor sustentado apenas pelas estruturas não contráteis (DOLAN, ADAMS, 2001; BURGESS-LIMERICK, 2003). Para Dolan *et al.* (2001), as elevadas cargas que ocorrem na coluna vertebral durante tarefas de levantamento, são atribuídas, em sua maior parte, à ação dos músculos posteriores da coluna e abdominais, sendo somente uma pequena porção das cargas de responsabilidade da parte superior do corpo.

A musculatura posterior da coluna, fáscias e ligamentos, atuam durante o levantamento gerando um momento extensor para contrabalançar o momento flexor gerado pela força peso da carga e da parte superior do tronco e também para proteger a coluna de inclinações e rotações excessivas. Contudo, a tensão muscular gerada pode aumentar a força compressiva na coluna (DOLAN, ADAMS, 2001).

Segundo resultados de Bogduk, Macintosh e Pearcy (1992), coletivamente, todos os músculos posteriores exercem grandes forças de compressão em todos os segmentos da coluna vertebral. As fibras torácicas do eretor lombar contribuem com 50% do momento extensor total exercido em L4 e em L5, o multífido contribui com 20%, e o restante é exercido pelas fibras lombares do eretor da coluna. Já nos níveis lombares superiores, as fibras torácicas do músculo eretor da coluna lombar contribuem entre 70% e 86% do momento extensor total.

Na postura ereta, os músculos lombares exercem uma força de cisalhamento posterior nos segmentos L1 a L4 e uma força de cisalhamento anterior em L5 (BOGDUK, MACINTOSH, PEARCY, 1992).

3.2 Levantamento de objetos do solo e efeitos biomecânicos na coluna

Segundo Fathallah, Marras e Parnianpour (1998), os movimentos que, com mais frequência, causam o desenvolvimento de lesões na coluna vertebral são as flexões anteriores do tronco. Pequenos graus de flexão anterior do tronco podem ser considerados um fator de médio a alto risco, principalmente, em circunstâncias de inclinação anterior do tronco acima de 15° combinadas a atividades de levantamento. Se o movimento de inclinação anterior do tronco for desenvolvido com aceleração, mesmo em pequenos ângulos de flexão, ocorre um aumento da pressão intradiscal (IDP) e tensão no anel fibroso (WANG *et al.* 1999).

Uma das AVD's mais comuns nas atividades cotidianas em que ocorre flexão anterior do tronco, é o ato de levantar objetos do solo em situações domésticas, no trabalho e durante certos eventos esportivos. De acordo com Rasch (1991), tais esforços de levantamento resultam ou agravam lesões na região lombar e até causam incapacidade. Na AVD de levantamento podem ocorrer movimentos de flexão com amplitudes extremas, os quais podem ser causadores de elevadas forças compressivas na coluna vertebral em L5-S1 (PADULA, BARBOSA, COURRY, 2001).

Os discos vertebrais lombares, durante tarefas de levantamento, quando submetidos a altas e contínuas cargas compressivas, cedem diminuindo sua altura lentamente (ADAMS, DOLAN, 1996). A diminuição da altura causa uma redução da capacidade de resistência intrínseca do disco intervertebral ao momento flexor imposto durante tarefas de levantamento, e essa reação fisiológica das unidades de movimento vertebrais aumenta sua susceptibilidade a lesões (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001).

As disfunções músculo-esqueléticas da coluna vertebral, decorrentes da atividade de levantar objetos do solo, em especial, podem ser causadas pelas cargas externas, ou seja, além do indivíduo sustentar a força peso do próprio tronco, cabeça, pescoço e membro superior, deve também sustentar uma carga adicional durante o movimento, o que pode ser considerado como um fator de risco às estruturas da coluna vertebral (SOLOMONOW *et al.* 2003). Esse fator de risco ocorre devido à sobrecarga excessiva relatada em alguns estudos que focam os fatores mecânicos envolvidos nas atividades cotidianas, demonstra a existência de uma relação direta entre lombalgia e cargas compressivas impostas sobre as

estruturas da coluna vertebral, as quais, quando lesionadas, podem causar limitações nos movimentos corporais, incapacidade e dor (NACHEMSON, MORRIS, 1964; MAJESKE, BUCHANAN, 1984; WILKE, *et al.* 1999; WILKE *et al.* 2001; WALSH, LOTZ, 2004; KINGMA, VAN DIEËN, 2004).

A AVD de levantamento envolve um grande número de mecanismos corporais que, mesmo organizados de forma correta, geram potencial alteração nas estruturas da coluna vertebral, podendo lesionar as mesmas durante circunstâncias de levantamento de objetos (SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997). O momento extensor imposto sobre as articulações da coluna lombar durante o levantamento é produzido pela musculatura posterior da coluna vertebral para superar o momento flexor causado pelo peso da parte superior do corpo e do objeto levantado, podendo lesionar as estruturas músculo-ligamentosas como consequência direta das altas forças envolvidas (BURGESS-LIMERICK, 2003). Essas altas forças resultam em uma grande força compressiva e de cisalhamento que atua entre cada par de vértebras.

Lesões na coluna vertebral podem ocorrer quando forças são aplicadas dentro de parâmetros normais em tecidos anormalmente fracos, ou quando forças elevadas acima de parâmetros normais são aplicadas em tecidos normais (ADAMS, DOLAN 2005). Estudos biomecânicos relatam uma grande variação nas forças na coluna vertebral. A força compressiva nos segmentos lombares, por exemplo, durante o movimento de levantamento, pode variar entre 2,0 e 10 kN (JAGER, LUTTMANN 1997).

De acordo com Van Dieën; Hoozemans e Toussaint (1999), a carga mecânica na coluna osteoligamentosa durante o levantamento simétrico consiste de três parâmetros que são dependentes entre si, e cada um desses, de acordo com estudos *in vitro*, tem o potencial de causar lesões. São eles: (1) forças compressivas, causadas, principalmente, pela atividade muscular da coluna; (2) forças de cisalhamento, causadas pela força peso da carga externa (objeto levantado), força peso da parte superior do tronco e forças musculares; (3) flexão anterior do tronco.

Segundo a Organização Internacional do Trabalho (OIT in Grandjean 1998), desde 1969 existem valores limites orientados para o levantamento de cargas (Quadro 4).

Quadro 4 Cargas recomendadas para levantamento de objetos de acordo com a Organização Internacional do Trabalho (Genebra, 1969). Dados de Grandjean (1998).

	Adultos		Jovens	
	Homens	Mulheres	Meninos	Meninas
Eventualmente	50 kg	20 kg	20 kg	15 kg
Freqüentemente	18 kg	12 kg	11 - 16 kg	7 - 11 kg

Segundo Burgess-Limerick (2003), a magnitude das forças compressivas durante um único levantamento de carga, provavelmente não seja um fator causador de lesão. O mais provável é que a lesão ocorra devido ao efeito cumulativo da repetição do gesto.

Sobrecargas repetitivas e vigorosas também podem causar micro-lesões nos ossos (ZIOUPOS, WANG, CURREY, 1996), juntamente com danos acumulados nos discos intervertebrais decorrentes da fadiga. Danos cumulativos nas placas terminais dos anéis fibrosos do disco intervertebral podem ocorrer de diversas maneiras, como por exemplo, durante a realização do levantamento de objetos pesados. No entanto, o mais provável é a ocorrência de microlesões, as quais, devido ao processo de acúmulo mais acelerado que o processo de reparação, podem gerar ou aumentar os danos às estruturas da coluna vertebral (McGILL, 1997). Outro ponto a ser observado, no que diz respeito à repetição das cargas compressivas, é que as mesmas reduzem a tolerância a lesões dos tecidos da coluna vertebral (McGILL, 1997).

As forças de cisalhamento podem causar lesões no arco neural e, possivelmente, às facetas articulares (LAMY *et al.* 1975; CYRON *et al.* 1976 in VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999). Estudos na coluna lombar de cadáveres em uma postura de flexão extrema demonstram que, devido a uma simples carga de compressão, podem ocorrer danos às placas terminais, aos corpos vertebrais e ao núcleo pulposo, tornando o mesmo saliente na sua região superior e inferior (ADAMS, DOLAN, 1995).

No levantamento envolvendo objetos próximos ao solo, ocorrem posições de extrema flexão das vértebras da coluna lombar, o que, por si só, tem o potencial de contribuir para lesões. Isso ocorre, provavelmente, devido à ausência de atividade eletromiográfica no músculo eretor espinhal (McGILL, KIPPERS, 1994).

Na situação de flexão lombar extrema, o momento flexor gerado pelo peso do tronco e pela força peso do objeto levantado é equilibrado por um momento extensor, criado pela tensão nos ligamentos paravertebrais e interespinais, nas fibras posteriores do anel fibroso e nos elementos passivos das estruturas músculo-tendinosas (BURGESS-LIMERICK, 2003). Nessa situação, os primeiros tecidos a serem lesados são os ligamentos interespinais (ADAMS, DOLAN, 1995).

3.3 Técnicas simétricas de levantamento de objetos do solo

Para levantar um objeto do solo, o indivíduo deve posicionar-se de tal maneira que o braço externo da alavanca, ou seja, a distância perpendicular do objeto a ser levantado, seja o menor possível, aproximando o centro de massa do objeto ao eixo de rotação (WIRHED, 1996; CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN 2001). Ainda, a técnica de levantamento pode influenciar mais a pressão intradiscal (IDP) quando os joelhos estão estendidos e a coluna inclinada, em relação à técnica com os joelhos flexionados e a coluna ereta (NACHEMSON, MORRIS, 1964; WILKE, *et al.* 1999).

Segundo Simon, Brogmus e Courtney (1997), a técnica de levantamento consiste de um método individual vinculado a condições do ambiente. De fato, na literatura, tem sido referido que durante um levantamento existem fatores que influenciam substancialmente a sobrecarga lombar e estão intimamente relacionados às condições do ambiente onde é realizada a tarefa, tais como: (a) velocidade de execução do levantamento (KINGMA *et al.* 1998); (b) distância inicial horizontal e vertical do objeto (BURGESS-LIMERICK, ABERNETHY, 1998; CIRIELLO, 2005); (c) posição dos pés (ANDERSON, CHAFIN, 1986 in SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997); (d) postura adotada imediatamente antes do início do levantamento, uma vez que essa influencia o padrão de coordenação intra-articular subsequente, o que determina a escala de movimento possível em cada articulação (BURGESS-LIMERICK, 2003); (e) volume e tamanho do objeto (CIRIELLO, 2005) e (f) massa do objeto (BURGESS-LIMERICK *et al.* 1995).

Apesar de alguns estudos focarem o treinamento do levantamento manual de objetos, seus resultados não demonstraram efeitos convincentes do treinamento e da instrução com respeito à técnica de levantamento na saúde do sistema músculo-

esquelético. Provavelmente, a pouca aplicabilidade dos ensinamentos das técnicas de levantamento no cotidiano é o fator responsável pelos fracos resultados (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999). Muitas vezes, as instruções a respeito da técnica de levantamento são empregadas em pacientes com quadro de lombalgia, apenas para minimizar a dor lombar, sem a intenção de provocar uma modificação no hábito do indivíduo.

Segundo Burgess-Limerick e Abernethy (1997), a identificação da técnica utilizada para o levantamento é baseada, em particular, na posição de extensão ou flexão da articulação dos joelhos, porque essa posição influencia a condição de inclinação do tronco durante o levantamento. Assim, podem ser descritas três técnicas de levantamento: (a) técnica conhecida como *stoop* (levantamento com extensão dos joelhos e flexão do quadril); (b) técnica *squat* (levantamento com flexão total dos joelhos e com extensão do quadril) e (c) técnica *semi-squat* (levantamento com flexão parcial dos joelhos e pequena flexão do quadril).

A técnica de levantamento, normalmente, mais recomendada é a chamada de *squat*, em que a coluna permanece mais ereta possível e os joelhos são flexionados. No entanto, esta recomendação somente é válida para algumas situações (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999). Algumas vantagens dessa técnica são relatadas por diferentes autores, como por exemplo: (a) resulta em pouco esforço dos ligamentos posteriores da região lombar (ANDERSON, 1983 in SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997); (b) pode minimizar a compressão do disco intervertebral (ANDERSON, CHAFFIN, 1986 in SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997) e (c) pode minimizar a força total requerida (ANDERSON, CHAFFIN, 1986 in SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997). Contudo, os efeitos positivos, como a redução dos momentos estimados e forças de compressão, somente são válidos para a técnica *squat* quando a situação permitir que o objeto a ser levantado esteja em uma posição entre os pés. Dessa forma, essa técnica parece envolver uma redução máxima na carga da coluna de aproximadamente um terço (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999).

Apesar disso, segundo Van Dieën, Hoozemans e Toussaint (1999), levantar um objeto de uma posição entre os pés não é freqüentemente possível, e os efeitos positivos relatados parecem ser válidos apenas para determinadas tarefas. Portanto, quando o objeto não está entre os pés, essa técnica aumenta a distância entre o objeto a ser levantado e a coluna, aumentando, assim, o momento causado pela

força peso do objeto e, conseqüentemente, o momento resultante da extensão e as forças compressivas (BURGESS-LIMERICK, 2003). Também tem sido referido que nessa posição, o executante do levantamento fica sujeito a um desequilíbrio corporal que pode acarretar em variação de velocidade, aumentando a carga na coluna lombar e aumentando a possibilidade de lesões (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999; BURGESS-LIMERICK, 2003). Além disso, essa técnica tem um alto custo energético, causando um desenvolvimento mais rápido da fadiga, em comparação a outras técnicas de levantamento (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999; BURGESS-LIMERICK, 2003).

A técnica *stoop* tem gerado um momento líquido e forças de compressão mais baixas do que o levantamento utilizando a técnica *squat*, quando o objeto a ser levantado não se encontra em uma posição entre os pés. Não obstante, na técnica *stoop*, as forças de cisalhamento são superiores em relação à técnica *squat* (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999). A divergência dos resultados de força compressiva durante tarefas de levantamento, em diferentes técnicas de execução, demonstra que a biomecânica, apesar dos avanços tecnológicos, ainda não provê suporte suficiente para defender uma ou outra técnica de levantamento (SANT'ANNA, 2003, VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999). Dessa forma, considerando os fatores positivos e negativos de cada uma das técnicas de levantamento, parece não ser possível afirmar que existe uma *técnica correta* de levantamento de um objeto do solo.

3.4 Metodologia biomecânica para estudo das forças internas

A biomecânica é uma disciplina derivada das ciências naturais, e pode ser dividida em interna e externa, tendo como objeto de estudo a análise física dos sistemas biológicos, conseqüentemente, a análise dos movimentos do corpo humano (AMADIO, 2000; AMADIO, 2002). Segundo Amadio e Baumann (2000), de uma maneira geral, a biomecânica se preocupa com a construção de princípios do corpo humano com relação a sua estrutura e função, as quais são determinadas por fatores genéticos e pela interação entre forças mecânicas e o corpo humano.

Quanto à análise e investigação do movimento humano, a biomecânica interna se preocupa com as forças internas, ou seja, forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo, tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. Essas forças internas estão intimamente relacionadas com a execução dos movimentos e com as cargas mecânicas exercidas pelo aparelho locomotor, sendo representadas pelas tensões mecânicas as quais são o estímulo necessário para o desenvolvimento e crescimento das estruturas do corpo (AMADIO, BAUMANN, 2000). A biomecânica externa estuda as forças que atuam externamente no corpo humano, como por exemplo: a força gravitacional, força de reação do solo e força de contato, que são, ao contrário das forças internas, variáveis, normalmente, observáveis diretamente.

O estudo biomecânico do movimento utiliza métodos específicos para abordar as diversas formas de movimento, que são: cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia (WINTER, 2005; AMADIO, BAUMANN, 2000). Utilizando-se desses métodos específicos, a biomecânica descreve e modela matematicamente o movimento humano, permitindo uma maior compreensão dos mecanismos internos reguladores e executores do movimento.

A biomecânica interna tem sido revestida de grande importância, porque investiga parâmetros de movimento que não são observáveis diretamente, por meio da quantificação de limites de cargas presentes em atividades diárias, esportivas e em programas de reabilitação (AMADIO, BAUMANN, 2000). Segundo Dalla Vecchia *et al.* (1999), Soares *et al.* (2001) e Souza *et al.* (2001), a determinação de forças internas, a partir de procedimentos diretos e indiretos, possui destacada relevância na análise biomecânica do movimento humano. O conhecimento dessas forças fornece importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao sistema músculo-esquelético, contribuindo de forma efetiva para a busca de parâmetros de eficiência e proteção do aparelho locomotor.

3.4.1 Métodos diretos para estudo das forças internas

Segundo Winter (2005) e Amadio (2000), há uma grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto, devido à necessidade de introdução cirúrgica de transdutores de força no corpo humano. Desta forma, são relatados poucos experimentos dessa natureza, principalmente, no que diz respeito a estudos invasivos, que quantificam as forças internas na coluna vertebral.

Na década de 60 do século XX surgiram os primeiros estudos que avaliaram a pressão intradiscal (IDP), *in vivo*. Em 1963, cinco voluntários, após exame radiológico, sofreram a introdução cirúrgica de um sensor de pressão do tipo agulha no terceiro disco intervertebral, entre a terceira e a quarta vértebras lombares (L3-L4), sendo avaliada a IDP na posição sentada (NACHEMSON, MORRIS, 1963). Dando continuidade ao estudo anterior, no período de 1960 a 1970, foram estimadas as IDPs em várias atividades diárias. Os resultados demonstraram que na posição sentada, por exemplo, a IDP no núcleo pulposo é 40% maior quando comparada à posição ereta (NACHEMSON, MORRIS, 1964). Tais estudos foram, até hoje, considerados referência para validação de estudos atuais.

Após quase três décadas sem estudos diretos para contraporem os achados anteriores, um sensor de pressão do tipo agulha (Figura 4), foi introduzido no disco intervertebral de um único sujeito saudável, entre a quarta e quinta vértebras lombares (L4-L5), sendo mensurada a IDP em várias atividades diárias, durante aproximadamente vinte e quatro horas (WILKE *et al.* 1999).



Figura 4 - Sensor de pressão tipo agulha apontado pela elipse preta Fonte: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life – Wilke *et al.* (1999).

Os resultados de IDP do estudo de Wilke *et al.* (1999) e dos estudos de Nachemson e Morris (1964) e Schultz (1992) foram normalizados pela postura ereta e comparados. Nessa comparação foi encontrada uma boa correlação entre esses três estudos, exceto para a posição sentada, na qual Wilke *et al.* (1999), obteve menores valores de IDP em relação à posição ereta (Figura 5).

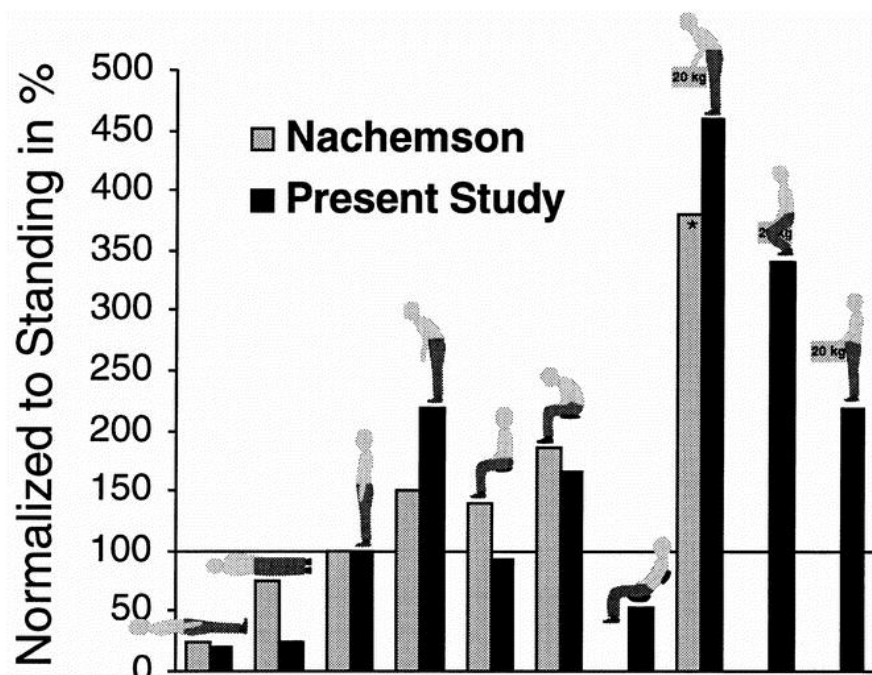


Figura 5 - Comparação entre os dados de Nachemson, Morris (1964); Schultz (1992) com os dados de Wilke *et al.* (1999), para um sujeito de 70 kg. Fonte: New In Vivo Measurements of Pressures in the Intervertebral Disc in Daily Life – Wilke *et al.* (1999).

A mensuração da IDP, no referido estudo (WILKE *et al.* 1999), foi avaliada nas duas técnicas de levantamento, sendo que os menores valores de IDP ocorreram na técnica *squat* (1.7 MPa) com a carga posicionada entre os pés, em relação à técnica de *stoop* (2.3 MPa). Dando continuidade ao seu estudo, Wilke *et al.* (2001) complementaram seus resultados anteriores, adicionando medidas antropométricas, com a intenção de prover uma base de dados para validação e comparação de modelos computadorizados utilizados na predição da IDP. Desse modo, os autores acreditam estar contribuindo com futuros estudos focados em modelos de predição da IDP.

Ainda com relação a métodos de medição direta, Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999) verificaram a IDP em 36 indivíduos (oito indivíduos saudáveis, 16 indivíduos com processos de degeneração do disco intervertebral e 12 indivíduos com espondilolistese) por meio da introdução cirúrgica de um sensor de pressão mais avançado no núcleo pulposo do disco intervertebral entre L4-L5. Esse trabalho fornece informações dos componentes verticais e horizontais da IDP e relacionando os mesmos ao ângulo de movimento do segmento vertebral que foi obtido por radiogramas durante a coleta da IDP. Seus resultados mostraram uma diminuição dos níveis da IDP em discos intervertebrais com processo de degeneração na posição deitada em relação a discos com menor grau de degeneração. Nesse estudo, foi ainda encontrada uma alta dependência entre a sobrecarga da coluna e o ângulo do segmento vertebral.

Outra fonte mais recente de resultados de força e momento na coluna vertebral utilizando medidas diretas é apresentada por Rohlmann *et al.* (2008). O corpo fraturado da L1 de três pacientes foi substituído por um implante (Figura 6a), dotado de um sistema de telemetria e *strain gauges*, o qual fornece resultados de força e momento entre os corpos vertebrais adjacentes. Não obstante, devido à substituição do corpo vertebral por um implante, é necessária a colocação de fixadores espinhais (Figura 6b) nos processos espinhosos e transversos das vértebras adjacentes, o que limita a medida da carga espinhal total pelo sensor. Essa limitação faz com que os resultados de força e momento, apresentados por Rohlmann *et al.* (2008), sejam utilizados com cautela na avaliação de modelos biomecânicos da coluna.

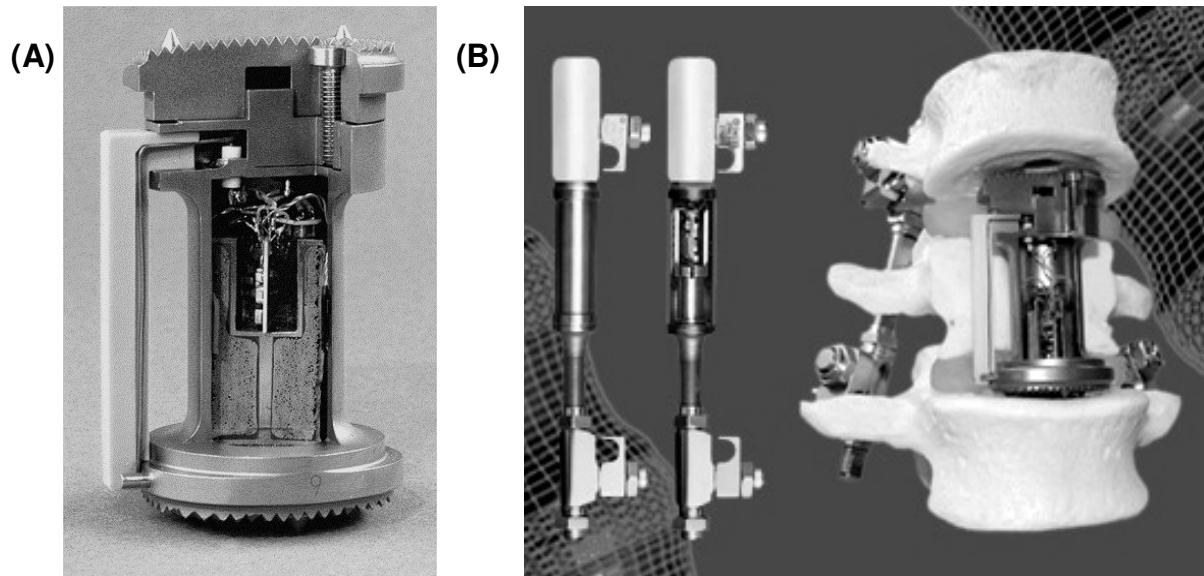


Figura 6 - (A) Implante de corpo vertebral dotado de *strain gauges* e sistema de telemetria, (B) Fixador espinhal. Fonte: Loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in three patients within the first postoperative month – Rohlmann *et al.* (2008).

Os estudos invasivos citados anteriormente são exemplos de mensurações diretas das forças internas (NACHEMSON, MORRIS, 1963; NACHEMSON, MORRIS, 1964; SCHULTZ, 1992; WILKE *et al.* 1999; SATO, KIKUCHI, YONEZAWA 1999; WILKE *et al.* 2001; ROHLMANN *et al.* 2008) e na maioria dos casos são procedimentos que não podem ser aplicados na rotina diária, o que gera necessidade do desenvolvimento de alternativas indiretas para o cálculo das forças internas.

3.4.2 Métodos indiretos para estudo das forças internas

A impossibilidade da medição direta das forças internas conduz à solução de um *problema de dinâmica*, por meio de equações analíticas representativas da situação (LOSS *et al.* 2002). Há dois tipos de *problemas de dinâmica* dos corpos rígidos. O primeiro é um *problema de dinâmica direta*, em que são conhecidas as forças envolvidas no sistema mecânico e o objetivo é determinar os movimentos resultantes dessas forças. O segundo, um *problema de dinâmica inversa*, em que são conhecidas as variáveis cinemáticas do movimento e o objetivo é descobrir as

forças que causaram o movimento (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999; AMADIO, BAUMANN, 2000; LOSS *et al.* 2002; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) (Figura 7).

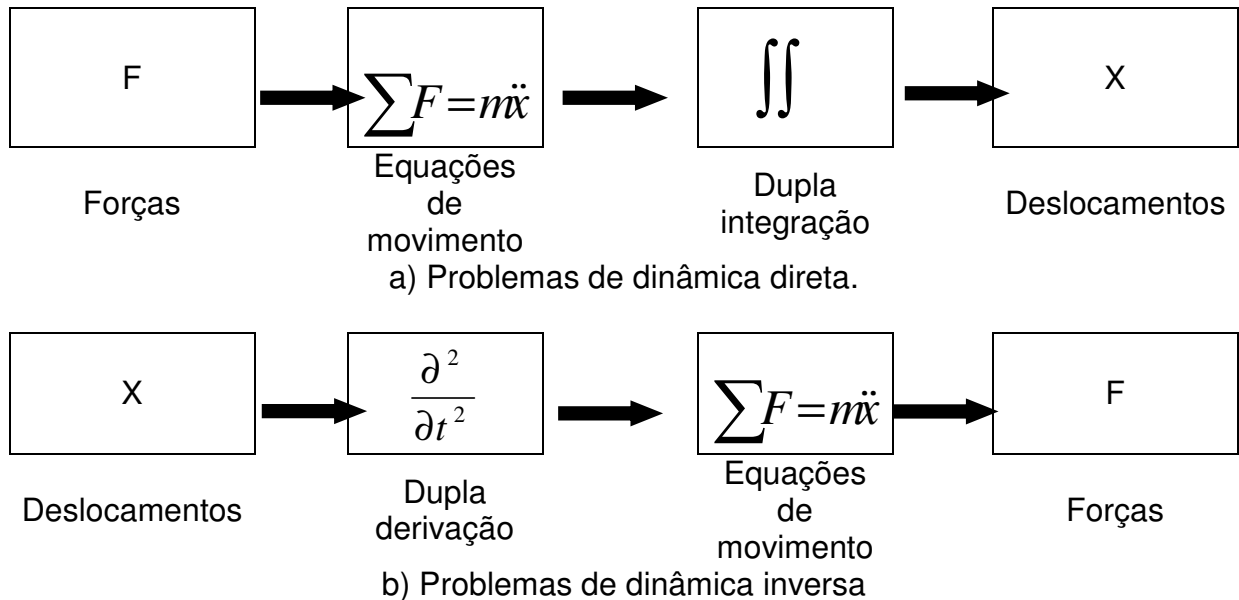


Figura 7 - Problemas de dinâmica dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980) in Loss (2001)

Segundo Dalla Vechia *et al.* (1999), em situações do cotidiano a dinâmica inversa é a ferramenta indireta mais indicada quando o objetivo do estudo é o controle neuromuscular do sistema músculo-esquelético. Entretanto, seu modelamento necessita de uma precisão maior nos dados antropométricos, ainda não disponível na literatura, por outro lado, Loss (2001) afirma que os dados antropométricos exercem pouca influência nos resultados obtidos por meio da dinâmica inversa.

A utilização do princípio da dinâmica inversa para obtenção das forças internas consiste em obter a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos para confecção do modelo anatômico e as medidas de forças externas ao sistema, para construção das equações do movimento (DALLA VECHIA *et al.* 1999; CERVIERI, ZARO, LOSS, 2001).

Essa determinação das forças internas (musculares e articulares) do corpo humano pelo método da dinâmica inversa, de acordo Dalla Vechia *et al.* (1999), parte de dois procedimentos: (1) determinação de forças e momentos intersegmentares, quando é obtido o efeito cinético líquido que um segmento exerce

sobre o outro subjacente e (2) distribuição das forças e momentos intersegmentares entre os músculos e forças e momentos de vínculo articular.

Para a determinação de forças e momentos intersegmentares são necessários dados experimentais oriundos da antropometria, cinemetria e dinamometria, os quais permitem a descrição e o modelamento matemático do movimento. Por meio dos dados antropométricos são estabelecidos os parâmetros físicos do corpo, tais como comprimento, volume e área dos segmentos, e os parâmetros inerciais como massa, centro de massa e momento de inércia (AMADIO, BAUMANN, 2000). Esses dados possibilitam o desenvolvimento de um modelo antropométrico em que o corpo é representado por um conjunto de segmentos rígidos interconectados pelas articulações que se movem de acordo com as leis da *Mecânica Newtoniana*.

Já a cinemetria em duas (2D) ou três dimensões (3D), é utilizada para determinação dos parâmetros cinemáticos do movimento: posição e orientação espacial em um sistema coordenado definido, fornecendo as velocidades e acelerações de cada segmento em relação ao seu centro de massa, combinada com os dados oriundos da antropometria (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999). A dinamometria fornece as forças externas, por meio de células de carga, plataformas de força ou dinamômetros isocinéticos devendo sua obtenção ser feita em sincronia com a cinemetria, para a correta formulação das equações de movimento (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999). Essa correta formulação das equações de movimento no primeiro procedimento de obtenção das forças intersegmentares é apresentada na Figura 8.

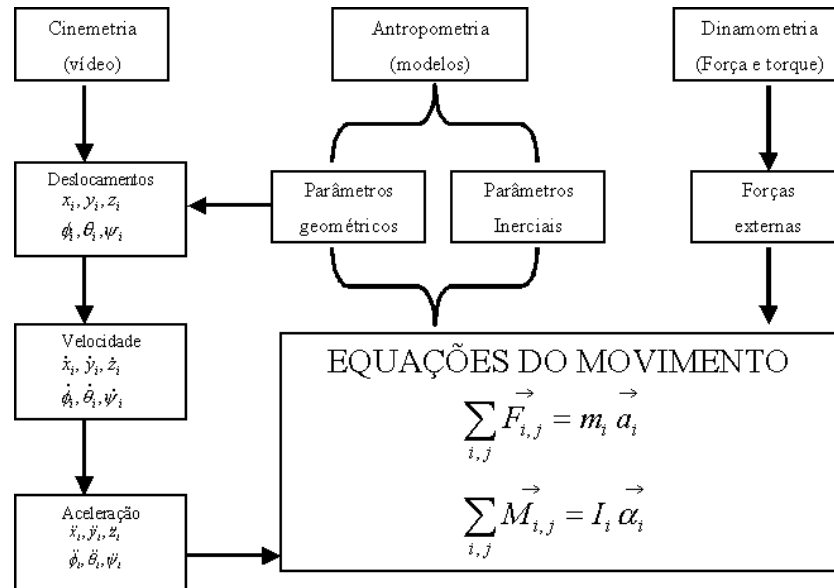


Figura 8 - Etapas e variáveis biomecânicas e respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações de movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa. Adaptado de Dalla Vecchia *et al.* (1999).

Segundo Loss *et al.* (2002), cada segmento corporal (i), pode ser idealizado como um corpo rígido, e vai se mover de acordo com os princípios e leis da *Mecânica Newtoniana*. Esses princípios e leis especificam que o movimento de segmento num referencial inercial (R) é regido pelas equações do movimento (Equação 1 e 2):

(1). De translação do centro de massa, pela 2ª Lei de *Newton*;

$$\sum F_i = m_i \cdot a_i \quad \text{Equação 1}$$

(2). De Rotação, referente ao princípio de *Euler*;

$$\sum M_i = I_i \cdot \alpha_i \quad \text{Equação 2}$$

Em que:

$i_{(subscrito)}$ = Cada segmento corporal;

F = Forças atuantes no segmento i ;

m = Massa do segmento i ;

a = Aceleração do centro de massa do segmento i no referencial R;

M = Momento de força em torno do eixo de rotação do segmento i ;

I = O momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento i ;

α = Aceleração angular do segmento i .

A partir da formulação das equações de movimento, o segundo procedimento para determinação das forças internas, de acordo com Dalla Vecchia *et al.* (1999), é a distribuição das forças e momentos intersegmentares. Existem basicamente três tipos de forças a serem consideradas: (1) forças musculares, (2) forças articulares e (3) forças na cápsula sinovial, sendo em geral essas duas últimas combinadas para resultar na força e momentos articulares, chegando, assim, à determinação das forças internas por meio da técnica da dinâmica inversa.

Assim, com base na utilização da técnica da dinâmica inversa, muitos autores procuram estimar e obter indicadores das sobrecargas mecânicas impostas ao sistema músculo-esquelético durante as AVD's, em contraposição aos resultados obtidos de mensurações diretas (KINGMA *et al.* 1996; DALLA VECHIA *et al.* 1999; PADULA, BARBOSA, COURRY, 2001; KINGMA *et al.* 2001; CERVIERI, ZARO, LOSS, 2001; SOARES *et al.* 2001; SOUSA *et al.* 2001; LOSS *et al.* 2002; SOARES *et al.* 2004; LA TORRE *et al.* 2008). No entanto, segundo Loss *et al.* (2006), o método de abordagem tradicional preconizado pela dinâmica inversa, quando utilizado em situações envolvendo exercícios de cadeia cinética aberta, leva a conclusões limitadas, tendo em vista que os efeitos dos esforços articulares e musculares são somados, sendo difícil a sua dissociação. Assim, com objetivo de contornar essa limitação, Loss *et al.* (2006) sugere uma abordagem adaptada da dinâmica inversa, na qual a solução do problema inicia-se pela obtenção do momento proximal resultante. Esse momento proximal resultante é, então, substituído por um vetor de força aplicado a uma determinada distância do eixo de rotação.

O vetor aplicado representa o efeito resultante de todos os músculos envolvidos, e, por definição, terá seu ponto de aplicação na região de inserção do principal agonista do movimento, baseada em informações da literatura, e sua linha de ação coincidente com a direção das fibras do tendão na região de inserção também, extraída da literatura. A incorporação desse vetor de força muscular faz com que o efeito das estruturas musculares seja eliminado da variável força proximal

a qual pode ser renomeada como força articular, pois representará apenas o efeito resultante de todas as estruturas articulares que interagirem com a articulação (ligamentos, cápsula, cartilagem, etc) e, por definição, terá seu ponto de aplicação exatamente sobre o eixo de rotação (LOSS, CANDOTTI, 2009).

Outro método utilizado para estimar as forças internas é a utilização da técnica da eletromiografia (EMG), pois, assumindo que a força muscular desenvolvida por um determinado músculo em contração depende da excitação neural que é aplicada, a EMG, ao medir essa excitação neural, pode ser considerada um indicador de força (CORREIA, SANTOS, VELOSO, 1993). Portanto, tendo como base as relações existentes entre EMG e força, muitos estudos têm utilizado modelos EMG auxiliares para quantificar as cargas na coluna lombar durante atividades de levantamento por meio da modulação da atividade mioelétrica dos músculos atuantes, levando em consideração informações como: área de secção transversa do músculo, relação força-comprimento, força-velocidade, ganho ou tensão específica do músculo e parâmetros cinéticos e cinemáticos do movimento (GRANATA, MARRAS, 1995; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006).

A distribuição das forças e momentos intersegmentares entre os músculos e forças e momentos de vínculo articular são de grande importância para determinação correta das forças na coluna vertebral. De acordo com Rohlmann *et al.* (2006), a coluna vertebral é estabilizada pelas forças musculares, as quais têm um importante papel na magnitude das cargas impostas às estruturas da coluna vertebral durante diversas AVD's.

Nesse sentido, modelos biomecânicos são, freqüentemente, utilizados para estimar a força muscular na coluna vertebral e força articular resultante (DELLEMAN, DROST, HUSON, 1992). Bogduk, Macintosh e Pearcy (1992) desenvolveram um modelo de distribuição da musculatura lombar constituído de 49 fascículos do músculo eretor da coluna e multífidos. A linha de ação, a área de secção transversa e as distâncias perpendiculares musculares foram baseadas em estudos anatômicos precedentes e exames radiográficos de nove sujeitos normais na postura ereta.

Para Gagnon, Larivière e Loisel (2001), os modelos básicos de distribuição da força muscular na região lombar incluem de quatro a onze pares de músculos bilateralmente, negligenciando a contribuição de outros tecidos e estruturas (GRANATA, MARRAS, 1995). Modelos mais sofisticados incorporam de 90 a 180

fascículos musculares (CHOLEWICKI, MCGILL, 1994; VAN DIEËM, 1997), com alguns modelos dando conta da contribuição dos ligamentos e estruturas passivas (CHOLEWICKI, MCGILL, 1994).

Segundo Stokes e Gardner-Morse (1999), em análises biomecânicas estáticas, os músculos são representados, geralmente, como vetores únicos com uma linha de ação determinada e valores variáveis da força. A linha de ação de um músculo pode ser considerada como a orientação entre o seu local de origem e sua inserção, ou ainda pode seguir a orientação dos centróides das seções transversais obtidas, por exemplo, em imagens de tomografias computadorizadas do músculo.

Ainda, no modelamento da musculatura para a distribuição da força entre os músculos individuais devem ser observados: (1) os valores de capacidade de geração máxima de força, que dependem do tamanho, da estrutura e do comprimento do músculo (STOKES, GARDNER-MORSE, 1999) e (2) as relações força-comprimento e força-velocidade (GRANATA, MARRAS, 1995).

Os modelos de distribuição ou músculos esqueléticos constituem o segundo passo da confecção de um macromodelo e podem ser baseados em diversos critérios, tais como: (1) técnicas de otimização, em que o momento proximal líquido resultante é, perfeitamente, balanceado não levando em conta estratégias de ativação muscular individual (BEAN *et al.* 1988; VAN DIEËN, 1997; GLITSCH, BAUMANN, 1997; HUGHES, 2000; AHMET *et al.* 2007), (2) modelos EMG, que levam em conta estratégias de ativação muscular individual (MARRAS, GRANATA, 1997), (3) modelos híbridos que associam técnicas de otimização e EMG, os quais proporcionam um balanço perfeito do momento proximal líquido e consideram estratégias de ativação muscular individual (CHOLEWICKI, MCGILL, NORMAN, 1995; CHENG *et al.* 1998; GAGNON, LARIVIÈRI, LOISEL, 2001), (4) modelos baseados na técnica de elementos finitos (ZANDER *et al.* 2001; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006; ROHLMANN *et al.* 2006) e (5) modelos que associam técnicas de otimização e elementos finitos (EZQUERRO *et al.* 2004).

3.5 Modelos biomecânicos

Os modelos representam uma forma de converter uma informação em outra para facilitar a sua compreensão, solucionando problemas e ampliando o conhecimento da realidade (GRIFFIN, 2001). Segundo Nigg e Herzog (1994), modelos são tentativas de representação da realidade, os quais têm sido usados quando o entendimento de fenômenos torna-se difícil. Para Chaffin, Andersson e Martin (2001), modelos são representações de fenômenos complexos em que se reduz a complexidade para aumentar o conhecimento, mesmo que essas representações requeiram simplificações grosseiras e algumas suposições.

Modelos correspondem a uma representação físico-matemática dos segmentos corporais envolvidos no movimento avaliado (NIGG, HERZOG, 1994), os quais se constituem em uma simplificação da realidade (WINTER, 2005). Segundo Nigg e Herzog (1994), os modelos biomecânicos apresentam limitações e restrições, entretanto isso não reduz sua relevância para a compreensão do movimento humano.

O primeiro e importante estágio do processo de formulação de um modelo, para representação de uma realidade, é a identificação das variáveis relevantes, quando deve ser decidido o que pode ser negligenciado e o que pode e deve ser incluído (NIGG, HERZOG, 1994; GRIFFIN, 2001). Esse estágio de formulação de um modelo envolve a tomada de decisão de que informações devem ser preditas pelo modelo e que dados são requeridos para fazer estas predições, é a fase que define a forma e impõe limitações a aplicação do modelo.

De acordo com Griffin (2001), desenvolver modelos para compreender o movimento e as forças no corpo humano é um desafio complexo devido à intrincada natureza do fenômeno a ser modelado, o qual possui dificuldades tais como: (1) complexidade da estrutura e propriedades do corpo; (2) dificuldade de mensuração das forças e movimentos no corpo; (3) não-linearidade dos sistemas corporais; (4) controle muscular voluntário e involuntário sobre os movimentos do corpo; (5) dificuldade de obter dados empíricos das propriedades dos tecidos corporais e (6) incompleto entendimento dos modos do movimento corporal. Entretanto, mesmo com essas dificuldades, os modelos biomecânicos possuem relevância para a

compreensão do movimento humano, servindo de base para o avanço do conhecimento (NIGG, HERZOG, 1994).

Modelos biomecânicos podem ter várias aplicabilidades, tais como: (1) representar o entendimento da natureza do movimento corporal, (2) prever a influência das variáveis que afetam a resposta biodinâmica, (3) prover um conveniente método para resumir médias de dados biodinâmicos experimentais, (4) prever forças e movimentos causados em diversas situações, (5) prever forças e movimentos causados em situações de risco para o corpo humano, (6) prover informação necessária para a otimização e divisão de sistemas combinados no corpo humano e (7) determinar padrões de condições de impedância, para sistemas de testes de vibração usados pelo homem (GRIFFIN, 2001).

Existem vários tipos de modelos biomecânicos possíveis e diversas maneiras de classificação. Miller (1979), in Amadio e Duarte (1996), classifica os modelos biomecânicos em categorias conforme sua estruturação para análise do movimento por procedimentos analíticos indiretos: (1) *Modelos Físicos*, em escala e manequins antropométricos e (2) *Modelos Matemáticos*, corpos rígidos e elementos deformáveis.

Os modelos físicos são cópias em escala reduzida do objeto de estudo, podendo ser bidimensionais ou tridimensionais. Normalmente, são usados para testes de resistência ao impacto na indústria. Já os modelos matemáticos representam elementos deformáveis e servem como auxiliares no estudo de segmentos corporais com grandes graus de liberdade de movimento, por exemplo, os modelos que simulam os movimentos da coluna vertebral.

Griffin (2001) classifica os modelos em três formas que não são mutuamente exclusivas: (1) *Modelos biodinâmicos mecanicistas*: são modelos que assumem que as leis da física são suficientes para realização de predições exatas das respostas humanas; (2) *Modelos biodinâmicos quantitativos*: são modelos que representam as relações de entrada e saída de dados, e podem prever uma ou mais respostas do corpo para os movimentos e forças; e (3) *Modelos de efeito*: modelo de efeito do movimento no corpo que pode ser quantitativo e parcialmente mecânico tem sua habilidade na predição e prevenção dos efeitos do movimento e suas forças.

Outra classificação para modelos biomecânicos, encontrada na literatura, é a proposta por Nigg e Herzog (1994), a qual divide os modelos em quatro grupos: (1) *Modelos Analíticos* (Dedutivos): modelos desenvolvidos com base no conhecimento

e introspecções (reais ou especulações), esses modelos usam o conhecimento dos mecanismos físicos e fisiológicos do sistema músculo-esquelético. A estrutura desse modelo pode ser desenvolvida e descrita matematicamente. A vantagem desse tipo de modelo é a solução única que o mesmo oferece, enquanto que a desvantagem são as simplificações necessárias para sua elaboração; (2) *Modelos Semi-analíticos*: modelos baseados no conhecimento e na introspecção da realidade, porém a realidade do sistema de interesse é demasiadamente complexa, não podendo ser determinada matematicamente com a informação básica disponível. Esta indeterminação é gerada devido ao número de variáveis desconhecidas ser maior que o número de equações possíveis.

Os modelos que visam estimar as forças musculares e articulares se enquadram nesta classificação; (3) *Modelos "Caixa-Preta"*: também chamados de modelos de regressão. Os modelos "*Caixa-Preta*" utilizam funções matemáticas para determinar a relação entre os dados de entrada e saída, ou seja, as relações entre as variáveis dependentes e independentes. Esses modelos baseiam-se na elaboração de uma função matemática que melhor descreve a relação entre os dados de entrada do modelo e suas respostas, utilizando-se de funções matemáticas para prever valores das variáveis dependentes a partir de valores estipulados das variáveis independentes; e (4) *Modelos Conceituais*: consiste de hipóteses, as quais são elaboradas com base na compreensão e especulação do sistema de interesse. A partir da hipótese elaborada são criados procedimentos (teóricos ou experimentais) que são capazes de confirmar ou negar a hipótese inicial. A desvantagem da aproximação conceitual é que as hipóteses podem nunca serem provadas, somente desaprovadas. Como consequência, nesse tipo de modelo, muitas evidências devem ser acumuladas para sustentar o conceito. Os modelos conceituais, normalmente, são mais utilizados nas ciências biológicas, sendo dificilmente encontrados exemplos utilizados dentro da biomecânica. O Quadro 5 apresenta um resumo das classificações apresentadas sobre os diversos tipos de modelos.

Quadro 5 Resumo das classificações dos tipos de modelos biomecânicos apresentados.

Autor	Classificação dos tipos de modelos biomecânicos
Miller (1979), in Amadio, Duarte (1996)	Modelos Físicos Modelos Matemáticos
Nigg, Herzog (1994)	Modelos Analíticos Modelos Semi-analíticos Modelos ‘Caixa – Preta’ Modelos Conceituais
Griffin (2001)	Modelos biodinâmicos mecanicistas Modelos biodinâmicos quantitativos Modelos de efeito

3.5.1 Avaliação de modelos biomecânicos

Segundo Nigg e Herzog (1994), a confecção de modelos biomecânicos segue algumas etapas comuns, as quais são procedimentos gerais para o modelamento de um fenômeno, tais como: (1) definição da questão a ser respondida; (2) definição do sistema de interesse; (3) revisão do conhecimento existente; (4) seleção dos procedimentos a serem aplicados; (5) simplificações e situações que devem ser assumidas; (6) formulação matemática; (7) solução matemática, utilizando dados de entrada apropriados; (8) avaliação do modelo; (9) discussão, interpretação e aplicação dos resultados e (10) conclusões.

Uma importante etapa da confecção de um modelo biomecânico diz respeito à avaliação da sua capacidade de representar a realidade, ou seja, sua validação. O termo “*validação do modelo*”, segundo Nigg e Herzog (1994), apesar de comumente usado não é muito bem definido, sendo sugerida a substituição dessa expressão “*validação do modelo*” pela expressão “*avaliação do modelo*”. Avaliar um modelo pode ser definido como prover evidências diretas ou indiretas de que o modelo é útil

e capaz de representar, corretamente, um sistema de interesse (NIGG, HERZOG, 1994).

O processo de avaliação de um modelo, para Nigg e Herzog (1994), pode conduzir ao aumento da confiança no desempenho do modelo, mas nunca confirmar que o mesmo corresponda à realidade. Para Griffin (2001), um modelo validado não pode ser interpretado como um modelo completamente verdadeiro, mas uma representação confiável de alguns aspectos de um sistema.

Segundo Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), existem vários caminhos para avaliação de modelos biomecânicos da coluna vertebral. Kingma *et al.* (1996) realizaram a avaliação de um modelo de segmentos articulados tridimensional (LSM-3D) do corpo inteiro, por meio da comparação entre o resultado estimado pela técnica de modelamento de segmentos articulados, associada à *solução inversa* com os resultados de força de reação do solo (FRS) mensurados pela plataforma de força durante a execução de tarefas de levantamento. Já Granata e Marras (1995) avaliaram o seu modelo biomecânico por meio da análise da força muscular por unidade de área predita, o que é denominado, pelos autores, como ganho, pelo erro absoluto médio e pela correlação entre o momento do tronco predito e o mensurado indiretamente durante a realização de tarefas de levantamento. Outro caminho para a validação de um modelo é a comparação do mesmo com resultados obtidos a partir de mensurações diretas (NIGG, HERZOG, 1994). Entretanto, quando se trata da validação de modelos biomecânicos que quantificam as forças internas, existem situações em que isso não é possível devido a questões éticas e limitações tecnológicas (WINTER, 2005). Porém, na literatura no que diz respeito a forças articulares na articulação intervertebral L5-S1 e na coluna vertebral, durante a realização de tarefas de levantamento são reportados valores de estudos *in vivo* que servem de base para a avaliação de modelos biomecânicos (NACHEMSON, MORRIS, 1963; NACHEMSON, MORRIS, 1964; WILKE *et al.* 1999 SATO, KIKUCHI, YONEZAWA, 1999; WILKE *et al.* 2001).

3.6 Modelamento biomecânico da coluna vertebral

As cargas impostas à coluna vertebral durante AVD's e certos gestos esportivos, ainda não são bem compreendidas, sendo de grande importância seu entendimento, devido a sua consistente associação como um fator de risco para a aceleração do processo de degeneração do disco intervertebral (WILKE *et al.* 2001). Como conseqüência, diversos tipos de modelos biomecânicos da coluna lombar: LSM, *neuromusculares* e *músculo-esqueléticos* têm sido freqüentemente utilizados para estimar indiretamente as cargas na coluna vertebral durante tarefas de levantamento (GRANATA, MARRAS, 1995; KINGMA *et al.* 1996; GAGNON, LARIVIÈRE, LOISEL, 2001; KINGMA *et al.* 2004; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006; LA TORRE *et al.* 2008).

Segundo Dolan *et al.* (1999), basicamente, os métodos indiretos que utilizam modelos biomecânicos para mensuração das cargas na coluna dividem-se em duas categorias básicas: (1) os que mensuram a aceleração das partes do corpo e utilizam LSM e (2) aqueles que tentam mensurar a força muscular diretamente pela calibração do sinal eletromiográfico (Modelos EMG). E ainda alguns que são denominados híbridos, pois combinam LSM com Modelos EMG.

Segundo Ribeiro (2006), o tipo de modelo a ser utilizado depende, diretamente, do objetivo a ser atingido. Quando o objetivo for quantificar as forças de reação proximais e momentos proximais, normalmente são encontrados na literatura LSM ou modelos músculos esqueléticos (KINGMA *et al.* 1996; LINDBECK, 1995; CHENG *et al.* 1998; LARIVIÈRE, GAGNON, 1998; LARIVIÈRE, GAGNON, 1999), caso o objetivo seja quantificar a parcela de contribuição de cada músculo no momento muscular resultante, os modelos normalmente utilizados são os modelos neuromusculares e músculo-esqueléticos (MCGILL, NORMAN, 1988; GRANATA, MARRAS, 1995; ROHLMANN *et al.* 2006; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006).

O método indireto de mensuração das cargas na coluna, por meio da utilização do LSM, necessita de uma descrição cinemática e cinética completa, bem como a identificação das informações antropométricas acuradas, para que seja possível a obtenção de resultados de forças de reação proximais resultantes e momentos proximais líquidos (WINTER, 2005). O procedimento de cálculo é

realizado por meio da *solução inversa* das equações de movimento de *Newton-Euler* ou *Lagrange* (AN, KAUFMAN, CHAO, 1995; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

Na década de 40, surgiram os primeiros modelos que tentaram simular posturas e atividades para estimar as cargas que agem na coluna lombar durante atividades de levantamento por meio de medidas indiretas (WILKE *et al.* 2001). Strait, Inman e Ralston (1947) propuseram um modelo bidimensional que considera a coluna vertebral como um corpo rígido, nos quais a força muscular (F_M) do grupo extensor da coluna era considerada como um único vetor de força que atua em um ponto a $2/3$ do comprimento da coluna vertebral em relação ao sacro em um ângulo de 12° com a coluna. O eixo de rotação desse corpo rígido foi localizado na quinta vértebra lombar, sendo nesse local exatamente, o ponto de atuação da força de compressão (F_C). O modelo apresenta resultados de força muscular e força articular (Figura 9).

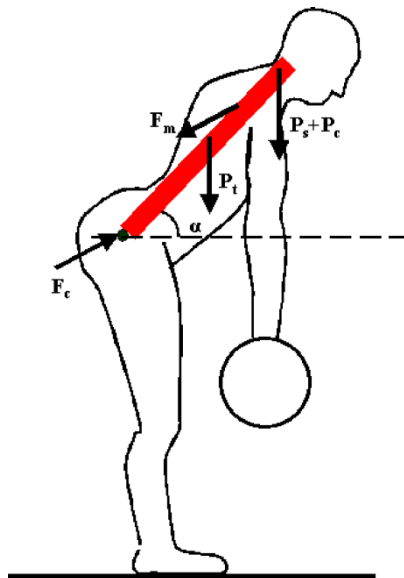


Figura 9 - Desenho esquemático do modelo de Strait, Inman e Ralston (1947). Adaptado de Okuno, Fratin, (2003).

McGill e Norman (1988) desenvolveram um modelo *músculo-esquelético* dinâmico da coluna vertebral lombar que incorporava um vasto detalhamento tridimensional do sistema músculo-esquelético-ligamentoso (Figura 10A). O modelo predizia o momento resultante na articulação intervertebral entre a quarta e quinta vértebra lombar (L4-L5), a partir da utilização de um LSM-3D (Figura 10B) da parte superior do corpo, composto de oito segmentos rígidos (mãos, antebraço, braço,

cabeça e pescoço, tronco). O momento resultante obtido pelo LSM-3D permitia uma estimativa bruta das forças de compressão e cisalhamento. Esse momento resultante obtido pelo LSM-3D era dividido em componentes musculares, ligamentos e articulares a partir da utilização de informações da literatura, arquivos radiológicos e emprego de técnicas de EMG. Como dados de saída o modelo apresentava o momento resultante obtido pelo LSM-3D associado à *solução inversa*, resultados de força compressiva, cisalhamento em L4-L5, momento muscular, momento de resistência dos ligamentos e de estruturas articulares, bem como a força muscular individual dos principais músculos da região lombar. O modelo foi empregado para a análise da realização de tarefas simétricas de levantamento de um objeto do solo, realizando o levantamento com uma flexão simultânea das articulações do quadril e joelhos.

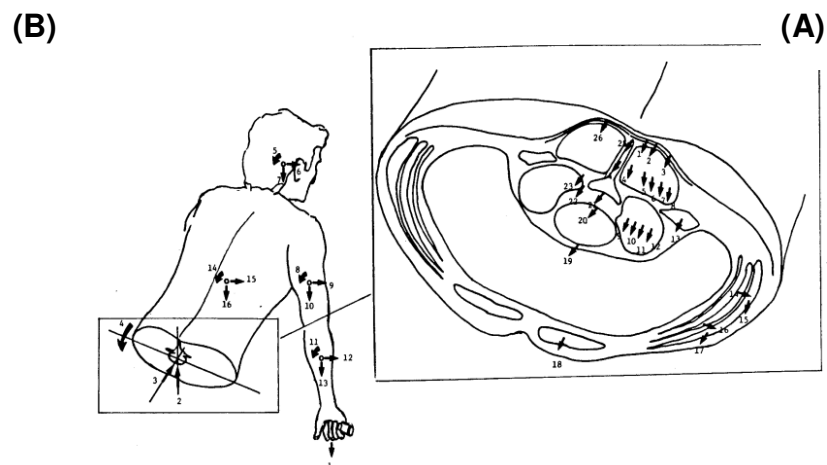


Figura 10 - Modelo proposto McGill e Norman (1988). (A) LSM-3D; (B) modelamento da musculatura coluna lombar. Retirado de McGill e Norman (1988).

Dolan e Adams (1993), analisaram as forças compressivas na coluna lombar usando um modelo eletromiográfico assistido. O modelo considerava a atividade muscular dos músculos agonistas e antagonistas durante o movimento, bem como aspectos relacionados à velocidade de contração, relações força-comprimento e força-velocidade. A avaliação do modelo foi realizada por meio da comparação dos resultados de momento extensor do tronco, obtidos a partir de um LSM associado à *solução inversa* com os resultados preditos pelo modelo baseado no sinal eletromiográfico.

Um modelo eletromiográfico auxiliar foi desenvolvido por Granata, Marras (1995), por meio da utilização de informações de atividade muscular (sinal EMG), tensão específica, área de secção transversa fisiológica (PCSA), relações força-comprimento e força-velocidade para o cálculo da força muscular dos músculos eretores do tronco e força articular em L5-S1. Segundo Granata, Marras (1995), esse modelo expunha, como sua principal vantagem sobre o LSM, a influência da coativação muscular durante o levantamento nos resultados de força compressiva.

Kingma *et al.* (1996) desenvolveram um LSM-3D de corpo inteiro. Nesse modelo, o corpo foi transformado em uma cadeia de segmentos rígidos interconectados por articulações, os quais por meio da aplicação dos princípios da *Mecânica Newtoniana* fornecem resultados das forças e momentos resultantes intersegmentais. O LSM-3D é composto de 14 segmentos (pés, pernas, coxas, pelve, tronco, cabeça e pescoço, braços, antebraço, mãos). A avaliação do modelo foi realizada de duas formas: (1) pela comparação dos resultados preditos pelo LSM-3D associado à *solução inversa*, com a FRS mensurada por uma plataforma de força e (2) pela comparação dos resultados de força e momentos resultantes obtidos na articulação L5-S1 a partir da comparação *Bottom-up* versus *Top-down*, ou seja, utilizando para o cálculo, como força externa, a FRS que atuava no segmento pé e a força de reação que atuava no segmento mão, respectivamente. O modelo foi utilizado para prever as forças internas em levantamentos assimétricos com posturas de flexão da articulação dos joelhos.

Dijke *et al.* (1999) implementaram um modelo biomecânico para transferência de cargas da coluna vertebral para a pelve e para os pés, levando em conta a influencia de músculos, ligamentos e diferentes posturas (Figura 11). Os dados geométricos do modelo foram obtidos a partir de ressonância magnética, possibilitando o modelamento dos músculos e ligamentos em forças vetoriais. O modelo foi caracterizado como estático e tridimensional, e a atividade muscular agonista predita pelo modelo correspondeu com atividades eletromiográficas obtidas da literatura.

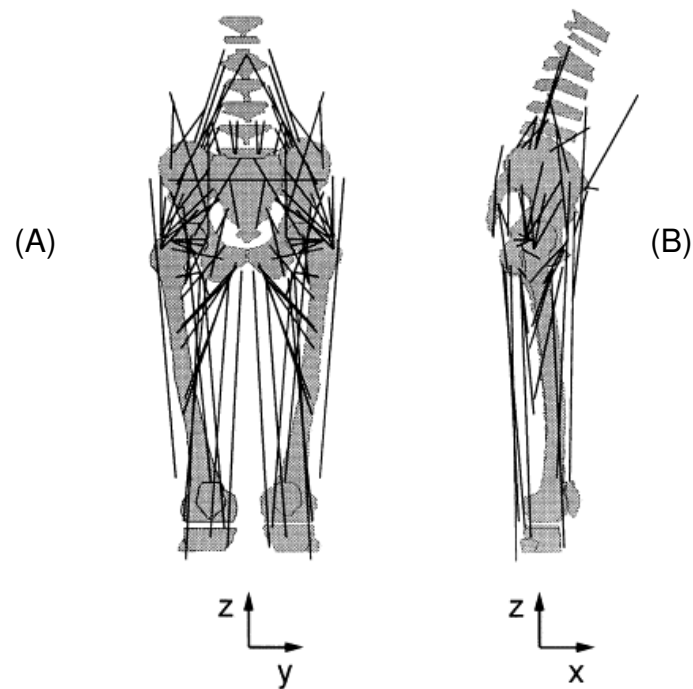


Figura 11 - Modelo proposto Dijke *et al.* (1999) (A) Vista plano frontal; (B) Vista plano sagital. Retirado de Dijke *et al.* (1999).

A precisão do momento articular em L5-S1 foi estudada por Larivière e Gagnon (1999) com dois LSMs-3D, um da parte inferior do corpo e outro da parte superior em tarefas simétricas e assimétricas de levantamento. Os dados de dinamometria foram obtidos a partir de uma plataforma de força para o LSM-3D da parte inferior do corpo, e a partir de uma caixa dinamométrica para o LSM-3D da parte superior do corpo. A precisão do modelo foi avaliada a partir da indução de erros conhecidos nos seguintes aspectos: (1) centros articulares, (2) orientação do sistema de coordenadas da pelve, (3) forças externas, (4) ponto de aplicação das forças externas, (5) acelerações lineares dos centros de massa dos segmentos e (6) parâmetros corporais dos segmentos. Os autores estudaram a influência de cada erro induzido no momento resultante em L5-S1 de ambos os modelos, obtendo como conclusão que os erros na localização dos centros de rotação geraram as principais variabilidades nos dois modelos.

Hughes (2000) comparou os resultados de força muscular e momento por meio da utilização de um modelo de predição da força muscular baseado em dois critérios de otimização: (1) a cinética da articulação intervertebral L3-L4 foi utilizada como dado de entrada para um modelo de dupla otimização linear (MIC) com mínima intensidade de compressão (BEAN *et al.* 1998 in HUGHES, 2000) e (2) o

somatório dos cubos da intensidade muscular (SCI). O modelo proposto por Hughes (2000) avaliou tarefas de levantamento assimétricas com a articulação dos joelhos estendida. Os resultados preditos por meio dos dois critérios de otimização, MCI e SCI, apresentaram diferenças de 1,1% e 1,5% para os valores de pico e média da compressão espinhal.

Zander *et al.* (2001) desenvolveram um modelo da coluna vertebral lombar baseado na técnica de elementos finitos 3D, levando em consideração a geometria, propriedades dos bio-materias e condições de carregamento da coluna lombar utilizando informações de mensurações *in vivo* por meio de fixadores na coluna vertebral. O objetivo do modelo proposto por Zander *et al.* (2001) foi estimar as forças dos músculos da região lombar durante a inclinação do tronco para determinar sua influência na distribuição do estresse no anel fibroso do disco intervertebral. A força muscular e a IDP foram calculadas usando um modelo de elemento finito não-linear da coluna lombar (Figura 12).

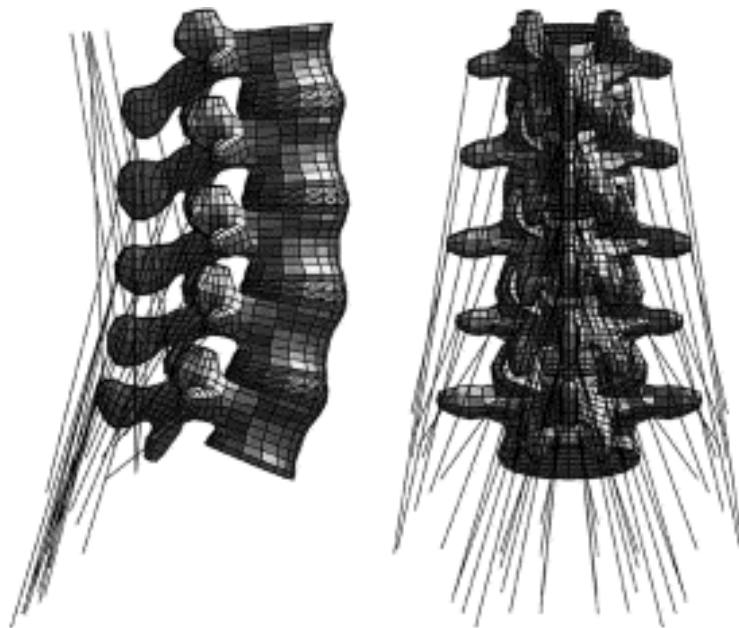


Figura 12 - Modelo não-linear de elementos finitos (Zander *et al.* 2001). Retirado de Zander *et al.* (2001).

Um modelo biomecânico é uma representação de um fenômeno complexo, que por meio de simplificações e algumas suposições se reduz a complexidade para tentar representar a realidade, aumentando o conhecimento do fenômeno estudado. Os modelos apresentados anteriormente tentam representar a realidade da coluna

vertebral e fornecer informações sobre as cargas impostas as suas diversas estruturas durante movimentos do cotidiano.

Diante da alta complexidade das estruturas articulares e musculares que compõem a coluna vertebral, a maioria dos modelos apresentados fornece resultados das cargas internas apenas na coluna lombar. Devido a informações baseadas em estudos epidemiológicos, os modelos apresentados se detêm especificamente na articulação intervertebral entre a primeira vértebra sacral e quinta vértebra lombar. Entretanto os modelos apresentados anteriormente, mesmo utilizando um detalhamento minucioso das estruturas articulares e musculares, possuem um aspecto negativo. Esse aspecto negativo consiste no fato de considerar a coluna vertebral como uma haste rígida utilizando um único eixo de rotação. Dessa forma, entende-se a necessidade de desenvolvimento de modelos que diminuam essa simplificação considerando a coluna vertebral mais que um único segmento rígido.

4 Materiais e métodos

4.1 Definição operacional das variáveis

A definição operacional das variáveis será realizada, por meio da divisão dessas em parâmetros cinéticos e cinemáticos, fornecendo informações sucintas da sua forma de obtenção.

4.1.1 Parâmetros Cinéticos

Momento proximal líquido (M_P): momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto, a soma dos momentos das estruturas passivas e ativas. O Momento proximal líquido é estimado por meio da resolução das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). O M_P é a incógnita da equação de movimento angular;

Momento resultante (MR): momento resultante de todos os momentos proximais líquidos obtido pela raiz quadrada do somatório das componentes X,Y e Z dos momentos proximais líquidos elevados ao quadrado, nas articulações dos segmentos da coluna vertebral;

Força Reação do Objeto (FRO): força externa exercida nos membros superiores, por um objeto com 20% da massa corporal do indivíduo, a qual foi calculada a partir dos dados cinemáticos do objeto e do conhecimento da massa do objeto;

Força de Reação do Solo (FRS): força externa exercida nos membros inferiores em contato com o solo, a qual foi mensurada por meio de uma Plataforma de Força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), instrumentada com *strain-gauges*;

Forças de reação resultante (FR) – proximal (FR_P) e distal (FR_D): resultado líquido das forças musculares e articulares sobre a articulação. Essas forças são calculadas indiretamente, a partir das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). A FR_P é a incógnita da equação de movimento linear;

Força articular (F_A): força resultante que atua nas articulações intervertebrais dos três segmentos da coluna (tronco superior, médio e inferior). Essa força é resultante de três componentes: a componente vertical (F_A^y), que atua no eixo longitudinal da coluna (força compressiva), a componente médio-lateral (F_A^z) e a componente pósterio-anterior (F_A^x), que atuam na direção transversal ao eixo longitudinal (forças de cisalhamento). Esses componentes são calculados por meio de um modelo de distribuição baseado na técnica de otimização, o qual distribui a força e momento proximal líquido calculado por meio da técnica de modelamento de segmentos articulados associada à *solução inversa*.

Força muscular (F_M): força exercida pelos músculos extensores do tronco, representada por vetores atuando nos três segmentos da coluna, obtidas por meio de um modelo de distribuição da força e momento proximal líquido calculado pela técnica de MSA-3D, baseado em técnicas de otimização.

4.1.2 Parâmetros Cinemáticos

Técnicas para o levantamento: cinemática articular adotada para a realização da tarefa proposta de levantamento de um objeto do solo;

Deslocamento: variação linear ou angular da posição de um determinado segmento em um determinado instante de tempo, obtida a partir da técnica de cinemetria 3D;

Velocidade: variação da posição de um determinado segmento em um intervalo de tempo. Obtida, matematicamente, por meio do cálculo da primeira derivação do deslocamento;

Aceleração: mudança de velocidade em um intervalo de tempo, sendo a derivada segunda do deslocamento. Os dados de aceleração foram calculados a partir dos dados do deslocamento.

4.2 Tipo de estudo

Este trabalho caracterizou-se por ser um estudo do tipo *ex-post-facto*, de corte transversal, sendo o método de abordagem dedutivo-hipotético, no qual foi implementado um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral.

4.3 Participante

Tendo em vista que o objetivo do estudo foi o desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional, o mesmo contou com a participação de um indivíduo adulto, saudável sem queixa de dor lombar, do sexo masculino, idade de 23 anos, 1,75 m de altura e massa corporal de 57,1 kg. O indivíduo participante realizou diferentes técnicas de levantamento, que foram utilizadas como variáveis independentes do modelo. Portanto, a amostra desse trabalho foi composta por três diferentes técnicas de levantamento. Optou-se por técnicas de levantamento utilizadas, normalmente, em AVD's e que envolvessem diferentes movimentações articulares dos segmentos corporais. A escolha das diferentes técnicas de levantamento também teve o intuito de verificar se o macromodelo é genérico para essas diferentes técnicas de levantamento.

Para evitar que um acentuado encurtamento muscular do indivíduo avaliado compromettesse a postura durante a execução das tarefas previstas, foi adotado como critério de exclusão uma amplitude de movimento articular (ADM) da

articulação coxo-femoral inferior a 100°. A avaliação da ADM do participante foi realizada por meio da utilização de um goniômetro manual (BACKUS, 1982 in ACHOUR, 1999) e consistiu da realização de uma máxima flexão anterior do quadril, mantendo as articulações dos joelhos estendidas e preservando as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral. O indivíduo participante apresentou ADM da articulação coxo-femoral superior a 100°.

4.4 Aspecto ético

O presente projeto não configurou atividades de risco, tão pouco procedimentos invasivos ao participante. Além disso, sua elaboração fundamentou-se nos preceitos dos principais documentos que estabelecem diretrizes para pesquisas que envolvem seres humanos.

O projeto seguiu as disposições da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, a qual incorpora sob a ótica do indivíduo e suas coletividades, os quatro referenciais básicos da bioética: autonomia, não maleficência, beneficência e justiça, bem como visou assegurar os direitos e deveres que dizem respeito à comunidade científica, aos participantes da pesquisa e ao Estado.

Obteve-se, portanto, o consentimento do indivíduo (Apêndice A), e respeitou-se sua recusa em participar da pesquisa em qualquer momento, seja qual fosse o motivo. O presente projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, carta de aprovação nº 2007728 (Anexo A), na reunião nº 13, ata nº 93, de 30/08/2007, por estar adequado ética e metodologicamente, em acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

4.5 Instrumentos de pesquisa

- Microcomputador Pentium R III 900 MHz;
- Condicionador de sinais (*Computer Boards*, modelo CIO-EXP-GP de 8 canais)
- Conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*);

- Plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), à base de *strain-gauges*;
- Unidade de sincronismo;
- Balança Filizola, modelo 31, com resolução de 0,1 kg;
- Gravador;
- Cinco *notebooks*;
- Cinco Câmeras de vídeo (JVC GR-DVL 9800);
- Cinco refletores;
- Cinco tripés;
- Calibrador Tridimensional, da marca *Peak Performance*[®];
- 69 marcadores reflexivos em formato de esfera, com 15 a 20 mm de diâmetro;
- *Software* MATLAB[®] 7.0;
- *Software Computer-based Oscillograph and Data Acquisition System* – CODAS (DATAQ instruments inc.Ohio, USA);
- *Software* SAD32 (Sistema de Aquisição de Dados 32, desenvolvido pela Escola de Engenharia – UFRGS);
- Goniômetro manual
- *Software* Dvideow – ‘Digital Vídeo for Biomechanics - Windows 32 bits’ (desenvolvido pelo laboratório de Instrumentação para Biomecânica – Faculdade de Educação Física –UNICAMP);
- Estrutura de ferro representando o objeto a ser levantado (Figura 13).

4.6 Procedimentos metodológicos

A partir dos modelos apresentados, optou-se por implementar um macromodelo tridimensional, o qual é composto de um MSA-3D associado à *solução inversa* e um modelo de distribuição (PLAMONDON, GAGNON, DESJARDINS 1996). A seguir, são descritos os procedimentos de coleta e aquisição dos dados, bem como os critérios metodológicos adotados referentes à cinemetria, cinética e variáveis antropométricas para a aplicação do macromodelo proposto.

4.6.1 Procedimentos de aquisição dos dados

O estudo foi conduzido no Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Durante o protocolo de avaliação, foram coletados, simultaneamente, dados cinéticos e cinemáticos, por meio da utilização de técnicas biomecânicas de cinemática 3D e dinamometria durante a realização da tarefa de levantar um objeto do solo.

Antes do início da coleta o indivíduo participante recebeu instruções verbais sobre os procedimentos de coleta e foi, devidamente, preparado. Devido à grande variabilidade de possibilidades de execução da tarefa de levantar objetos do solo, o indivíduo participante, além de ser instruído verbalmente realizou um treinamento prático das três técnicas que foram empregadas.

4.6.2 Protocolo de avaliação do levantamento

Para análise das forças internas, o indivíduo executou a tarefa de levantamento de um objeto do solo com a massa equivalente a 20% da massa corporal do indivíduo. A massa do objeto está de acordo com as recomendações da Organização Internacional do Trabalho (Genebra, 1969 in GRANDJEAN, 1998) para levantamentos eventuais. O objeto a ser levantado durante a realização da tarefa consistiu de uma estrutura de ferro na qual foram presas anilhas, por meio de um dispositivo, a fim de adequar a massa do objeto a 20% da massa corporal do indivíduo participante (Figura 13).



Figura 13 - Estrutura de metal com pesos ajustáveis.

A tarefa de levantamento teve seu início e término na postura ereta, com a mesma base de sustentação, sendo realizada em três diferentes técnicas aleatoriamente:

Técnica 1 - com as articulações dos joelhos e cotovelos estendidas e realizando apenas uma flexão da articulação do quadril (Figura 14);

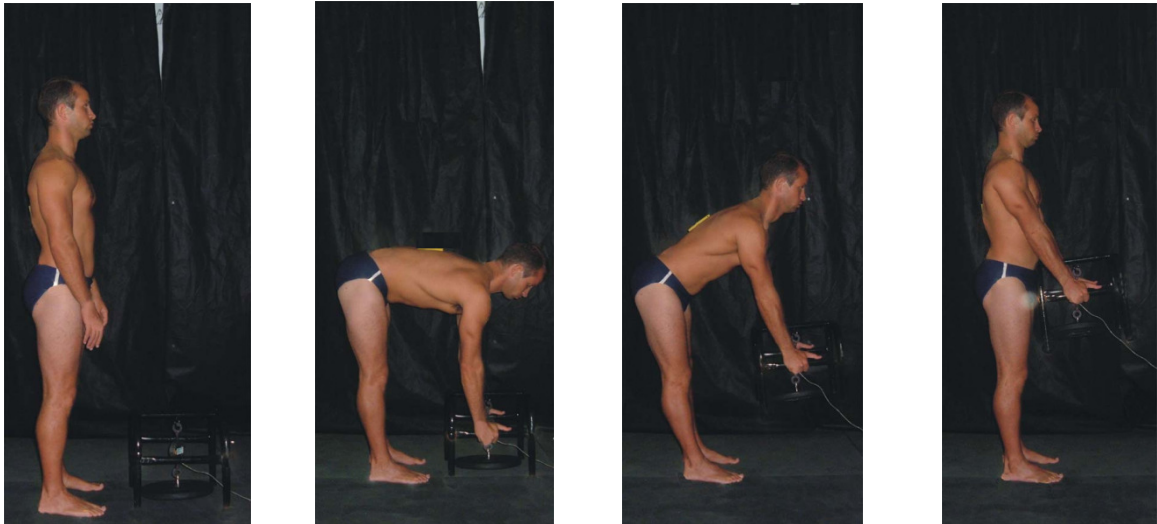


Figura 14 - Levantamento com as articulações dos joelhos e cotovelos estendidas.

Técnica 2 - com as articulações dos joelhos estendidas e realizando uma flexão das articulações dos cotovelos e do quadril (Figura 15);



Figura 15 - Levantamento com as articulações dos joelhos estendidas e cotovelos flexionados.

Técnica 3 – realizando, simultaneamente, uma flexão das articulações dos joelhos e quadril, mantendo as articulações dos cotovelos estendidas, com duas posições do objeto: (1) à frente dos pés (Figura 16A) e (2) entre os pés (Figura 16B).

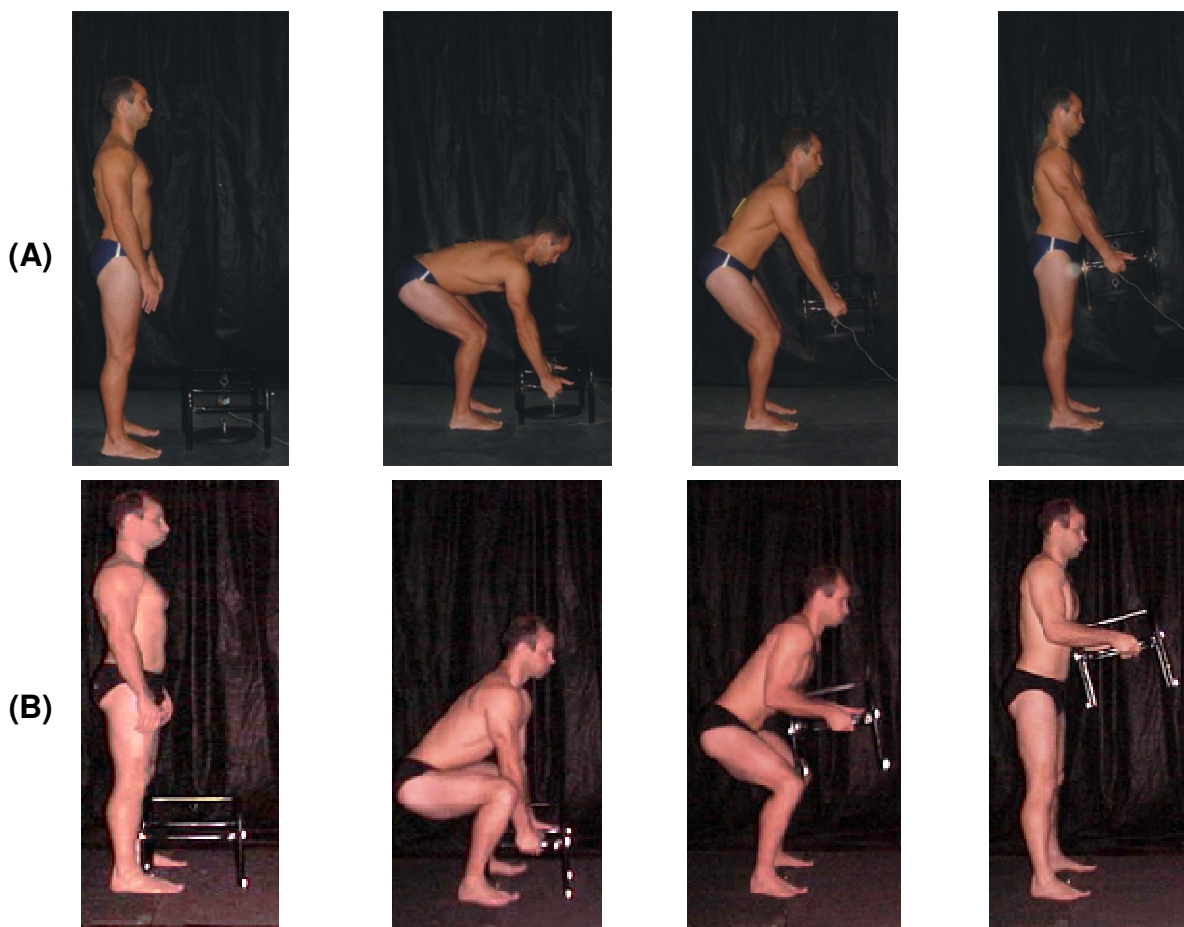


Figura 16 - Levantamento com as articulações do quadril, joelhos e cotovelos flexionadas com duas posições do objeto: (A) à frente dos pés e (B) entre os pés.

O indivíduo participante realizou duas repetições de cada técnica de levantamento totalizando oito tarefas de levantamento. Nas Técnicas 1 e 2, o objeto foi posicionado somente à frente dos pés do indivíduo, enquanto que na Técnica 3, o levantamento foi realizado com duas posições do objeto: (A) à frente dos pés e outra (B) entre os pés.

Entre a realização de cada técnica de levantamento foram fornecidos 5 minutos de intervalo para evitar a fadiga. A velocidade de execução do levantamento, foi ritmada por um sinal sonoro com duração de 16 s, criado no *software* Sistema de Aquisição de Dados (SAD32) [(versão 2,61.07mp, 2002) (www.ufgrs.br/lmm)], dividido em quatro fases de 4 s cada: duas fases para o movimento de descida, com e sem o objeto, e outras duas fases para o movimento de subida, com e sem o objeto. O *feedback* sonoro foi fornecido aos participantes durante a atividade de levantamento por meio de um gravador portátil.

Na Tabela 1, são descritas as diferentes fases do movimento e os respectivos tipos de contrações geradas pelos músculos eretores da coluna vertebral durante a realização da tarefa de levantamento. As técnicas de levantamento adotadas foram escolhidas por serem abordadas e discutidas em vários estudos que relacionam as técnicas de levantamento e o desenvolvimento de dor lombar (SIMON, BROGMUS, COURTNEY, 1997; VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999; XUDONG, MAURY, CHAFFIN; 2000; SANT'ANNA, 2003). Durante a realização do gesto foram coletados, simultaneamente, sinais de dinamometria e cinemetria tridimensionais (3D).

Tabela 1 - Fases do levantamento e respectivos tipos de contração muscular dos músculos eretores da coluna vertebral

Fase	Descrição	Tipo de contração
1	Descida sem objeto	Excêntrica
2	Subida com objeto	Concêntrica
3	Descida com objeto	Excêntrica
4	Subida sem objeto	Concêntrica

4.6.3 Parâmetros cinéticos

A recolha dos parâmetros cinéticos, durante a tarefa de levantamento, foi realizado de duas formas, respectivamente: (1) a FRO, por meio do cálculo da força peso do objeto a partir dos dados de cinematria e do conhecimento da massa do objeto a ser levantado e (2) as FRS e momentos, por meio de uma plataforma de força AMTI (modelo OR6-5:50,8x46,4 cm), à base de *strain-gauges*, conectada a um condicionador de sinais (*Computer Boards*, modelo CIO-EXP-GP de 8 canais), e um computador pentium R III 900 MHz, dotado de um Conversor A/D (16 bits, *Computer Boards*), a uma taxa de amostragem de 500 Hz. O *Software Computer-based Oscillograph and Data Aquisition System* – CODAS (DATAQ instruments inc.Ohio, USA) foi utilizado para recolha dos dados dinamométricos.

Para recolha dos dados cinéticos o indivíduo foi posicionado com os dois pés sobre a plataforma de força (Figura 17), sendo os dados da plataforma divididos igualmente entre os dois membros inferiores para fins de entrada de dados no macromodelo.

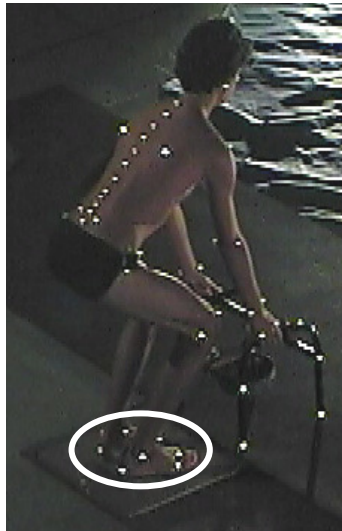


Figura 17 - Posição do sujeito sobre a plataforma de força durante realização da tarefa (Elipse branca apresenta a posição dos dois membros inferiores).

4.6.4 Parâmetros antropométricos

Os parâmetros de massa e centro de massa, necessários para utilização da técnica da dinâmica inversa, podem ser determinados por vários métodos: pesagem hidrostática, tomografia computadorizada, ressonância magnética, tabelas antropométricas, entre outros (SOARES *et al.* 2004). Esses diferentes métodos de obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa podem fornecer valores com diferenças na magnitude de até 100%, dependendo do método de obtenção utilizado (LOSS, 2001). Não obstante, Loss (2001) ao comparar os resultados de força articular e momento muscular resultantes da técnica da dinâmica inversa utilizando diferentes métodos de obtenção dos parâmetros antropométricos, não constatou diferenças nos resultados obtidos, independente da forma como foram adquiridos os parâmetros antropométricos.

Diante disso, devido a sua praticidade, esse estudo utilizou as tabelas antropométricas propostas por Zatsiorsky (2002) para obtenção dos parâmetros de massa e centro de massa a partir das medidas antropométricas (massa e estatura) do indivíduo analisado (MARINS, GIANNICHI, 2003) e das informações de comprimento dos segmentos corporais obtidas por meio da cinemetria 3D.

A Figura 18 apresenta o modelo antropométrico de Zatsiorsky (2002), o qual é composto de 16 segmentos (cabeça, pés, pernas, coxas, mãos, antebraços, braços e parte superior, média e inferior do tronco). Um dos fatores que influenciou a escolha desse modelo foi a divisão do tronco em três segmentos, pois durante a execução de tarefas de levantamento, o tronco não se comporta como uma haste rígida. O outro fator que motivou a escolha do modelo antropométrico proposto por Zatsiorsky (2002) foi baseada em um estudo EMG prévio realizado Krumholz *et al.* (2007) em que foram estabelecidos padrões de atividade EMG semelhantes dos músculos pósteros-mediais do tronco durante a realização da tarefa de levantamento no tronco superior, médio e inferior.

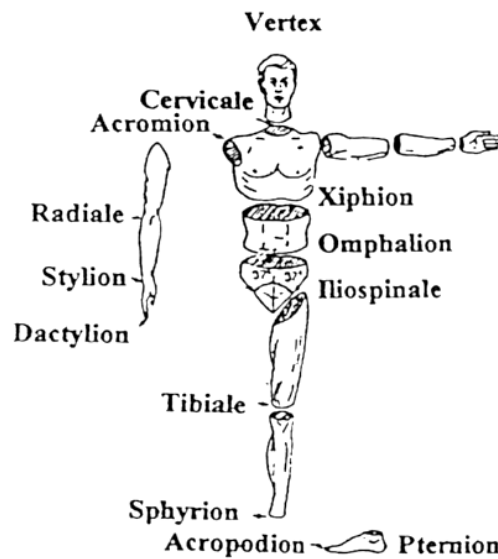


Figura 18 - Modelo antropométrico proposto por Zatsiorsky (2002). Adaptado de Zatsiorsky (2002).

Os Quadros 6 e 7, apresentam, respectivamente, as extremidades proximais e distais dos segmentos no modelo antropométrico proposto por Zatsiorsky (2002), e os dados de porcentagem da massa corporal dos segmentos relativos à massa corporal total, localização do centro de massa e momento de inércia dos segmentos.

Quadro 6 Descrição dos referenciais anatômicos proximais e distais (ZATSIORSKY, 2002)

Segmento	Extremidade proximal	Extremidade distal
Cabeça	Vértice da cabeça	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical
Tronco total	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior
Tronco superior	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical	Processo xifóide
Tronco médio	Processo xifóide	Linha do umbigo
Tronco inferior	Linha do umbigo	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior
Braço	Altura do ombro – acrômio	Centro da articulação do cotovelo
Antebraço	Centro da articulação do cotovelo	Centro da articulação do punho
Mão	Centro da articulação do punho	Extremidade dos dedos
Coxa	Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ilíaca superior	Extremidade superior da tíbia
Perna	Extremidade superior da tíbia	Extremidade inferior da tíbia
Pé	Calcanhar	Extremidade dos artemhos

Quadro 7 Descrição dos Parâmetros antropométricos (ZATSIORSKY, 2002)

Segmento	CM (%)	m (%)	$I_{xx}(\text{kg}\cdot\text{cm}^2)$	$I_{yy}(\text{kg}\cdot\text{cm}^2)$	$I_{zz}(\text{kg}\cdot\text{cm}^2)$
Cabeça e pescoço	50,02	6,940	272,1	293,9	202,4
Tronco superior	50,66	15,955	1.725,6	705,2	1.454,5
Tronco médio	45,02	16,327	1.280,8	819,1	1.203,1
Tronco inferior	35,41	11,174	656,8	525,0	592,4
Braço	55,02	2,707	127,3	38,95	114,4
Antebraço	57,26	1,625	64,7	12,6	60,2
Mão	63,09	0,614	13,2	8,76	5,37
Coxa	45,49	14,165	1.997,8	1.999,4	413,4
Perna	40,47	4,330	385,0	371,0	64,6
Pé	55,85	1,370	44,0	40,0	10,3

CM = localização do centro de massa ao longo do eixo longitudinal do segmento (percentual do comprimento do segmento) a partir da articulação proximal; m = massa do segmento (percentual do peso corporal); I_{xx} ($\text{kg}\cdot\text{cm}^2$) = momento de inércia em torno do eixo ântero-posterior do segmento; I_{yy} ($\text{kg}\cdot\text{cm}^2$) = momento de inércia em torno do eixo longitudinal do segmento; I_{zz} ($\text{kg}\cdot\text{cm}^2$) = momento de inércia em torno do eixo médio-lateral do segmento.

4.6.5 Parâmetros cinemáticos

Os parâmetros cinemáticos foram adquiridos por meio da utilização de um procedimento de análise cinemática tridimensional, a partir do registro da luz branca por câmeras digitais que, com ajuda de iluminação direcionada sobre os marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo analisado, possibilitam a transformação do gesto filmado em um conjunto de pontos brancos. Esses pontos brancos em contraste com um fundo escuro, destacam os pontos de interesse na atividade filmada (BARROS *et al.* 1999; FIGUEROA, LEITE, BARROS, 2003; SANT'ANNA, 2003; ARAÚJO, ANDRADE, BARROS, 2005).

O sistema de vídeo completo utilizado para a coleta das imagens foi composto de cinco câmeras de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800) (Figura 19), com uma frequência de amostragem 25 Hz (25 *frames* por segundo), tempo de abertura das câmeras (*shutter*) ajustado em 1/250, iluminação direcionada por 5 equipamentos refletores e *software* Dvideow. De acordo com Andrews e Callaghan

(2003), taxas de amostragem em torno de 60 Hz (60 *frames* por segundo) são consideradas por muitos autores como um *padrão ouro* para tarefas de levantamento. Entretanto, Andrews e Callaghan (2003), utilizando taxas de amostragem menores, em torno de 15 Hz a 30 Hz, não encontraram diferenças significativas nos resultados obtidos para o cálculo do momento resultante na articulação L5-S1.



Figura 19 - Câmera de vídeo digital (JVC GR-DVL 9800).

As cinco câmeras foram posicionadas em diferentes localizações no ambiente de coleta, de tal maneira que, ao longo de todo o evento, pelo menos duas câmeras capturassem todos os marcadores reflexivos para tornar possível a posterior reconstrução espacial tridimensional de todos os segmentos avaliados. A Figura 20 apresenta um desenho esquemático da disposição das câmeras no ambiente de coleta. Durante a aquisição das imagens, com o objetivo de permitir que as projeções dos pontos de interesse em cada uma das câmeras fossem simultâneas, as câmeras foram conectadas a cinco *notebooks*, dotados com placas de captura de vídeo, e conectados entre si por meio de uma *intranet*. Um *notebook* foi denominado *servidor* e este foi o responsável pelo sinal de início para todos os demais *notebooks* iniciarem ao mesmo tempo a aquisição das imagens, possibilitando assim, uma melhor sincronização (ARAUJO, 2002).

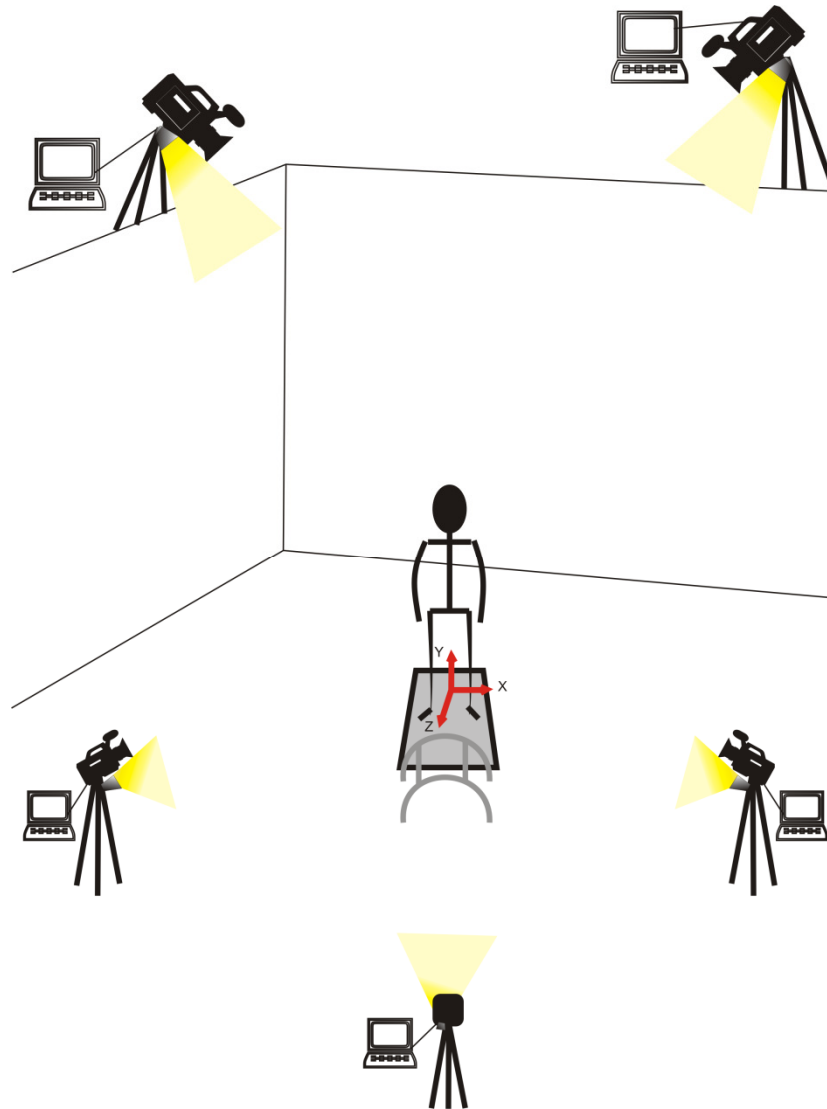


Figura 20 - Disposição das câmeras no ambiente de coleta de vídeo digital.

A Figura 21 ilustra a imagem resultante do posicionamento das cinco câmeras adotado durante a coleta.

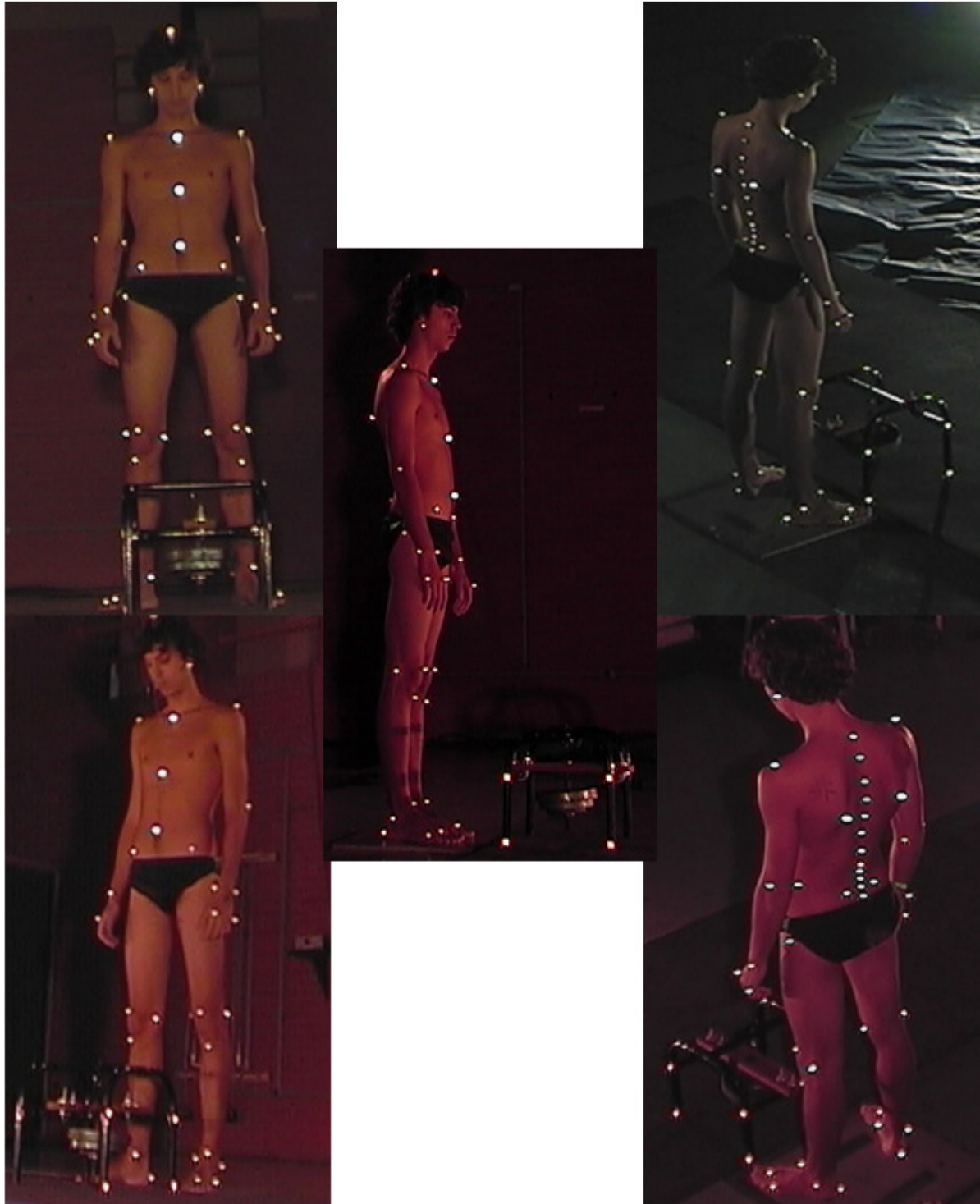


Figura 21 - Imagem resultante da disposição de cada câmera de vídeo durante a coleta.

A partir das imagens, a reconstrução espacial dos segmentos foi feita por meio da localização espacial dos marcadores reflexivos passivos posicionados nos pontos anatômicos de referência (Wu *et al.* 2002; Wu *et al.* 2005). A Tabela 2 apresenta o protocolo para colocação dos marcadores reflexivos, o qual foi adaptado de Wu *et al.* (2002) e Wu *et al.* (2005).

Tabela 2 - Protocolo para colocação dos marcadores reflexivos (Wu *et al.* 2002; Wu *et al.* 2005)

Referência anatômica	Abreviatura
Cabeça do quinto metatarso direito e esquerdo	QMT _D , QMT _E
Cabeça do segundo metatarso direito e esquerdo	SMT _D , SMT _E
Calcâneo direito e esquerdo	CL _D , CL _E
Maléolo lateral direito e esquerdo	ML _D , ML _E
Maléolo medial direito e esquerdo	MM _D , MM _E
Inter-maleolar, ponto médio entre o ML e MM direito e esquerdo	IM _D , IM _E
Côndilo lateral direito e esquerdo	CL _D , CL _E
Côndilo medial direito e esquerdo	CM _D , CM _E
Inter-condilar, ponto médio entre o CL e o CM direito e esquerdo	IC _D , IC _E
Tuberosidade da tíbia direita e esquerda	TT _D , TT _E
Trocânter maior do fêmur direito e esquerdo	TF _D , TF _E
Espinha íliaca ântero-superior direita e esquerda	EIAS _D , EIAS _E
Espinha íliaca pósterio-superior direita e esquerda	EIPS _D , EIPS _E
Crista sacral mediana de S1	CSM
Processo espinhoso de L5	L5
Processo espinhoso de L4	L4
Processo espinhoso de L3	L3
Processo espinhoso de L2	L2
Processo espinhoso T12	T12
Processo espinhoso T10	T10
Processo espinhoso T8	T8
Processo espinhoso T6	T6
Processo espinhoso T4	T4
Processo espinhoso T2	T2
Processo espinhoso C7	C7
Ângulo inferior da escápula direita e esquerda	AIE _D , AIE _E
Acrômio direito e esquerdo	AA _D , AA _E
Incisura jugular	IJ
Processo xifóide	PX
Cicatriz umbilical	CU
Epicôndilo lateral do úmero direito e esquerdo	EL _D , EL _E
Epicôndilo medial do úmero direito e esquerdo	EM _D , EM _E
Processo estilóide do rádio direito e esquerdo	PER _D , PER _E
Processo estilóide da ulna direito e esquerdo	PE _D , PE _E
Vértice da cabeça	VC
Arco zigomático direito e esquerdo	AZ _D , AZ _E
Extremidade distal do 5° metacarpo direito e esquerdo	QMC _D , QMC _E
Extremidade distal do 2° metacarpo direito e esquerdo	SMC _D , SMC _E

D, E (subscritos) – lado direito e lado esquerdo, respectivamente.

Além dos marcadores reflexivos colocados nos pontos anatômicos do indivíduo participante, foram colocados oito marcadores reflexivos no objeto a ser levantado e um marcador reflexivo na plataforma de força, totalizando 69 marcadores reflexivos. Estes marcadores reflexivos foram confeccionados com esferas de isopor com 15 e 20 mm de diâmetro, revestidas com papel reflexivo e fixadas ao corpo nos acidentes anatômicos de interesse por meio de fita dupla-face (marca 3M).

4.6.5.1 Sistema de coordenada global e local

Segundo Zatsiorsky (1998), a descrição do movimento tridimensional de um segmento corporal deve ser realizada de acordo com os seguintes passos:

- (1) Definição de um sistema de coordenadas de referência;
- (2) Definição de um sistema de coordenadas associado ao segmento (corpo rígido);
- (3) Definição matemática da orientação do sistema de coordenadas associado ao segmento em relação ao sistema de referência;

Na análise tridimensional do movimento, um segmento rígido apresenta seis graus de liberdade. Dessa forma, para descrever sua posição e orientação espacial são necessárias seis coordenadas independentes. Dessas seis, três são coordenadas cartesianas e três são ângulos de rotação. Sendo que para descrição dessas coordenadas, são necessários diferentes sistemas de coordenadas (ZATSIORSKY, 1998; VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1999).

A descrição espacial dos movimentos dos segmentos, nesse estudo, foi realizada utilizando dois tipos de sistemas de coordenadas: (1) sistema de coordenada global (SCG) e (2) um sistema de coordenada local (SCL) (ZATSIORSKY, 1998; WINTER, 2005). O SCG é o sistema de coordenadas do ambiente onde foi realizada a coleta, sendo que a localização dos marcadores reflexivos posicionados nos acidentes anatômicos de interesse é fornecida em

relação a esse sistema. O sistema referencial foi estabelecido a partir da utilização de um calibrador tridimensional da marca *Peak Performance*, modelo 5.3 (Figura 22). A tabela de calibração do equipamento é fornecida pelo fabricante, onde constam as coordenadas (X,Y,Z) de cada ponto do calibrador com uma resolução de 0,1 mm. O calibrador foi posicionado de forma que, durante a tarefa de levantamento, o eixo 'Z' fosse pósterio-anterior, o eixo 'Y' ínfero-superior e o eixo 'X' médio-lateral em relação ao corpo do indivíduo executante.



Figura 22 - Calibrador tridimensional da marca Peak Performance.

O SCL é o sistema de coordenadas associado individualmente a cada segmento corporal, no caso do presente estudo, aos dezesseis segmentos corporais decorrentes do modelo antropométrico adotado (ZATSIORSKY, 2002). A utilização do SCL permite a visualização dos resultados de força de reação resultante e momento proximal líquido em relação ao segmento avaliado, fornecendo aos dados resultantes e variações angulares um significado que se aproxima das definições anatômicas e cinesiológicas (ALLARD, STOKES, BLANCHI, 1995; WINTER, 2005; WU *et al.* 2002; WU *et al.* 2005).

Ainda com relação à análise cinemática, de acordo com Pascoal (2001), do ponto de vista matemático, a descrição do movimento de um corpo rígido pode ser feita por meio da descrição do movimento do SCL. Onde os movimentos de translação são descritos pelo vetor posição da origem do SCL em relação ao SCG e os movimentos de rotação são descritos por meio de uma matriz de rotação, relativa

às diferentes orientações assumidas pelo SCL em relação ao SCG. Sendo estas rotações descritas por meio dos ângulos de *Euler/Cardan*.

4.6.5.1.1 Definição do sistema de coordenada local (SCL) de cada segmento

O SCL de cada segmento corporal avaliado foi adaptado de Wu *et al.* (2002), Wu *et al.* (2005) e Vaughan, Davis e O'Connor (1999). Os cálculos para implementação dos SCL de cada segmento corporal foram realizados por meio de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB[®].

O procedimento matemático para definição do SCL (x, y, z), a partir do SCG (X, Y, Z), baseia-se em procedimentos de álgebra vetorial e foram determinados a partir da utilização da regra da mão direita (VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR 1999). Segundo Zatsiorsky (1998), é necessário o conhecimento de três pontos não colineares no mesmo segmento para o desenvolvimento do SCL associado a cada segmento. A Figura 23 ilustra o procedimento para desenvolvimento do SCL, o qual envolve os seguintes passos:

- (1) A partir dos três pontos não colineares são obtidos dois vetores, r_1 e r_2 que definem um plano;
- (2) O produto vetorial de r_1 e r_2 definem r_3 ;
- (3) O produto vetorial de r_3 e r_1 (ou r_2 , dependendo da orientação e sentido desejados) define r_4 . Nesse passo, três eixos (vetores) mutuamente ortogonais são conhecidos. Entretanto, cada eixo tem um comprimento diferente;
- (4) Por fim, é necessário dividir cada vetor pelo seu comprimento ou módulo, para determinar os vetores unitários que definem o SCL.

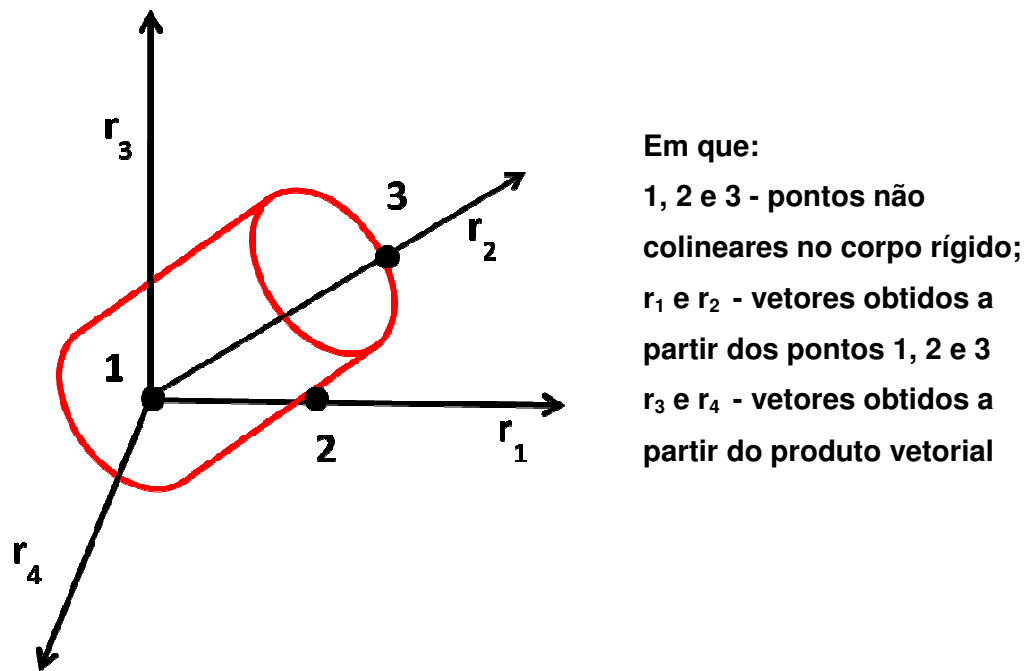


Figura 23 - Definição do SCL de um corpo rígido genérico, adaptado de Zatsiorsky (1998)

No Apêndice B, são apresentadas as Equações e Figuras que definem o SCL e o respectivo procedimento de cálculo adotado para cada um dos dezesseis segmentos corporais, com base na seqüência de passos apresentada anteriormente.

4.6.5.1.2 Posição e orientação dos segmentos corporais

O modelamento adotado no presente estudo considera os segmentos corporais como corpos rígidos conectados por articulações. Isso possibilita a descrição da posição e orientação de um corpo no espaço por meio de uma análise cinemática.

A posição dos segmentos corporais foi descrita por meio do vetor posição $[L^S_i]$ que retrata as sucessivas localizações da origem do SCL de cada segmento em relação ao SCG (ZATSIORSKY, 1998). Os componentes L_X , L_Y e L_Z do vetor $[L^S_i]$ definem a translação (equação 3) da origem do SCG para a origem do SCL (Figura 24).

$$L_i^s = \begin{bmatrix} L_x \\ L_y \\ L_z \end{bmatrix}$$

Equação 3

Em que:

i (subscrito) = quadro;

S (sobrescrito) = segmento corporal;

X, Y, Z (subscrito) = componentes do vetor posição da origem do SCL em relação ao SCG;

L = vetor posição da origem do SCL em relação ao SCG.

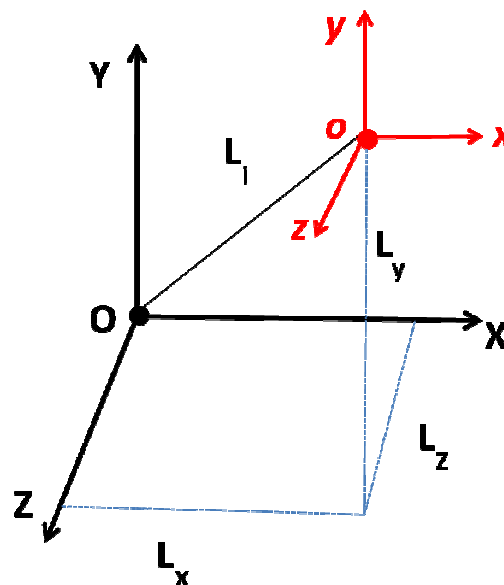


Figura 24 - Vetor posição dos segmentos corporais com os componentes L_x, L_y, L_z e ('O' origem do SCG, 'o' origem do SCL), adaptado de Zatsiorsky (1998)

O conhecimento da localização da origem do SCL no espaço descreve somente movimentos de translação. Contudo, para descrição completa do movimento, é necessário o conhecimento da atitude ou orientação, a qual descreve os movimentos de rotação.

A descrição da atitude ou orientação de um corpo no espaço é obtida por meio da matriz rotação 3X3 $[R_i]$, que tem como elementos os cossenos diretores (equação 4). Os cossenos diretores da $[R_i]$ são obtidos a partir do cosseno do ângulo formado entre os vetores unitários que definem o SCL e os eixos do sistema de coordenadas global (ZATSIORSKY, 1998).

$$[R_i] = \begin{bmatrix} \text{COS}_{Xx} & \text{COS}_{Xy} & \text{COS}_{Xz} \\ \text{COS}_{Yx} & \text{COS}_{Yy} & \text{COS}_{Yz} \\ \text{COS}_{Zx} & \text{COS}_{Zy} & \text{COS}_{Zz} \end{bmatrix} \quad \text{Equação 4}$$

Em que:

$X, Y, Z_{(subscrito)}$ = eixos do SCG;

$x, y, z_{(subscrito)}$ = eixos do SCL;

cos = cosseno do ângulo formado entre os vetores que descrevem o SCL e os eixos coordenados do SCG.

Desse modo, para a completa descrição do movimento de um corpo no espaço foi utilizada uma matriz transformação 4X4 $[T_i]$ que combina uma seqüência de translação e rotação. Essa matriz é composta por uma matriz 3X1 para translação $[L_i^s]$ e uma matriz 3X3 de cossenos diretores para rotação $[R_i]$, adicionando por conveniência matemática uma linha (1,0,0,0) (equação 5).

$$[T_i] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ L_X & \text{COS}_{Xx} & \text{COS}_{Xy} & \text{COS}_{Xz} \\ L_Y & \text{COS}_{Yx} & \text{COS}_{Yy} & \text{COS}_{Yz} \\ L_Z & \text{COS}_{Zx} & \text{COS}_{Zy} & \text{COS}_{Zz} \end{bmatrix} \quad \text{Equação 5}$$

Em que:

$[T_i]$ = matriz transformação 4x4.

4.6.5.1.3 Ângulos articulares

A orientação angular relativa dos segmentos conectados no presente estudo foi realizada por meio da rotação do SCL distal em relação SCL proximal. As rotações realizadas sobre os eixos do SCL proximal foram representadas por X, Y e Z (maiúscula), enquanto que as rotações realizadas sobre os eixos do SCL distal foram representadas por x, y, e z (minúscula). A descrição das rotações foi obtida

utilizando a convenção dos ângulos de *Euler/Cardan* (RIBEIRO, 2006). De acordo com Araújo (2002), em uma análise tridimensional do movimento são permitidas medidas simultâneas de três movimentos angulares independentes com respeito a três eixos de rotação espacialmente orientados, onde a descrição da orientação angular relativa a dois corpos rígidos conectados por uma articulação é, geralmente, feita pelo cálculo dos ângulos de *Euler*.

A descrição cinemática por meio dos ângulos de *Euler* ou de *Cardan* utilizada foi a preconizada pela *International Society of Biomechanics* (ISB) (WU, CAVANAGH, 1995; WU *et al.* 2002; WU *et al.* 2005).

De acordo com a convenção preconizada pela ISB, a orientação de um segmento no espaço é dada por três rotações consecutivas em torno de três eixos de coordenadas independentes. Nessa convenção, são possíveis seis diferentes seqüências de rotações para os ângulos de *Euler* e seis para os ângulos de *Cardan*. São considerados como ângulos de *Euler*, seqüências de rotações em que a última rotação ocorre em torno do mesmo eixo que a primeira. Já os ângulos de *Cardan* são seqüências de rotações que utilizam três eixos distintos (ZATSIORSKY, 1998; WU *et al.* 2005).

As seqüências de rotações aplicadas aos sistemas de coordenadas locais, de um modo geral, seguem as seguintes premissas:

(1) Considerando que o SCL proximal e distal estão alinhados, a primeira rotação ocorre em torno de um eixo do SCL proximal;

(2) A segunda rotação ocorre em torno de um dos eixos do SCL distal em movimento;

(3) A terceira rotação ocorre em torno de um dos eixos rodados do SCL distal em movimento. Na medida do possível, o último eixo de rotação deve encontrar-se alinhado com o eixo longitudinal do segmento em movimento (WU *et al.* 2005).

Para ilustrar o procedimento adotado, a Figura 25 exemplifica uma seqüência de rotação Y x y, a qual foi adotada para relacionar o SCL do braço (SCL distal) com o SCL do tronco (SCL proximal). A primeira rotação (Figura 25A) é realizada em relação ao eixo Y do SCL proximal (Tronco). A segunda rotação (Figura 25B) é

realizada em torno do novo eixo x rodado do SCL distal (Braço) e a terceira rotação (Figura 25C), realizada em relação ao eixo y' do SCL distal (Braço).

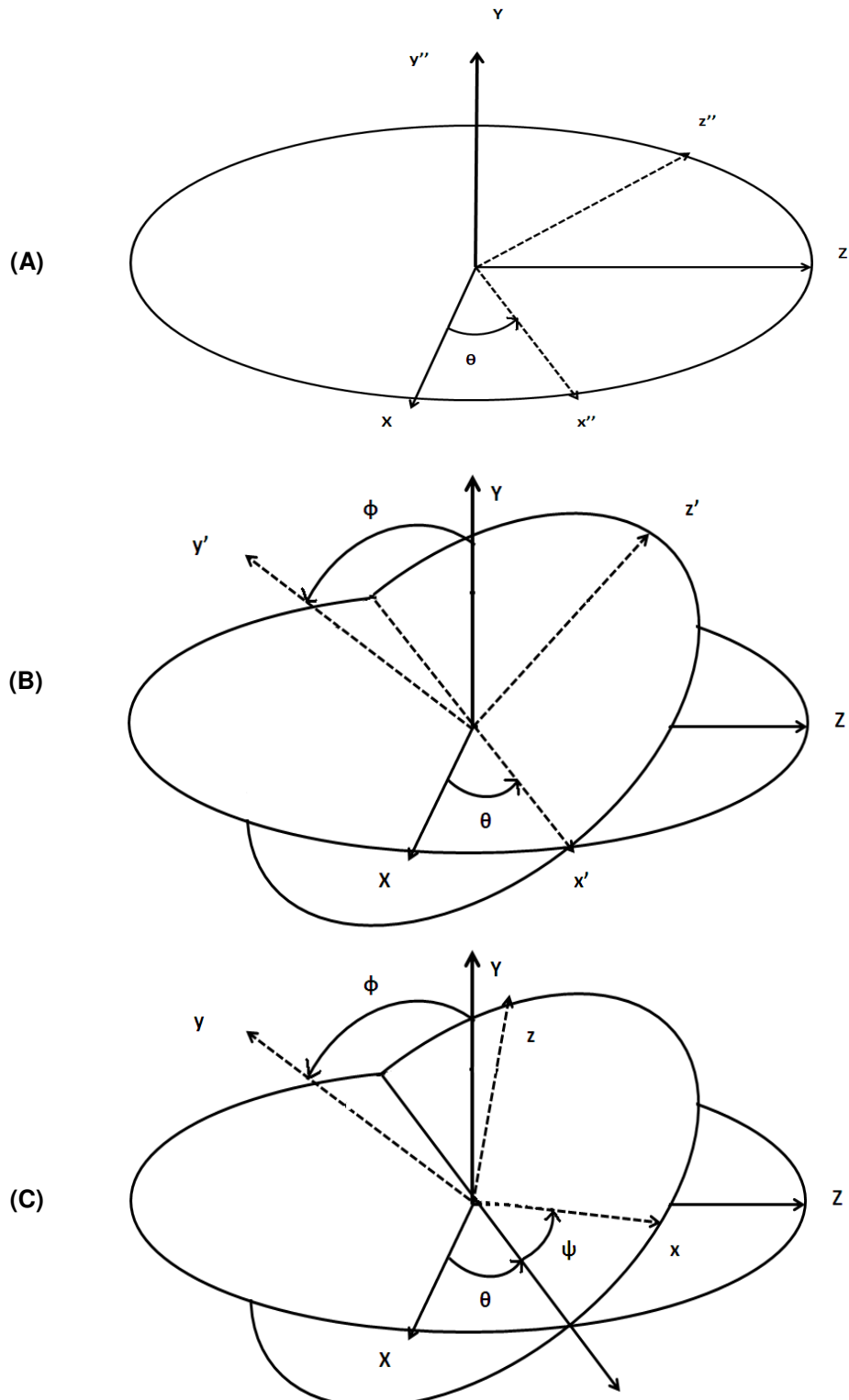


Figura 25 - Seqüência de rotações Y x y – (A) 1ª rotação (θ) em torno do eixo Y do SCL proximal; (B) 2ª rotação (ϕ) em torno do eixo x rodado do SCL distal; (C) 3ª rotação (ψ) em torno do eixo y do SCL distal. Linhas contínuas indicam a orientação inicial do SCL e linhas tracejadas indicam a posição do SCL após a respectiva rotação.

As seqüências de rotações adotadas para os dezesseis segmentos avaliados são apresentadas na Tabela 3 (WU, CAVANAGH, 1995; WU *et al.* 2002; WU *et al.* 2005).

Tabela 3 Seqüência de rotações adotadas para os dezesseis segmentos (WU, CAVANAGH, 1995; WU *et al.* 2002; WU *et al.* 2005).

Segmento corporal	Sistema de coordenadas de referência	Seqüência de rotação
Tronco inferior	SCG	Y x y
Tronco médio	SCL Tronco inferior	Y x y
Tronco superior	SCL Tronco médio	Y x y
Cabeça	SCL Tronco superior	Y x y
Braço	SCL Tronco superior	Y x y
Antebraço	SCL Braço	Z x y
Mão	SCL Antebraço	Z x y
Coxa	SCL Tronco inferior	Z x y
Perna	SCL Coxa	Z x y
Pé	SCL Perna	Z x y

Com base nas seqüências de rotações propostas na Tabela 3, foram desenvolvidas as matrizes de rotação $[R_i]$ para cada segmento. A matriz $[R_i]$ consiste de uma matriz 3x3, estabelecida a partir da relação entre a orientação dos SCL proximal e distal, a qual se altera conforme variam as orientações dos SCL e a seqüência de rotação utilizada. A matriz $[R_i]$ é o resultado do produto de três matrizes de rotação (Equação 6) que possuem como elementos os cossenos diretores entre os eixos coordenados dos SCL's em cada rotação empregada (Equação 7). A Equação 8 ilustra o procedimento de cálculo empregado utilizando como exemplo uma seqüência de rotação Y x y (Figura 25). Caso a seqüência de rotação empregada fosse outra, a matriz de rotação resultante seria diferente.

$$[R_i] = [R_y][R_x][R_z] \quad \text{Equação 6}$$

$$[R_i] = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Equação 7}$$

$$[R_i] = \begin{bmatrix} \cos \theta \cos \psi - \sin \theta \cos \phi \sin \psi & -\cos \theta \sin \psi - \sin \theta \cos \phi \cos \psi & \sin \theta \sin \phi \\ \sin \theta \cos \psi + \cos \theta \cos \phi \sin \psi & -\sin \theta \sin \psi + \cos \theta \cos \phi \cos \psi & -\sin \phi \cos \theta \\ 0 & \sin \phi \cos \psi & \cos \phi \end{bmatrix} \quad \text{Equação 8}$$

A partir da decomposição da matriz $[R_i]$, é possível obter os ângulos (ϕ, θ, ψ) de rotação em torno de cada eixo (Equações 9, 10 e 11). Caso a seqüência de rotação fosse outra, as equações para cálculo dos ângulos seriam diferentes.

$$\phi = \cos^{-1}(R_i(3,3)) \quad \text{Equação 9}$$

$$\theta = \sin^{-1}\left(\frac{R_i(1,3)}{\sin \phi}\right) \quad \text{Equação 10}$$

$$\psi = \cos^{-1}\left(\frac{R_i(3,2)}{\sin \phi}\right) \quad \text{Equação 11}$$

Os três ângulos articulares obtidos ϕ, θ e ψ , referem-se aos movimentos de flexão, abdução, rotação interna e externa. A posição anatômica foi adotada como posição de referência (zero graus) e a convenção adotada para descrição dos movimentos articulares foi baseada nas recomendações da ISB (Wu *et al.* 2002; Wu *et al.* 2005).

A metodologia para análise cinemática empregada forneceu como resultado a posição e orientação dos 16 segmentos corporais. A partir destas informações de posição e orientação angular foram calculadas a velocidade e aceleração, tanto linear quanto angular.

O cálculo da velocidade e aceleração linear dos segmentos utilizados no modelo foi realizado por meio da primeira e segunda derivadas da posição linear respectivamente. A velocidade angular, devido à natureza não vetorial dos deslocamentos angulares finitos em uma análise cinemática tridimensional, não

pode ser obtida a partir da derivação de dados posicionais como ocorre em uma análise bidimensional, sendo calculada por meio da equação de *Poisson* (ZATSIORSKY, 1998). A velocidade angular ($[\omega]$) em uma situação tridimensional depende da taxa de mudança dos cossenos diretores $[\dot{R}_i]$ e da atitude do corpo $[R_i]^T$. A taxa de variação dos cossenos diretores foi obtida a partir da derivada da matriz de rotação $[R_i]$ e a atitude ou orientação do corpo a partir da matriz transposta de $[R_i]$ (Equação 12). Os valores de aceleração angular (α) foram obtidos a partir da primeira derivada da velocidade angular (WINTER, 2005).

$$[\omega] = [\dot{R}_i] [R_i]^T \quad \text{Equação 12}$$

Em que:

$[\omega]$ = velocidade angular;

$[\dot{R}_i]$ = derivada da matriz $[R_i]$;

$[R_i]^T$ = transposta da matriz $[R_i]$.

4.6.6 Sincronização dos sistemas

A sincronização dos sistemas de medida utilizados foi necessária, porque a coleta envolveu sistemas de medição independentes, cinemetria e dinamometria, que operam concomitantemente, mas que funcionam em bases de tempo independentes. Essa sincronização foi realizada por meio da utilização de um sistema eletrônico de sincronização (LOSS *et al.* 1997). O equipamento de sincronização (Figura 26) consiste de um circuito eletrônico com alimentação própria que fornece, simultaneamente, um sinal elétrico (mV), para o sistema de recolha dos parâmetros cinéticos e um sinal luminoso, para o sistema de recolha dos parâmetros cinemáticos, possibilitando assim, a sincronização das informações cinéticas e cinemáticas.

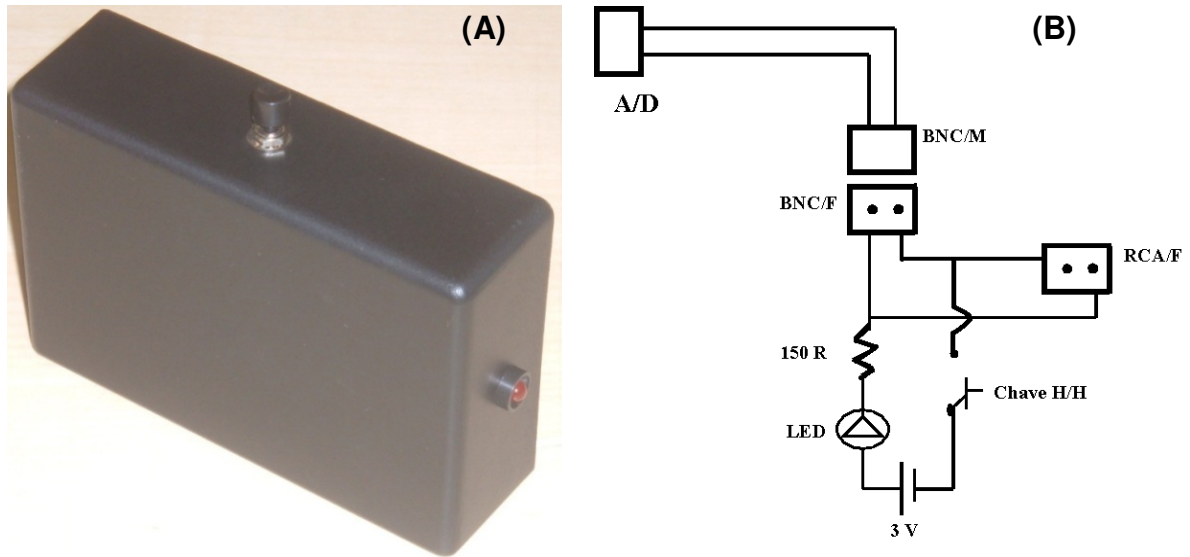


Figura 26 - (A) equipamento de sincronização e (B) respectivo diagrama do circuito elétrico.

4.7 Processamento dos dados

4.7.1 Dinamometria

O processamento e filtro do sinal dinamométrico foi realizado utilizando o *software* MATLAB[®]. A determinação da frequência de corte utilizada foi realizada por meio da técnica de análise de resíduos (WINTER, 2005). O filtro digital utilizado foi um filtro *Butterworth* com valores de frequência de corte em torno de 3 Hz. Após, filtrados os sinais de dinamometria coletados a uma taxa de amostragem de 500 Hz, foram sub-amostrados para uma taxa de amostragem de 50 Hz, para posterior sincronização com os dados de cinemetria.

4.7.2 Cinemetria

Após a coleta dos dados, as imagens armazenadas em um arquivo no formato *Audio video Interleaved* (AVI), foram digitalizadas utilizando o sistema para análises cinemáticas *Digital Video For Biomechanics – Windows 32 Bits* (DVideow) (BARROS, *et al.* 1999) (Figura 27).

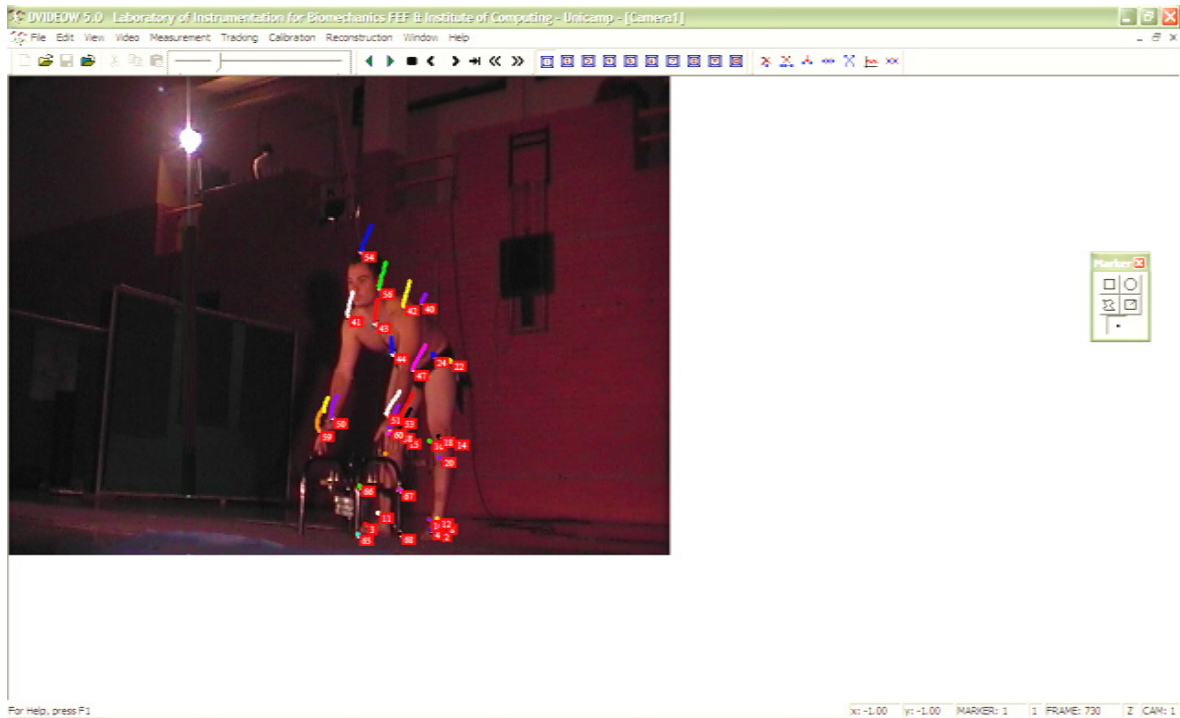


Figura 27 - Prompt do *software* Dvideow durante processo de digitalização.

O primeiro passo realizado no *software* Dvideow foi o desentrelaçamento das imagens coletadas (FIGUEROA, LEITE, BARROS, 2003). Esse procedimento possibilitou duplicar o número de informações coletadas a uma frequência de amostragem de 25 Hz (25 quadros por segundo) para 50 Hz (50 campos por segundo).

Para o rastreamento dos marcadores reflexivos no *software* Dvideow, foram usados os mesmos algoritmos utilizados por Araújo (2002) e Andrade (2002). Os algoritmos foram os seguintes: *grey*, *inverse*, *erosion* e *get markers*. Os algoritmos *grey*, *inverse* e *erosion* estão vinculados ao pré-processamento da imagem, com a finalidade de melhorar o contraste e contorno do marcador reflexivo na imagem. Já o algoritmo *get markers*, calcula os contornos do marcador reflexivo na imagem pré-processada (ANDRADE, 2002; FIGUEROA, LEITE, BARROS, 2003).

A reconstrução tridimensional no *software* Dvideow, foi feita por meio do método DLT (*Direct Linear Transformation*), proposto por Abdel-Aziz, Karara (1971) (FIGUEROA, LEITE, BARROS, 2003).

Os dados de posição, obtidos pela reconstrução espacial, no *software* Dvideow, foram utilizados como variáveis de entrada do modelo proposto, sendo filtrados com um filtro digital *Butterworth* com frequência de corte em torno de 5 Hz,

por meio de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB[®]. A determinação da frequência de corte utilizada foi baseada na técnica de Análise Residual, proposta por Winter (2005).

4.8 Estrutura do macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D)

O cálculo das forças internas, durante o levantamento de um objeto do solo, foi implementado a partir da estruturação de um macromodelo biomecânico tridimensional (MM3D). Esse modelo foi baseado na associação da técnica de modelamento de segmentos articulados tridimensional (MSA-3D) (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005) e um modelo de distribuição (MDFMA), baseado em procedimentos de otimização (CHAFFIN, ANDERSSON, MARTIN, 2001).

O modelo de segmentos articulados tridimensional (MSA-3D) forneceu os momentos e forças de reação proximais líquidas nos diferentes níveis da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior) a partir da entrada de dados de cinemetria, dinamometria e antropometria. Segundo Zatsiorsky (2002), a estruturação de modelos de segmentos articulados (LSM) é o primeiro passo para avaliação das cargas impostas às articulações e serve de base para a implementação de modelos mais elaborados. Após a obtenção dos momentos e forças proximais líquidos, o MDFMA baseado em procedimentos de otimização distribuiu as forças e momentos entre os componentes musculares e articulares.

A Figura 28 apresenta, esquematicamente, as relações estabelecidas entre as variáveis de entrada e saída pelo MM3D.

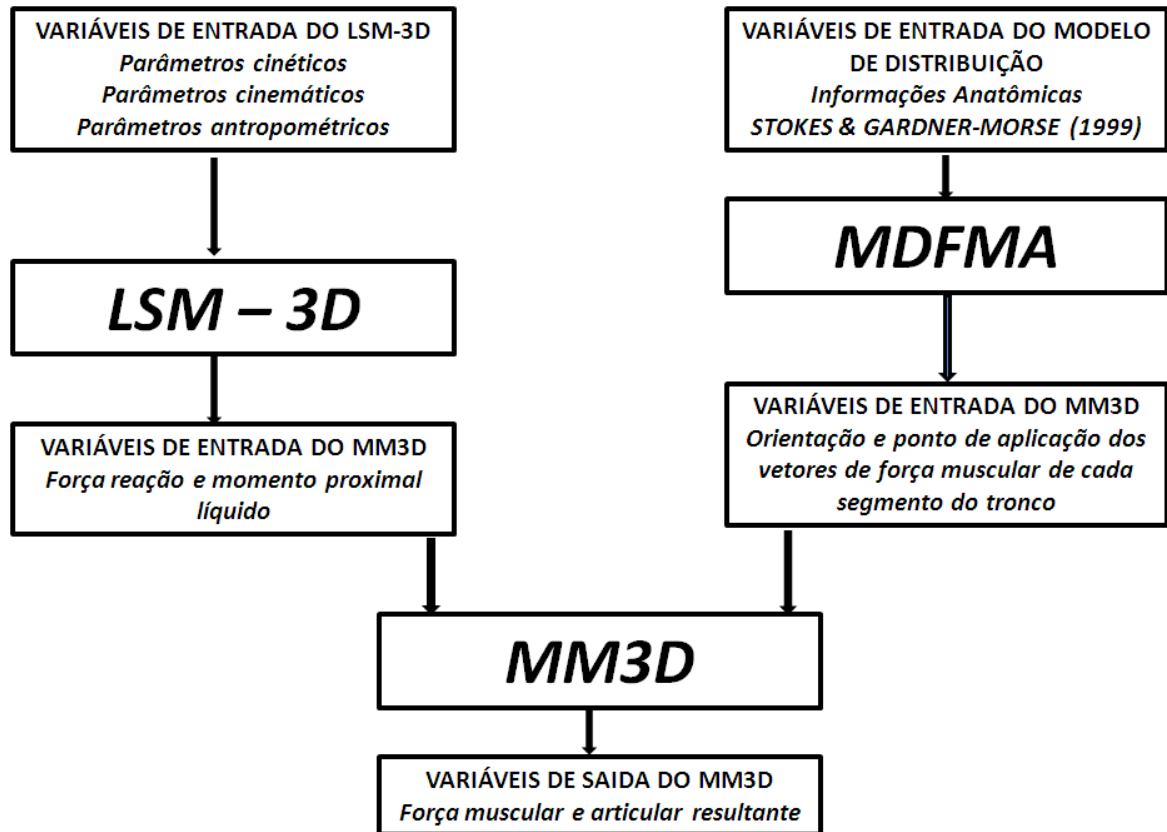


Figura 28 - Diagrama de blocos representando a seqüência de etapas do procedimento de cálculo da F_M e F_A .

4.8.1 Estrutura do modelo de segmentos articulados do MM3D

Em uma primeira etapa, o corpo foi modelado como um conjunto de segmentos rígidos conectados por articulações do tipo *dobradiça*, composto de 16 segmentos (pés, pernas, coxas, mãos, antebraços, braços, cabeça, tronco superior, tronco médio e tronco inferior) (ZATSIORSKY, 2002). A Figura 29 apresenta um desenho esquemático do modelo de corpo inteiro com os pontos de conexão onde foram calculadas as forças e momentos proximais resultantes dos 16 segmentos conectados do MSA-3D.

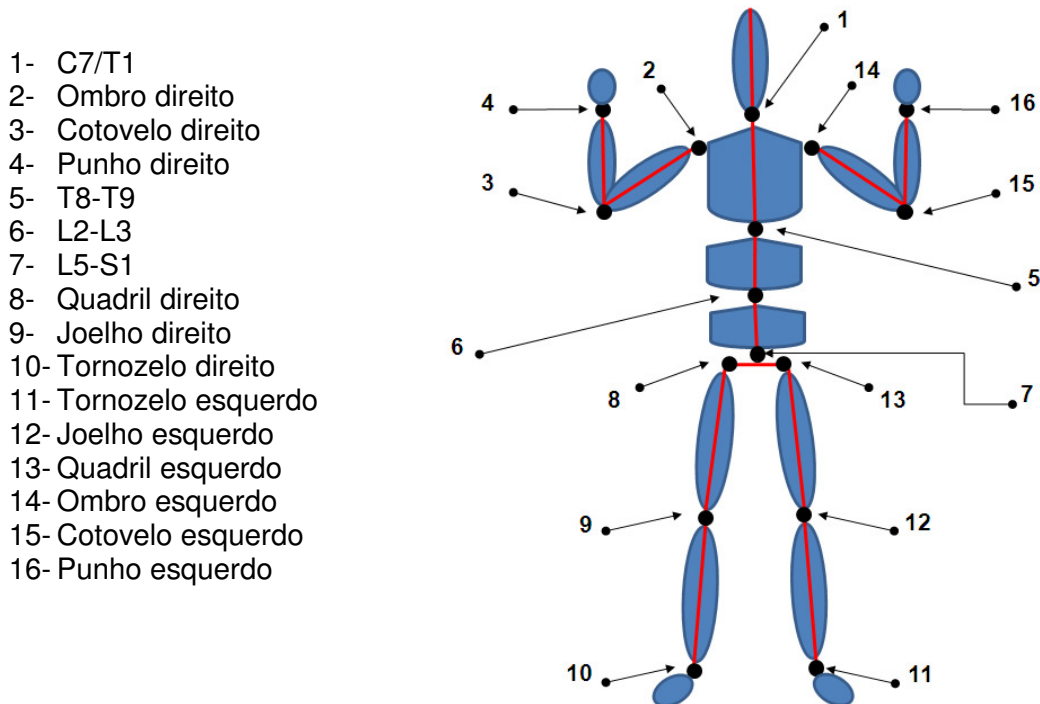


Figura 29 - Desenho esquemático e pontos de cálculo da FR_p e M_p do MSA-3D.

Para o cálculo das forças e momentos resultantes líquidos na articulação proximal de cada segmento, por meio da solução inversa, foram assumidos os seguintes aspectos para aplicação do MSA-3D (WINTER, 2005):

- (1) os segmentos corporais são considerados corpos rígidos interconectados por articulações;
- (2) cada segmento tem massa fixa e localizada em um único ponto no seu centro de massa (CM);
- (2) a localização do CM é fixa durante todo o movimento;
- (3) as articulações são do tipo *dobradiça*, com seu eixo de rotação fixo, livres de atrito;
- (4) o momento de inércia do segmento é constante durante todo o movimento;
- (5) o comprimento de cada segmento é constante durante todo o movimento;
- (6) o modelo não prevê situações de co-contração muscular;
- (7) os resultados fornecidos de força de reação são resultantes e os resultados de momento proximal são líquidos (AN, KAUFMAN, CHAO, 1995; WINTER, 2005).

A importância de idealizar os segmentos corporais como corpos rígidos, reside no fato que corpos rígidos movem-se de acordo com os princípios da *Mecânica Newtoniana*. Dentro dos princípios da mecânica, o movimento de um

corpo rígido qualquer (segmentos corporais e objeto), em um sistema referencial inercial, é regido pelas equações de movimento: (1) de translação do centro de massa, por meio da 2ª Lei de *Newton* (Equação 13) e (2) de rotação, em relação ao princípio de *Euler* (Equação 14). As equações de movimento apresentadas abaixo são as mesmas citadas anteriormente. A opção pelo uso no MSA-3D das equações de *Newton-Euler* residiu no fato de que estas equações são comumente utilizadas em modelamentos encontrados na literatura (KINGMA *et al.* 1996; FATHALLAH *et al.* 1998; CHENG *et al.* 1998; LARIVIÈRE, GAGNON, 1998; WINTER, 2005)

$$\sum F_i = m_i \cdot a_i \quad \text{Equação 13}$$

$$\sum M_i = I_i \cdot \alpha_i \quad \text{Equação 14}$$

Para a utilização do MSA-3D associado à técnica da *dinâmica inversa*, é necessária a identificação das forças externas que atuam em cada segmento corporal, as quais contribuem para as forças e momentos internos, sendo essas forças classificadas como: (1) forças de contato externas agindo no segmento corporal, oriundas do contato do segmento corporal com o objeto a ser levantado (FRO) e do contato do segmento pé com o solo (FRS), (2) força de não-contato (força peso do segmento corporal) atuando verticalmente no centro de massa do segmento, oriunda da ação da gravidade nos segmentos corporais e (3) forças de contato que atuam na extremidade de cada segmento (forças reação intersegmentares), oriundas do segmento corporal adjacente (FR). Essas forças de reação intersegmentares incluem os efeitos compressivos e de cisalhamento nas cartilagens, estruturas ósseas, efeitos das tensões geradas pelos músculos e ligamentos (LOSS *et al.* 2002).

Para a melhor descrição e conhecimento das FR e M_p , foram construídos diagramas de corpo livre (DCL) para o objeto e para os dezesseis segmentos corporais envolvidos no MSA-3D. A Figura 30 apresenta um DCL genérico utilizado para representar um determinado segmento corporal, com todas as forças e momentos envolvidos.

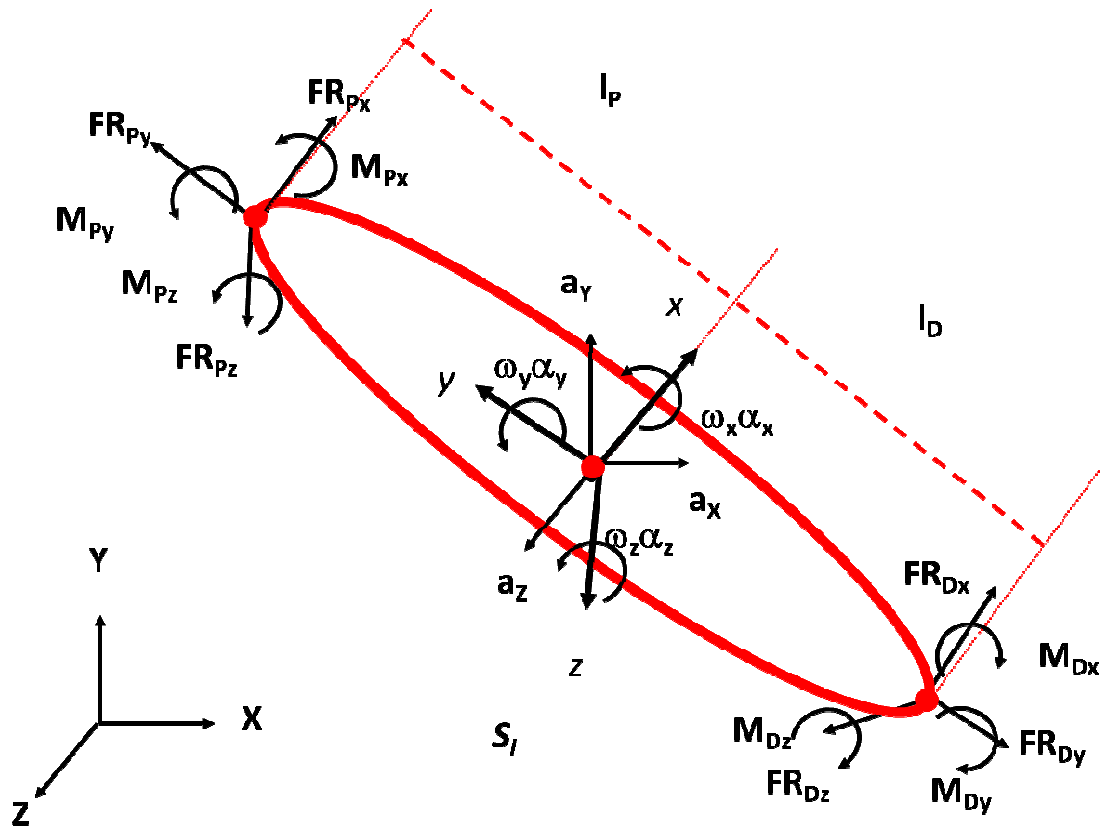


Figura 30 - DCL genérico de um determinado segmento corporal (S_i).

Em que:

XYZ = sistema de Coordenadas Global (SCG);

xyz = sistema de Coordenadas Local (SCL);

M_D = momento distal;

M_P = momento proximal;

ω = velocidade angular;

α = aceleração angular;

a = aceleração do centro de massa do segmento no SCG;

FR = força de reação;

l = distância da extremidade distal e proximal até o CM;

$D, P_{(subscrito)}$ = distal e proximal

A partir dos DCL de cada segmento corporal e do objeto, foram formuladas as respectivas equações de movimento, as quais fornecem as forças e momentos internos agindo nas extremidades distais e proximais de cada um dos segmentos em

relação a cada eixo coordenado. Com base nos DCL desenvolvidos, a equação 13 de translação do centro de massa pode ser re-escrita em suas componentes, conforme abaixo (Equação 15,16 e 17):

$$FR_{PX} + FR_{DX} = m_i a_X \quad \text{Equação 15}$$

$$FR_{PY} + FR_{DY} + p_i = m_i a_Y \quad \text{Equação 16}$$

$$FR_{PZ} + FR_{DZ} = m_i a_Z \quad \text{Equação 17}$$

Em que:

p = força peso do segmento avaliado;

FR = força de reação.

Nas Equações 15 a 17, se conhecidas as acelerações lineares, a força peso do segmento e a força de reação distal que atua sobre o mesmo, a variável força de reação proximal (FR_P) passa a ser a única incógnita. Porém, essas equações são aplicadas para análise das forças que envolvem um único segmento, sendo que o procedimento adotado para o cálculo em todos os segmentos é a repetição da aplicação dessas equações, respeitando a ordem de distal para proximal (ZATSIORSKY, 2002).

Com intuito de avaliar o modelo o cálculo da FR_P e M_P nas articulações que conectam os segmentos corporais foram realizados por duas vias, uma superior e outra inferior, (KINGMA *et al.* 1996). Na via superior, o cálculo das FR e M_P iniciou no segmento mão sendo utilizada como força de contato externa a FRO . Já na via inferior, o cálculo iniciou-se no segmento pé utilizando como força de contato externa a FRS obtida por meio da plataforma de força.

Assim, de acordo com a metodologia empregada a solução inversa do problema tem seu início nos segmentos mãos ou pés. Esses segmentos corporais são os únicos sobre os quais atuam as forças de contato externas ao corpo (FRE), FRO e a FRS , respectivamente e que não possuem outros segmentos interligados à sua extremidade distal.

Dessa forma, de posse do DCL e das equações de movimento dos segmentos distais (S_{i+1}) nos quais atuam as forças externas, foram encontrados os valores de forças proximais destes segmentos, que de acordo com a 3ª Lei de Newton (princípio da ação e reação) são iguais em módulo e com sentido contrário

ao das forças distais do segmento adjacente (S_i). Portanto, os valores de força proximal do segmento mão e pé obtido pela resolução das equações de movimento, correspondem às forças distais do segmento antebraço e perna, respectivamente. Esse procedimento foi repetido, sucessivamente, para todos os segmentos avaliados, até a obtenção das FR nas articulações de interesse nos segmentos da coluna vertebral. A Figura 31 ilustra o procedimento de cálculo adotado, onde o segmento proximal é denominado S_i e o distal S_{i+1} .

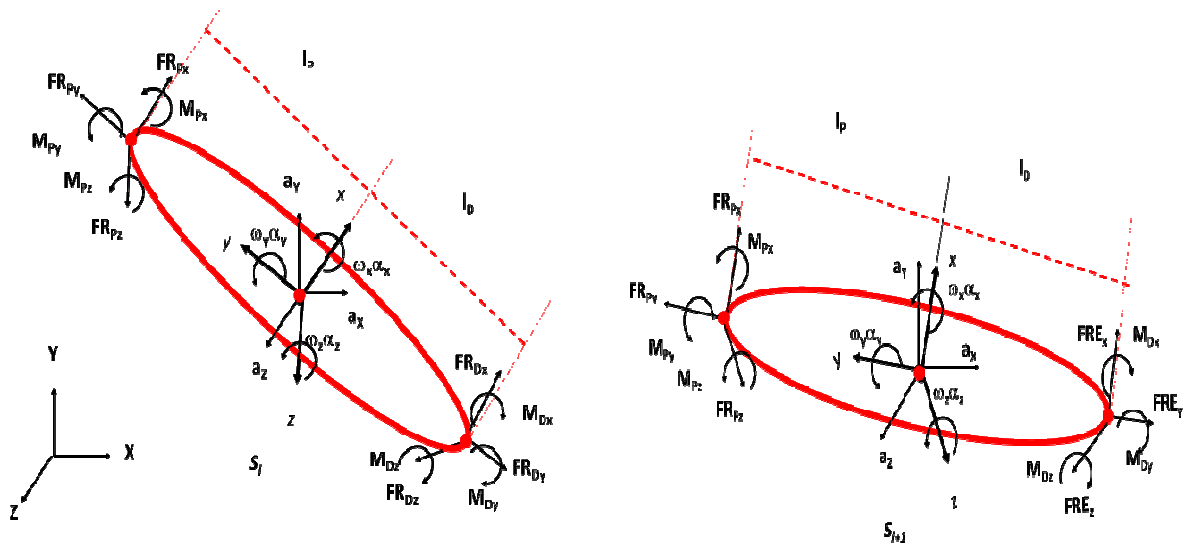


Figura 31 - DCL ilustrando o procedimento de cálculo adotado do segmento distal (S_{i+1}), para o segmento proximal (S_i) de acordo com o princípio da ação e reação. As forças de reação proximais (FR_p) de S_{i+1} possuem a mesma magnitude, porém, sentido contrário das forças de reação distais (FR_D) do segmento (S_i).

Todos os cálculos das forças de reação proximal foram realizados em relação ao SCG. Entretanto, para que os resultados de força tenham algum significado anatômico, bem como, aplicabilidade clínica, os mesmos são analisados em relação ao SCL (VAUGHAN, DAVIS, O'CONNOR, 1999; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). A Equação 18 realiza a mudança de base do SCG para o SCL do segmento analisado, fornecendo aos resultados um sentido anatômico e cinesiológico.

$$[FR_p]^{SCL} = [R_i]^T [FR_p]^{SCG} \quad \text{Equação 18}$$

Em que:

$[FR_p]^{SCL}$ = força de reação proximal (x, y, z) no sistema SCL;

$[FR_p]^{SCG}$ = força de reação proximal (X, Y, Z) no sistema SCG;

$[R_i]^T$ = matriz de rotação transposta.

O procedimento para o cálculo dos momentos proximais (M_P) foi o mesmo utilizado para o cálculo das forças de reação proximais (FR) (Figura 30 e 31). Com base nos DCL, a equação 14 de rotação do CM pode ser também re-escrita para fornecer os momentos proximais líquidos em cada eixo coordenado (Equação 19 a 21). A resolução das equações de rotação foi realizada em relação ao SCL de cada segmento corporal.

$$\sum M_x = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z \quad \text{Equação 19}$$

$$\sum M_y = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x \quad \text{Equação 20}$$

$$\sum M_z = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y \quad \text{Equação 21}$$

Em que:

M = momento;

I = momento de inércia;

α = aceleração angular;

ω = velocidade angular.

Desenvolvendo as Equações 19 a 21, obtemos as Equações 22 a 24, onde são apresentados todos os momentos gerados pelas forças atuantes no segmento analisado tendo como única incógnita o M_P . Para fins de cálculo dos M_P , o eixo de rotação de cada segmento foi considerado no CM, em decorrência deste fato, a força peso do segmento que atua exatamente no CM não gera momento algum.

$$FR_{Dz}l_D + FR_{Pz}l_P + M_{Dx} - M_{Px} = I_x \alpha_x - (I_y - I_z) \omega_y \omega_z \quad \text{Equação 22}$$

$$M_{Dy} - M_{Py} = I_y \alpha_y - (I_z - I_x) \omega_z \omega_x \quad \text{Equação 23}$$

$$FR_{Dx}l_D + FR_{Px}l_P + M_{Dz} - M_{Pz} = I_z \alpha_z - (I_x - I_y) \omega_x \omega_y \quad \text{Equação 24}$$

Em que:

l = distância do ponto de aplicação de força ao CM.

Como no procedimento adotado para o cálculo das FR, essas equações de momento também são aplicadas na análise de um único segmento. Logo, o procedimento adotado para o cálculo do M_P para todos os segmentos foi a repetição da aplicação dessas equações, respeitando a ordem distal para proximal e utilizando o princípio da ação e reação onde o momento proximal do segmento S_{i+1} é igual em módulo, mas com sentido contrário ao momento distal do S_i . (ZATSIORSKY, 2002).

Entretanto, devido à resolução das equações de movimento angular terem sido realizadas em relação ao SCL de cada segmento, foi necessário em uma primeira etapa, expressar o momento proximal do segmento S_{i+1} em relação ao SCG (Equação 25).

$$[M_P]^{SCG} = [R_i][M_P]^{SCL} \quad \text{Equação 25}$$

Em que:

$[M_P]^{SCL}$ = Momento proximal (x,y,z) no sistema SCL;

$[M_P]^{SCG}$ = Momento proximal (X,Y,Z) no sistema SCG.

Com o M_P do S_{i+1} expresso no SCG, o qual é igual, porém, com sentido contrário ao momento distal (M_D) do segmento S_i no SCG, pode-se, por meio da Equação (26), em uma segunda etapa expressar o M_D rodado em relação ao SCL do S_i , possibilitando, desta forma, a seqüência dos cálculos para todos os segmentos envolvidos (ZATSIORSKY, 2002).

$$[M_D]^{SCL} = [R_i]^T [M_D]^{SCG} \quad \text{Equação 26}$$

Em que:

$[M_D]^{SCL}$ = Momento distal (x,y,z) no sistema SCL;

$[M_D]^{SCG}$ = Momento distal (X,Y,Z) no sistema SCG.

Os M_P calculados em relação aos respectivos centros articulares foram interpretados como sendo o momento líquido resultante em cada articulação, não levando em conta a viscosidade articular. Isso foi possível devido às tarefas de levantamento não envolverem amplitudes extremas e altas velocidades de

deslocamento dos segmentos corporais (DALLA VECHIA, DUARTE, AMADIO, 1997; DALLA VECHIA *et al.* 1999; ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005). Todos os procedimentos de cálculo apresentados acima foram realizados para todas as tarefas de levantamento por meio da elaboração de rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB[®].

4.8.2 Estrutura do modelo de distribuição do MM3D

Segundo Erdemir *et al.* (2007), por meio dos locais de origem e inserção dos músculos de interesse é possível definir a distância perpendicular associada ao respectivo eixo articular. Essa distância perpendicular multiplicada pela força muscular gerada é a magnitude da contribuição da força gerada para o momento articular resultante o qual gera a rotação articular. A distância perpendicular é classicamente definida como a distância entre a linha de ação muscular e o eixo de rotação articular (ERDEMIR *et al.* 2007)

Assim de posse das forças e momentos proximais líquidos obtidos pelo MSA-3D, em uma segunda etapa do desenvolvimento do macromodelo, a musculatura da região dorsal foi modelada a partir da descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999). Essa descrição anatômica foi utilizada para implementação de três vetores de força muscular resultante no modelo de distribuição (MDFMA), representando a ação dos principais músculos responsáveis pela extensão da coluna vertebral.

A descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999) fornece as coordenadas espaciais tridimensionais dos centros dos corpos vertebrais e das inserções craniais e caudais de 180 feixes musculares da região da coluna vertebral. Essas coordenadas tridimensionais têm como origem do sistema o centro do corpo vertebral da primeira vértebra sacral.

A implementação dos vetores de força muscular resultante (F_M), para os três segmentos da coluna vertebral, foi realizada por meio do desenvolvimento de uma rotina de programação criada em ambiente MATLAB[®].

A rotina de programação desenvolvida calcula o ponto de aplicação e a linha de ação dos vetores de força muscular resultante nos três segmentos da coluna vertebral. O cálculo dos vetores de força muscular resultante foi realizado utilizando informações de PCSA e de coordenadas tridimensionais das inserções proximais e distais dos principais músculos dorsais que realizam a extensão da coluna vertebral: (1) longuíssimo do tórax, (2) longuíssimo lombar, (3) iliocostal do tórax, (4) iliocostal lombar, (5) quadrado lombar, (6) multífido torácico e (7) multífido lombar.

As Figuras 32, 33 e 34 foram desenvolvidas em ambiente MATLAB[®] para visualizar a descrição anatômica apresentada Stokes e Gardner-Morse (1999), e expressam as linhas de ação dos feixes musculares utilizados no desenvolvimento do modelo.

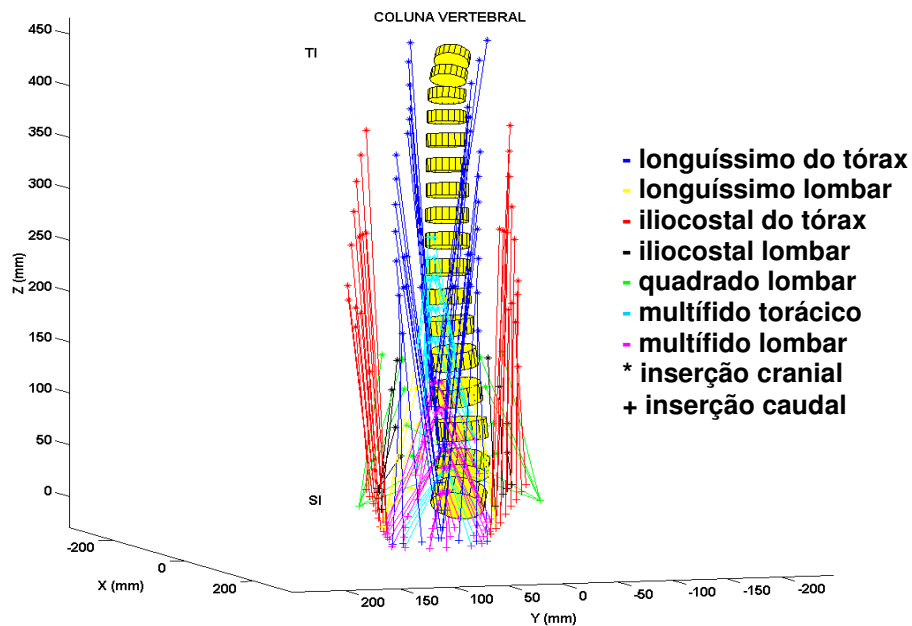


Figura 32 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano frontal, vista posterior da musculatura

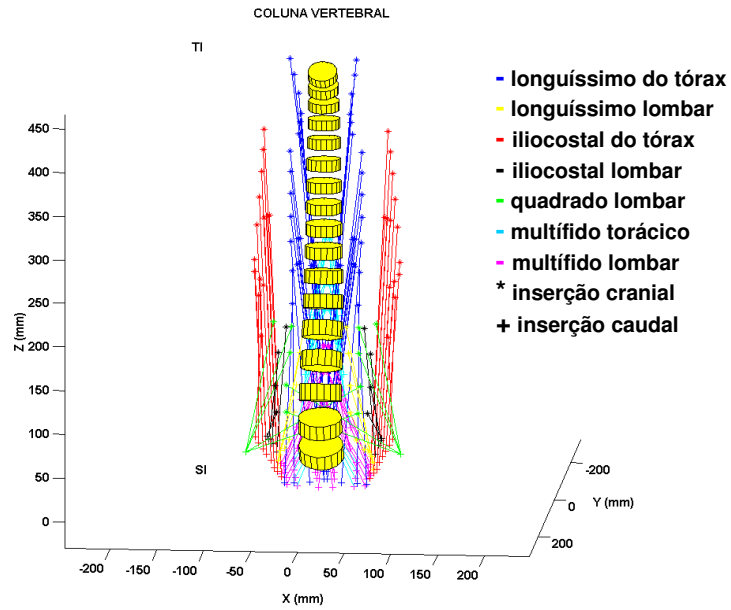


Figura 33 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano frontal, vista anterior da musculatura.

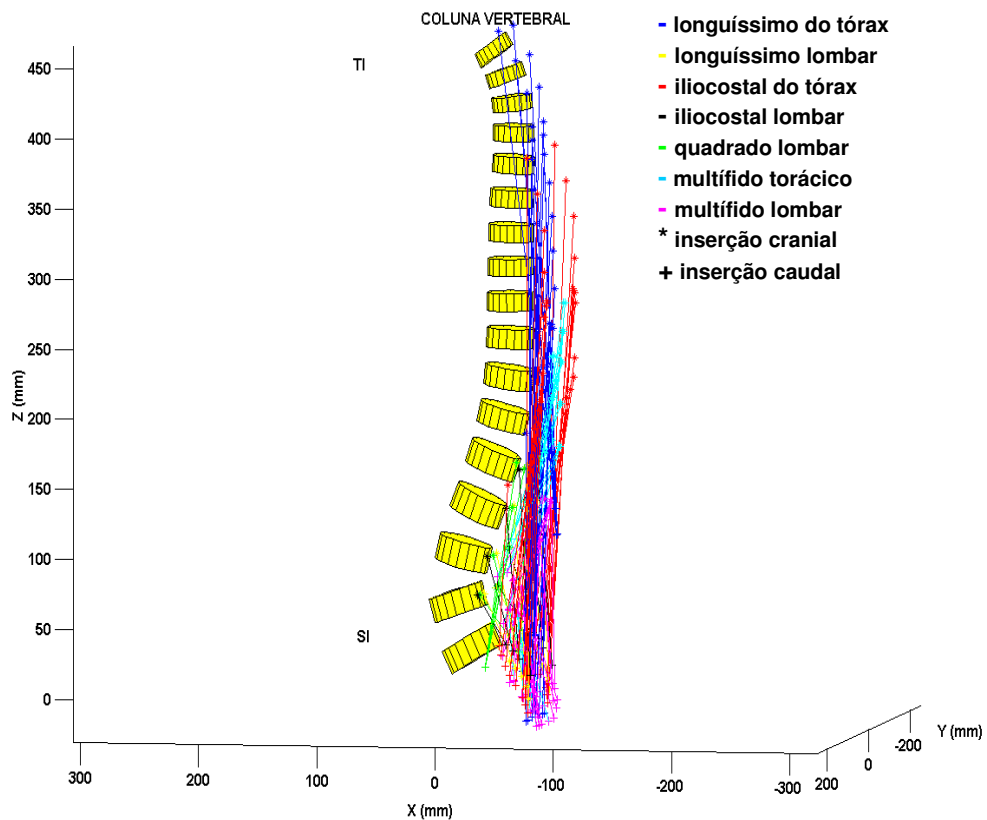


Figura 34 - Descrição anatômica proposta Stokes e Gardner-Morse (1999), plano sagital, vista lateral da musculatura.

Com a descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999), a qual tem como referência para localização dos músculos um sistema de coordenadas cartesianas tridimensional, cuja origem encontra-se localizada no centro do corpo vertebral da primeira vértebra sacral (S1) foram calculados os vetores F_M para os três segmentos da coluna vertebral (superior, médio e inferior). Inicialmente, com as informações de coordenadas cartesianas tridimensionais de inserção cranial, inserção caudal e PCSA, foram encontrados o ponto de aplicação e a linha de ação do vetor F_M para cada nível vertebral, desde a primeira vértebra torácica (T1) até a primeira vértebra sacral (S1).

A Figura 35 apresenta um exemplo gráfico do procedimento realizado no nível vertebral de T1. O mesmo procedimento foi realizado para todos os níveis vertebrais.

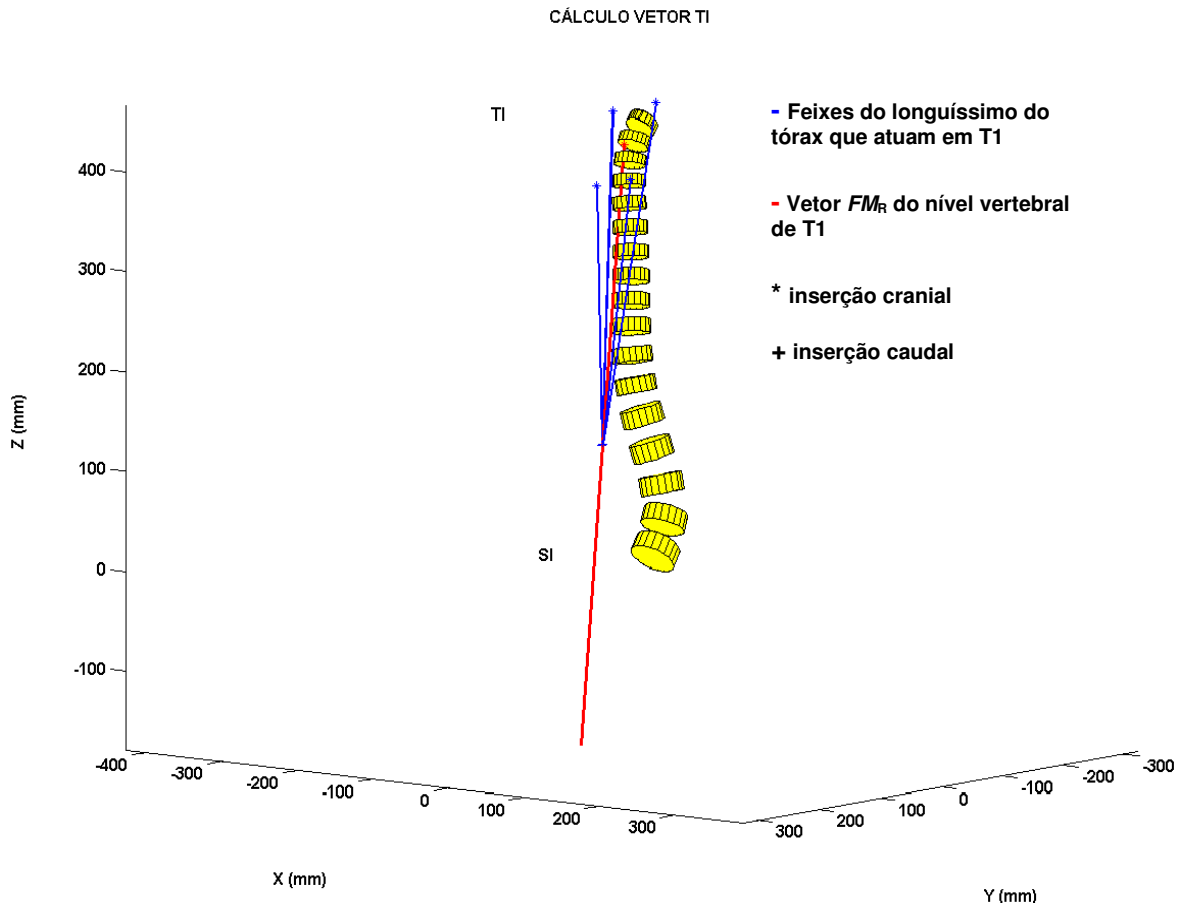


Figura 35 - Vetor F_M obtido através da rotina de programação '*MDFMA.m*', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação para o nível vertebral de T1.

O procedimento de cálculo para encontro do ponto de aplicação do vetor F_M consistiu da realização da média ponderada pela PCSA dos pontos de inserção cranial e caudal de todos os feixes musculares que atuam no nível vertebral

desejado. Dessa forma, foram encontrados o ponto de aplicação e a linha de ação do vetor F_M para cada nível vertebral.

Os vetores de F_M de cada nível vertebral foram agrupados por meio do procedimento descrito acima, de acordo com o modelo antropométrico de divisão do tronco, adaptado de Zatsiorsky (2002), no qual o tronco é dividido em três segmentos:

- (1) Tronco superior → Processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7) ao Processo xifóide (nível de T8);
- (2) Tronco médio → Processo xifóide (nível de T8) a Linha do umbigo (nível de L2);
- (3) Tronco inferior → Linha do umbigo (nível de L2) ao Plano que corta em um ângulo de 37° a crista ílíaca superior (nível de S1).

A partir dos vetores de F_M de cada nível vertebral, foram calculados os vetores de F_M para os três segmentos do tronco, por meio do mesmo procedimento descrito anteriormente. As Figuras 36, 37 e 38 apresentam os diferentes segmentos do tronco com os respectivos vetores de F_M para cada segmento do tronco (superior, médio e inferior).

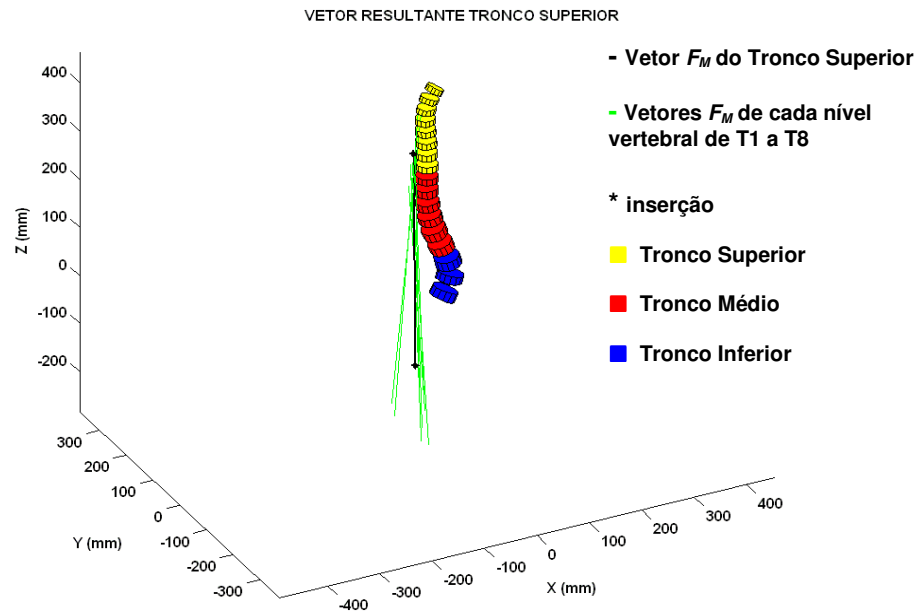


Figura 36 - Vetor F_M do segmento superior do tronco obtido por meio da rotina de programação '*MDFMA.m*', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação.

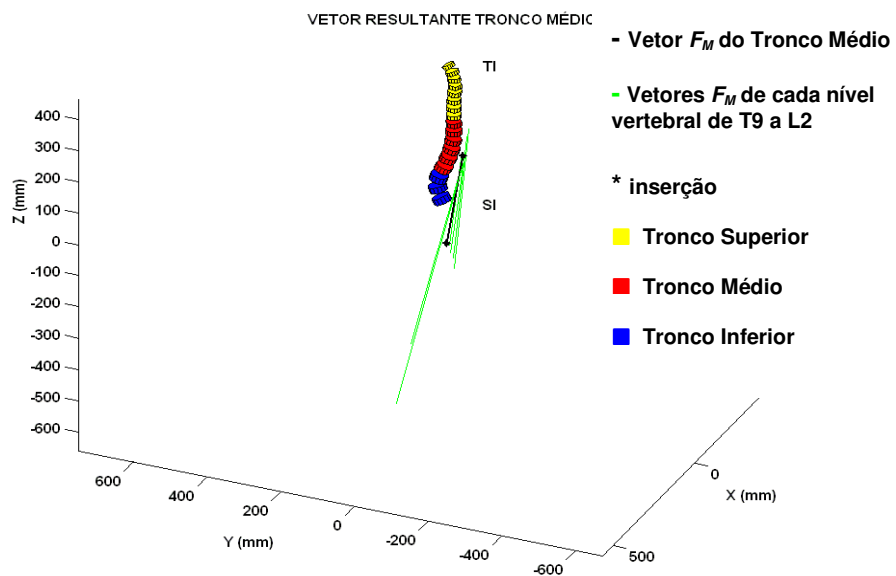


Figura 37 - Vetor F_M do segmento médio do tronco obtido por meio da rotina de programação '*MDFMA.m*', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação.

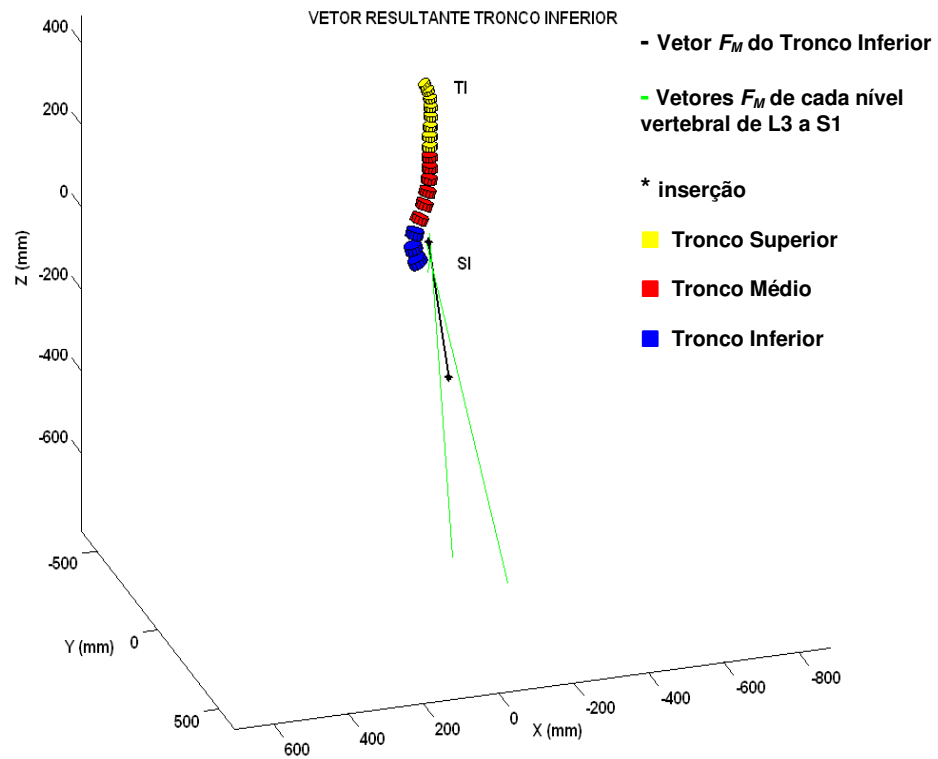


Figura 38 - Vetor F_M do segmento inferior do tronco obtido por meio da rotina de programação '*MDFMA.m*', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação.

A Figura 39 apresenta os vetores resultantes por segmento do tronco com os respectivos pontos de aplicação e linhas de ação para cada um dos segmentos do tronco.

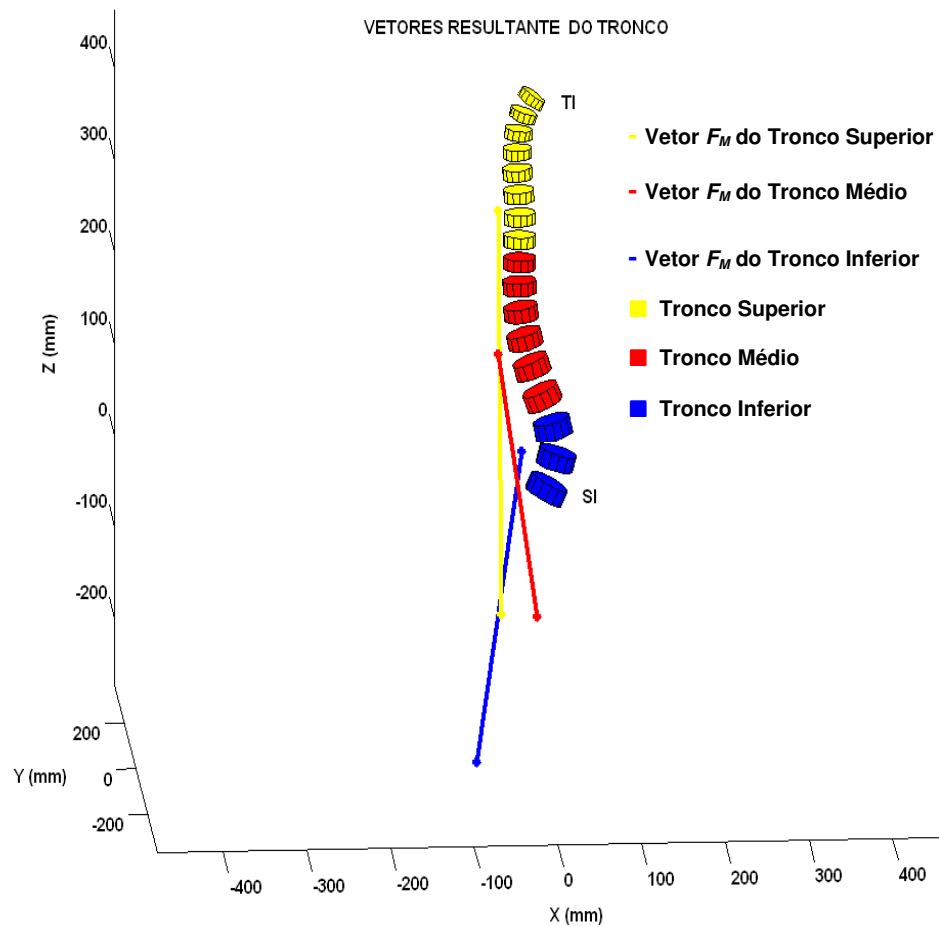


Figura 39 - Vetores F_M do tronco obtidos por meio da rotina de programação '*MDFMA.m*', apresentando o ponto de aplicação e a linha de ação nos três segmentos do tronco.

De posse do ponto de aplicação e linha de ação dos vetores de F_M dos três segmentos do tronco, foram calculadas as distâncias perpendiculares dos vetores de F_M . Essas distâncias perpendiculares (d^\perp) foram calculadas em relação ao eixo de rotação, definido como o ponto médio entre o centro do último corpo vertebral do S_{i+1} e o centro do primeiro corpo vertebral do S_i (T8-T9, L2-L3, L5-S1).

4.8.3 Cálculo da força muscular e articular resultante

Para o cálculo das F_M e F_A , as informações obtidas do MSA-3D e MDFMA foram unidas no macromodelo tridimensional da coluna vertebral (MM3D). A partir das componentes x , y e z dos M_P obtidos da via superior do MSA-3D, foram calculados os momentos resultantes (MR) em cada segmento da coluna vertebral por meio da Equação 27.

$$MR^i = \sqrt{((M_P^x)^2 + (M_P^y)^2 + (M_P^z)^2)} \quad \text{Equação 27}$$

Em que:

MR = Momento resultante para cada segmento i ;

x, y e $z_{sobrescritos}$ = componentes (x,y,z) no sistema SCL;

$i_{sobrescrito}$ = segmentos da coluna vertebral (superior, médio e inferior);

M_P = Momento proximal no sistema SCL obtido para cada segmento i .

Segundo Winter (2005), em situações envolvendo baixas velocidades e amplitudes não extremas, a contribuição das estruturas articulares na produção do MR pode ser desprezada, resultando em um momento líquido de grupamentos musculares opostos. Desta forma, o MR pode ser interpretado como o efeito líquido rotacional da atividade muscular.

Assim, após a obtenção do MR em cada segmento da coluna vertebral, o primeiro passo realizado é o cálculo da F_M nos segmentos da coluna vertebral (tronco superior, médio e inferior), utilizando as informações de MR e d^\perp muscular do vetor F_M , em cada segmento da coluna vertebral, para o cálculo da F_M (LOSS *et al.* 2006). A Equação 28 apresenta a divisão do efeito rotacional da atividade muscular calculado a partir do MSA-3D pela distância perpendicular muscular estimada por meio do MDFMA, a qual fornece a força muscular resultante.

$$F_M^i = \frac{MR^i}{d^{\perp i}}$$

Equação 28

Em que:

F_M = Força Muscular resultante;

d^{\perp} = distância perpendicular muscular do vetor força muscular resultante do segmento i .

A aplicação do vetor de F_M representa o efeito resultante de todos os músculos envolvidos, sua incorporação faz com que o efeito das estruturas musculares seja eliminado da variável força proximal a qual pode ser renomeada como força articular, pois representará apenas o efeito resultante de todas as estruturas articulares que interagem com a articulação (ligamentos, cápsula, cartilagem, etc) e, por definição, terá seu ponto de aplicação exatamente sobre o eixo de rotação. Dessa forma para o cálculo da F_A em cada segmento da coluna vertebral foi aplicada a primeira equação de *Newton-Euler*, na qual o somatório das forças é igual ao produto da massa do objeto pela aceleração do objeto (Equação 13), a qual pode ser re-escrita (Equação 29). Na equação 29 a única incógnita é a F_A a qual, depois de isolada na Equação 30, fornece as forças articulares resultantes líquidas nos segmentos da coluna vertebral.

$$F_A^i + F_M^i + FR_D^i + P^i = m_i a_i$$

Equação 29

$$F_A^i = m_i a_i - (F_M^i + FR_D^i + P^i)$$

Equação 30

Em que:

F_M = Força Muscular resultante do segmento i ;

F_A = Força Articular resultante do segmento i ;

FR_D = Força Reação distal do segmento i ;

P = Força peso do segmento i .

Os resultados de força e momento proximal, obtidos a partir do MSA-3D serão apresentados em relação ao SCL do segmento avaliado. A Tabela 4 apresenta as

convenções adotadas para a força de reação proximal quando expressa em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.

Tabela 4 - Convenções adotadas para a força de reação proximal quando expressa em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.

	Sinal da FR_p
Compressão	+
Tração	-
Cisalhamento anterior	+
Cisalhamento posterior	-
Cisalhamento direito	+
Cisalhamento esquerdo	-

A Tabela 5 apresenta as convenções adotadas para o momento proximal quando expresso em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.

Tabela 5 - Convenções adotadas para o momento de reação proximal quando expresso em relação ao SCL dos segmentos da coluna vertebral.

	Sinal do M_p
Flexão	-
Extensão	+
Rotação direita	+
Rotação esquerda	-
Flexão lateral direita	+
Flexão lateral esquerda	-

5 Avaliação do MM3D

Segundo Nigg e Herzog (1994), uma importante etapa da confecção de um modelo biomecânico é a sua avaliação. O processo de avaliação de um modelo significa analisar a capacidade do modelo em representar de maneira confiável um sistema de interesse. Nesse sentido o MM3D implementado foi avaliado, por meio de três procedimentos: (1) estimativa da acurácia da reconstrução tridimensional, (2) comparação da FRS mensurada com a FRS calculada pelo MSA-3D e (3) comparação das FR_P e M_P calculados pela via superior e inferior do MSA-3D.

5.1 Avaliação da acurácia da reconstrução tridimensional

A avaliação dos resultados obtidos a partir do emprego da técnica de cinemetria foi realizada por meio do cálculo da acurácia (ANDRADE, ARAUJO, 2004; BARROS *et al.* 2006). A acurácia (A) representa a dispersão de um conjunto de dados em relação a um valor esperado ou assumido como verdadeiro. Segundo Araújo, Andrade e Barros (2005), quanto mais baixo ou próximo do valor zero for o valor de acurácia, mais os resultados obtidos da reconstrução espacial estarão próximos ou iguais ao valor esperado, garantindo assim uma maior confiabilidade dos dados obtidos.

O cálculo da acurácia do sistema de cinemetria utilizado foi realizado por meio da Equação 31 (ANDRADE, ARAUJO, BARROS, 2004; BARROS *et al.* 2006):

$$A^2 = B^2 + P^2 \quad \text{Equação 31}$$

Em que:

A = acurácia ou exatidão da medida;

B = *bias* ou viés das medidas. É a diferença entre o valor médio do conjunto das medidas experimentais (cinemetria) e o valor esperado;

P = precisão da medida. É a medida da dispersão de um conjunto de dados em relação ao seu valor médio, calculado pelo desvio padrão das medidas experimentais (cinemetria).

Para verificar a acurácia das medidas realizadas pelo sistema de cinemetria durante a execução de cada tarefa de levantamento, foi analisada a variação da distância entre os marcadores reflexivos laterais (M_{11} , M_{12} , M_{13} , M_{14}) do objeto a ser levantado (Figura 40). Como o objeto utilizado se trata de uma estrutura de ferro, o valor esperado da variação de seu comprimento é zero. A distância entre o centro dos marcadores reflexivos laterais foi mensurada por meio de um paquímetro (resolução de 0,05 mm) e assumida como valor esperado (365,0 mm, entre M_{11} , M_{12} e 195,00 mm entre M_{13} , M_{14}).

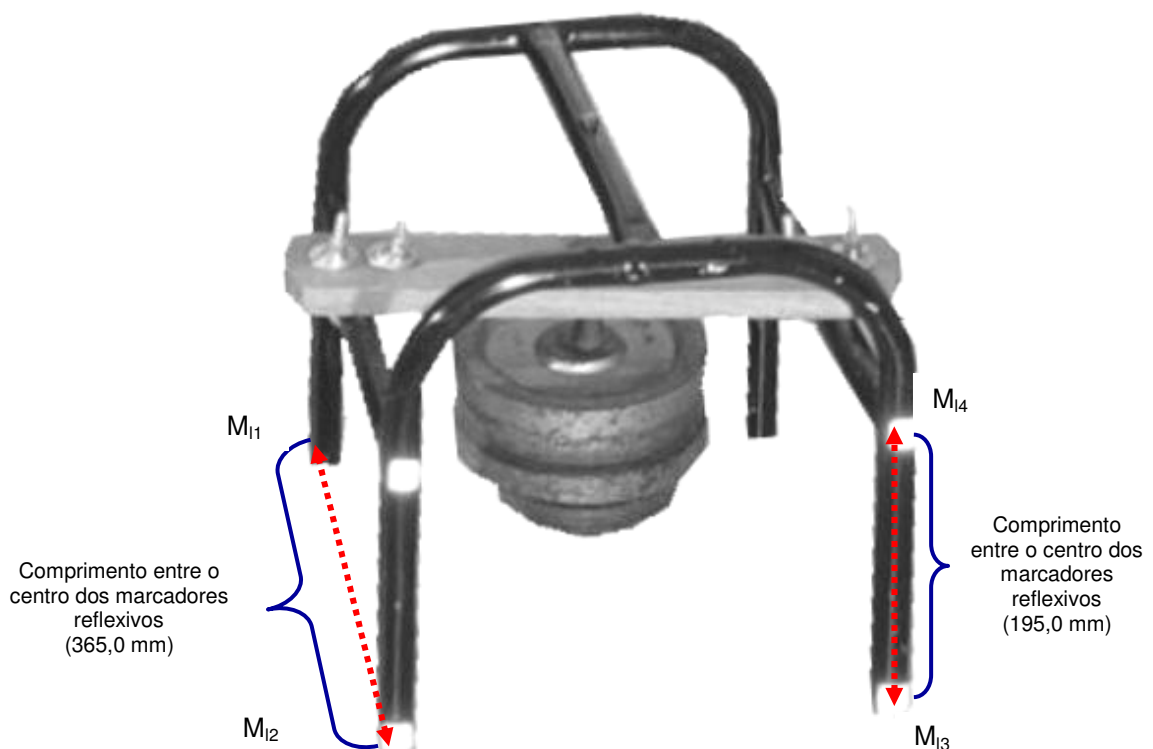


Figura 40 - Distância entre os marcadores reflexivos laterais (M_{11} , M_{12} , M_{13} , M_{14}) do objeto.

A partir do conjunto de dados experimentais (cinemetria) e utilizando a Equação 32, foram calculadas as distâncias entre os marcadores reflexivos laterais do objeto. Assim, considerando que o tempo médio de realização da tarefa foi de dezesseis segundos (16 s), obtemos um conjunto de dados experimentais para verificação da acurácia, de pelo menos, 800 quadros.

$$d_o^q = \sqrt{\sum_{q=1}^n (M_l^q - M_l^q)^2}$$

Equação 32

Em que:

q = quadro;

n = número total de quadros;

d_o^q = distância entre os dois marcadores reflexivos laterais do objeto em cada quadro;

M_l^q = marcador reflexivo lateral (1) em cada quadro;

M_l^q = marcador reflexivo lateral (2) em cada quadro.

O cálculo dos valores de acurácia, *bias*, precisão e distância entre os marcadores laterais foram realizados no *software* MATLAB[®], por meio da rotina de programação denominada '*accur*' (Apêndice C).

5.1.1 Resultados da acurácia da reconstrução tridimensional

A acurácia foi estimada a partir da comparação do valor real da distância entre marcadores reflexivos colocados e uma estrutura rígida (Figura 40) com o valor obtido por meio da reconstrução tridimensional. A distância entre o centro dos marcadores reflexivos laterais do objeto (d_o) foi mensurada por meio de um paquímetro (resolução de 0,05 mm) e assumida como valor de referência 365,0 mm para a distância entre M_{L1} e M_{L2} e 195,0 mm entre M_{L3} e M_{L4} .

Em virtude das técnicas de levantamento analisadas ocorrerem em diferentes locais do volume de calibração, a Equação 32 foi utilizada para calcular os valores médios de d_o para cada técnica de levantamento, a partir dos dados de reconstrução tridimensional. A Tabela 6 apresenta os valores médios de d_o entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L1}, M_{L2}), obtidos a partir dos dados de cinemetria.

Tabela 6 - Médias da distância entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L1}, M_{L2}) do objeto (d_o) e desvios padrão para cada técnica de levantamento.

Situação	Média d_o (mm)	Desvio padrão (mm)
Técnica 1	361,0	4,8
Técnica 2	366,6	4,8
Técnica 3(A)	368,3	4,0
Técnica 3(B)	368,0	4,1
Média geral	365,9	4,4

(A) Objeto à frente dos pés e (B) Objeto entre os pés

A d_o média obtida, para os marcadores laterais (M_{L1}, M_{L2}), em todos os gestos analisados foi de $365,9 \pm 4,4$ mm. A Tabela 7 apresenta os resultados de acurácia estimada, *bias* e precisão, para os marcadores laterais (M_{L1}, M_{L2}), das medidas cinemáticas durante a realização de cada tarefa de levantamento analisada.

Tabela 7 - Dados de acurácia estimada, *bias* e precisão, para os marcadores laterais (M_{L1}, M_{L2}), das medidas cinemáticas durante cada tarefa analisada.

Situação	Acurácia (mm)	<i>Bias</i> (mm)	Precisão (mm)
Técnica 1	6,4	4,3	4,8
Técnica 2	5,0	1,6	4,8
Técnica 3(A)	5,2	3,3	4,0
Técnica 3(B)	5,1	3,0	4,1
Média geral	5,5	3,0	4,4

(A) Objeto à frente dos pés e (B) Objeto entre os pés

A Tabela 8 apresenta os valores médios de d_o entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L3}, M_{L4}), obtidos a partir dos dados de cinemetria.

Tabela 8 - Médias da distância entre o centro dos marcadores reflexivos (M_{L3}, M_{L4}) do objeto (d_o) e desvios padrão para cada técnica de levantamento.

Situação	Média d_o (mm)	Desvio padrão (mm)
Técnica 1	196,6	2,1
Técnica 2	196,5	1,8
Técnica 3(A)	196,7	3,2
Técnica 3(B)	195,8	1,2
Média geral	196,4	2,1

(A) Objeto à frente dos pés e (B) Objeto entre os pés

A d_o média obtida, para os marcadores laterais (M_{L3}, M_{L4}), em todos os gestos analisados foi de $196,4 \pm 2,1$ mm. Barros *et al.* (1999) durante concepção e desenvolvimento do *software* Dvideow, ao avaliar a distância entre 2 marcadores reflexivos em uma estrutura rígida (400 mm), obteve valores de média e desvio padrão de $402,6 \pm 1,0$ mm. Segundo Barros *et al.* (1999) diferenças menores que 1% do valor esperado podem ser consideradas aceitáveis. As diferenças encontradas entre os valores esperados e as distâncias mensuradas nesse estudo foram de 0,25% para a distância entre os marcadores M_{L1} e M_{L2} e 0,71% entre os marcadores M_{L3} e M_{L4} . Dessa forma, a diferença entre os valores esperados e mensurados sugerem uma boa qualidade da reconstrução tridimensional. A Tabela 9 apresenta os resultados de acurácia estimada, *bias* e precisão, para os marcadores laterais (M_{L3}, M_{L4}), das medidas cinemáticas durante a realização de cada tarefa de levantamento analisada.

Tabela 9 - Dados de acurácia estimada, *bias* e precisão, para os marcadores laterais (M_{L3}, M_{L4}), das medidas cinemáticas durante cada tarefa analisada.

Situação	Acurácia (mm)	<i>Bias</i> (mm)	Precisão (mm)
Técnica 1	2,6	1,6	2,1
Técnica 2	2,4	1,5	1,8
Técnica 3(A)	3,7	1,7	3,2
Técnica 3(B)	1,5	0,8	1,2
Média geral	2,5	1,4	2,1

(A) Objeto à frente dos pés e (B) Objeto entre os pés

A avaliação da acurácia estimada das medidas cinemáticas para os marcadores M_{L1} e M_{L2} apresentou valores médios para *bias* de 3,0 mm, precisão de 4,4 mm e, conseqüentemente, uma acurácia de 5,5 mm. Nessa avaliação os marcadores utilizados para o cálculo da d_o (M_{L1}, M_{L2}), não são visualizados pelas mesmas câmeras, devido a sua localização em lados opostos do objeto (Figura 40). Já na avaliação da acurácia estimada da d_o dos marcadores M_{L3} e M_{L4} , em que os marcadores são visualizados pelas mesmas câmeras, foram obtidos valores médios para *bias* de 1,4 mm, precisão de 2,1 mm e, conseqüentemente, uma acurácia de 2,5 mm.

A acurácia relativa às dimensões medidas foi de 1,5% da d_o entre os marcadores M_{L1} e M_{L2} (365,0 mm) e 1,3% entre os marcadores M_{L3} e M_{L4} (195,0 mm). De acordo com Araujo *et al.* (2005) a acurácia é afetada pelo enquadramento das câmeras, o que possibilita estimar a acurácia relativa ao espaço de calibração utilizado. Dessa forma, no presente estudo, considerando que a maior dimensão do volume calibrado foi de 1,89 m, obteve, uma acurácia relativa ao enquadramento nessa dimensão de 0,3% referente à d_o (M_{L1}, M_{L2}) e 0,15% em relação a d_o (M_{L3}, M_{L4}). Esses resultados garantem a confiabilidade dos dados obtidos a partir do procedimento de videogrametria.

Araujo *et al.* (2005), ao avaliar a marcha humana por meio de videogrametria, obteve valores de acurácia relativa de 1,5% à dimensão medida e 0,2% em relação ao enquadramento utilizado. Nesse estudo foram encontrados valores estimados de *bias* 2,5 mm, precisão 2,1 mm e acurácia 3,3 mm (ARAUJO *et al.* 2005). Ribeiro (2006), ao avaliar a cinemática do membro superior em diversos movimentos obteve valores de acurácia que oscilaram entre 0,8 mm e 4,8 mm e uma acurácia relativa máxima de 0,25%.

No presente estudo, devido ao posicionamento das câmeras durante a coleta, os pontos utilizados para cálculo da acurácia estimada foram reconstruídos a partir da imagem de apenas duas câmeras. Isso de acordo Allard, Blanchi e Aïssaoui, (1995) pode gerar uma menor acurácia da reconstrução espacial, devido ao menor número de câmeras identificando os pontos. Entretanto, mesmo com essa limitação, os valores de acurácia da reconstrução tridimensional obtidos são similares aos encontrados em outros estudos que utilizaram videogrametria para análise de

movimento (BARROS *et al.* 1999; ANDRADE, 2002; ARAUJO *et al.* 2005; RIBEIRO, 2006; BARROS *et al.* 2006). Os valores calculados de erro estimado do procedimento de reconstrução tridimensional encontram-se dentro do diâmetro dos marcadores reflexivos utilizados (15 mm), sugerindo uma boa qualidade da reconstrução tridimensional.

5.2 Comparação dos resultados da força de reação e momento proximal obtidos pelo MSA-3D

Os dados de saída do MSA-3D consistem das FR_P e M_P nas articulações intersegmentares (KINGMA *et al.* 1996). A avaliação do MSA-3D com respeito ao cálculo dos parâmetros FR_P e M_P , foi realizada por meio da comparação da força de reação mensurada pela plataforma de força (FRS) versus a força de reação estimada e também por meio da comparação da FR_P e M_P nas articulações da coluna vertebral, calculadas tanto pela via superior quanto inferior do MSA-3D (KINGMA *et al.* 1996). A Figura 41 ilustra a seqüência de aplicação do cálculo adotada na via superior (VS) do modelo, a qual inicia no segmento mão tendo como força distal a FRO e termina no segmento pé, onde a força de reação distal do pé (FRS calculada) é comparada com a FRS mensurada pela plataforma de força.

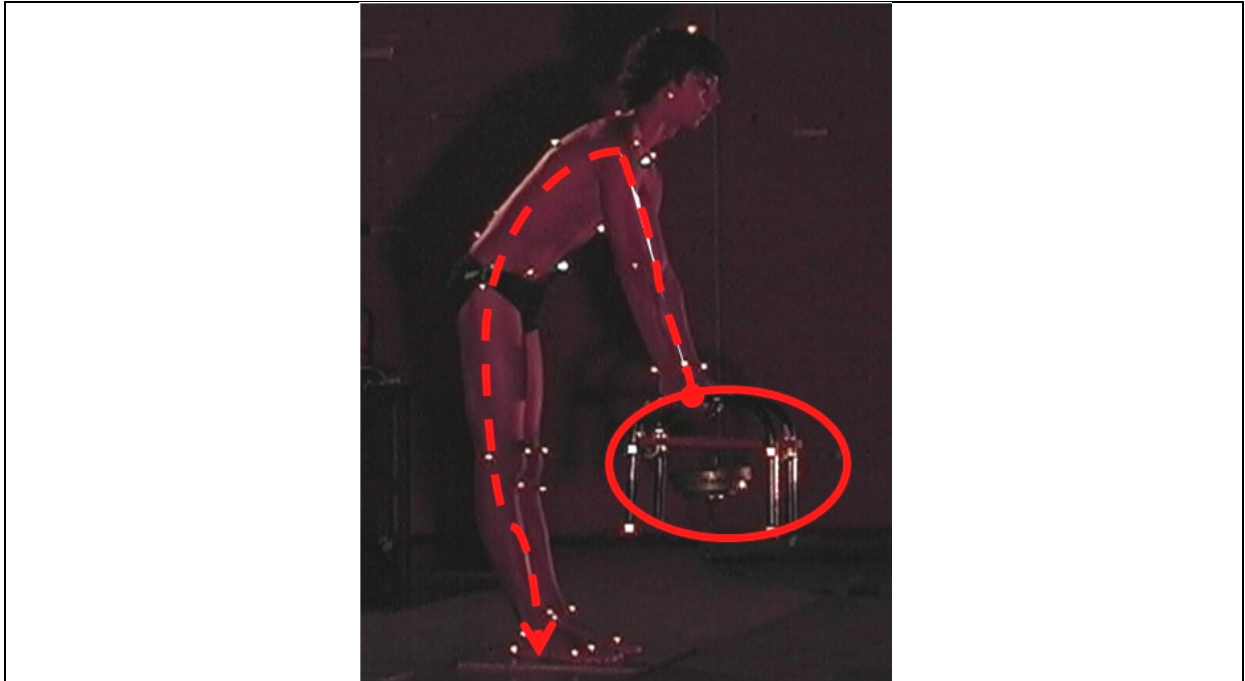


Figura 41 – Via superior do modelo (Elipse vermelha indica o início da seqüência de cálculo no objeto até o segmento distal do membro inferior).

Na Figura 42 é apresentada a seqüência de aplicação do cálculo adotada na via inferior (VI) do modelo, a qual inicia no segmento pé tendo como força distal a FRS.

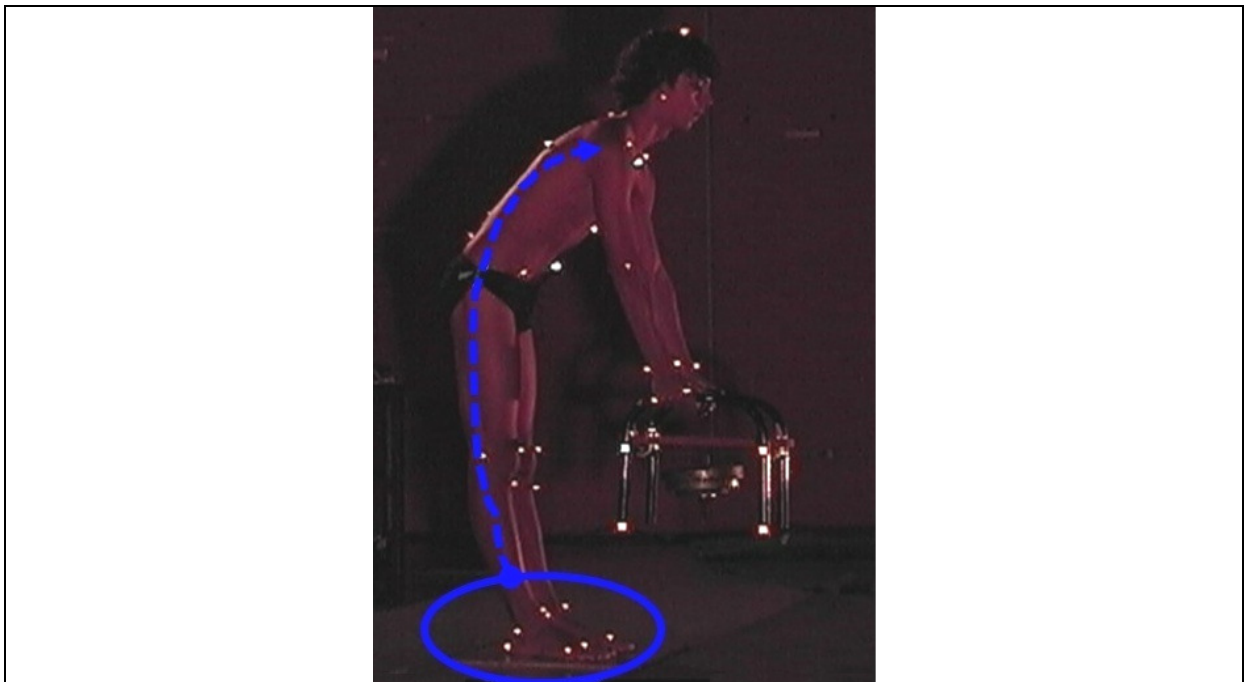


Figura 42 – Via inferior do modelo (Elipse azul indica o início da seqüência de cálculo no segmento distal do membro inferior até a articulação intervertebral entre a sétima vértebra cervical e a primeira vértebra torácica).

A aplicação da seqüência de cálculo do MSA-3D realizada tanto pela via superior quanto inferior do modelo forneceu resultados de FR_P e M_P nas articulações dos segmentos da coluna vertebral. O grau de concordância das FR_P e M_P obtidos das duas vias do MSA-3D e da FRS calculada *versus* a mensurada, foram verificados por meio do procedimento de análise gráfica proposto por Bland e Altman (1986). Segundo Bland e Altman (1995), a forma mais adequada de comparação entre dois instrumentos ou métodos de medida é a análise da diferença das medidas em função da média das medidas dos dois métodos ou instrumentos. Essa análise possibilita avaliar o comportamento da diferença entre as medidas dos dois métodos ou instrumentos com relação à variação da magnitude do fenômeno avaliado.

Todos os procedimentos de cálculo do MSA-3D bem como a aplicação do método de análise gráfica proposto para verificar a concordância dos resultados (BLAND, ALTMAN, 1986), foram realizados, por meio de rotinas desenvolvidas no software MATLAB[®].

5.2.1 Resultados da comparação da FRS mensurada com a FRS calculada pelo MSA-3D

A força de reação do solo foi mensurada por meio da utilização de uma plataforma de força durante a realização das tarefas de levantamento, sendo os valores de força obtidos utilizados como '*padrão ouro*' para comparação dos resultados preditos pela via superior do MSA-3D associado à *solução inversa*. Segundo Kingma *et al.* (1996) as FR são determinadas, basicamente, pelas forças externas, massa dos segmentos e aceleração linear dos segmentos, sendo que o caminho mais rigoroso para validação do cálculo da FR é a sua comparação com a FRS mensurada, visto que, estas duas medidas são completamente independentes.

Os resultados da comparação da FRS mensurada *versus* a FRS calculada pelo macromodelo estão apresentados em relação as suas componentes X, Y e Z com referência ao SCG. A verificação da concordância da FRS mensurada *versus* a

FRS calculada foi realizada somente nas fases 2 e 3 das tarefas de levantamento, as quais envolvem a subida com carga e a descida com carga, respectivamente. Ainda, cabe ressaltar que durante a aquisição dos dados foram realizadas duas repetições de cada técnica, no entanto, para apresentação e discussão dos resultados de avaliação do modelo, apenas a primeira repetição de cada técnica de levantamento foi utilizada.

As Figuras 43 a 45 apresentam a comparação das componentes X, Y e Z da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante a realização da primeira repetição da Técnica 1.

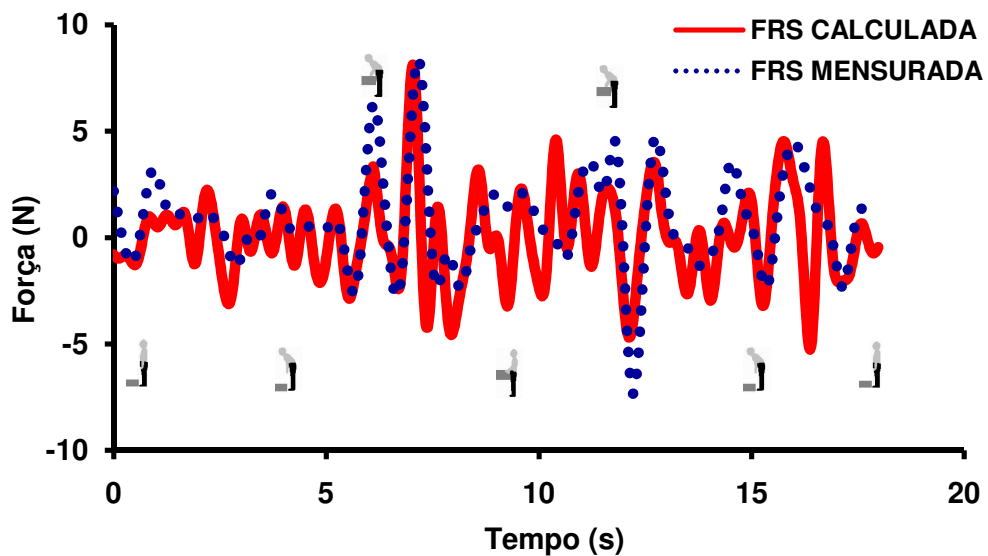


Figura 43 – Componente X da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 1.

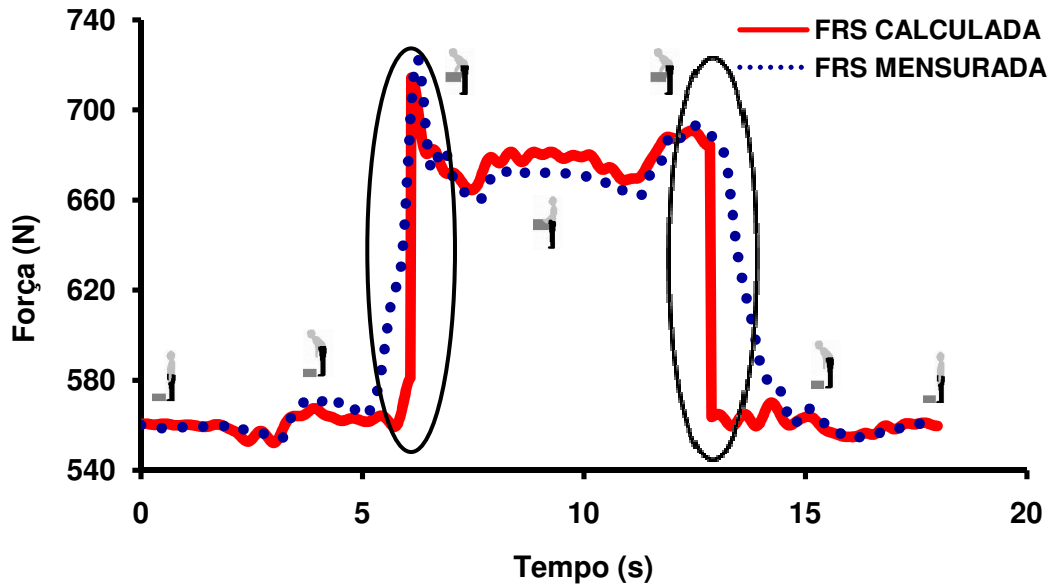


Figura 44 - Componente Y da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 1. Elipses pretas indicam o momento de transição da situação com o objeto (Fase 2 e 3) para as situações sem o objeto (Fases 1 e 4).

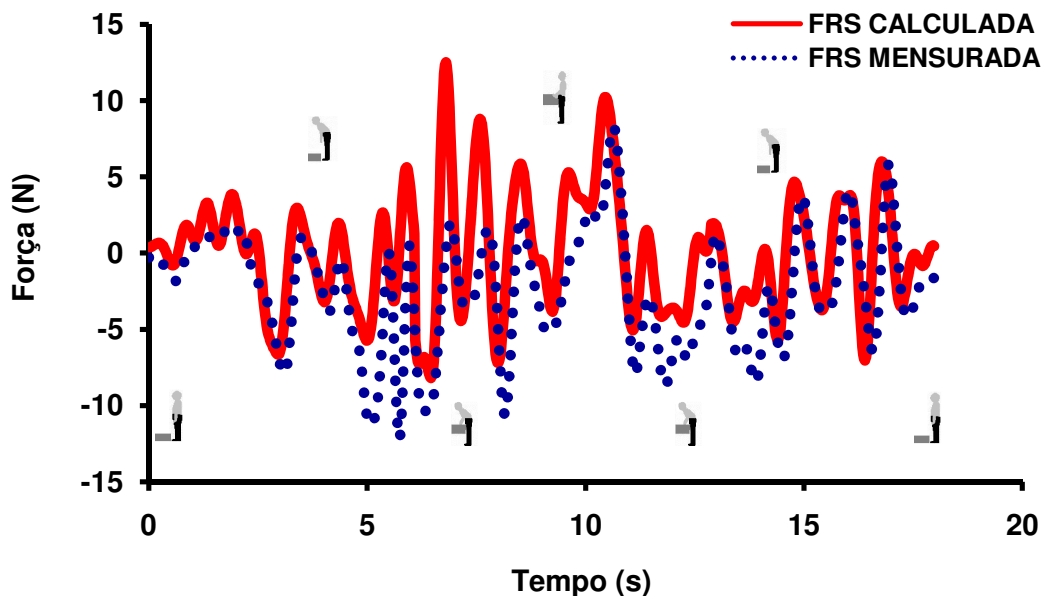


Figura 45 - Componente Z da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 1.

O objetivo principal da comparação da FRS mensurada *versus* a FRS calculada foi avaliar a concordância dos dois métodos de cálculo. Segundo Bland e Altman (1986), normalmente, na literatura para avaliar a concordância entre dois métodos é utilizada a análise do coeficiente de correlação produto-momento (r). De uma maneira geral, devido ao fato dos métodos avaliarem o mesmo fenômeno é de se esperar um forte coeficiente de correlação (BLAND e ALTMAN, 1995). No presente estudo, os coeficientes de correlação entre as FRS calculada e mensurada,

nas Fases 2 e 3, da Técnica 1, foram de 0,60 para a componente X (Médio-lateral), 0,88 para componente Y (Infero-superior) e de 0,77 para a componente Z (Ântero-posterior), comprovando uma forte correlação entre os dois métodos de cálculo. Essa forte correlação evidencia o grau de relação entre os métodos e não a sua concordância, pois o coeficiente de correlação produto-momento (r) é uma medida da intensidade de associação existente entre duas variáveis quantitativas (CALLEGARI-JACQUES, 2003). Dessa forma, a comparação mais adequada de acordo com Bland e Altman (1986), entre métodos de medida é a análise da diferença das medidas em função da média das medidas dos dois métodos. As Figuras 46 a 48 apresentam o procedimento de análise gráfica adotado para verificar a concordância entre a FRS mensurada *versus* a FRS calculada (BLAND e ALTMAN, 1986), nas Fases 2 e 3 durante realização da primeira repetição da Técnica 1.

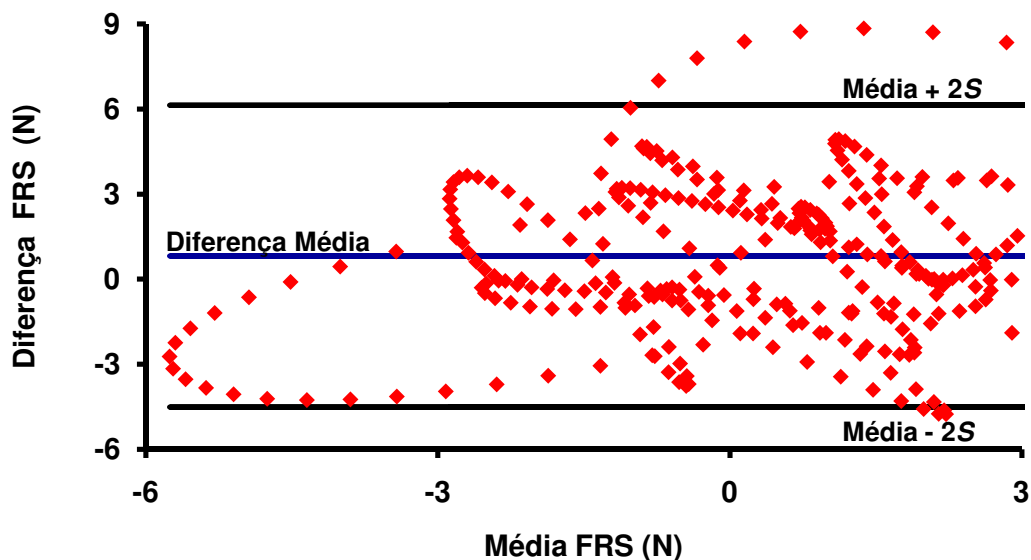


Figura 46 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[\text{FRS mensurada} + \text{FRS calculada}]/2$) para o eixo X. — Diferença Média da FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).

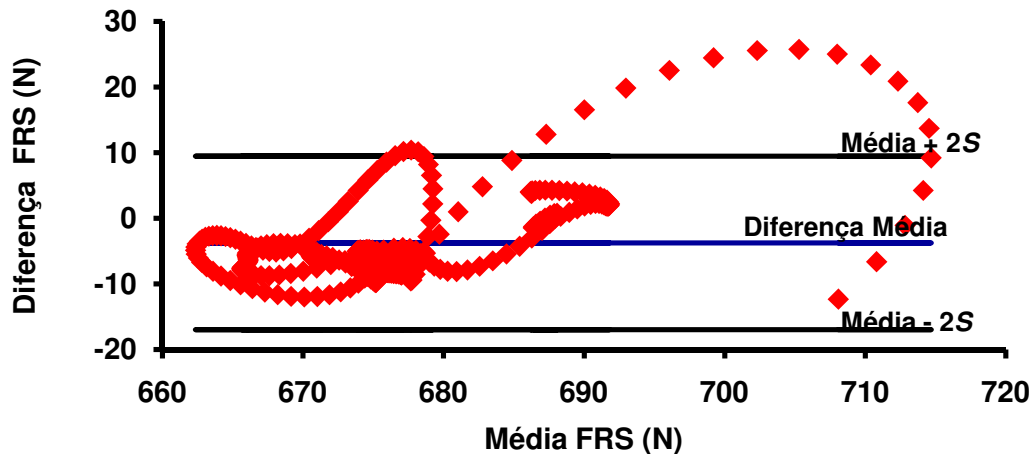


Figura 47 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2)$ para o eixo Y. — Diferença Média FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).

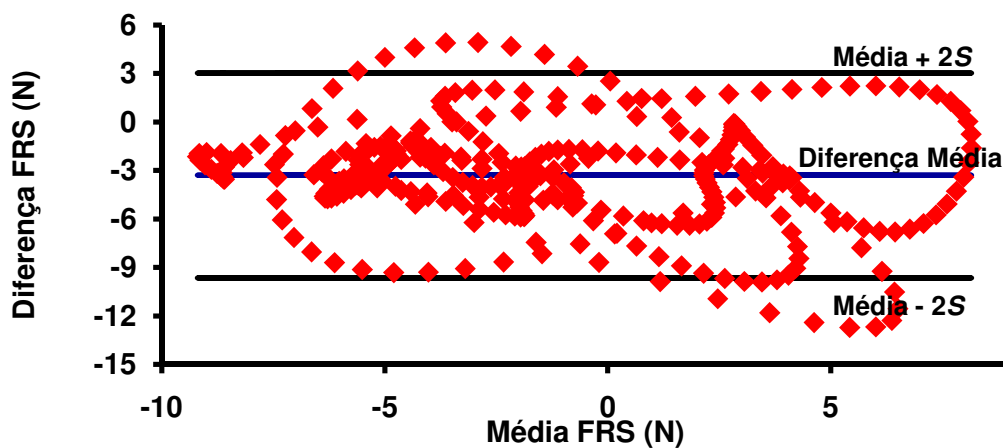


Figura 48 - Diferença da FRS (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2)$ para o eixo Z. — Diferença Média FRS mensurada e calculada. — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).

A diferença média entre a FRS calculada e mensurada (FRS mensurada – FRS calculada) foi de 0,81 N para a componente X (Médio-lateral), - 3,76 N para componente Y (Infero-superior) e de - 3,30 N para a componente Z (Ântero-posterior). Como o cálculo da diferença média foi realizado por meio da subtração da FRS mensurada pela FRS calculada, valores de resposta positivos, como por exemplo, 0,81 N encontrados na componente X da FRS representam uma diferença sistemática média de 0,81 N a mais na magnitude da FRS mensurada em relação à FRS calculada. Os valores negativos de - 3,76 N e - 3,30 N encontrados nas componentes Y e Z da força de reação do solo representam uma diferença

sistemática média com - 3,76 N e - 3,30 N a menos na magnitude da FRS mensurada em relação à FRS calculada nas fases avaliadas.

Nas Figuras 46 a 48 pode-se observar que a maioria dos dados de diferença média em função da média dos dois métodos está dentro dos limites de concordância com uma dispersão aleatória, evidenciando assim uma boa concordância entre os dois métodos. Entretanto, na Figura 48, é possível observar a ocorrência de valores fora dos limites de concordância definidos. Isso ocorre devido a diferenças na forma de obtenção da FRS. A FRS mensurada possibilita a visualização de um aumento e um decréscimo gradual da FRS em decorrência da retirada e colocação do objeto no solo, respectivamente. Já a situação na qual FRS é calculada utilizando dados da cinemetria ocorre um aumento e um decréscimo instantâneo da FRS.

Na Figura 44 é possível observar as diferenças entre os dois procedimentos de obtenção da FRS. As elipses pretas (Figura 44) identificam a região crítica, em que ocorre a retirada e colocação do objeto no solo, originando os valores fora da região dos limites de concordância estabelecidos nas Figuras 46 a 48. Os gráficos de comparação da FRS e as respectivas análises gráficas (BLAND, ALTMAN, 1986) das demais técnicas de levantamento realizadas encontram-se no Apêndice D.

A Tabela 10 apresenta os valores de diferença média e desvio padrão da diferença da FRS mensurada e calculada nas Fases 2 e 3, em todas as Técnicas de levantamento realizadas.

Tabela 10 – Diferença média e desvio padrão da diferença da FRS mensurada e calculada nas Fases 2 e 3 em todas as Técnicas de levantamento.

Técnica de levantamento	SCG	Diferença Média (N)	Desvio padrão (N)
Técnica 1	X	0,81	2,66
	Y	- 3,76	6,62
	Z	- 3,30	3,17
Técnica 2	X	0,34	1,20
	Y	- 0,74	5,92
	Z	- 3,36	2,56
Técnica 3(A)	X	- 0,03	2,30
	Y	0,56	7,75
	Z	- 1,02	3,66
Técnica 3(B)	X	-0,88	1,61
	Y	- 7,17	6,72
	Z	- 0,30	3,30

(A) Objeto à frente dos pés e (B) Objeto entre os pés

Kingma *et al.* (1996), durante procedimento de validação de um modelo de segmentos articulados tridimensional avaliou as forças e momentos internos resultante em tarefas de levantamento assimétricas com flexão dos joelhos (*squat*). O autor obteve valores de diferença entre a média da FRS calculada e a média da FRS mensurada (Média FRS calculada – Média FRS mensurada) da ordem de $2,0 \pm 2,2$ N para a componente X (Médio-lateral), $- 5,1 \pm 7,1$ N para componente Y (Infero-superior) e $0,4 \pm 2,2$ N para a componente Z (Ântero-posterior).

Os resultados de comparação da FRS mensurada e calculada apresentados por Kingma *et al.* (1996), foram obtidos por meio da utilização de uma metodologia semelhante à adotada pelo presente estudo, sendo as maiores diferenças encontradas em ambos os estudos na componente Y, na qual ocorrem as maiores magnitudes da FRS. Contudo, essas maiores diferenças médias encontradas tanto no estudo de Kingma *et al.* (1996), quanto no presente estudo não ultrapassaram 1% dos valores médios obtidos da componente Y da FRS, confirmando dessa maneira uma boa concordância entre a FRS mensurada e a calculada. Assim por serem medidas completamente independentes a boa concordância entre a FRS calculada com o 'padrão ouro', FRS mensurada, sugerem uma coerência interna do MSA-3D.

5.2.2 Resultados da comparação da força de reação e momento proximal calculados pela via inferior e superior do MSA-3D nos segmentos da coluna

A seguir serão apresentados e discutidos os resultados de FR e M_P obtidos por meio da utilização do MSA-3D, tanto pela via inferior (VI), quanto superior (VS). Inicialmente será apresentada a concordância dos resultados de FR obtidos pelas duas vias de cálculo do MSA-3D. Após os resultados de M_P obtidos pelas duas vias de cálculo do MSA-3D.

5.2.2.1 Força de reação proximal

O MSA-3D do macromodelo (MM3D) estima a magnitude da força de reação resultante para cada uma das 16 articulações envolvidas no modelamento (Figura 29). Entretanto, com objetivo de não tornar extensa a apresentação dos resultados de avaliação do modelo, com respeito aos cálculos realizados pela VS e VI do MSA-3D, optamos por apresentar apenas a comparação da FR nos segmentos da coluna vertebral (tronco superior (TS), médio (TM) e inferior (TI)). Os resultados de força de reação proximal (FR_p) apresentados estão expressos no SCL de cada segmento.

As Figuras 49 a 51 apresentam os valores das componentes x_{TS} , y_{TS} e z_{TS} da FR para a articulação intervertebral entre a oitava e nona vértebras torácicas (T8-T9). Esses valores foram calculados pela VS e VI do MSA-3D, durante a primeira repetição da tarefa de levantamento realizada com a Técnica 1.

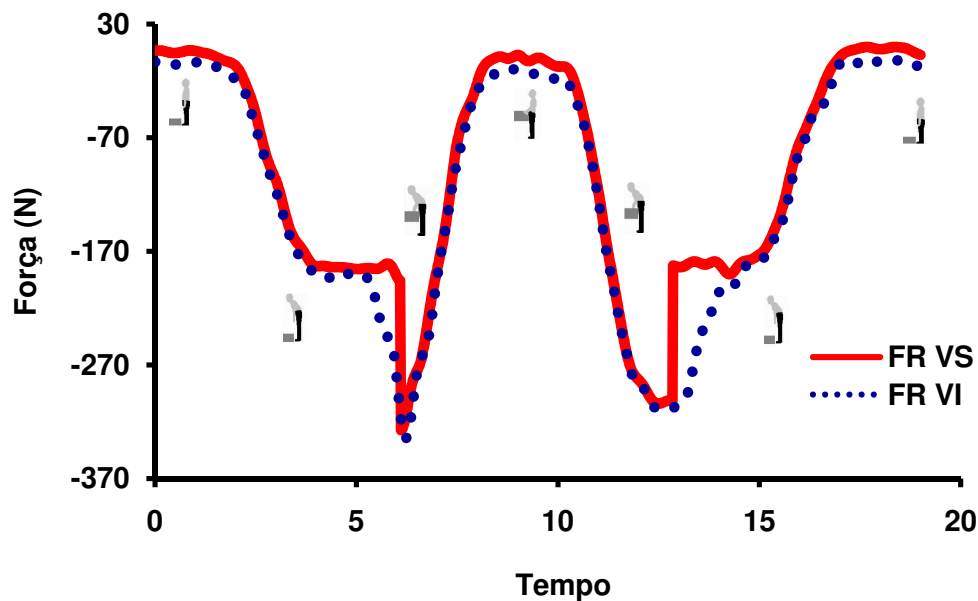


Figura 49 – Comparação da componente x_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.

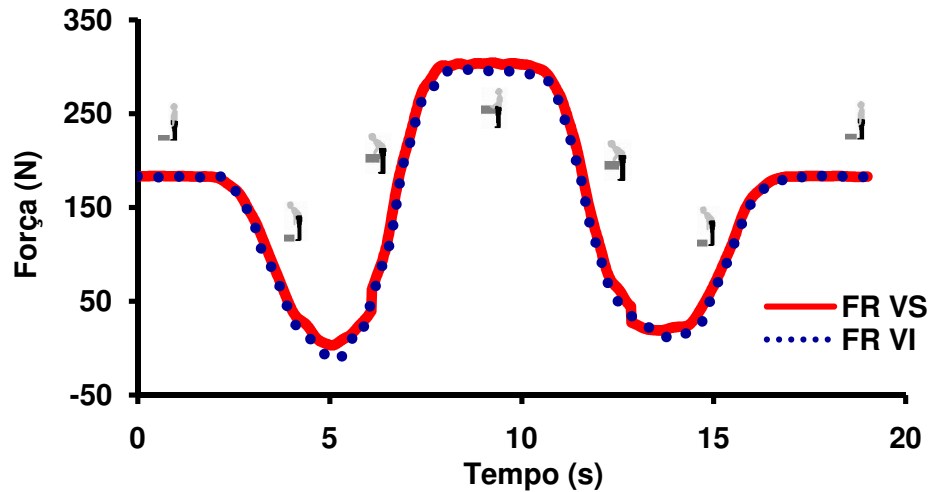


Figura 50 – Comparação da componente y_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.

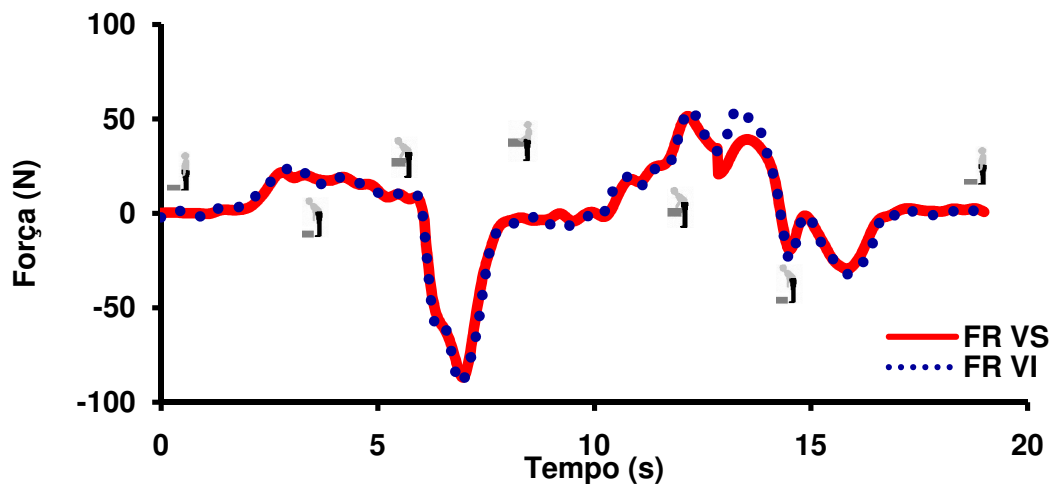


Figura 51 – Comparação da componente z_{TS} da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 1. Valores de força expressos no SCL do Tronco superior.

Nas Figuras 49 a 51, de uma maneira geral, exceto nas regiões críticas onde ocorre a transição da Fase 1 para a Fase 2 e da Fase 3 para a Fase 4, é possível observar um comportamento semelhante entre a FR calculada pela VS e VI do MSA-3D no Tronco superior (T8-T9). Essa semelhança é confirmada nas Figuras 52 a 64, por meio do procedimento de análise gráfica proposto por Bland e Altman, (1986).

As Figuras 52 a 54 apresentam os valores de diferença das componentes x_{TS} , y_{TS} e z_{TS} da FR calculada pela VS e VI do MSA-3D ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR calculada pela VS e VI do MSA-3D ($[FR_{VI} + FR_{VS}]/2$), no Tronco superior. A partir das Figuras 52 a 54 é possível observar que a grande maioria das diferenças entre a FR calculada pela VI e a FR calculada pela VS estão localizadas

dentro dos limites de concordância. Contudo, cabe ressaltar que a diferença média entre as duas vias de cálculo da FR, por vezes, atingiu 10% da magnitude média das duas vias de cálculo. Os resultados da comparação da FR no Tronco médio e inferior durante a realização da Técnica 1 e demais Técnicas são apresentados no Apêndice E.

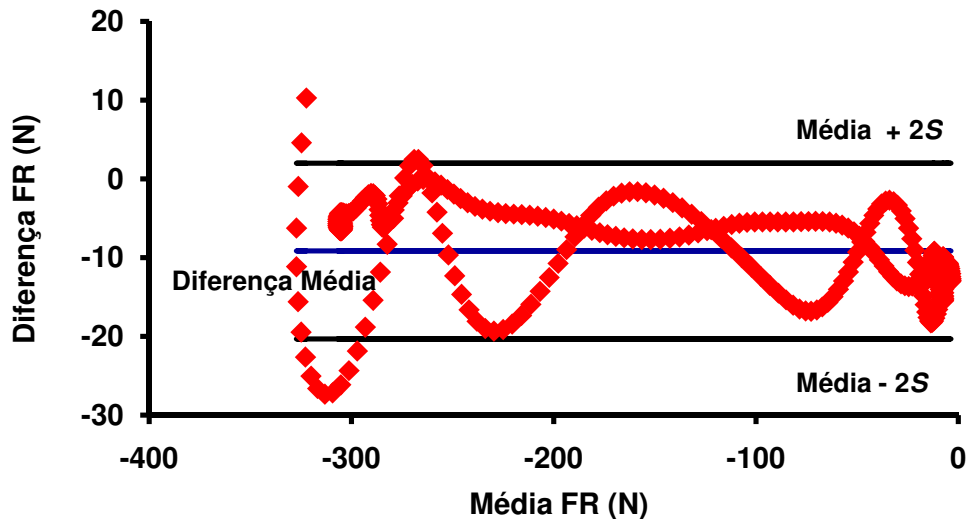


Figura 52 - Diferença da componente x_{TS} da FR (FR VI - FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).

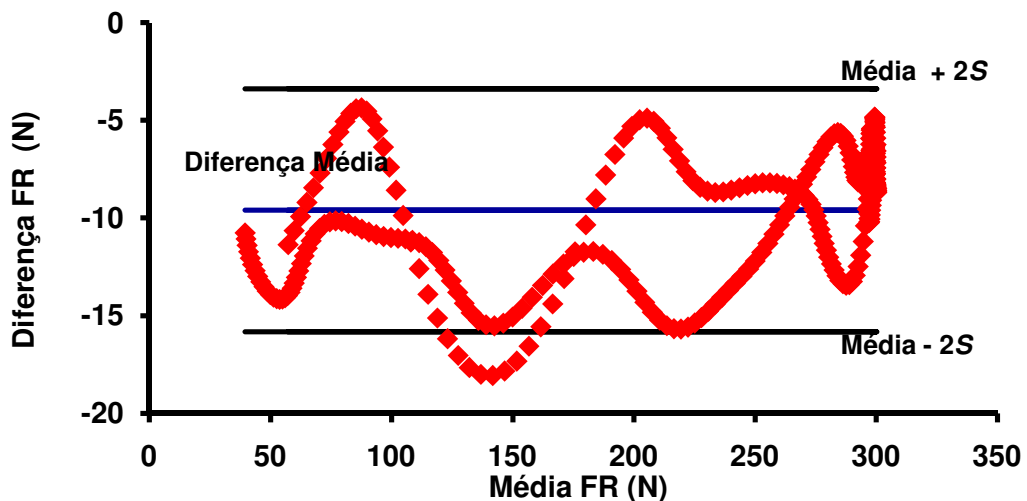


Figura 53 - Diferença da componente y_{TS} da FR (FR VI - FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).

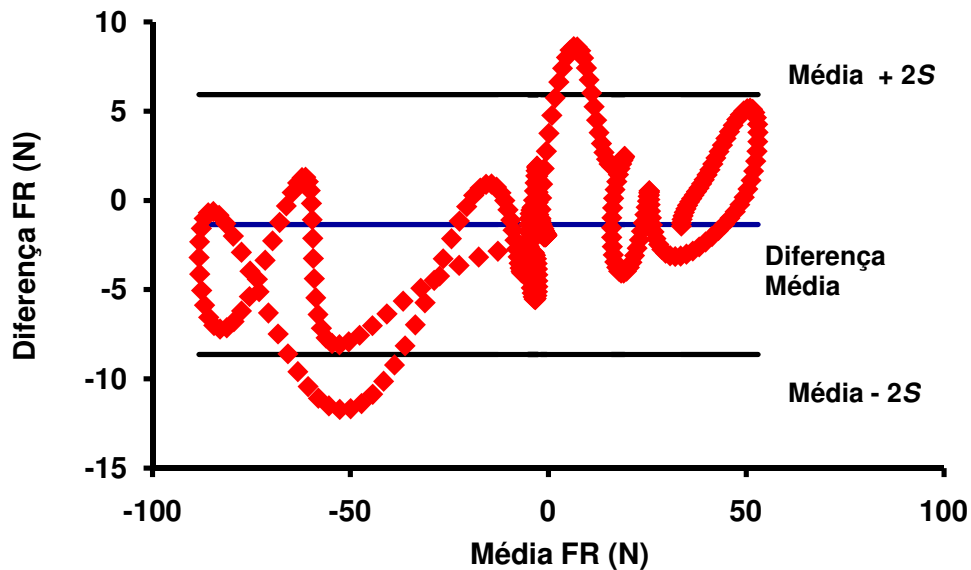


Figura 54 - Diferença da componente z_{T_S} da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[FR VI + FR VS]/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco superior).

A Tabela 11 apresenta os valores de diferença média e desvio padrão da diferença da FR calculada pela VS e VI nas Fases 2 e 3, em todas as Técnicas de levantamento realizadas, nos três segmentos da coluna vertebral.

Na Tabela 11 é possível observar um predomínio de valores negativos de diferença média. Esse predomínio representa uma maior magnitude da FR calculada pela via inferior quando comparada ao cálculo realizado pela via superior. A menor magnitude da FR na VS pode ser atribuída à influência do modelo antropométrico utilizado, ao processamento dos dados de cinematria e ao maior número de segmentos envolvidos na via superior do MSA-3D. Dessa maneira a VS do MSA-3D gera um maior número de procedimentos de cálculo utilizando as variáveis cinemáticas e antropométricas.

Cheng *et al.* (1998) ao comparar resultados de FR_P de dois LSM, denominados de *upper body model* e *lower body model*, durante tarefas assimétricas de levantamento obteve valores de diferença da FR calculada pelos dois modelos em L5-S1 da ordem de 3,51 N no eixo x_{T_I} (pósterio anterior), 8,82 N no eixo y_{T_I} (ífero-superior) e 6,17 N no eixo z_{T_I} (médio-lateral). Esses valores de diferença obtidos por Cheng *et al.* (1998) entre os dois modelos corroboram com os resultados obtidos de diferença da força de reação calculada pela VS e VI do MSA-3D.

Tabela 11 – Diferença média e desvio padrão da diferença da FR calculada pela VI e VS nas Fases 2 e 3 em todas as Técnicas de levantamento.

Técnicas	SCL	Diferença Média (N)	Desvio padrão (N)
Técnica 1	X _{TS}	- 9,17	5,57
	y _{TS}	- 9,90	3,10
	Z _{TS}	- 1,35	3,60
	X _{TM}	- 8,85	6,05
	y _{TM}	- 9,84	3,18
	Z _{TM}	- 0,88	3,02
	X _{TI}	- 7,05	5,40
	y _{TI}	- 11,72	2,64
	Z _{TI}	- 0,37	2,93
Técnica 2	X _{TS}	- 6,61	5,87
	y _{TS}	- 10,32	3,09
	Z _{TS}	- 0,70	1,32
	X _{TM}	- 6,56	5,97
	y _{TM}	- 10,24	3,20
	Z _{TM}	- 0,95	1,31
	X _{TI}	- 6,19	5,38
	y _{TI}	- 10,93	2,77
	Z _{TI}	- 0,74	1,22
Técnica 3(A)	X _{TS}	- 11,48	5,67
	y _{TS}	- 5,25	3,96
	Z _{TS}	- 0,46	2,28
	X _{TM}	- 11,97	6,04
	y _{TM}	- 5,65	3,57
	Z _{TM}	- 0,56	2,27
	X _{TI}	- 9,30	6,07
	y _{TI}	- 8,61	3,22
	Z _{TI}	- 0,04	2,22
Técnica 3(B)	X _{TS}	- 0,52	4,01
	y _{TS}	- 5,51	6,44
	Z _{TS}	0,79	1,69
	X _{TM}	- 0,44	4,11
	y _{TM}	- 5,50	6,39
	Z _{TM}	0,72	1,71
	X _{TI}	1,77	4,51
	y _{TI}	- 5,25	6,07
	Z _{TI}	1,16	1,55

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. x_{TS}, y_{TS} e z_{TS}: sistema cartesiano do Tronco superior. x_{TM}, y_{TM} e z_{TM}: sistema cartesiano do Tronco médio. x_{TI}, y_{TI} e z_{TI}: sistema cartesiano do Tronco inferior.

Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), ao validarem dois modelos de segmentos articulados tridimensionais (*upper body model* e *lower body model*), para cálculo das forças e momentos de reação líquidos na articulação L5-S1 durante tarefas de levantamento, obtiveram valores de diferença da FR_P da ordem de 12 N no eixo y, 10 N no eixo x e 10 N no eixo z, valores semelhantes ao do presente estudo. Os valores de diferença entre os dois modelos no estudo de Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996) foram obtidos a partir da realização de uma tarefa de

levantamento assimétrica, em que três sujeitos com massa corporal média de 69 kg, executavam o levantamento de um objeto do solo com uma massa de 9,6 kg. Ainda cabe ressaltar que tanto o estudo de Cheng *et al.* (1998), quanto o estudo de Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), consideraram a coluna vertebral como um único segmento rígido com seu eixo de rotação na articulação intervertebral entre L5-S1.

5.2.2.2 Momento proximal

O MSA-3D, além da FR_P , fornece uma segunda informação que é o momento de reação proximal (M_P). O M_P é o momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto, a soma dos momentos passivos e ativos que atuam no segmento avaliado. Segundo Winter (2005), durante gestos realizados em velocidade angular lenta e movimento que não alcancem amplitudes articulares extremas, o momento proximal líquido pode ser compreendido como representante do efeito líquido rotacional da atividade muscular. Dessa forma, por representar o momento dos esforços de vínculo muscular de acordo com Kingma *et al.* (1996) o M_P é um dos parâmetros mais importante a ser avaliado durante o cálculo das forças e momentos na coluna vertebral. Uma das formas de avaliação é por meio da comparação do resultado obtido por dois modelos em uma mesma articulação.

No presente estudo os dois modelos são representados pela VS e VI, sendo a comparação do momento proximal líquido realizada na articulação intervertebral entre a quinta vértebra lombar e a primeira vértebra sacral (L5-S1; Tronco inferior). A escolha da articulação intervertebral L5-S1 como ponto de divisão do modelo para comparação do M_P residiu no fato desse local ser normalmente utilizado em estudo de cargas na coluna vertebral para comparação dos momentos (KINGMA *et al.* 1996; CHENG *et al.* 1998; LARIVIÈRIE, GAGNON, 1998).

As Figuras 55 a 57 apresentam a comparação das componentes x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} do M_P em L5-S1 calculada pela VS e VI do MSA-3D durante a realização da primeira repetição da Técnica 1.

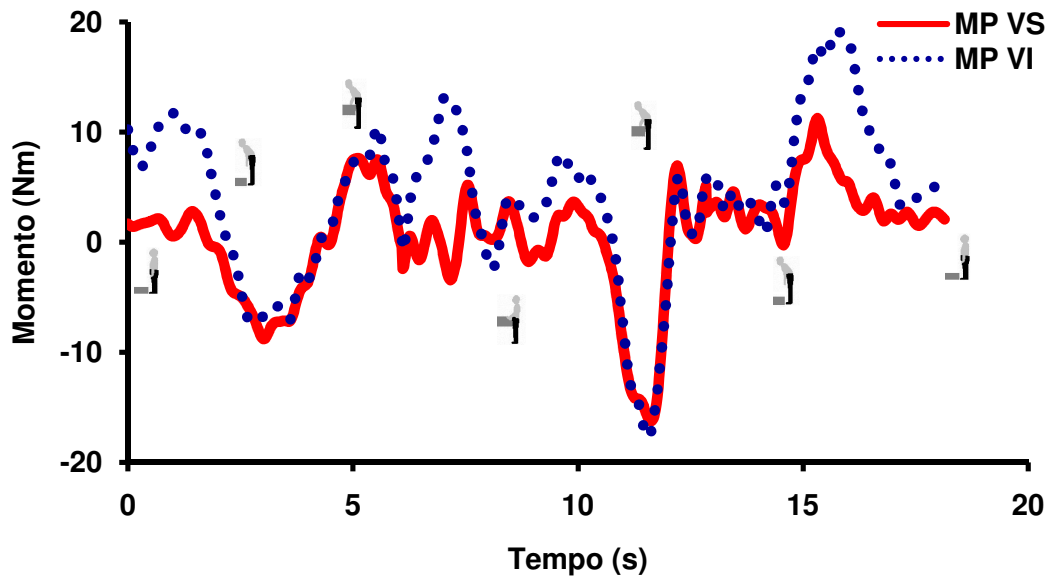


Figura 55 – Comparação da componente x_{TI} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

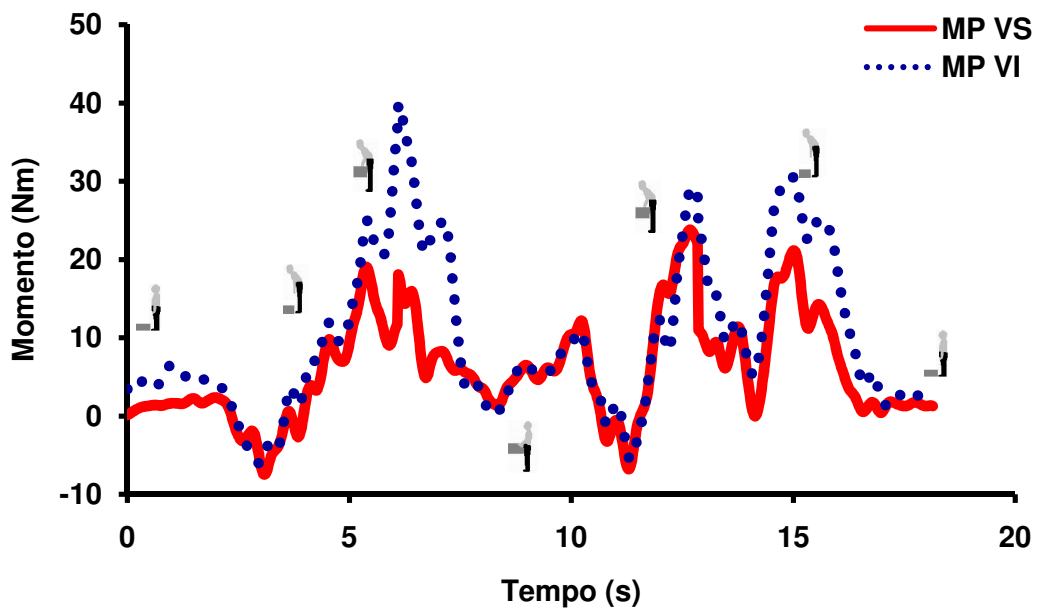


Figura 56 – Comparação da componente y_{TI} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

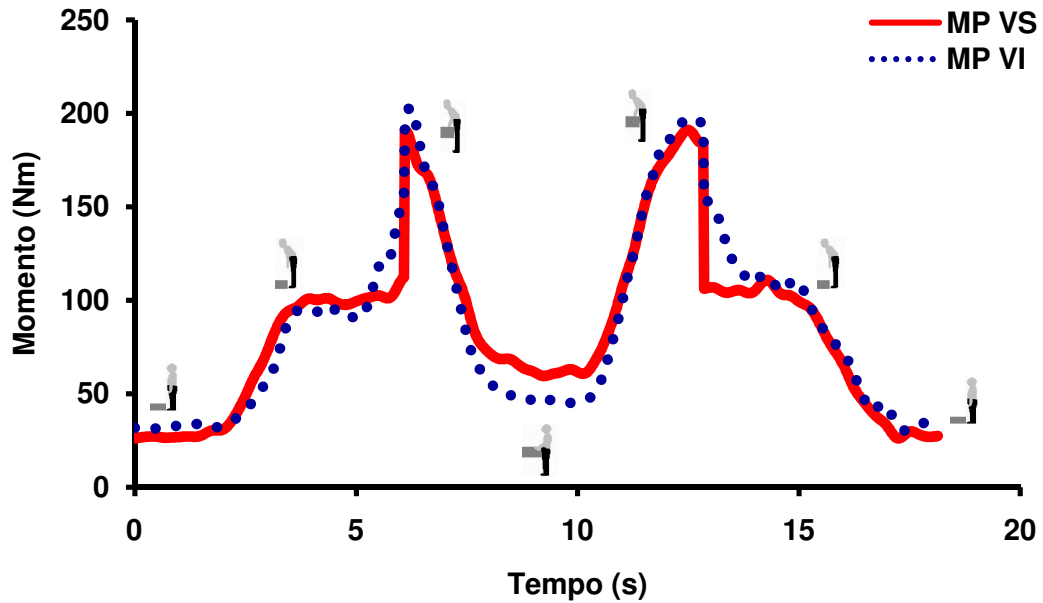


Figura 57 – Comparação da componente z_{T1} do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

Nas Figuras 55 a 57 é possível observar uma semelhança no comportamento das curvas de M_P calculados pelas duas vias, a qual é confirmada pelo procedimento de análise gráfica nas Figuras 58 a 60 (BLAND, ALTMAN, 1986). Na Figura 57, devido ao movimento de uma maneira geral ser realizado predominantemente no plano sagital, ocorre uma maior magnitude da componente z_{T1} do M_P . Essa maior magnitude representa o momento extensor gerado para contrapor o momento flexor, oriundo da carga externa e da força peso dos segmentos corporais acima da articulação intervertebral entre L5-S1.

As Figuras 58 a 60 apresentam os valores de diferença das componentes x_{T1} , y_{T1} e z_{T1} do M_P calculado pela VS e VI do MSA-3D ($M_P \text{ VI} - M_P \text{ VS}$) em função da média do M_P calculado pela VS e VI do MSA-3D ($[M_P \text{ VI} + M_P \text{ VS}]/2$), no Tronco inferior.

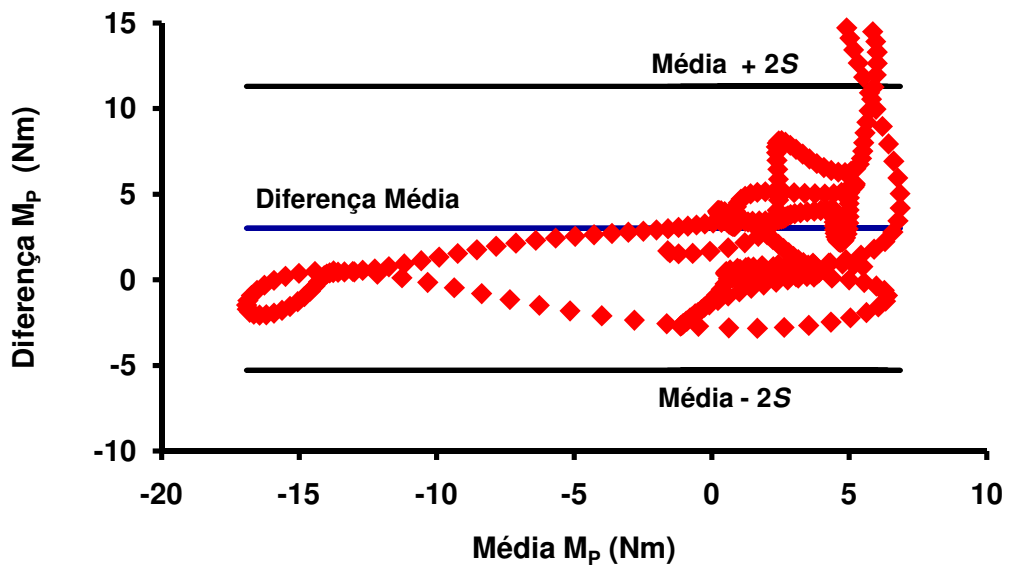


Figura 58 - Diferença da componente x_{T1} do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

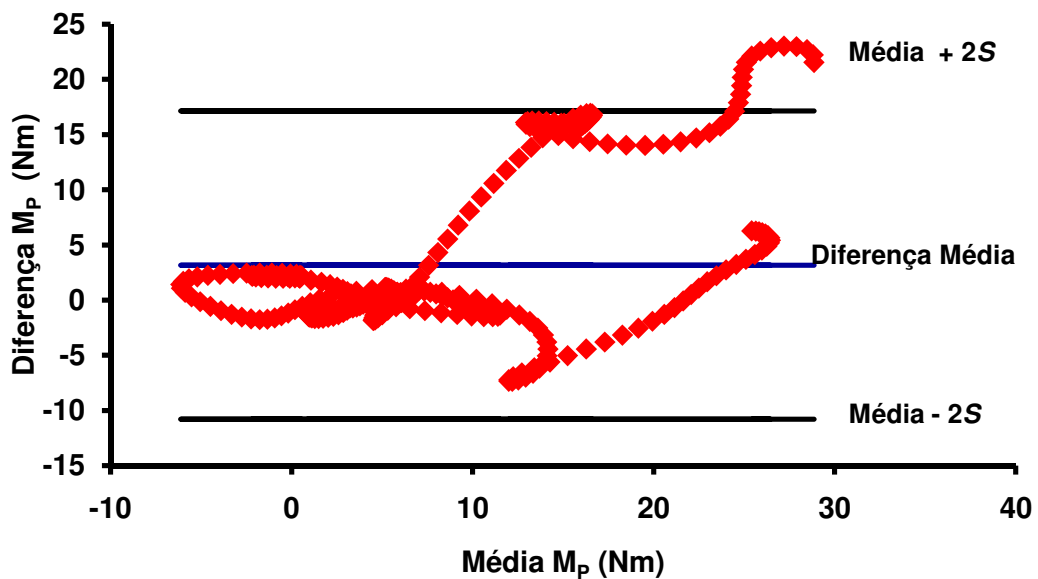


Figura 59 - Diferença da componente y do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

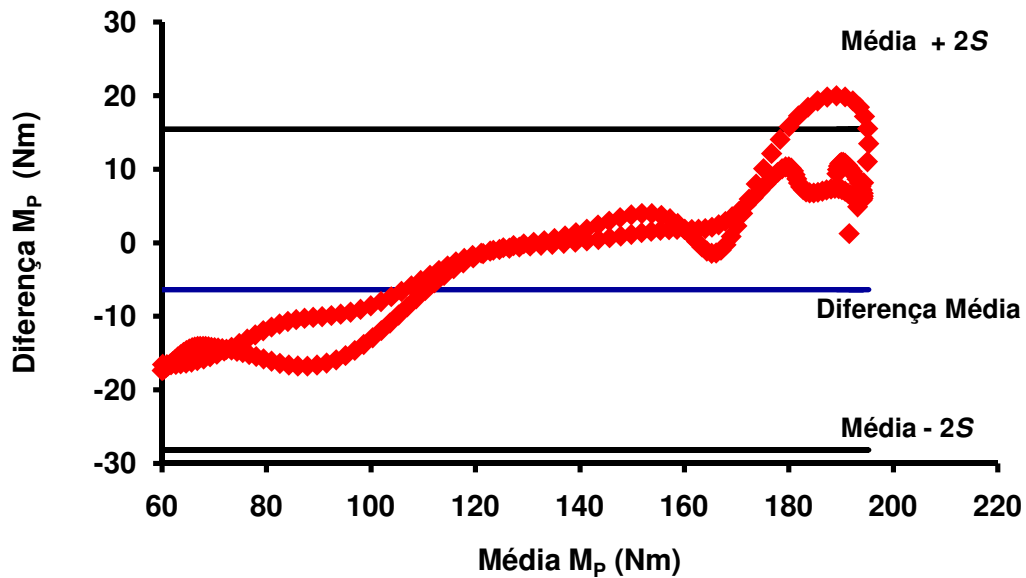


Figura 60 - Diferença da componente z do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

Como o procedimento de análise da concordância dos dois métodos de cálculo do M_P foi realizado por meio da subtração do cálculo da VS pela VI, o valor de 3 Nm de diferença média encontrado na componente x_{TI} , representa uma diferença sistemática de 3 Nm a mais no cálculo pela VS em relação a VI (Figura 58). Na Figura 58 é possível visualizar que a grande maioria dos pontos de diferenças médias em função da média obtida nas duas vias de cálculo esta dentro dos limites de concordância. A componente y_{TI} do M_P apresentou uma diferença media de 3,17 Nm o que também significa uma diferença sistemática de 3,17 Nm a mais no cálculo realizado pela via superior. Já a componente z_{TI} do M_P apresentou uma diferença media de - 6,37 Nm, o que representa um maior valor em média no cálculo realizado pela VI do MSA-3D. Ainda com relação ao procedimento de análise gráfica das componentes do M_P é observada a concentração dos valores de diferença média dentro dos limites de concordância estabelecidos. A Tabela 12 apresenta os valores de diferença media e desvio padrão da diferença do M_P no TI calculado pela VS e VI do MSA-3D, durante as Fases 2 e 3 das Técnicas 2 e 3.

Tabela 12 – Diferença média e desvio padrão da diferença do M_P calculado pela VI e VS nas fases 2 e 3 nas Técnicas 2 e 3 de levantamento.

Técnicas	SCL	Diferença Média (Nm)	Desvio Padrão (Nm)
Técnica 2	x_{TI}	- 0,03	4,19
	y_{TI}	1,31	3,95
	z_{TI}	14,28	15,22
Técnica 3(A)	x_{TI}	3,48	3,06
	y_{TI}	4,36	4,65
	z_{TI}	6,72	11,07
Técnica 3(B)	x_{TI}	- 0,02	3,83
	y_{TI}	- 1,39	4,25
	z_{TI}	- 6,13	8,67

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

Os valores de diferença do M_P , calculado por dois modelos de segmentos articulados associados à *solução inversa*, tem sido um dos procedimentos utilizados para avaliação do cálculo do M_P na articulação intervertebral entre L5-S1 (KINGMA *et al.* 1996). O Quadro 8 apresenta os valores de diferença do M_P obtido durante tarefas de levantamento, por meio da utilização da técnica de modelamento de segmentos articulados associada à *solução inversa*, obtidos por outros estudos, bem como algumas informações sobre condições metodológicas de execução dos mesmos.

Quadro 8 Valores de diferença do M_P na articulação L5-S1, obtidos da literatura.

Estudo	n	Massa corporal média (kg)	Massa do objeto (kg)	Tipo da tarefa de levantamento	Valores de diferença do M_P (Nm)		
					x_{TI}	y_{TI}	z_{TI}
Kingma <i>et al.</i> (1996)	7	76,4	5	Assimétrica com joelhos flexionados	6,6	-2,4	6,1
Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996)	3	69	9,6	Assimétrica com joelhos flexionados	4	4	5
Cheng <i>et al.</i> (1998)	1	60	10	Assimétrica com joelhos flexionados	19,2	19	10,8
Larivière e Gagnon (1998)	1	77	13,6	Simétrica com joelhos estendidos	-	-	42

A partir do Quadro 8, a despeito das diferentes condições de execução da tarefa de levantamento, no que se refere a características antropométricas, às cargas a serem levantadas e ao tipo de técnica empregada para o levantamento, os valores de diferença média do M_P obtidos no presente estudo são similares aos apresentados na literatura. O estudo de Kingma *et al.* (1996) utilizou para o cálculo do momento proximal dois modelos de segmentos articulados associados à *solução inversa*, um denominado *top-down* composto por 11 segmentos (mãos, antebraços, braços, cabeça, tronco, coxa direita, perna direita e pé direito) e outro denominado *bottom-up* composto por 3 segmentos (pé, perna e coxa esquerda). Esse estudo calculou a diferença média entre os dois modelos por meio da subtração do M_P calculado pelo *top-down* menos o M_P calculado pelo *bottom-up*, dessa forma valores positivos de diferença indicam uma diferença sistemática média em prol do *top-down*, enquanto que valores negativos representam uma diferença sistemática média em prol do *bottom-up*.

Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), utilizaram dois modelos de segmentos articulados associados à solução inversa para cálculo do M_P , um denominado modelo da parte superior do corpo e outro da parte inferior. O modelo inferior do corpo foi composto por 7 segmentos (pés, pernas, coxas e pelve), enquanto que o modelo superior possuía 8 segmentos (mãos, antebraços, braços, cabeça e tronco). O cálculo da diferença média do M_P foi realizado por meio da subtração do M_P calculado com o modelo inferior pelo M_P calculado com o modelo superior. Os valores positivos de diferença média do M_P apresentados por Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), indicam uma maior magnitude do M_P calculado pelo modelo inferior.

Cheng *et al.* (1998), ao desenvolver um macromodelo composto por um modelo interno (modelo de distribuição) e um modelo externo (modelo de segmentos articulados tridimensional) com 15 segmentos, calculou a diferença média do M_P por meio da raiz quadrada da média dos quadrados da subtração do M_P inferior pelo M_P superior obtido pelo modelo de segmentos articulados. Os valores de diferença média obtidos por Cheng *et al.* (1998), de uma maneira geral foram superiores ao presente estudo.

Larivière e Gagnon (1998) apresentam apenas as diferenças encontradas no momento extensor calculado pelo modelo de segmentos articulados associado a *solução inversa*. Não obstante, os autores afirmam que estas altas diferenças são encontradas, principalmente, no início do levantamento. Isso corresponde às maiores diferenças nas Fases de transição da situação sem carga, para situação com carga e vice-versa ocorridas no presente estudo. Os resultados de M_P no Tronco médio e inferior durante a realização da Técnica 1 e demais Técnicas são apresentados no Apêndice F.

6 Resultados e discussão

A avaliação correta das cargas internas na coluna vertebral durante a AVD de levantar um objeto tem sido considerada um dos grandes desafios da biomecânica (GRANATTA, MARRAS, 1995) independente da abordagem metodológica utilizada. Duas principais abordagens são mais comumente utilizadas: (1) abordagem direta, a qual esbarra em questões éticas e limitações tecnológicas e (2) abordagem indireta a qual por meio de medidas externas e modelos biomecânicos modela matematicamente o movimento. A abordagem indireta fornece resultados de força e momento proximais líquidos, os quais por meio de modelos de distribuição são divididos entre as estruturas musculares e articulares.

Nesse estudo foi utilizada uma abordagem indireta, por meio de um Macromodelo Biomecânico Tridimensional (MM3D). O MM3D é composto de um modelo de segmentos articulados associado à técnica da *dinâmica inversa* (MSA-3D), e um modelo de distribuição (MDFMA), baseado em técnicas de otimização. O MSA-3D calcula as forças e momentos proximais líquidos enquanto que o MDFMA distribui essas forças e momentos entre as estruturas de vínculo articular e muscular.

A ordem de apresentação dos resultados, obtidos por meio da utilização do MM3D, seguirá três etapas. Na primeira etapa são apresentados os dados cinéticos de entrada utilizados no MM3D. A segunda etapa corresponde à apresentação e discussão dos dados referentes aos resultados de força e momento proximal obtidos pelo MSA-3D. Já a terceira corresponde à apresentação e discussão dos resultados de F_M e F_A nos segmentos da coluna vertebral. Para a apresentação e discussão dos resultados do MM3D, apenas a primeira repetição de cada técnica de levantamento será apresentada.

6.1 Dados cinéticos de entrada do MM3D

Os parâmetros cinéticos coletados durante a realização da tarefa de levantamento representam as FRE, as quais foram utilizadas como dados de entrada da via superior e inferior do MM3D. Na VI do macromodelo o dado cinético de entrada correspondeu a FRS mensurada pela plataforma de força, sendo o mesmo dividido igualmente entre os dois membros inferiores. Já o dado cinético de entrada utilizado na VS do MM3D, foi a força de reação do objeto.

A Figura 61 apresenta o registro das componentes X, Y e Z da FRS obtido por meio da utilização da plataforma de força, para duas repetições da Técnica 1. No Apêndice G são apresentados os registros obtidos da FRS para as demais técnicas de levantamento utilizadas.

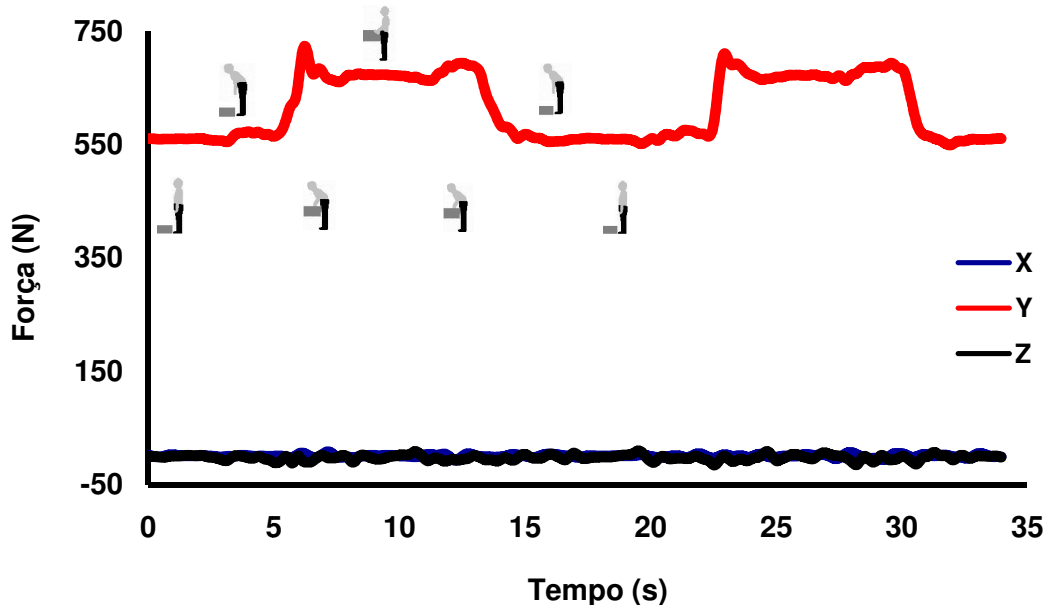


Figura 61 - Registro das componentes X, Y, Z da FRS, obtido por meio da utilização da plataforma de força.

A Figura 62 apresenta o registro da força de reação do objeto obtido por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto, durante a realização de duas repetições da tarefa de levantamento na Técnica 1. Para fins de entrada de dados no macromodelo a força de reação do objeto foi dividida igualmente entre os dois membros superiores. No Apêndice H são apresentados os registros obtidos da força de reação do objeto para as demais técnicas de levantamento utilizadas.

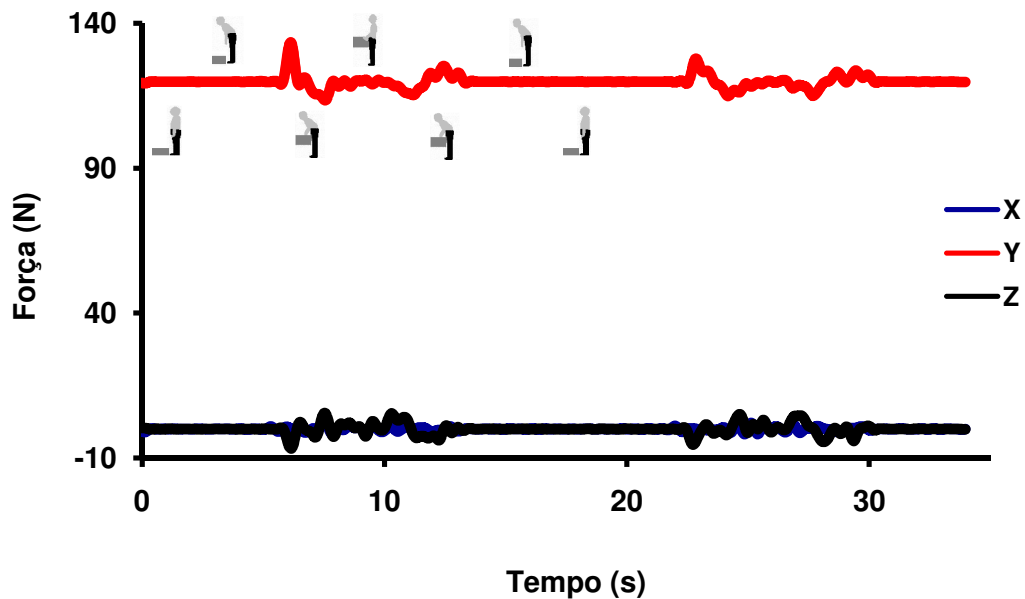


Figura 62 - Registro das componentes X, Y, Z da força de reação do objeto, obtido por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto.

Com base nas Figuras 61 e 62, as quais apresentam o registro da FRS e da força de reação do objeto, durante a realização das tarefas de levantamento, respectivamente, é claramente observável o controle da velocidade de execução do movimento durante a tarefa proposta, o qual se manteve aproximadamente constante e lento. Esse fato resultou em uma baixa aceleração durante o movimento, a qual se repetiu em todas as curvas de força. O baixo valor de aceleração durante a realização das tarefas de levantamento propostas, também foi confirmado pelos dados cinemáticos.

6.2 Resultados de FR_P obtidos pelo MSA-3D

A seguir serão apresentados e discutidos os resultados de FR obtidos a partir da VS do MSA-3D durante a realização da primeira repetição de cada Técnica de levantamento. Os resultados de FR_P e M_P foram obtidos para todas as articulações que compõem o MSA-3D (Figura 29), entretanto, somente serão apresentados e discutidos os resultados referentes às articulações da coluna vertebral.

A escolha da VS do MSA-3D, para cálculo da FR_P e M_P , residiu no fato de que esta via de cálculo é mais suscetível a alterações cinemáticas decorrentes das diversas técnicas de levantamento, as quais envolvem grande movimentação da parte superior do corpo. Segundo Larivière e Gagnon (1998), modelos de segmentos articulados que utilizam a via de cálculo inferior necessitam de informações oriundas de plataformas de força. A utilização de plataformas de força restringe as possibilidades de avaliações e de possíveis mudanças na estratégia de posicionamento dos pés para a realização do gesto de levantamento, pois estes estão restritos a área da plataforma.

Os resultados de força de reação proximal calculados pela VS serão apresentados em função do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral. A Figura 63 apresenta o comportamento do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral nas técnicas de levantamento utilizadas. Nas Técnicas 1 e 2 os maiores ângulos de flexão da articulação coxo-femoral significam uma posição mais horizontal da coluna vertebral, devido as articulações dos joelhos permanecerem estendidas. Já nos maiores ângulos da articulação coxo-femoral, nas Técnicas 3(A) e 3(B), a coluna vertebral encontra-se em uma posição mais vertical, devido a flexão das articulações dos joelhos as quais posicionam o segmento coxa próximo da horizontal.

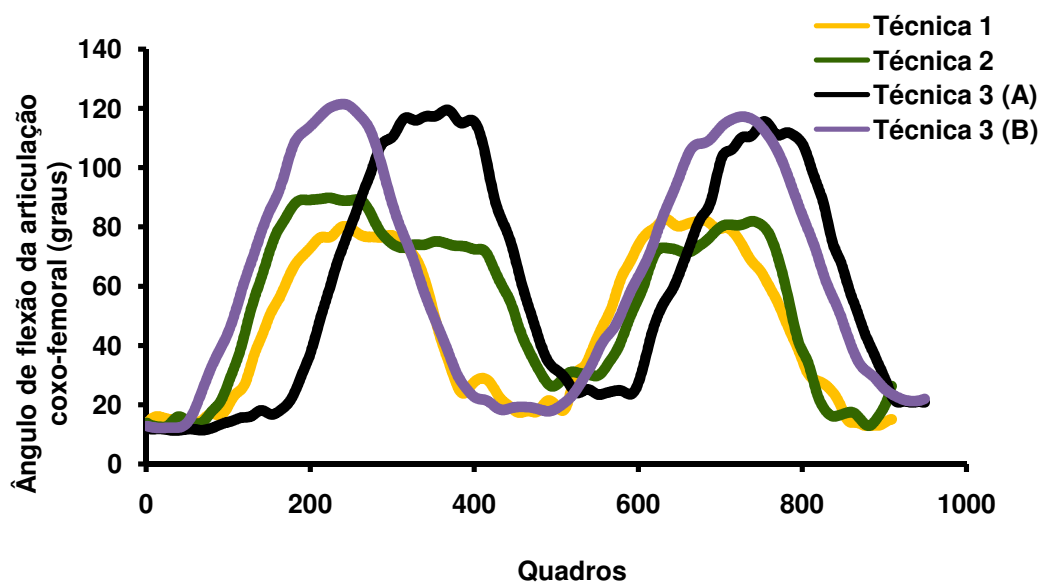


Figura 63 – Ângulo de flexão da articulação coxo-femoral durante realização das técnicas de levantamento.

A Figura 64 apresenta as componentes da FR_P no Tronco superior (x_{TS} , y_{TS} e z_{TS}) em função do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral, durante todas as Fases da Técnica 1. Na Figura 64(A) nos menores ângulos de flexão é possível observar maior magnitude da componente y_{TS} da FR_P, com valores próximos a força peso dos membros superiores mais cabeça e pescoço. Com aumento do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral ocorre um aumento da magnitude da componente x_{TS} da FR_P. A componente z_{TS} da FR_P durante a Fase 1, que corresponde a Fase de descida sem carga apresenta pequena variação.

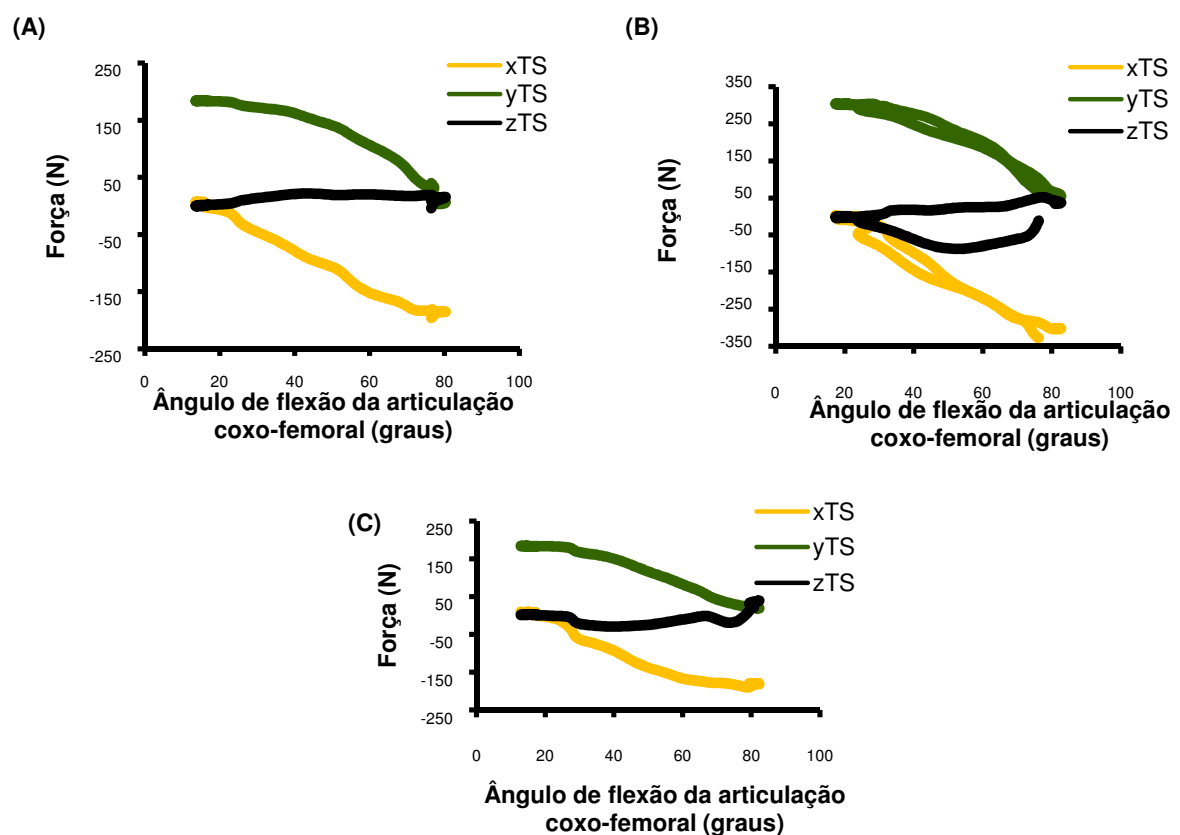


Figura 64 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco superior. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4. x_{TS} , y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

A Figura 64(B) apresenta as Fases 2 e 3 do levantamento que correspondem a subida e descida com carga. Nessas fases ocorrem comportamentos semelhantes ao descrito anteriormente na Fase 1. Contudo, é possível observar nos menores ângulos de flexão da articulação coxo-femoral uma maior magnitude da componente y_{TS} em decorrência da presença da carga externa, o mesmo ocorre com a componente x_{TS} nos maiores ângulos de flexão. Ainda na Figura 64(B) é possível observar maior variação da componente z_{TS} da FR_P em virtude da presença da

carga. Na Figura 64(C) é apresentada a Fase 4 que corresponde a subida sem carga. Nessa Fase são encontradas magnitudes e comportamentos semelhantes a Fase 1.

Ao longo da execução da tarefa de levantamento na Técnica 1, ocorre uma mudança na orientação dos eixos do SCL do Tronco superior em virtude da alteração do ângulo da articulação coxo-femoral. Essa alteração angular faz com que, em pequenos ângulos de flexão, o eixo y_{TS} esteja com uma orientação mais vertical, sofrendo uma maior ação da força peso dos segmentos e da carga externa. Já nos maiores ângulos de flexão da articulação coxo-femoral o eixo x_{TS} está orientado verticalmente, sendo assim imposta nesse eixo uma maior ação da força peso dos segmentos e da carga externa. A Figura 65 apresenta a orientação dos eixos x e y do SCL do TS durante os extremos da amplitude de flexão da articulação coxo-femoral na Técnica 1.

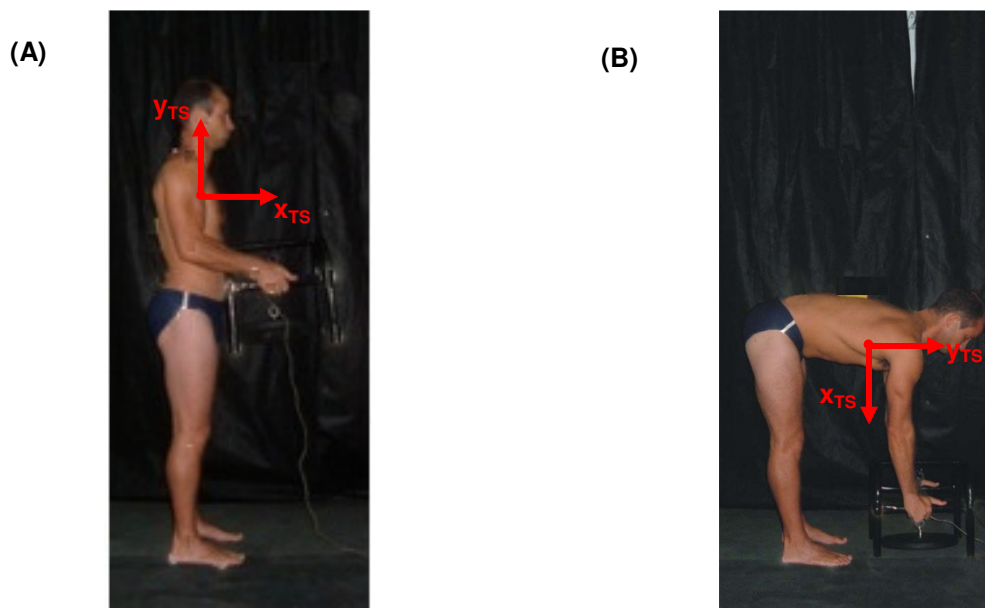


Figura 65 – Orientação do SCL do Tronco superior durante realização da Técnica 1. (A) Eixo y_{TS} orientado verticalmente e (B) Eixo x_{TS} orientado verticalmente.
 x_{TS} e y_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

Os resultados de FR_P no TS, durante realização da Técnica 1 indicam maior força de compressão em pequenos ângulos da articulação coxo-femoral, diminuindo gradativamente com o aumento do ângulo de flexão. Isso ocorre concomitantemente com um aumento da força de cisalhamento pósterio-anterior. A Tabela 13 apresenta os valores de pico máximo e ângulo de ocorrência da FR_P nos três segmentos da coluna vertebral durante cada Fase de todas as técnicas de levantamento utilizadas.

Tabela 13 – Valores de pico máximo e ângulo de ocorrência da FR_P nos três segmentos da coluna vertebral durante cada Fase de todas as Técnicas .

Fase	Técnica 1			Técnica 2		Técnica 3 (A)		Técnica 3 (B)	
	SCL	FR _P (N)	Ângulo (graus)	FR _P (N)	Ângulo (graus)	FR _P (N)	Ângulo (graus)	FR _P (N)	Ângulo (graus)
Fase 1	X _{TI}	- 344,06	76,4	- 351,31	88,0	- 327,88	116,4	- 310,61	121,0
	Y _{TI}	320,61	13,6	322,63	12,6	325,71	15,8	320,16	12,4
	Z _{TI}	- 26,91	24,0	- 22,87	15,8	- 27,27	35,5	- 49,92	119,9
	X _{TM}	- 294,23	76,4	- 290,39	88,0	- 240,91	115,0	- 195,44	114,7
	Y _{TM}	273,86	16,4	274,19	17,1	275,06	21,8	274,75	13,6
	Z _{TM}	- 46,53	40,5	17,51	16,0	12,76	19,8	- 29,14	110,3
	X _{TS}	- 195,91	76,4	- 195,51	88,0	- 141,73	115,0	- 99,09	118,6
	Y _{TS}	183,79	15,1	183,81	12,5	184,15	21,7	183,83	12,9
Z _{TS}	21,73	44,5	8,00	34,4	- 3,53	107,6	- 5,84	105,7	
Fase 2 e 3	X _{TI}	- 473,87	76,2	- 483,90	87,7	- 460,69	114,6	- 412,21	117,1
	Y _{TI}	431,48	17,6	401,12	26,2	417,50	27,6	419,54	17,8
	Z _{TI}	- 87,04	18,7	- 23,27	30,3	- 49,10	102,6	- 70,68	112,1
	X _{TM}	- 427,98	76,0	- 424,23	87,3	- 355,13	115,0	- 259,63	113,5
	Y _{TM}	395,78	17,8	389,89	31,1	393,70	28,2	395,54	18,3
	Z _{TM}	- 74,31	51,1	26,00	31,0	- 28,46	115,1	- 40,87	113,5
	X _{TS}	- 327,41	76,2	- 328,47	87,3	- 260,99	115,9	- 170,41	113,5
	Y _{TS}	304,50	17,8	297,21	31,1	302,79	27,0	303,75	18,2
Z _{TS}	- 86,95	52,8	12,02	74,0	- 10,25	79,7	- 11,58	101,4	
Fase 4	X _{TI}	- 338,78	79,4	- 350,85	79,2	- 333,26	107,4	- 311,60	116,0
	Y _{TI}	321,35	12,9	323,19	12,9	313,01	24,9	303,44	21,5
	Z _{TI}	- 37,04	17,4	- 21,45	23,8	- 39,80	66,3	- 67,77	104,9
	X _{TM}	- 284,22	79,0	- 294,17	79,2	- 248,54	113,6	- 198,39	116,7
	Y _{TM}	274,71	12,9	274,99	17,2	275,14	29,1	275,64	21,2
	Z _{TM}	53,73	56,2	18,02	16,4	- 19,80	114,9	- 30,68	115,4
	X _{TS}	- 190,21	78,7	- 202,65	78,8	- 159,46	114,0	- 118,11	116,5
	Y _{TS}	183,78	12,9	183,78	19,9	183,65	24,2	184,04	21,2
Z _{TS}	39,14	82,2	- 9,65	55,9	2,81	110,3	- 8,12	105,4	

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. X_{TS}, Y_{TS} e Z_{TS}: sistema cartesiano do Tronco superior. X_{TM}, Y_{TM} e Z_{TM}: sistema cartesiano do Tronco médio. X_{TI}, Y_{TI} e Z_{TI}: sistema cartesiano do Tronco inferior.

A partir da Tabela 13 é possível concluir que as maiores magnitudes da força de reação no TS ocorreram nas Fases 2 e 3. Os maiores picos de compressão ocorreram próximos do ângulo de 18º de flexão da articulação coxo-femoral com uma magnitude de 304,50 N na Técnica 1 e 303,75 N na Técnica 3(B). Os maiores

picos de cisalhamento pósterio-anterior ocorreram próximo do ângulo de 87° com uma magnitude de $-328,47$ N na Técnica 2 e próximo do ângulo 76° com uma magnitude de $-327,41$ N na Técnica 1. Já o maior pico de cisalhamento médio-lateral ocorreu próximo ao ângulo de 53° com uma magnitude de $-86,95$ N na Técnica 1.

A Figura 66 apresenta as componentes da FR_P no Tronco médio (x_{TM} , y_{TM} e z_{TM}) em função do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral, durante todas as Fases da Técnica 1. Na Figura 66 é possível observar um comportamento da FR_P semelhante ao apresentado no Tronco superior. Contudo, as magnitudes das componentes x_{TM} e y_{TM} da FR_P no Tronco médio (TM) foram maiores que as magnitudes observadas no Tronco superior, o que era esperado devido ao acréscimo da massa e aceleração do segmento do TM no cálculo da FR_P .

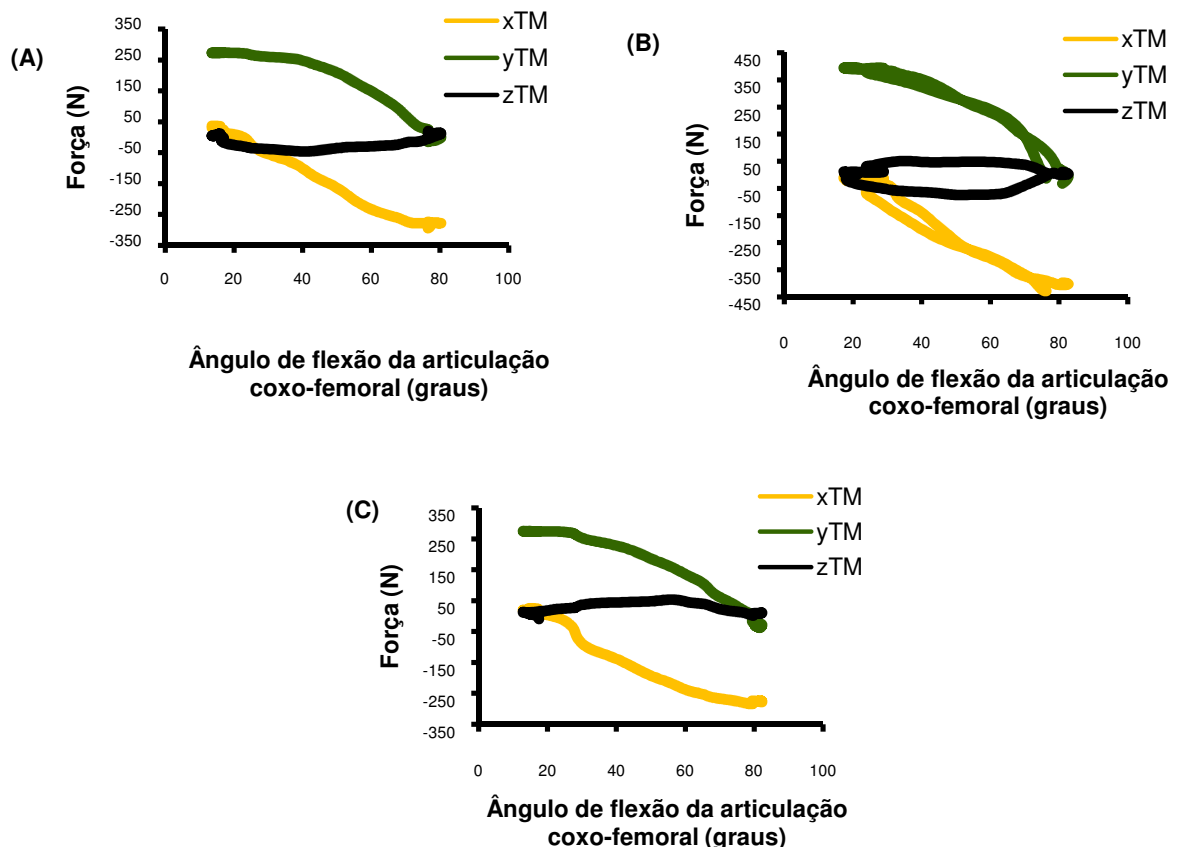


Figura 66 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco médio. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4.

x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

A partir da Tabela 13 é possível ainda concluir que as maiores magnitudes da força de reação no TM ocorreram nas Fases 2 e 3. Os maiores picos de compressão

ocorreram próximos do ângulo de 18° de flexão da articulação coxo-femoral com uma magnitude de 395,78 N na Técnica 1 e 395,54 N na Técnica 3(B). O maior pico de cisalhamento pósterio-anterior ocorreu próximo do ângulo de 76° com uma magnitude de - 427,98 N e o maior pico de cisalhamento médio-lateral ocorreu próximo ao ângulo de 51° com uma magnitude de - 74,31 N, ambos durante a realização do levantamento por meio da Técnica 1. O valor de FR_P da componente médio-lateral do TM foi menor do que no TS na Técnica 1. Ainda com referência ao ângulo de ocorrência dos valores de pico da FR_P no TM e TS é possível identificar uma proximidade entre os ângulos de ocorrência na Técnica 1.

A Figura 67 apresenta as componentes da FR_P no Tronco inferior (x_{TI} , y_{TI} e z_{TI}) em função do ângulo de flexão da articulação coxo-femoral, durante todas as Fases da Técnica 1.

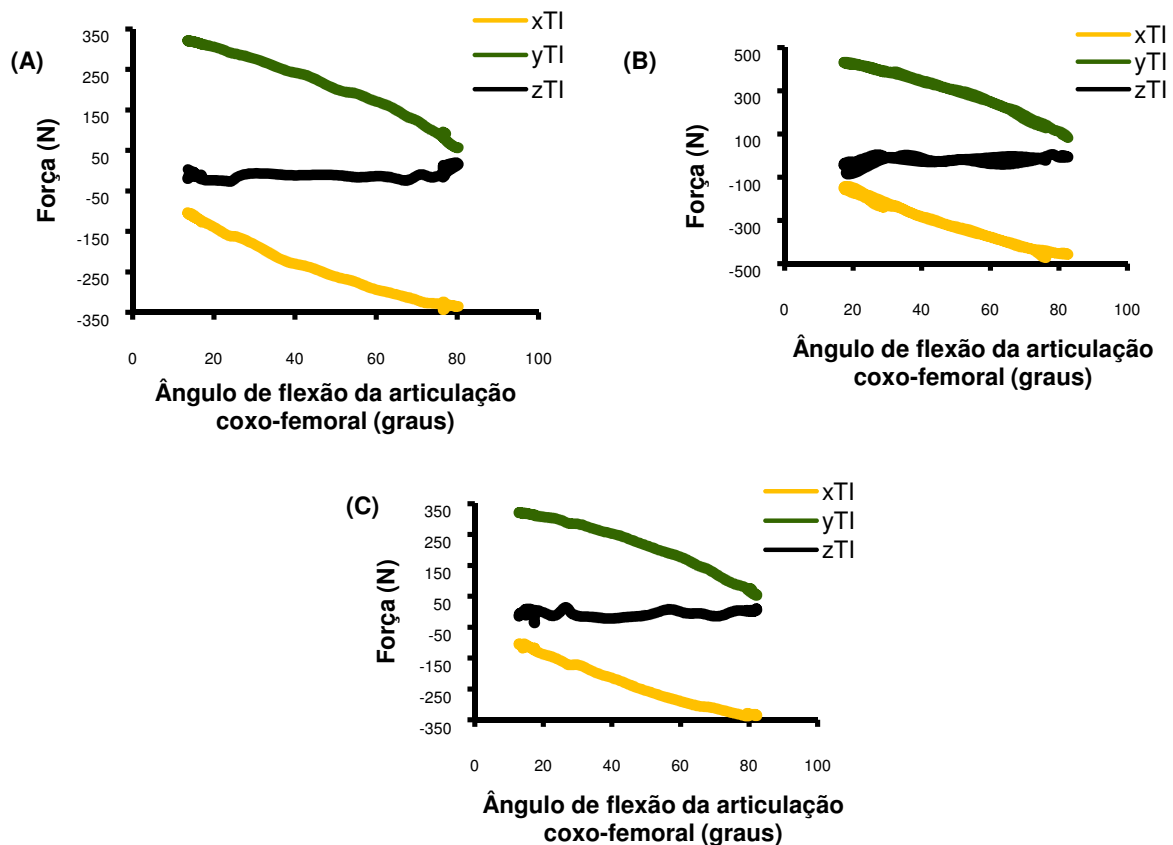


Figura 67 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 1. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. (A) Fase 1, (B) Fase 2 e 3, (C) Fase 4.

x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

Na Figura 67 é possível observar um comportamento da FR_P semelhante ao apresentado no TS e TM. Entretanto, as magnitudes das componentes x_{TI} e y_{TI} da FR_P no Tronco inferior (TI) foram maiores que as magnitudes observadas no TM e

TS, o que era esperado devido ao acréscimo da massa e aceleração do segmento TI no cálculo da FR_P . A componente x_{TI} diferentemente do apresentado no TM e TS nos menores ângulos de flexão da articulação coxo-femoral (postura ereta), em todas as Fases de levantamento, já apresenta um cisalhamento pósterio-anterior de aproximadamente - 100 N. Isso pode ser explicado pela inclinação anterior da quinta vértebra lombar e primeira vértebra sacral na parte inferior da lordose lombar.

As maiores magnitudes da força de reação no TI ocorreram nas Fases 2 e 3 (Tabela 13). O maior pico de compressão ocorreu próximo do ângulo de 18° de flexão da articulação coxo-femoral com uma magnitude de 431,48 N na Técnica 1. O maior pico de cisalhamento pósterio-anterior ocorreu próximo do ângulo de 87° com uma magnitude de - 483,90 N na Técnica 2 e o maior pico de cisalhamento médio-lateral ocorreu próximo ao ângulo de 19° com uma magnitude de - 87,04 N na Técnica 1, sendo esse valor de FR_P maior do que o ocorrido no TM. Com base no ângulo de ocorrência dos valores de pico da FR_P no TI, TS e TM é possível identificar uma proximidade do ângulo de ocorrência entre as Técnicas 1 e 2 e entre as Técnicas 3(A) e 3(B), exceto na componente z_{TI} , na qual ocorreu uma maior variação do ângulo de ocorrência do valor de pico da FR_P nos três segmentos da coluna vertebral.

Os valores de pico máximo da FR_P nos três segmentos da coluna vertebral, em todas as técnicas de levantamento de um modo geral ocorreram na Fase 2 e 3. Os valores de pico máximo da FR_P da componente x_{TM} e x_{TS} na Técnica 3(A) e 3(B) foram menores que nas Técnicas 1 e 2, indicando um menor cisalhamento pósterio-anterior no Tronco superior e médio durante a realização do levantamento utilizando a Técnica 3(A) e 3(B). A menor magnitude da FR_P na componente x_{TM} e x_{TS} na Técnica 3(A) e 3(B) é causada por uma menor inclinação da coluna vertebral a frente em decorrência da flexão da articulação dos joelhos que não ocorre nas Técnicas 1 e 2, pois a articulação dos joelhos é mantida em extensão, ocasionando uma maior inclinação da coluna vertebral a frente.

Na Tabela 13, de uma maneira geral, com relação às componentes x_{TI} e y_{TI} os menores valores de pico da FR_P foram observados na Técnica 3(B), em que o objeto a ser levantado estava entre os pés próximo ao corpo. O maior valor de FR_P ocorreu na Técnica 2 durante a Fase 2 e 3. Esse maior valor de FR_P pode ser creditado a aceleração da carga externa no início do levantamento em decorrência da realização da flexão da articulação do cotovelo na Técnica 2.

A seguir os resultados de FR_P obtidos na via superior do MSA-3D serão discutidos e comparados com resultados obtidos da literatura. Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), utilizando dois modelos de segmentos articulados tridimensionais obtiveram valores de pico máximo da FR_P de aproximadamente 450 N no eixo y_{TI} , - 500 N no eixo x_{TI} e - 140 N no eixo z_{TI} . O alto valor obtido no eixo médio-lateral (z_{TI}) por Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996), em comparação ao presente estudo, é atribuído a diferenças existentes nas condições de execução da tarefa. No presente estudo, o gesto realizado consistiu de um movimento predominantemente simétrico ao contrário do estudo de Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996) em que os sujeitos realizavam um gesto de levantamento assimétrico. Com respeito aos valores da componente x_{TI} da FR_P tanto o presente estudo como o de Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996) apresentaram um valor de aproximadamente - 100 N na postura ereta. Não obstante, as pequenas diferenças da massa da carga e da massa corporal dos indivíduos os resultados e o comportamento das componentes x_{TI} e y_{TI} da FR_P principalmente nas Fases 2 e 3 do presente estudo foram semelhantes ao encontrado por Plamondon, Gagnon e Desjardins (1996).

Corroborando com os resultados de FR_P do presente estudo, Cheng *et al.* (1998), a partir da utilização de dois modelos de segmentos articulados tridimensionais, calcularam a FR_P durante uma tarefa de levantamento assimétrico de um objeto do solo (massa de 10 kg) com joelhos flexionados obtendo valores de pico máximo da componente y_{TI} de aproximadamente 500 N. No Apêndice I são apresentados os gráficos da FR_P em função do ângulo da articulação coxo-femoral durante a realização das Técnicas 2 e 3.

6.3 Resultados de M_P obtidos pelo MSA-3D

O M_P , obtido por meio da utilização do MSA-3D, representa o momento total produzido em uma articulação, sendo, portanto, a soma dos momentos das estruturas passivas e ativas. O M_P quando calculado em um movimento realizado com baixa velocidade e amplitudes não extremas, representa o efeito rotacional líquido da atividade muscular. No presente estudo o M_P foi estimado por meio da resolução das equações de movimento de *Newton-Euler* (ZATSIORSKY, 2002; WINTER, 2005).

A Tabela 14 apresenta os resultados de pico máximo e mínimo do M_P calculado pela VS do MSA-3D durante todas as técnicas de levantamento. Na Tabela 14 é possível observar uma maior magnitude em todas as técnicas de levantamento da componente z do M_P que corresponde ao momento extensor. Já com respeito a comparação das técnicas, os resultados apresentaram a seguinte seqüência em ordem decrescente de magnitude do M_P : Técnica 1, Técnica 2, Técnica 3(A) e Técnica 3(B).

Tabela 14 – Pico máximo e mínimo do M_P calculado pela VS do MSA-3D.

Técnicas	SCL	Pico máximo do M_P (Nm)	Pico mínimo do M_P (Nm)
Técnica 1	X_{TI}	11,24	-13,42
	Y_{TI}	23,81	-7,51
	Z_{TI}	191,21	-16,28
	X_{TM}	10,61	26,09
	Y_{TM}	21,96	-21,49
	Z_{TM}	153,27	18,70
	X_{Ts}	16,90	-27,31
	Y_{Ts}	7,15	-2,94
	Z_{Ts}	88,93	12,96
Técnica 2	X_{TI}	5,47	-7,60
	Y_{TI}	13,29	-5,39
	Z_{TI}	191,28	26,29
	X_{TM}	4,82	-7,52
	Y_{TM}	4,74	-6,94
	Z_{TM}	148,22	18,61
	X_{Ts}	3,78	-5,76
	Y_{Ts}	2,94	-2,35
	Z_{Ts}	87,07	15,23
Técnica 3(A)	X_{TI}	3,60	-12,53
	Y_{TI}	24,25	-1,98
	Z_{TI}	177,29	25,61
	X_{TM}	3,88	-8,10
	Y_{TM}	5,57	-3,08
	Z_{TM}	144,99	19,40
	X_{Ts}	2,92	-8,06
	Y_{Ts}	3,02	-1,52
	Z_{Ts}	93,86	16,04
Técnica 3(B)	X_{TI}	1,52	-16,47
	Y_{TI}	13,84	0,74
	Z_{TI}	143,28	26,58
	X_{TM}	3,12	-9,44
	Y_{TM}	7,68	-2,39
	Z_{TM}	117,21	18,68
	X_{Ts}	2,45	-4,47
	Y_{Ts}	3,61	-1,69
	Z_{Ts}	78,90	11,50

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

As menores magnitudes do M_P nas Técnicas 3(A) e 3(B), em que as articulações dos joelhos estão flexionadas, são decorrentes de uma menor d^\perp da carga externa quando comparadas as Técnicas 1 e 2. Não obstante, na Técnica 3(A), em que o objeto não estava posicionado entre os pés ocorreu uma menor redução do M_P , quando comparado as Técnicas 1 e 2. Esses resultados corroboram com as afirmações de Van Dieën, Hoozemans e Toussaint, (1999) e Burgess-Limerick (2003) de que a realização de uma tarefa de levantamento com joelhos flexionados reduz o momento extensor, desde que o objeto a ser levantado esteja em uma posição entre os pés. O Quadro 9 apresenta valores de pico máximo do momento extensor durante tarefas de levantamento, obtidos por outros estudos, bem como algumas informações sobre condições metodológicas de execução dos mesmos.

Quadro 9 Valores de M_P na articulação intervertebral entre L5-S1, obtidos da literatura.

Estudo	<i>n</i>	Massa corporal média (kg)	Massa do objeto (kg)	Tipo da tarefa de levantamento	Valores de pico do momento extensor (Nm) e desvio padrão
Kingma <i>et al.</i> (1996)	7	76,4	5	Assimétrica com joelhos flexionados	173,5 ± 42.7
Larivière e Gagnon (1998)	1	77	13,6	Simétrica com joelhos estendidos	275 ± 16
Gagnon Larivière e Loisel (2001)	11	77	12	Simétrica com joelhos estendidos	141 ± 27
Kingma <i>et al.</i> (2001)	8	72,3	15,7	Simétrica com joelhos estendidos e joelhos flexionados	244,4 ± 37,5
Dolan <i>et al.</i> (2001)	8	72	15,7	Simétrica com joelhos flexionados	233 ± 33
			6,7		183 ± 21
Hughes (2000)	22	73	9,4	Assimétrica com estilo livre	249 ± 89
Larivière, Gagnon e Loisel (2002)	18	74	12	Simétrica com joelhos flexionados	177 ± 25
Kingma <i>et al.</i> (2004)		73.8	15	Simétrica com joelhos estendidos	301 ± 65
Plamondon <i>et al.</i> (2006)	11	90,1	21,5	Simétrica com joelhos flexionados	225 ± 36
Reiser <i>et al.</i> (2008)	21	76	25	Simétrica com joelhos flexionados	300 ± 70

Os resultados de momento extensor apresentados no Quadro 9, a despeito das variadas condições de execução, foram todos obtidos por modelos de segmentos articulados da parte superior do corpo associados à *solução inversa*. Esses utilizam diferentes parâmetros antropométricos bem como diferentes velocidades de execução do gesto. Entretanto mesmo com essas diferenças metodológicas os resultados de momento extensor líquido (componente z_{TI} do M_P) obtido pelo MSA-3D no presente estudo é semelhante aos resultados de momento extensor líquido apresentados na literatura (Quadro 9).

6.4 Força muscular e articular

6.4.1 Distância perpendicular muscular

A magnitude das forças muscular e articular resultantes nos três segmentos da coluna vertebral foram obtidos por meio da utilização do MM3D. O MM3D calcula a F_M e F_A a partir da associação de dois modelos: (1) o MSA-3D, o qual fornece as FR_P e M_P nos três segmentos da coluna vertebral e (2) o MDFMA, o qual distribui as forças e momentos entre os efeitos de vínculo articular e muscular. O MDFMA é desenvolvido com base em informações anatômicas presentes na literatura (STOKES, GARDNER-MORSE 1999) e técnicas de otimização.

Em uma primeira etapa, o MDFMA calcula a linha de ação e o ponto de aplicação dos vetores de força muscular resultantes dos principais músculos extensores da coluna vertebral nos três segmentos avaliados (Tronco superior, médio e inferior). Com base nas informações de linha de ação e ponto de aplicação, em uma segunda etapa, o MDFMA calcula a distância perpendicular muscular (d^\perp) de cada um dos vetores resultantes nos três segmentos da coluna vertebral. Essas d^\perp musculares são utilizadas como variáveis de entrada no MM3D para cálculo da F_M e F_A .

A utilização de descrições anatômicas da musculatura da coluna vertebral, como parâmetro de entrada em modelos de distribuição para o cálculo das forças

internas é um procedimento amplamente usado na literatura (BOGDUK, MACINTOSH, PEARCY, 1992; DIJKE *et al.* 1999; GAGNON, LARIVIÈRIE, LOISEL, 2001; DAGGFELDT, THORSTENSSON, 2003; ARJMAND, SHIRAZI-ADL, 2006). Com base nessas descrições, são calculadas as linhas de ação, pontos de aplicação e distâncias perpendiculares dos principais músculos da região lombar. Arjmand e Shirazi-Adl (2006) utilizaram a descrição anatômica proposta por Gardner-Morse e Stokes (1998), para modelamento da musculatura abdominal. Já para o modelamento da musculatura da região lombar, o presente estudo utilizou a descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999).

Assim, a partir da descrição anatômica proposta por Stokes e Gardner-Morse (1999) e utilizando como critério de otimização a PCSA, o MDFMA calculou as seguintes d^{\perp} musculares para os vetores de F_M resultante:

- (1) Tronco superior (T8-T9) – 2,2 cm;
- (2) Tronco médio (L2-L3) – 4,8 cm;
- (3) Tronco inferior (L5-S1)– 5,4 cm.

Wood *et al.* (1996) obtiveram, por meio de imagens de ressonância magnética (MRI), valores de $5,4 \pm 0,6$ cm de d^{\perp} muscular dos músculos paraespinhais no nível da quarta e quinta vértebras lombares. Para o autor, o grupo paraespinal compreende os músculos eretor espinhal, longuíssimo cervical, longuíssimo torácico, semi-espinhal do tórax, multífido e iliocostal lombar. No presente estudo a descrição anatômica adotada não faz referência aos músculos longuíssimo cervical e semi-espinhal do tórax. Entretanto os valores obtidos por Wood *et al.* (1996), foram semelhante aos estimados pelo MDFMA.

Com objetivo de estabelecer um banco de dados para modelos biomecânicos da coluna vertebral, por meio de MRI, Jorgensen *et al.* (2001) avaliou a d^{\perp} muscular dos músculos eretores da coluna de 10 indivíduos do sexo masculino. Nesse estudo as d^{\perp} musculares foram estimadas do nível da oitava vértebra torácica até o nível da primeira vértebra sacral. Os valores obtidos para d^{\perp} do músculo eretor da coluna por Jorgensen *et al.* (2001) foram de $4,9 \pm 0,6$ cm no nível de T8, $5,4 \pm 0,6$ cm no nível de L2 e $6,1 \pm 0,7$ cm de d^{\perp} no nível de L5. Essas distâncias perpendiculares obtidas foram avaliadas a partir da diferença absoluta entre as coordenadas do centróide do músculo até o centróide do corpo vertebral. A Figura 68 apresenta um corte no plano transversal no nível da terceira vértebra lombar exemplificando o procedimento utilizado por Jorgensen *et al.* (2001) para obtenção da d^{\perp} muscular.

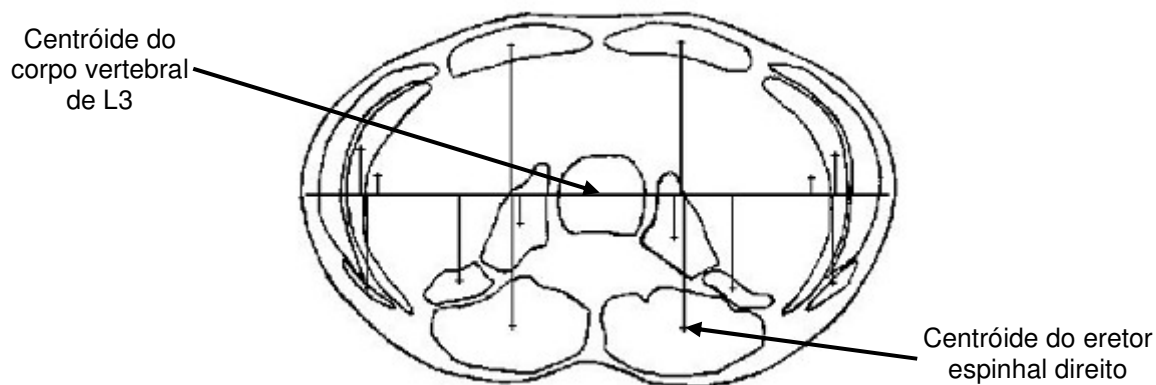


Figura 68 – Distâncias perpendiculares no plano sagital no nível de L3. Adaptado de Jorgensen *et al.* (2001).

Jorgensen *et al.* (2003), utilizando MRI, obteve valores de d^{\perp} muscular do eretor lombar direito da ordem de $5,1 \pm 0,4$ cm com relação à articulação intervertebral T12-L1, $5,46 \pm 0,4$ cm com relação à L2-L3 e $6,4 \pm 0,4$ cm em relação à L5-S1. Nesse estudo os valores foram obtidos de 12 indivíduos do sexo masculino, por meio do cálculo da diferença das coordenadas do centróide do músculo eretor espinhal direito e o centróide do disco intervertebral (JORGENSEN *et al.* 2003).

Moga *et al.* (1993), por meio da técnica de tomografia computadorizada (CT) estimaram a d^{\perp} muscular do eretor espinhal em 5,3 cm com relação a L2-L3 e 5,9 cm com relação a L4-L5 obtendo, também, valores semelhantes aos encontrados pelo MDFMA. O cálculo da d^{\perp} muscular, no presente estudo, foi realizado a partir das coordenadas tridimensionais de inserção proximal e distal dos músculos eretores da coluna e do centro dos corpos vertebrais de T1 até S1 (STOKES, GARDNER-MORSE 1999).

Os resultados de d^{\perp} muscular estimados pelo MDFMA, quando comparados com resultados da literatura, apresentam semelhança em relação aos segmentos Tronco médio e inferior. Esses segmentos possuem, como eixos de rotação, as articulações intervertebrais entre L2-L3 e L5-S1, respectivamente. Entretanto, ao analisar os resultados do MDFMA com respeito à d^{\perp} muscular obtida no Tronco superior, foram encontrados valores 50% a 60% menores que os reportados na literatura.

O menor valor de d^{\perp} muscular do vetor de F_M no Tronco superior foi decorrente da descrição anatômica adotada (STOKES, GARDNER-MORSE 1999). Essa descrição fornece detalhadamente apenas a anatomia da musculatura da

região lombar. As coordenadas tridimensionais de músculos que realizam a extensão da coluna vertebral na região torácica alta, como por exemplo, os músculos semi-espinhal e espinhal do tórax e os músculos superficiais extensores da coluna vertebral não fazem parte dessa descrição. Assim, para o cálculo da força articular e muscular no Tronco superior optou-se por utilizar uma d^\perp muscular fornecida pela literatura de $4,9 \pm 0,6$ cm (JORGENSEN *et al.* 2001).

O critério para escolha da d^\perp muscular foi motivado pela localização do eixo de rotação adotado no Tronco superior (T8-T9). Nesse sentido dentre as d^\perp encontradas na literatura, a utilizada foi a fornecida por Jorgensen *et al.* (2001), a qual foi mensurada a partir do centróide do músculo eretor da coluna até o centróide do corpo da oitava vértebra torácica.

6.4.2 Resultados de F_M e F_A obtidos pelo MM3D

A partir da definição das d^\perp musculares nos três segmentos da coluna vertebral e utilizando as forças e momentos proximais resultantes foram calculados por meio do MM3D a F_M e F_A .

6.4.2.1 Força muscular resultante

A Figura 69 apresenta o resultado de força muscular resultante no Tronco superior calculado pelo MM3D durante realização da tarefa de levantamento utilizando a Técnica 1. Os menores valores de F_M (aproximadamente 250 N) ocorreram quando o indivíduo estava na posição ereta sem o objeto. No início do levantamento, durante a Fase 1, ocorreu um aumento do ângulo de flexão da articulação do quadril o qual é acompanhado por um comportamento crescente da força muscular no Tronco superior. Esse comportamento crescente tem por objetivo gerar um momento extensor para contrabalançar o momento flexor causado pela força peso da cabeça, membros superiores e da própria parte superior do tronco. O

pico máximo de F_M nessas fases sem o objeto (Fase 1 e 4), ocorre nos maiores ângulos de flexão da articulação do quadril próximo dos 80° de flexão, com magnitudes da ordem de aproximadamente 780 N.

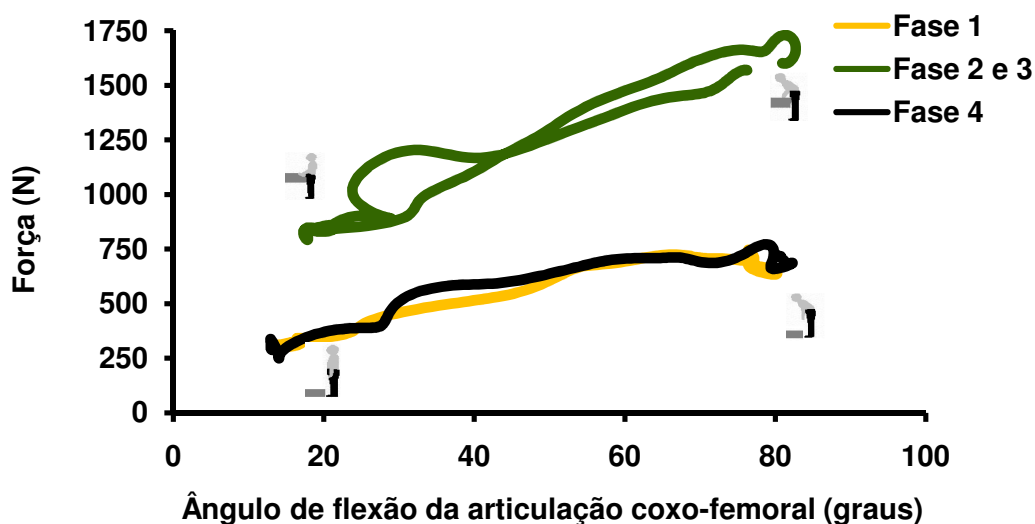


Figura 69 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

Nas fases com o objeto (Fase 2 e 3), o mesmo comportamento é observado. Entretanto, com o aumento do momento flexor devido ao acréscimo da força peso do objeto, ocorreu concomitantemente um aumento da magnitude da F_M , gerando um momento muscular extensor. Os menores valores de F_M (aproximadamente 800 N) no Tronco superior nas Fases 2 e 3, ocorreram nos menores ângulos de flexão da articulação do quadril, quando o indivíduo estava com o objeto próximo do tronco na posição ereta. As maiores magnitudes de F_M dos músculos extensores do Tronco superior, por volta dos 1750 N, foram geradas próximas dos 82° de flexão da articulação do quadril nos momentos de transição da Fase 1 sem o objeto para a Fase 2 com o objeto e também na transição da Fase 3 para a Fase 4.

A Figura 70 apresenta a força muscular resultante no Tronco médio o qual compreende os níveis vertebrais de T9 a L2. Na postura ereta sem o objeto os valores mínimos de F_M foram de aproximadamente 400 N, chegando a picos máximos de 1715 N, próximos aos 77° de flexão da articulação do quadril. Nas Fases 2 e 3, na posição ereta com o objeto próximo ao corpo foram encontrados valores mínimos de F_M da ordem de 1015 N e picos máximos de aproximadamente 3200 N nos maiores ângulos de flexão da articulação do quadril próximos aos 81°.

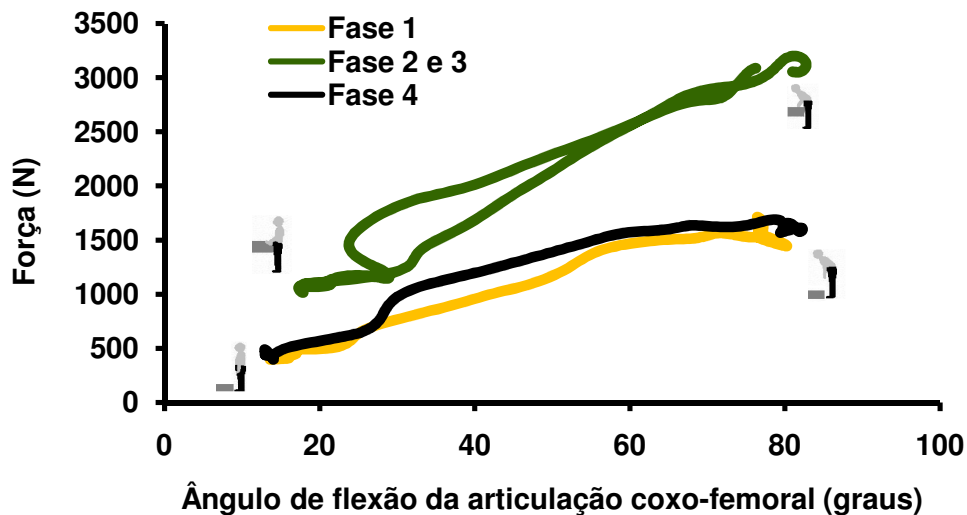


Figura 70 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

Os resultados de F_M no Tronco inferior que compreende os segmentos vertebrais de L3 a L5, apresentaram nas Fases 1 e 4 valores mínimos de 490 N e picos máximos de 2075 N. Já nas Fases 2 e 3 os valores mínimos de F_M foram de 1115 N chegando a picos máximos de aproximadamente 3600 N de F_M (Figura 71).

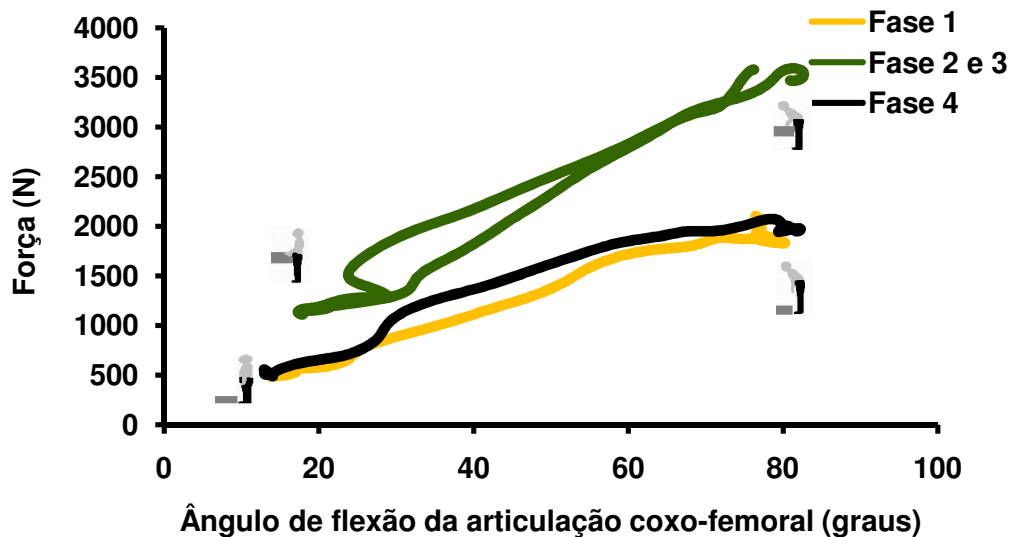


Figura 71 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

A Tabela 15 apresenta os valores máximos e mínimos de força muscular resultante, estimados pelo MM3D, e respectivos ângulos de ocorrência durante a realização de todas as técnicas de levantamento. Os gráficos de F_M nas demais técnicas são apresentados no Apêndice J.

Tabela 15 – Pico máximo e mínimo de F_M calculados pelo MM3D e respectivo ângulo de ocorrência.

Técnicas	Segmento da CV	Fases	Pico máximo do F_M (N)	Ângulo (graus)	Pico mínimo do F_M (N)	Ângulo (graus)
Técnica 1	TI	1	2105,9	76,4	488,1	13,6
		2 e 3	3594,0	81,3	1113,7	17,8
		4	2072,9	78,5	490,7	14,1
	TM	1	1712,3	76,4	397,1	13,6
		2 e 3	3199,8	81,3	1014,3	17,8
		4	1689,6	78,8	395,2	17,2
	TS	1	747,1	76,4	301,8	14,4
		2 e 3	1730,4	81,3	792,4	17,8
		4	772,16	78,8	250,5	14,1
Técnica 2	TI	1	2010,2	87,7	493,0	13,88
		2 e 3	3571,9	86,0	1661,4	26,41
		4	2056,3	78,4	551,5	13,2
	TM	1	1608,1	87,3	393,0	15,9
		2 e 3	3090,0	76,3	1561,8	26,5
		4	1664,4	76,3	476,6	13,9
	TS	1	759,8	60,8	293,0	12,6
		2 e 3	1674,7	84,9	1052,3	26,6
		4	688,3	77,4	303,9	13,9
Técnica 3(A)	TI	1	1823,65	115,0	479,1	16,3
		2 e 3	3323,0	115,11	1370,3	28,3
		4	1875,4	114,9	688,3	25,4
	TM	1	1536,7	115,0	404,4	16,6
		2 e 3	3023,8	108,0	1275,7	28,3
		4	1614,8	98,1	584,1	25,4
	TS	1	729,6	115,0	308,4	16,1
		2 e 3	1805,5	106,2	946,2	28,3
		4	851,5	96,4	312,0	18,2
Técnica 3(B)	TI	1	1503,4	118,6	498,7	17,0
		2 e 3	2699,9	113,6	1240,9	19,3
		4	1611,6	116,5	542,0	23,7
	TM	1	1281,5	117,4	390,7	17,6
		2 e 3	2455,3	113,0	1168,7	19,3
		4	1373,2	116,7	423,0	24,0
	TS	1	639,5	117,4	260,1	18,2
		2 e 3	1518,8	112,6	909,0	18,8
		4	683,9	116,6	228,2	48,2

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. TS – Tronco superior, TM – Tronco médio, TI – Tronco inferior.

Os maiores valores de pico máximo da F_M calculados pelo MM3D foram de aproximadamente 3600 N e ocorreram nas Técnicas 1 e 2 (Tabela 15). Esses valores foram encontrados no segmento Tronco inferior durante as Fases 2 e 3, que correspondem a fase de subida e descida com carga. Os valores de pico máximo observados nas Técnicas 1 e 2 ocorreram entre 81° e 86° de flexão da articulação coxo-femoral. Nesses ângulos a coluna vertebral encontra-se muito próxima da horizontal devido não ocorrência da flexão da articulação dos joelhos. Dessa forma, considerando que o eixo de rotação no Tronco inferior está localizado em L5-S1, é esperada nessas posições uma maior d^\perp da carga externa e da força peso da parte superior do corpo. Como consequência, da maior d^\perp da carga externa e da força peso da parte superior do corpo, ocorre um maior momento flexor, o qual é contrabalançado por um momento extensor. Esse momento extensor é o efeito rotacional da atividade muscular, sendo dependente da relação existente entre a variação da F_M e da d^\perp muscular.

Strait, Inman e Ralton (1947) desenvolveram um modelo teórico da CV, para cálculo das F_M e F_A , baseado nos princípios de equilíbrio da Física. Esse modelo considerava a CV como uma haste rígida, tendo como eixo de rotação a articulação intervertebral entre L5-S1. A força muscular dos eretores da coluna no modelo foi representada como um vetor de F_M resultante atuando a 2/3 do comprimento da CV em relação ao sacro em um ângulo de 12° com a mesma. O modelo de Strait, Inman e Ralton (1947) foi utilizado para o cálculo da F_A e F_M em duas situações estáticas com e sem carga a 60° de flexão da CV com a vertical. Para simulação dos cálculos do modelo proposto por Strait, Inman e Ralton (1947) a carga utilizada foi de 200 N, sendo a massa corporal do indivíduo de 80 kg. Os valores de F_M obtidos pelos autores, na situação sem carga e com carga foram de 2000 N e 3300 N, respectivamente. No estudo atual, o qual envolve uma tarefa dinâmica, foram encontrados valores de F_M no TI (L5-S1) semelhantes aos calculados por Strait, Inman e Ralton (1947) na situação estática a 60° sem carga.

La Torre *et al.* (2008) avaliaram, por meio de um modelo biomecânico bidimensional adaptado de Strait, Inman e Ralton (1947) a F_M durante a realização de 4 diferentes técnicas de levantamento com uma carga equivalente a 25% da massa corporal do indivíduo. Nesse estudo, três das técnicas avaliadas correspondem respectivamente as Técnicas 1, 2 e 3(A) do presente estudo.

Os resultados de F_M dos eretores da coluna, estimados por La Torre *et al.* (2008) foram de aproximadamente 3600 N na situação de levantamento com flexão da articulação do quadril mantendo os joelhos estendidos. Na situação com flexão da articulação do quadril mantendo os joelhos estendidos e flexionando os cotovelos a F_M foi de 3800 N. Já as técnicas de levantamento em que ocorreram a flexão da articulação do joelho mantendo o tronco na vertical os resultados obtidos pelos autores foram de 4000 N sem flexão da articulação do cotovelo e 4200 N com flexão do cotovelo. Os valores de F_M estimados por La Torre *et al.* (2008) foram superiores aos calculados no presente estudo para as Técnicas 2 e 3(A), entretanto na Técnica 1 que corresponde ao levantamento com joelhos e cotovelos em extensão os valores de F_M foram semelhantes. A maior magnitude de F_M encontrada é atribuída a diferenças na carga externa, sendo esta maior no estudo de La Torre *et al.* (2008), bem como a utilização de um modelo simplificado adotado pelos autores.

McGill e Norman (1988) desenvolveram um modelo músculo-esquelético dinâmico da coluna vertebral lombar que incorporava um vasto detalhamento tridimensional do sistema músculo-esquelético-ligamentoso. O modelo proposto por McGill e Norman (1988) é estruturado de maneira semelhante ao presente estudo. Entretanto, como vantagem, o modelo proposto por McGill e Norman (1988) apresenta maior detalhamento das estruturas articulares e musculares na região lombar. A desvantagem do modelo de McGill e Norman (1988) é que o mesmo considera a coluna como uma haste rígida tendo como eixo de rotação a articulação intervertebral entre L4-L5, diferentemente do MM3D, o qual divide a coluna vertebral em três segmentos. O modelo de McGill e Norman (1988) foi utilizado para avaliar tarefas de levantamento simétricas, envolvendo uma carga de 27 kg na técnica de *squat*, a qual corresponde as Técnicas 3(A) e 3(B) do estudo atual. Os valores de pico de força muscular estimados por McGill e Norman (1988), foram de aproximadamente 3360 N. Esse resultado de F_M foi estimado para o tendão comum dos músculos extensores da coluna o qual é composto pelos músculos sacro-espinhais (inseridos em L1 e L2), iliocostal lombar e longuíssimo do tórax.

Hughes *et al.* (2000), utilizando dois critérios de otimização, distribuíram o momento proximal calculado por um modelo de segmentos articulado em L3-L4. A tarefa avaliada consistiu de um levantamento assimétrico de um objeto com massa de 9,4 kg, localizado 3 cm a frente dos pés do indivíduo. Os valores calculados de

pico de F_M dos músculos eretores espinhais direito e esquerdo foram respectivamente de 2140 ± 740 N e 2217 ± 806 N.

Com base na magnitude dos valores de pico máximo da F_M calculados pelo MM3D nas Fases 2 e 3 é possível estabelecer um ordenamento decrescente das diferentes Técnicas de levantamento. A Tabela 16 apresenta o *ranking* das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_M .

Tabela 16 – *Ranking* das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_M nas Fases 2 e 3.

Técnicas	Segmento da CV	Ranking
Técnica 1	TI	1º
	TM	1º
	TS	2º
Técnica 2	TI	2º
	TM	2º
	TS	3º
Técnica 3(A)	TI	3º
	TM	3º
	TS	1º
Técnica 3(B)	TI	4º
	TM	4º
	TS	4º

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. TS – Tronco superior, TM – Tronco médio, TI – Tronco inferior.

6.4.2.2 Força articular resultante

A força articular (F_A) estimada pelo MM3D representa uma força de compressão exercida pelas estruturas articulares e ligamentares no segmento avaliado. Dessa maneira de acordo com a convenção adotada no presente estudo são representadas com valores negativos (Tabelas 4 e 5). A Figura 72 apresenta a F_A no Tronco superior, durante a realização da tarefa de levantamento por meio da Técnica 1. Os menores valores de força de compressão observados ocorreram na postura ereta sem o objeto, com uma magnitude de aproximadamente - 485 N próximos aos 14º de flexão da articulação do quadril. No início da tarefa de

levantamento (Fase 1) ocorreu um aumento da magnitude da F_A gerando um pico máximo de -935 N aos 77° de flexão da articulação do quadril.

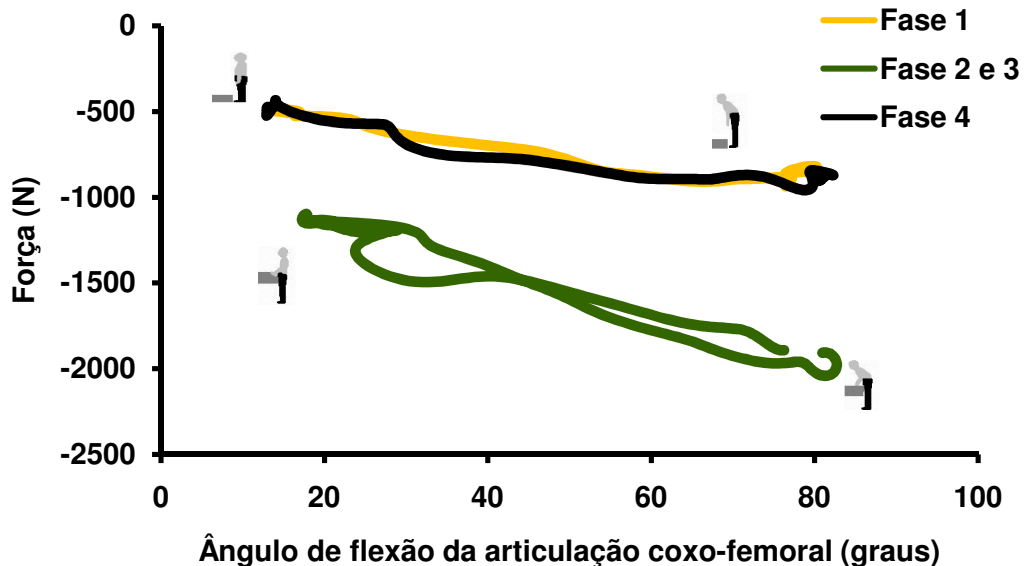


Figura 72 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

As Fases 2 e 3 apresentaram valores de F_A mínimos de -1100 N na postura ereta com o objeto próximo ao corpo. As maiores magnitudes de força de compressão ocorreram próximas dos 82° de flexão da articulação do quadril com um pico máximo de -2041 N (Figura 82). Na Figura 83 observa-se a F_A no Tronco médio durante realização do levantamento por meio da Técnica 1. Como esperado a magnitude da F_A estimada para o Tronco médio foi maior que a calculada para o Tronco superior. Entretanto, o comportamento apresentado em função do ângulo de flexão da articulação do quadril foi semelhante ao ocorrido no Tronco superior.

Os valores de pico máximo e mínimo da F_A , calculados pelo MM3D, foram de -2000 N e -675 N, respectivamente. O pico máximo de F_A ocorreu próximo aos 76° e o mínimo aos 14° de flexão da articulação do quadril. Os maiores valores de força de compressão no TM foram aproximadamente -3605 N aos 82° e -1410 N aos 18° de flexão da articulação do quadril. Esses picos ocorreram durante as Fases 2 e 3 (Figura 73).

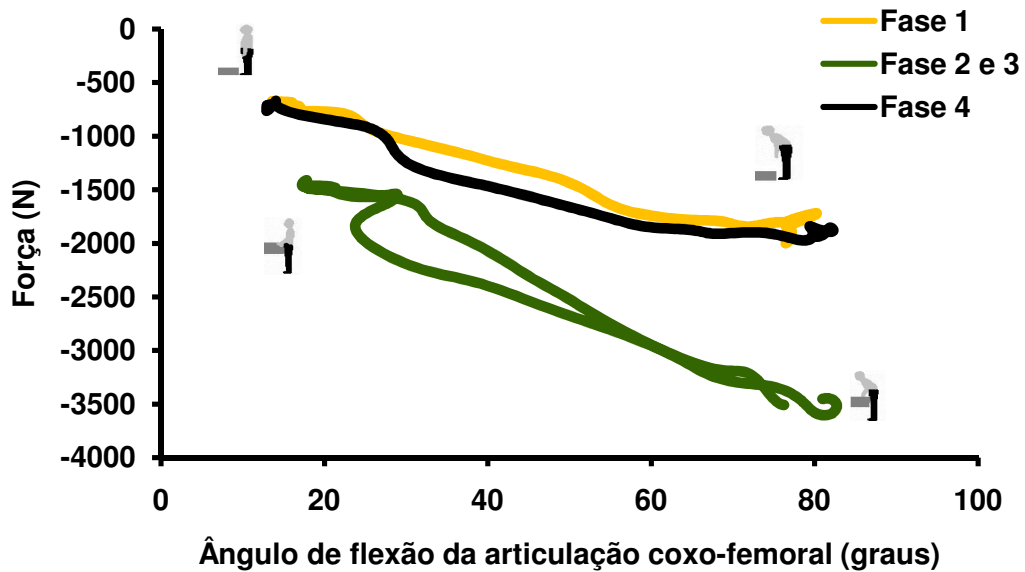


Figura 73 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

O Tronco inferior foi o segmento corporal que apresentou as maiores magnitudes de F_A calculadas pelo MM3D. Os valores de força de compressão calculados foram próximos de - 4100 N, (Figura 74).

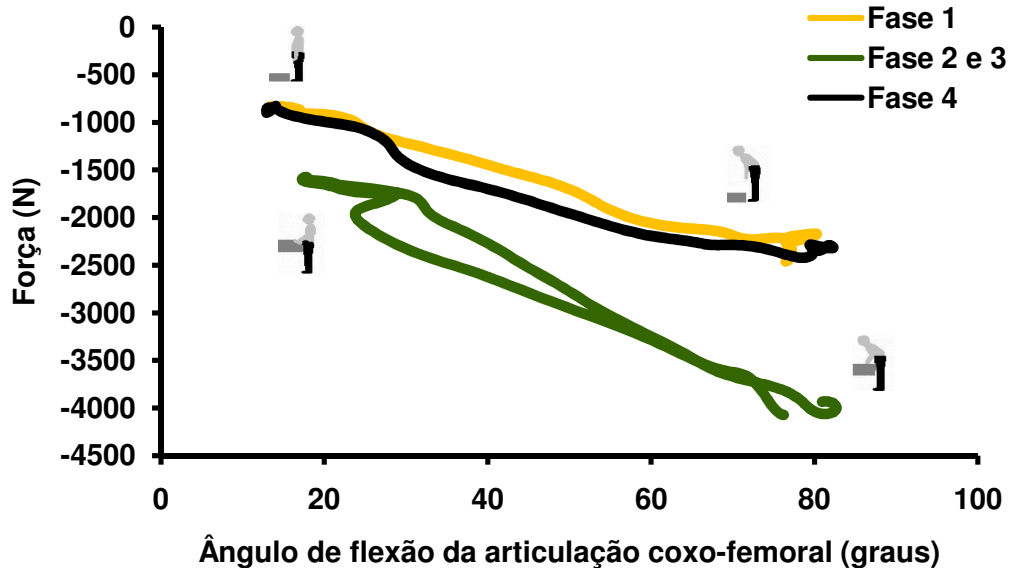


Figura 74 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 1.

A Tabela 17 apresenta os valores de pico máximos e mínimos da força articular resultante e respectivo ângulo de ocorrência durante a realização de todas as técnicas de levantamento, estimados pelo MM3D. Os gráficos de F_A nas demais técnicas são apresentados nos Apêndices K.

Tabela 17 – Pico máximo e mínimo de F_A calculados pelo MM3D e respectivo ângulo de ocorrência.

Técnicas	Segmento da CV	Fases	Pico máximo do F_A (N)	Ângulo (graus)	Pico mínimo do F_A (N)	Ângulo (graus)
Técnica 1	TI	1	- 2462,1	76,4	- 825,8	13,6
		2 e 3	- 4071,9	81,0	- 1572,1	17,0
		4	- 2419,2	78,5	- 827,5	14,1
	TM	1	- 2000,5	76,4	- 672,1	13,6
		2 e 3	- 3603,9	81,3	- 1409,6	17,8
		4	- 1971,5	78,8	- 668,8	14,1
	TS	1	- 935,3	76,4	- 485,1	14,3
		2 e 3	- 2041,2	81,3	- 1096,5	17,8
		4	- 958,6	78,8	- 433,4	14,1
Técnica 2	TI	1	- 2362,7	87,3	- 829,3	14,0
		2 e 3	- 4058,5	86,0	- 2112,0	26,5
		4	- 2415,3	78,4	- 889,1	17,6
	TM	1	- 1893,7	87,3	- 666,9	16,0
		2 e 3	- 3508,8	85,5	- 1949,5	17,7
		4	- 1954,6	78,8	- 751,0	26,5
	TS	1	- 940,4	60,8	- 476,0	12,7
		2 e 3	- 1995,1	84,9	- 1348,5	26,8
		4	- 876,6	77,4	- 485,0	17,7
Técnica 3(A)	TI	1	- 2169,0	115,1	- 815,2	16,3
		2 e 3	- 3791,2	115,1	- 1827,3	28,3
		4	- 2220,5	115,0	- 1024,5	25,4
	TM	1	- 1814,3	115,0	- 679,0	16,8
		2 e 3	- 3425,7	107,8	- 1670,1	28,3
		4	- 1893,9	98,1	- 858,1	25,4
	TS	1	- 912,5	115,0	- 491,7	16,1
		2 e 3	- 2113,6	106,2	- 1249,5	28,3
		4	- 1034,5	96,5	- 494,6	25,4
Técnica 3(B)	TI	1	- 1851,2	117,5	- 833,2	17,6
		2 e 3	- 3164,1	113,5	- 1698,4	19,3
		4	- 1959,1	116,5	- 878,6	23,7
	TM	1	- 1562,5	117,5	- 662,9	17,6
		2 e 3	- 2854,5	113,0	- 1563,6	19,3
		4	- 1653,1	116,7	- 697,2	24,0
	TS	1	- 823,6	117,4	- 441,8	18,2
		2 e 3	- 1824,5	112,6	- 1211,7	18,9
		4	- 868,1	116,6	- 408,8	48,2

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. TS – Tronco superior, TM – Tronco médio, TI – Tronco inferior.

Na Tabela 17 é possível observar que as maiores forças de compressão articular ocorreram na articulação intervertebral entre L5-S1 (Tronco inferior), durante as fases com carga, nas Técnicas 1 e 2. Esses picos máximos de

compressão alcançaram magnitudes de - 4071 N na Técnica 1 e - 4058 N na Técnica 2. O comportamento observado na F_A foi semelhante ao da F_M com os valores de pico máximo, ocorrendo próximo aos maiores ângulos de flexão da articulação coxo-femoral.

Os resultados de pico mínimo estimados em todas as técnicas de levantamento na Fase 1 correspondem a valores de F_A na postura ereta sem carga. Estes valores calculados pelo MM3D oscilaram entre 800 N e 850 N (Tabela 17). Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999) realizaram a introdução cirúrgica de um sensor de pressão na articulação L4/L5 em oito indivíduos saudáveis e por meio do conhecimento da área média do disco intervertebral (L4/L5), obtiveram valores de 800 N de força de compressão na postura ereta. Ainda na posição de flexão sem carga, que correspondem as fases 1 e 4, Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999), obtiveram valores de 2100 N de força articular, no presente estudo, os valores de F_A oscilaram entre 1600 N e 2100 N, nas técnicas com joelhos flexionados e estendidos respectivamente. Estes valores obtidos por Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999), por meio de um procedimento invasivo, corroboram com os achados pelo MM3D na postura ereta antes do início do levantamento e nas posições de flexão da coluna vertebral na situação sem carga.

Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007) avaliaram tarefas dinâmicas de levantamento nas técnicas de *squat* (Técnica 1) e *stoop* (Técnica 3(A)), por meio de um modelo de elementos finitos da região tóracolombar. As tarefas avaliadas foram realizadas em duas condições com carga de 180 N e outra sem carga nas técnicas de *squat* e *stoop*. Nesse estudo foram calculadas as F_A para as duas situações nas duas técnicas de levantamento nas seguintes articulações intervertebrais: T12-L1, L3-L4 e L5-S1. Na situação sem carga os resultados de pico máximo de compressão obtidos na técnica de *stoop* foram de 926 N em T12-L1, 1445 N em L2-L3 (Tronco médio) e 2355 N em L5-S1 (Tronco inferior). Para a situação sem carga na técnica de *squat* a F_A estimada foi de 902 N em T12-L1, 1374 N em L2-L3 e em L5-S1 a força de compressão estimada foi de 2159 N. Nas situações com a carga de 180 N o modelo proposto por Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007), estimaram para a técnica de *stoop* os seguintes valores de pico máximo de compressão: 2416 N em T12-L1, 3383 N em L2-L3 e 4831 N em L5-S1. Na técnica de *squat* com carga os valores de força de compressão foram de 2315 N em T12-L1, 2922 N em L2-L3 e 4023 N em L5-S1. Os valores de F_A estimados pelo MM3D a despeito da diferente

técnica de modelamento empregada assemelham-se aos obtidos por Bazrgari, Shirazi-Ald e Arjmand (2007). Em ambos os estudos foi possível observar o mesmo comportamento dos resultados da F_A nas regiões de transição das fases com carga para a fase sem carga.

La Torre *et al.* (2008), em uma análise bidimensional com um modelo músculo-esquelético, estimaram valores de F_C em L5-S1 para diferentes tarefas de levantamento. Na técnica de levantamento com flexão do quadril e joelhos estendidos os autores obtiveram valores de 3600 N de F_A . Para a técnica de levantamento com flexão do quadril e cotovelo, mantendo os joelhos em extensão o valor da F_A foi de aproximadamente 3500 N. Na técnica com flexão de joelhos que corresponde a Técnica 3(A) do estudo atual foram estimados picos máximos de F_A próximos de 3700 N (LA TORRE *et al.* 2008).

Rohlmann *et al.* (2008), por meio de um procedimento invasivo, substituiu o corpo vertebral fraturado de L1 por um implante adaptado com *strain-gauges* e telemetria em três pacientes. Os autores avaliaram diretamente entre T12 e L2 a força de compressão obtendo valores máximos próximos de 473 N na posição ereta e 664 N durante uma inclinação de 25° do tronco com os braços ao lado do corpo. Os valores encontrados no presente estudo na posição ereta e na postura inclinada (25°) sem carga são superiores aos medidos diretamente por Rohlmann *et al.* (2008). Entretanto, o menor valor obtido pelo implante instrumentado por Rohlmann *et al.* (2008) é atribuído a necessidade de colocação de fixadores espinhais nos corpos vertebrais adjacentes ao corpo vertebral substituído, diminuindo dessa maneira, a carga de compressão no mesmo.

Ao comparar três técnicas de modelamento para distribuição da força e momento proximal em L5-S1, Gagnon, Larivière e Loisel (2001) obtiveram picos máximos de F_A de 3325 ± 372 N, durante levantamento simétrico de carga (120 N). Esse resultado foi obtido por meio de um modelamento baseado na técnica de otimização linear dupla. A segunda técnica utilizada por Gagnon, Larivière e Loisel (2001) foi um modelo auxiliado por EMG o qual estimou para o mesmo momento proximal a F_A de 3827 ± 1498 N. A terceira técnica utilizada pelos autores é definida como um modelamento híbrido que compreende a união de um modelo auxiliado por EMG e um modelo de otimização. Com o modelo híbrido os autores obtiveram o valor de 3798 ± 563 N de F_A . Dentre os resultados apresentados por Gagnon, Larivière e Loisel (2001) a metodologia que mais se assemelha a utilizada no

presente estudo é o modelo de otimização linear dupla, o qual obteve valores de pico máximo de compressão inferior aos do presente estudo. Entretanto, os valores obtidos nas outras duas técnicas de modelamento utilizadas por Gagnon, Larivière e Loisel (2001) foram semelhantes aos do estudo atual.

Com base na magnitude dos valores de pico máximo da F_A calculados pelo MM3D nas Fases 2 e 3 é possível estabelecer um ordenamento decrescente das diferentes Técnicas de levantamento. A Tabela 18 apresenta o *ranking* das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_A .

Tabela 18 – *Ranking* das diferentes Técnicas de levantamento por segmento da coluna vertebral a partir da magnitude dos valores de pico máximo da F_A nas Fases 2 e 3.

Técnicas	Segmento da CV	Ranking
Técnica 1	TI	1º
	TM	1º
	TS	2º
Técnica 2	TI	2º
	TM	2º
	TS	3º
Técnica 3(A)	TI	3º
	TM	3º
	TS	1º
Técnica 3(B)	TI	4º
	TM	4º
	TS	4º

(A) Objeto à frente dos pés, (B) Objeto entre os pés. TS – Tronco superior, TM – Tronco médio, TI – Tronco inferior.

Na Tabela 18 é possível observar, a partir do *ranking* estabelecido, que as Técnicas 1 e 2 de levantamento apresentaram nos segmentos inferior e médio da coluna vertebral os maiores picos F_A quando comparado com a Técnica 3(B). Esse resultado concorda com os achados de Nachemson e Elfström (1970) e Wilke *et al.* (1999), que, em estudos invasivos, encontraram menores valores de força compressiva na coluna lombar para técnicas de levantamento realizadas com os joelhos fletidos (Técnica 3(B)), e objeto posicionado entre os pés, em comparação a técnicas com joelhos estendidos (Técnicas 1 e 2), e objeto à frente dos pés. A menor força compressiva nas técnicas com os joelhos fletidos é decorrente de uma menor distância perpendicular da força peso do objeto e parte superior do corpo em relação à coluna vertebral, uma vez que nessa técnica existe a possibilidade do centro de

massa do objeto levantado estar mais próximo do eixo articular do movimento, causando assim um menor momento da força peso do objeto e parte superior do corpo (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT, 1999).

Entretanto, a menor força compressiva durante o levantamento com joelhos flexionados, de acordo Van Dieën, Hoozemans e Toussaint (1999) e Burgess-Limerick (2003), ocorre somente quando o objeto pode ser levantado de uma posição entre os pés (Técnica 3(B)), o que não ocorre normalmente em situações do cotidiano. Sendo assim, quando o levantamento ocorre com flexão da articulação dos joelhos e a carga não pode ser colocada entre os pés, podem ocorrer magnitudes de forças internas iguais ou maiores que no levantamento com joelhos estendidos. Isso pode explicar o fato da ocorrência de uma maior magnitude da F_A no TS durante a realização do levantamento com a Técnica 3(A) onde o objeto a ser levantado é posicionado à frente dos pés.

Segundo Kingma e Van Dieën (2004), nos levantamentos com joelhos flexionados e sem a carga posicionada entre os pés, ocorre uma redução do momento gerado pela força peso do tronco, com um aumento em paralelo do momento gerado pela carga externa a ser levantada em relação a levantamentos onde a carga pode ser posicionada entre os pés. Este aumento do momento gerado pela carga é conseqüência do deslocamento posterior da articulação L5/S1, decorrente da flexão da articulação dos joelhos, o qual afasta o eixo de rotação (L5/S1) do centro de massa do objeto a ser levantado, caso o mesmo não esteja posicionado entre os pés. No presente estudo, os resultados de F_A , principalmente no TI (Tabela 17), foram semelhantes nas Técnicas 1, 2 e 3(A), apenas obtendo menores magnitudes de pico de F_A na Técnica 3(B), onde o objeto foi posicionado entre os pés, o que corrobora com as afirmações da literatura (VAN DIEËN, HOOZEMANS, TOUSSAINT 1999; BURGESS-LIMERICK, 2003; KINGMA, VAN DIEËN, 2004).

Os resultados de F_M e F_A obtidos pelo MM3D, durante todas as técnicas de levantamento apresentaram um comportamento esperado o qual fornecem indícios de coerência interna do MM3D:

- (1) Os resultados de pico máximo e mínimo da F_M e F_A durante todas as Fases e em todas as técnicas de levantamento apresentaram um comportamento crescente de magnitude do TS ao TI;

- (2) Em todas as técnicas, o pico máximo da F_M e F_A ocorreu no Tronco inferior durante as Fases 2 e 3;
- (3) Os ângulos de ocorrência do pico máximo da F_M e F_A em todas as fases dentro de cada técnica de levantamento, nos três segmentos da coluna vertebral foram semelhantes;
- (4) Os picos mínimos da F_M nas Fases 1 e 4, independentemente da técnica de levantamento empregada, correspondem a valores estimados pelo MM3D em posições semelhantes dos segmentos corporais. Dessa forma, é possível observar nos resultados que os valores de pico mínimo foram muito semelhantes quando comparados entre as mesmas regiões da CV em diferentes técnicas de levantamento (Fases 1 e 4).
- (5) Os Valores de F_A estimados pelo MM3D na Fase 1 (postura ereta sem carga) foram muito semelhantes ao estudo invasivo realizado por Sato, Kikuchi e Yonezawa (1999).

Os indícios apresentados sugerem uma sensibilidade do MM3D para identificar o comportamento das F_M e F_A durante a realização de diferentes tarefas de levantamento. Esse fato possibilita a utilização do MM3D para comparações de tarefas de levantamento, fornecendo assim a possibilidade de estabelecer uma ordem das mesmas.

7 Considerações finais

Os resultados obtidos no presente estudo permitem as seguintes considerações finais:

O MM3D foi capaz de avaliar nas três regiões da coluna vertebral, as F_M e F_A , durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

O cálculo da acurácia estimada da reconstrução tridimensional forneceu confiabilidade às informações obtidas por meio do sistema de videogrametria. Os valores obtidos estão dentro dos padrões aceitáveis pela literatura.

A comparação dos resultados de FRS estimada e calculada, FR_P e M_P calculados pela VS e VI do MSA-3D apresentaram boa concordância, confirmando dessa maneira a coerência interna do modelo.

Os resultados de F_M e F_A permitem identificar a capacidade do MM3D em comparar diferentes técnicas de levantamento estabelecendo uma ordem entre as mesmas.

Como ponto diferencial em relação aos demais modelos presentes na literatura, o MM3D apresenta a característica de não considerar a coluna vertebral como uma haste rígida com um único eixo de rotação, mas sim apresenta a possibilidade da coluna ser composta por três segmentos rígidos conectados, nos quais é possível estimar as F_M e F_A . Este fato faz com que o MM3D possibilite uma maior aproximação do modelo à realidade da coluna vertebral a qual é uma estrutura amplamente móvel.

8 Limitações e perspectivas

Diante da complexidade das estruturas músculo-esqueléticas envolvidas no movimento humano, em especial a coluna vertebral, limitações e simplificações são inerentes a tentativas de representação da realidade. Entretanto mesmo com estas limitações e simplificações modelos biomecânicos possuem relevância na compreensão do movimento humano.

No presente estudo, dentre as limitações possíveis de serem identificadas, destacam-se: a utilização de apenas uma plataforma de força, a não identificação da orientação do sacro e o reduzido número de câmeras utilizadas durante a coleta dos dados.

Com relação à plataforma de força a utilização de apenas um instrumento de medida cinético prejudica a identificação dos dados de entrada da via inferior do MSA-3D. Isto limita a estimativa adequada da componente médio-lateral da FRS.

A importância da identificação da orientação do sacro reside no fato da sua influência direta no resultado da F_A na articulação intervertebral entre L5-S1. De acordo com a quantidade necessária de marcadores reflexivos para a descrição dos segmentos corporais um menor número de câmeras afeta a qualidade da reconstrução tridimensional

Como perspectiva entende-se que a tentativa de representação de uma realidade é um processo contínuo. Nesse sentido os próximos passos a serem dados serão voltados para um maior detalhamento das estruturas da coluna vertebral, mais especificamente, em relação a pontos como: a orientação do sacro, melhor determinação dos eixos de rotação na coluna vertebral e uma possível distribuição da F_A entre as estruturas passivas da coluna vertebral. Outro ponto que deve ser estudado com maior profundidade é o papel da pressão intra-abdominal durante o levantamento.

Referências bibliográficas

ABDEL-AZIZ; KARARA (1971). Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry (pp1-18). Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry. In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three- Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics**, 3-17, 1995.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Recent Advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 1, p. 3-19, 1995.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Spine biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 10, p. 1972-1983, 2005.

ADAMS, M. A.; DOLAN, P. Time-dependent changes in the lumbar spine's accidents ausing low back pain in a gearbox factory. **Spine**, v.6, p.70–72, 1996.

AHMET, E.; MCLEAN, S.; HERZOG W.; VAN DEN BOGERT, A. J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 2, p. 131-154 2007.

ALLARD, P.; BLANCHI, J.P.; AÏSSAOUI. Bases of Three-Dinmensional Reconstruction, In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement**, Human Kinetics, 19-40, 1995.

AMADIO A.C.; DUARTE, M. **Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano**. São Paulo: EEFUSP, 1996. p. 162.

AMADIO, A. C. Características Metodológicas da Biomecânica aplicadas à análise do movimento humano. In: BARBANTI, V. *et al.* (orgs). **Esporte e Atividade Física: Interação entre rendimento e qualidade de vida**. São Paulo: Manole, 2002. p. 27-49.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A. C.; BARBANTI, V. (orgs). **A Biomecânica do Movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Editora Estação Liberdade Ltda, 2000. p. 45-70.

AMADIO, A.C.; BAUMANN, W. Aspects of the methodology to determine the internal forces of the locomotor system. **Brazilian Journal of Biomechanics**, ano 1, n. 1, p. 7-14, 2000.

AN, K.N.; KAUFMAN, K.R.; CHAO, E.Y-S. Estimation of Muscle and Joint Forces, In: ALLARD, P.; STOKES, I.A.F.; BLANCHI, J.P. **Three-Dimensional Analysis of Human Movement. Human Kinetics**, 201-214, 1995.

ANDRADE, L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas**. 2002. p. Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Educação física, UNICAMP, Brasil, [2002].

ANDRADE, L. M. ARAÚJO, A. G. N. BARROS, R. M. L. Análise de Marcha: Protocolo Experimental para Posicionamento e Orientação dos Segmentos do Corpo no Humano Baseado em Sistemas de Marcas Técnicas. **Brazilian Journal of Biomechanics**, n. 8, maio de 2004, p. 33-40.

ANDREWS, D.M.; CALLAGHAN, J.P. Determining the minimum sampling rate needed to accurately quantify cumulative spine loading from digitized video. **Applied Ergonomics**, v. 34, p. 589–595, 2003.

ARAÚJO, A. G. N.; ANDRADE, L. M.; BARROS, R. M. L. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 3-10, 2005.

ARAÚJO, A.G.N. **Proposição e avaliação de um modelo de representação dos membros superiores e escapulas durante a marcha**. 2002. Dissertação, UNICAMP, Brasil, [2002].

ARJMAND, N.; SHIRAZI-ADL, A. Model and in vivo studies on human trunk load partitioning and stability in isometric forward flexions. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 3, p. 510-521, 2006.

BACKUS, R. Evaluation the health status of the athlete. In: ACHOUR, J. A. **Bases para exercícios de alongamento**. Londrina: Phorte editora, 1999. p. 239.

BARROS, R. M. L.; RUSSOMANO, T. G.; FIGUEROA P. J.; BRENZIKOFER R. A method to synchronise video cameras using the audio band. **Journal of Biomechanics**, v.39, n. 4, p. 776-780, 2006.

BARROS, R. M.; LEITE, N.; FIGUEROA, P.J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. **Rev. Bras. de Eng. Biom.** v. 15, n. 1-2, p. 79-86, 1999.

BAZRGARI, B.; SHIRAZI-ADL, A.; ARJMAND, N. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. **Eur Spine J.** v. 16, p. 687–699, 2007.

BEAN, J.C.; CHAFFIN, D.B.; SCHULTZ, A.B. Biomechanical model calculation of muscle contraction forces: a double linear programming method, **Journal of Biomechanics**. v. 21, p. 59–66. 1988.

BLAND, J.M., ALTMAN, D.G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. **The Lancet.** v I, p. 307-10, 1986.

BLAND, J.M.; ALTMAN, D.G. Comparing methods of measurement: why plotting difference against standard method is misleading. **The Lancet**. v. 346, n. 21, p. 1085-1087, 1995.

BOGDUK, N. MACINTOSH, J.E.; PEARCY, M.J. A universal model of the lumbar back muscles in the upright position. **Spine**, v.17, n. 8, p. 897-913, 1992a.

BURDORF, A. Work-related Musculoskeletal Disorders. **National Academy. The Annals of Occupational Hygiene**, v. 44, n. 3, p. 237, 2000.

BURGESS-LIMERICK, R. Squat, stoop, or something in between? **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 31, n. 3, p. 143-148, 2003.

BURGESS-LIMERICK, R., ABERNETHY, B., NEAL, R.J., KIPPERS, V. Self-selected manual lifting technique: Functional consequences of interjoint coordination. **Human Factors**, v. 37, n. 2, p. 395-411, 1995.

BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Effect of load distance on self-selected manual lifting technique. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 22, n. 4-5, p. 367-372, 1998.

BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Qualitatively different modes of manual lifting. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 19, p. 413-417, 1997.

BURGESS-LIMERICK, R.; ABERNETHY, B. Toward a quantitative definition of manual lifting postures. **Human Factors**, v. 39, n. 1, p. 141-148, 1997.

CAILLIET, R. **Síndrome da dor lombar**. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 343 p.

CALAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o movimento**. São Paulo: Manole, 2002. 303p.

CALLEGARI-JACQUES, S.M. **Bioestatística: princípios e aplicações**. Porto Alegre: ARTMED, 2004. 255 p.

CERVIERI, A.; ZARO, M. A.; LOSS, J. F. Instrumentação de prótese para verificação de cálculos de dinâmica inversa. In: **Anais do IX Congresso brasileiro de biomecânica**, 2001. p. 60-65, Gramado.

CHAFFIN, D. B.; ANDERSSON, G. B. J.; MARTIN J. B. **Biomecânica ocupacional**. Belo Horizonte: Editora Ergo, 2001. 579 p.

CHENG, C.K; CHEN, H-H. K., KUO, C-L.; CHEN, W-J.; LIU, C-L. A three-dimensional mathematical model for predicting spinal joint force distribution during manual liftings. **Clinical Biomechanics**, v. 13, p. S59-S64, 1998.

CHING, C. T. S.; CHOW, D.H.K.; YAO, F.Y.D. The effect of cyclic compression on the mechanical properties of the inter-vertebral disc: An in vivo study in a rat tail model. **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 182-189, 2003.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M. EMG assisted optimization: A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. ***Journal of Biomechanics***, v. 27, n. 10, p. 1287-1289, 1994.

CHOLEWICKI, J.; MCGILL, S. M.; NORMAN, R. W. Comparison of muscle forces and joint load from an optimization and EMG assisted lumbar spine model: Towards development of a hybrid approach. ***Journal of Biomechanics***, v. 28, n. 3, p. 321-331, 1995.

CIRIELLO, V. M. The effects of box size, vertical distance, and height on lowering tasks for female industrial workers. ***International Journal of Industrial Ergonomics***, v. 35, n. 9, p. 857-863, 2005.

CORREIA, P.P.; SANTOS, P.M.; VELOSO, A. **Eletromiografia. Fundamentação fisiológica. Métodos de recolha e processamento. Aplicações Cinesiológicas.** Lisboa: Faculdade de Motricidade Humana, 1993. p. 100.

DAGGFELDT, K.; THORSTENSSON, A. The mechanics of back-extensor torque production about the lumbar spine. ***Journal of Biomechanics***. v.36, p. 815–825, 2003.

DALLA VECHIA, E .; DUARTE, M.; SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; AMADIO, A.C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: ***Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica***, Florianópolis, p. 269-274, 1999.

DALLA VECHIA, E; DUARTE, M.; AMADIO, A.C. Proposta de um modelo metodológico para a determinação de forças internas do aparelho locomotor humano In: ***Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica***, Campinas, p. 189-194, 1997.

DELLEMAN, N. J.; DROST, M. R.; HUSON, A. Value of biomechanical macromodels as suitable tools for the prevention of work-related low back problems ***Clinical Biomechanics***, v. 7, n. 3, p. 138-148, 1992.

DIJKE, G. A. H.; SNIJDERS, C. J.; STOECKART, R.; STAM, H. J. A biomechanical model on muscle forces in the transfer of spinal load to the pelvis and legs ***Journal of Biomechanics***, v. 32, n. 9, p. 927-933, 1999.

DOLAN, P.; ADAMS, M. A. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modeling. ***Clinical Biomechanics***, v. 16, n. 1, p. S8-S16, 2001

DOLAN, P.; ADAMS, M.A. The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. ***Journal of Biomechanics***, v. 26, p. 513–522, 1993.

DOLAN, P.; KINGMA, I.; VAN DIEEN, J.H.; LOOZE, M.P.; TOUSSAINT, H.M.; BATEN, C.T.M.; ADAMS, M.A., Dynamic forces acting on the lumbar spine during lifting manual handling. ***Spine***, v. 24, n. 7, p. 698-703, 1999.

- DOLAN, P.; KINGMA, I.; DE LOOZE, M. P.; VAN DIEEN, J. H.; TOUSSAINT, H. M.; BATEN C. T. M. ADAMS M. A. An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 17-24, 2001.
- DOLAN, P.; KINGMA, I.; DE LOOZE, M. P.; VAN DIEEN, J. H.; TOUSSAINT, H. M.; BATEN C. T. M. ADAMS M. A. Measuring inertial forces acting on the lumbar spine during lifting. In: **11th Conference of the ESB**, Toulouse, France, p. 120, 1998.
- ERDEMIR, A.; McLEAN, S.; HERZOG W.; van den BOGERT, A. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. **Clinical Biomechanics**. v. 22, p. 131–154, 2007.
- ERDMANN, W. S. Geometric and inertial data of the trunk in adult males. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 7. p. 679-688. 1997.
- EZQUERRO, F.; SIMON, A.; PRADO, M.; PEREZ, A. Combination of finite element modeling and optimization for the study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax–pelvis orientation. **Medical Engineering and Physics**, v.26, p. 11–22, 2004.
- FATHALLAH, F. A.; MARRAS, W. S.; PARNIANPOUR, M. The role of complex, simultaneous trunk motions in the risk of occupation-related low back disorders. **Spine**, v. 23, n. 9, p. 1035-1042, 1998.
- FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. **Clinical of Biomechanics**, v. 12, n. 4, p. 211-226, 1997.
- FERGUSON, S. A.; MARRAS, W. S.; BURR, D. L.; DAVIS, K. G.; GUPTA, P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. **Clinical of Biomechanics**, v. 19, n. 10, 2004.
- FIGUEROA, P. J.; LEITE, N. J.; BARROS, R. M. L. A flexible software for tracking of markers used in human. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 72, n. 2, p. 155-165, 2003.
- GAGNON, D.; LARIVIÈRE, C.; LOISEL, P. Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 5, p. 359-372, 2001.
- GARDNER-MORSE, M.; STOKES, I.A. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. **Spine**. v. 23, p. 86-91, 1998.
- GLITSCH, U. BAUMANN, W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity, **Journal of Biomechanics**, v.30, n.11-12. p. 1123-1131. 1997.

GRANATA, K. P.; MARRAS, W. S. AND FATHALLAH, F. A. A method for measuring external loads during dynamic lifting exertions. ***Journal of Biomechanics***, v. 29, n. 9, p. 1219-1222, 1996.

GRANATA, K.P.; MARRAS, W.S. An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. ***Journal of Biomechanics***, v. 28, n. 11, p. 1309-1317, 1995.

GRANDJEAN, E. ***Manual de ergonomia***. 4. ed. Porto Alegre: Bookman, 1998. p. 338.

GRIFFIN, M.J. The validation of biodynamic models. ***Clinical Biomechanics***, v.16, n.1, p. 81-92. 2001

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. ***Bases biomecânicas do movimento humano***. São Paulo: Manole, 1999. p. 532.

HANSELMAN, D.; LITTLEFIELD, B. **MATLAB® 5 Versão do estudante** – Guia do Usuário. São Paulo: MAKRON Books, 1999, p. 413.

HUGHES, R. Effect of optimization criterion on spinal force estimates during asymmetric lifting. ***Journal of Biomechanics***, v. 33, p. 225-229. 2000.

JÄGER, M.; LUTTMANN, A. Assessment of low-back load during manual material handling. ***13^o Triennial Congress of the International Journal of Industrial Ergonomics***, v. 23, n. 4, p. 331-337, 1999.

JÄGER, M.; LUTTMANN, A. Critical survey on the biomechanical criterion. In: The NIOSH method for the design and evaluation of manual lifting tasks. ***International Ergonomics Association***, p. 171-173, 1997.

JORGENSEN, M. J.; MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P.; WIAND J. W. MRI-derived moment-arms of the female and male spine loading muscles ***Clinical Biomechanics***, v. 16, n. 3, p. 182-193, 2001.

JORGENSEN, M. J.; MARRAS, W. S.; GUPTA, P. Cross-sectional area of the lumbar back muscles as function of torso flexion ***Clinical Biomechanics***, v. 18, n. 4, p. 280-286, 2003.

JORGENSEN, M. J.; MARRAS, W. S.; GUPTA, P.; WATERS, T. R. Effect of torso flexion on the lumbar torso extensor muscle sagittal plane moment arms ***The Spine Journal***, v. 3, n. 5, p. 363-369, 2003.

KAPANDJI, I. A. ***Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana***. 5^a ed. São Paulo: Panamericana, 2000.

KINGMA *et al*: Asymmetric low back loading in asymmetric lifting movements is not prevented by pelvic twist. ***Journal of Biomechanics***, v. 31, n. 6, p. 527-534, 1998.

KINGMA, I.; BATEN, C.T.M.; DOLAN, P.; TOUSSAINT, H. M.; VAN DIEËN, J.H.; DE LOOZE, M. P.; ADAMS, M. A. Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 11, n. 5, p. 337-345, 2001.

KINGMA, I.; LOOZE, M.P.; TOUSSAINT, H.M.; KLIJNSMA, H.G.; BRUIJNEN T.B.M. Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Human Movement Science*, v. 15, n. 6, p. 833-860, 1996.

KINGMA, I.; VAN DIEËN, J. H. Lifting over an obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. *Journal of Biomechanics*, v. 37, n. 2, p. 249-255, 2004.

KRUMHOLZ, F. M. ; CANTERGI D. ; LA TORRE, M. ; PASINI, M.; MELO, M. O.; CANDOTTI, C. T.; LOSS, J. F. Padrão emg da musculatura póstero-medial do tronco nas regiões da coluna vertebral durante levantamento. In: *XII Congresso Brasileiro De Biomecânica, 2007*, São Pedro. Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2007. V. 1.

LA TORRE, M.; MELO, M.O.; PASINI, M.; ARAÚJO, L.D.; CANDOTTI, C.T.; LOSS, J.F. Cálculo das Forças Internas na Coluna Lombar pela Técnica da Dinâmica Inversa. *Revista Brasileira de Ciências do Esporte*, v. 29, n. 2, p. 7-254, 2008.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. Comparison between two dynamic methods to estimate triaxial net reaction moments at the L5-S1 joint during lifting. *Clinical biomechanics*, v. 13, n.1, p.36-47, 1998.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The influence of trunk modelling in 3D biomechanical analysis of simple and complex lifting tasks. *Clinical Biomechanics*, v.14, n. 7, p. 449-461, 1999.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D. The L5-S1 joint moment sensitivity to measurement errors in dynamic 3D multisegment lifting models. *Human Movement Science*, v. 18, n. 4, p. 573-587, 1999.

LARIVIÈRE, C.; GAGNON, D.; LOISEL, P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clinical Biomechanics*, v. 17, n. 2, p. 89-98, 2002.

LEVA, P. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 9, p. 1223-1230, 1996.

LINDBECK, L. Dynamic, semidynamic and static analyses of heavy lifting: three approaches applied to sack handling. *Clinical Biomechanics*, v. 10, n. 8. p. 407-412. 1995.

LOSS J, SOARES D, CAÑEIRO J, ALDABE D, RIBEIRO D, GANDOLFI L. O uso da dinâmica inversa e situações envolvendo cadeia cinética aberta. *Rev. Bras. Biomecânica*. Ano 7, n.12, Maio 2006

LOSS, *et al.* Sincronismo entre Cinemetria e Eletromiografia. In: **Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Campinas, p. 453-456, 1997.

LOSS, J. F. **Efeito de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes**. 2001. p. 201, Tese (Doutorado em Engenharia) - Programa de Pós-graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Brasil, [2001].

LOSS, J.F.; CANDOTTI, C.T. Estudo comparativo entre dois exercícios de flexão do cotovelo utilizando a estimativa da força muscular resultante. **Rev. bras. fisioter.** [online]. *In press*, v. 16, 2009.

LOSS, J.F.; CERVIERI, A.; SOARES, D.; SCARRONE, F.; ZARO, M.A.; VAN DEN BOGERT, A.J. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, n. 3, p. 93-104, 2002.

MAJESKE, C; BUCHANAN C. Quantitative description of two sitting postures. **Physical Therapy**, v. 64, n. 10, p. 1531-1535, 1984.

MARCONI, M. A; LAKATOS, E. M. **Fundamentos de metodologia científica**. 4. ed. São Paulo: Atlas, 2001. 200 p.

MARINS, J. C. B.; GIANNICHI, R. S. **Avaliação & Prescrição de Atividade Física: Guia Prático**. 5.ed. Rio de Janeiro: Shape, 2003. 287 p.

MARRAS, W. S.; GRANATA, K. P. Spine loading during trunk lateral bending motions **Journal of Biomechanics**, v. 30, n 7, p. 697-703. 1997.

McGILL, S. M. The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 465-475, 1997.

McGILL, S.M. and NORMAN, R.W. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. **Spine**, v. 11, n. 7, p. 666–677. 1988.

McGILL, S.M.; KIPPERS V. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. **Spine**, v. 19, n. 19, p. 2190–6, 1994.

McGINNIS, Peter M. **Biomecânica do esporte e exercício**. Porto Alegre: ARTMED, 2002. 403 p.

MOGA, P.J.; ERIG, M.; CHAFFIN,D.B.; NUSSBAUM, M.A. Torso muscle moment arms at intervertebral levels T10 through L5 from CT scans on eleven male and eight female subjects. **Spine**, v. 18, n. 15, p. 2305-2309,1993.

NACHEMSON, A.; ELFSTROM, G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 1, p. 1–40, 1970.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure discometry, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. ***Journal of Bone and Joint Surgery American***, v. 46, p. 1077-1092, 1964.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. Lumbar discometry. Lumbar intradiscal pressure measurements in vivo. ***Lancet***, v. 281, n. 7291, p. 1140-1142, 1963.

NACHEMSON, A. Back pain: Delimiting the problem in the next millennium. ***International Journal of Law and Psychiatry***, v. 22, n. 5-6, p. 473- 490, 1999.

NETTER, F.H. ***Atlas de anatomia humana***. 2ª Ed. Porto Alegre: Artes Médicas, 2003, 525 p.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. ***Biomechanics of the Musculo-Skeletal System***. John Wiley & Sons Ltda, 1994.

NORDIN, M.; FRANKEL, V.H. ***Biomecânica básica do sistema musculoesquelético***. 3ª. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2001. 401 p.

OKUNO, E.; FRATIN, L. ***Desvendando a física do corpo humano: Biomecânica***. São Paulo: Manole, 2003, 202 p.

PADULA, R. S.; BARBOSA, L. H.; COURRY, G. C. J. H. Quantificação da sobrecarga vertebral em tarefa simulada de manuseio de peso através do 3DSSPP. In: ***Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica***, Gramado, p. 263-267, 2001.

PASCOAL, A.G. ***Ombro e elevação do braço: Análise cinemática e electromiográfica sobre a influência da carga externa e velocidade do braço no ritmo escapulo-umeral tridimensional***. Gráfica 2000 Ltda, 2001. p. 338.

PLAMONDON, A.; DELISLE, A.; TRIMBLE, K.; TREVOR, R. Manual materials handling in mining: The effect of rod heights and foot positions when lifting "in-the-hole" drill rods. ***Applied Ergonomics***, v. 37, n. 6, p. 709-718, 2006.

PLAMONDON, A.; GAGNON, M.; DESJARDINS, P. Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5-S1 joint in lifting. ***Clinical Biomechanics***, v. 11, n. 2, p. 101-110. 1996.

POLGA, D.J. *et al.* Measurement of *In vivo* intradiscal pressure in healthy Thoracic intervertebral discs. ***Spine***, v. 29, n. 12, p. 1320-1324, 2004.

PUTZ, R.; PABST, R. ***Atlas de Anatomia Humana Sobotta*** - v.2: Tronco, Vísceras e Extremidade Inferior. 21ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

RASCH, P. J. ***Cinesiologia e anatomia humana***. 7. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991. 204 p.

REISER, R. F.; WICKEL, E.E.; MENZER M.H. Lumbar mechanics of floor to knuckle height lifting on sloped surfaces. ***Industrial Ergonomics***, v. 38, p. 47-55, 2008

RIBEIRO, D.C. **Implementação de um modelo para cálculo das forças proximais e momentos proximais resultante para o membro superior.** 2006. p. 128. Dissertação (Mestrado em Ciências do movimento humano) - Programa de Pós-graduação da Escola de Educação Física, UFRGS, Brasil, [2006].

ROHLMANN, A.; BAUER, L.; ZANDER, T.; BERGMANN, G. WILKE, H.J. Determination of trunk muscle forces for flexion and extension by using a validated finite element model of the lumbar spine and measured in vivo data. **Journal of Biomechanics**, v.39, p. 981–989. 2006.

ROHLMANN, A.; GRAICHEN, F.; BENDER, A.; KAYSER, R.; BERGMANN, G. loads on a telemeterized vertebral body replacement measured in tree patients within the first postoperative month. **Clinical Biomechanics**, v. 23. n. 2, p. 147-158. 2008.

SANT'ANNA, P. C. F. **Pico de força das articulações do membro inferior e ativação muscular da coluna dorso-lombar durante o manuseio de carga com estilo livre.** 2003. p. Dissertação (Mestrado em Ergonomia) - Programa de Pós-graduação Engenharia, UFRGS, Brasil, [2003].

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. *In vivo* intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. **Spine**, v. 24, n. 23, p. 2468-2474, 1999.

SCHULTZ, A.; ANDERSSON, G.; ORTENGREN, R.; HADERSPECK, K.; NACHEMSON, A. Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. **J. Bone Joint Surg. Am.** v. 64, p. 713-720. 1982.

SIMON. M. H.; BROGMUS, G. E.; COURTNEY, T. K. Low back pain (LBP) and lifting technique - A review. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v. 19, n. 1, p. 59-74, 1997.

SNELL, R.S. **Anatomia.** 2^a ed. Rio de Janeiro: Medsi, 1984.

SOARES, D.; SCARRONE, F.; LOSS, J.F. A influência do método de obtenção dos parâmetros inerciais no cálculo dos momentos e forças internas resultantes através da dinâmica inversa. In: **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Gramado, p. 133-138, 2001.

SOARES, P. D.; *et al.* Dinâmica inversa no ciclismo: adaptações metodológicas. **Revista Brasileira de Biomecânica**, ano 5, n. 9, p. 29-35, 2004.

SOGAARD, K.; LAURSEN, B.; JENSEN, B.R.; SJOGAARD, G. Dynamic loads on the upper extremities during two different floor cleaning methods. **Clinical Biomechanics**, v.16, 866-879, 2001.

SOLOMONOW, M.; *et al.* Biomechanics and electromyography of cumulative lumbar disorder: response to static flexion. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 10, p. 890-898, 2003.

SOUZA, F. LOSS, J.F. SOARES, D.; SCARRONE, F. CARVALHO, J.M.; VILAS-BOAS, J.P. Força articular e trabalho mecânico muscular em saltos elementares do ballet clássico. In: **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Gramado, p. 143-148, 2001.

STOKES I. A. F.; GARDNER-MORSE M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 3, p. 311-316, 1999.

STRAIT, L. A.; INMAN, V. T.; RALSTON, H. J. Sample illustrations of physical principles selected from physiology and medicine. **American Journal Physics**, v. 15, p. 375-382, 1947.

THOMAS, J. R.; NELSON, J. K. **Métodos de pesquisa em atividade física**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. 419 p.

THOMPSON, C. W.; FLOYD, R. T. **Manual de cinesiologia estrutural**. 14^a. ed. São Paulo: Manole, 2002. 279 p.

VAN DEN BOGERT, A. J.; READ, L.; NIGG, B. M. A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 7, p. 949-954, 1996.

VAN DIEËN, J. H. Are recruitment patterns of the trunk musculature compatible with a synergy based on the maximization of endurance? **Journal of Biomechanics**, v. 30, n. 11-12, p.1095-1100, 1997.

VAN DIEËN, J. H.; *et al.* Precision of estimates of mean and peak spinal loads in lifting. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 7, p. 979-982, 2002.

VAN DIEËN, J. H.; HOOZEMANS, M. J. M.; TOUSSAINT, H. M. Stoop or squat: a review of biomechanical studies on lifting technique. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 10, p. 685-696, 1999.

VAUGHAN, C.L.; DAVIS, B.L.; O'CONNOR, J.C. **Dynamics of Human Gait**. Kobo Publishers, South Africa, 1999.

VERGARA, M.; PAGE, A.; SANCHO, J.L. Analysis of lumbar flexion in sitting posture Location of lumbar vertebrae with relation to easily identifiable skin marks. **International Journal of Industrial Ergonomics**, v.36. p. 937-942. 2006.

WALSH, A. J. L.; LOTZ, J.C. Biological response of the intervertebral disc to dynamic loading. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 3, p. 329-337, 2004.

WANG, J. L. *et al.* Rate effect on sharing of passive lumbar motion segment under load-controlled sagittal flexion: viscoelastic finite element analysis. **Theoretical and Applied Fracture Mechanics**, v. 32, n. 2, p. 119-128, 1999.

WATKINS, J. **Estrutura e função do sistema musculoesquelético**. Porto Alegre: ARTMED, 2001. 383 p.

WILKE, H. J.; NEEF, P.; CAIMI, M.; HOOGLAND, T.; CLAES, L. E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. **Spine**, v. 24, n. 8, p. 755- 762, 1999.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; HINZ, B.; SEIDEL, H.; CLAES L. Intradiscal pressure together with anthropometric data – a data set for the validation of models. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 111-126, 2001.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control of human movement**. Wiley, New York, 2005.

WIRHED, R. **Atlas de anatomia do movimento**. 1ª. ed. São Paulo: Manole, 1986. 138 p.

WOOD, S.; PEARSALL, D.J.; REID, J.G. Trunk muscle parameters determined from MRI for lean to obese males. **Clinical Biomechanics**. v. 11, n. 3, p. 139-144, 1996.

WU G. *et al.* ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion – Part II: Shoulder, Elbow, Hand and Wrist. **Journal of Biomechanics**, v.38, p 981-992. 2005.

WU G. *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion – part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v.35. n. 4, p. 543-548. 2002.

WU, G.; CAVANAGH, P.R. Recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. **Journal of Biomechanics**, v.28. n. 10, p.1257-1260. 1995.

XUDONG, Z.; MAURY, A. N.; CHAFFIN, B. D. Back lift versus leg lift: an index and visualization of dynamic lifting strategies. **Journal of Biomechanics**, v. 33, n. 6, p. 777-782, Jun. 2000.

ZANDER, T.; ROHLMANN, A. CALISSE, J.; BERGMANN G. Estimation of muscle forces in the lumbar spine during upper-body inclination. **Clinical Biomechanics**, v.16, Supplement 1. p. 73-80. 2001.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinematics of Human Motion**. Human Kinetics, 1998.

ZATSIORSKY, V.M. **Kinetics of Human Motion**. Human Kinetics, 2002.

ZIOUPOS, P.; WANG, X. T.; CURREY, J. D. The accumulation of fatigue microdamage in human cortical bone of two different ages in vitro. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 7, p. 365-375, 1996.

Anexo A – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS.



PRÓ-REITORIA DE PESQUISA
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
CARTA DE APROVAÇÃO

pro.pesq

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul analisou o projeto:

Número : 2007728

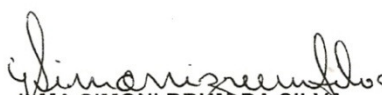
Título : Desenvolvimento de um macromodelo biomecânico tridimensional da coluna vertebral durante tarefas de levantamento

Pesquisador (es) :

<u>NOME</u>	<u>PARTICIPAÇÃO</u>	<u>EMAIL</u>	<u>FONE</u>
JEFFERSON FAGUNDES LOSS	PESQ RESPONSÁVEL	jeffe@esef.ufrgs.br	33085869
MARCELO LA TORRE	PESQUISADOR	mlatorre6@gmail.com	

O mesmo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS, reunião nº 13 , ata nº 93 , de 30/8/2007 , por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde.

Porto Alegre, sexta-feira, 31 de agosto de 2007


IKMA SIMONI BRUM DA SILVA
 Coordenador do CEP-UFRGS

Apêndice A - Termo de Consentimento Informado (TCI).

Você está sendo convidado a participar de um estudo sobre técnicas de pesquisa em Biomecânica, o qual pretende investigar forças internas, durante o ato de levantar um objeto do solo com 20% da massa corporal, em cinco diferentes técnicas. Neste sentido, pedimos que você leia este termo e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com sua assinatura, a sua participação.

Objetivo do Estudo:

Desenvolver um modelo matemático que permita quantificar as forças musculares e articulares na coluna vertebral.

Objetivo do estudo:

Desenvolver um macromodelo biomecânico tridimensional, no qual a coluna vertebral seja constituída de três segmentos móveis (tronco superior, médio e inferior), que possibilite estimar as forças internas, musculares e articulares nos três segmentos, durante a realização de diferentes técnicas de levantamento de objetos do solo.

Procedimentos:

Participar de uma pré-avaliação, que consta de um treino para a realização das técnicas propostas para o ato de levantar objetos do solo;

Participar de uma filmagem para uma análise cinemática dos movimentos executados. Onde serão fixados com fitas adesivas marcadores reflexivos, no corpo;

Serão também mensuradas: sua estatura, com um estadiômetro, a massa corpórea, com uma balança eletrônica, e os comprimentos dos segmentos, com fita métrica.

Participar do protocolo que consiste em realizar o levantamento de um objeto do solo, com 20% da massa corporal, em três diferentes técnicas de levantamento aleatoriamente:

- (1) com as articulações dos joelhos e cotovelos estendidas e realizando apenas uma flexão da articulação do quadril; realizando simultaneamente uma flexão das articulações do quadril e joelhos, mantendo os cotovelos estendidos;
- (2) realizando simultaneamente uma flexão das articulações dos joelhos, quadril e cotovelos.

Todos os procedimentos para aquisição dos dados serão realizados no LAPEX-UFRGS, tendo a duração aproximada de 1:30hs (uma hora e trinta minutos).

Riscos e Benefícios do Estudo:

Primeiro: Nenhuma das etapas do teste oferece risco à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras.

Segundo: Este estudo não oferece benefícios diretos para o participante, entretanto, as conclusões advindas deste trabalho auxiliarão em estudos futuros.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompido a rotina de avaliação a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento, o participante poderá requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, através de contato com o pesquisador.

Responsável:

Jefferson Fagundes Loss, Ph.D.

Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano.

Rua Felizardo, 750 – Bairro Jardim Botânico / POA – RS

Telefone:(51)33085822

Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS

Telefone:(51)3308 3629

DECLARAÇÃO

Eu, _____, tendo lido as informações oferecidas acima e tendo sido esclarecido das questões referentes ao estudo declaro que desejo participar livremente do presente estudo.

Assinatura _____ Data _____.

Apêndice B- Definição do SCL e respectivo procedimento de cálculo de cada segmento corporal.

Mão direita e esquerda

O_m = origem do sistema de coordenadas, coincide com o CM da mão;

y_m = linha que conecta o ponto médio entre o segundo e quinto metacarpo (SMC, QMC) com o ponto médio entre o processo estilóide do rádio (PER) e o processo estilóide da ulna (PEU), direcionada superiormente;

x_m = linha perpendicular ao plano formado pelo PER, PEU e ponto médio entre o SMC e QMC, direcionada anteriormente;

z_m = linha perpendicular aos eixos x_m e y_m direcionada lateralmente na mão direita e medialmente na mão esquerda.

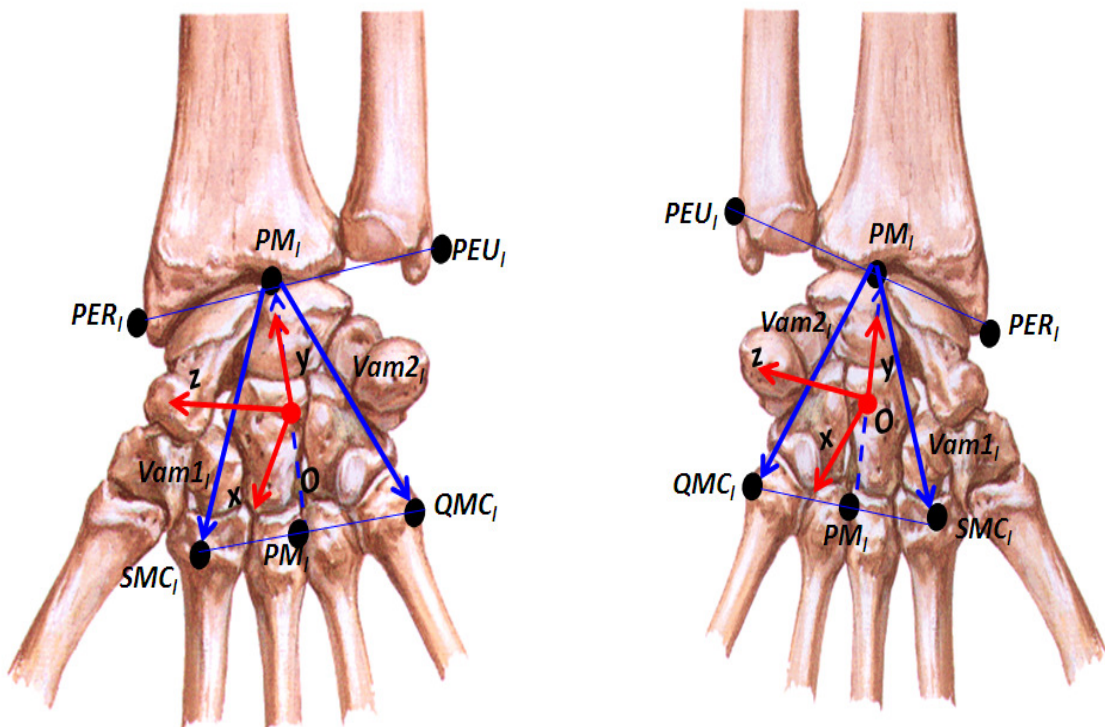


Figura 75 - SCL da Mão direita e esquerda.

$$Vam1_l = SMC_l - \left(\frac{(PER_l + PEU_l)}{2} \right)$$

Equação 33

$$Vam2_l = QMC_l - \left(\frac{(PER_l + PEU_l)}{2} \right) \quad \text{Equação 34}$$

$$i_{md} = \left(\frac{Vam1_l}{|Vam1_l|} \right) \times \left(\frac{Vam2_l}{|Vam2_l|} \right) \quad \text{Equação 35}$$

$$i_{me} = \left(\frac{Vam2_l}{|Vam2_l|} \right) \times \left(\frac{Vam1_l}{|Vam1_l|} \right)$$

$$j_{ml} = \left(\frac{\left(\frac{(PER_l + PEU_l)}{2} - \frac{(SMC_l + QMC_l)}{2} \right)}{\left| \frac{(PER_l + PEU_l)}{2} - \frac{(SMC_l + QMC_l)}{2} \right|} \right) \quad \text{Equação 36}$$

$$k_{ml} = \left(\frac{i_{ml} \times j_{ml}}{|i_{ml} \times j_{ml}|} \right) \quad \text{Equação 37}$$

Em que :

$m_{(subscrito)}$ = mão;

$l_{(subscrito)}$ = lado direito ou esquerdo;

$Vam1_l$ = vetor auxiliar da mão (1);

$Vam2_l$ = vetor auxiliar da mão (2);

SMC_l = segundo metacarpo;

QMC_l = quinto metacarpo;

PER_l = processo estilóide do rádio;

PEU_l = processo estilóide da ulna;

$i_{me}, i_{md}, j_{ml}, k_{ml}$, = vetores unitários do SCL;

$d, e_{(subscrito)}$ = direita e esquerda respectivamente.

Antebraço direito e esquerdo

O_{ab} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa do antebraço;

y_{ab} = linha que conecta o ponto médio entre o PER e o PEU com ponto médio entre o epicôndilo medial e lateral (EL, EM), direcionada superiormente;

x_{ab} = linha perpendicular ao plano formado pelo PER, PEU e ponto médio entre o EL e EM, direcionada anteriormente;

z_{ab} = linha perpendicular aos eixos x_{ab} e y_{ab} , direcionada lateralmente no antebraço direito e medialmente no antebraço esquerdo.

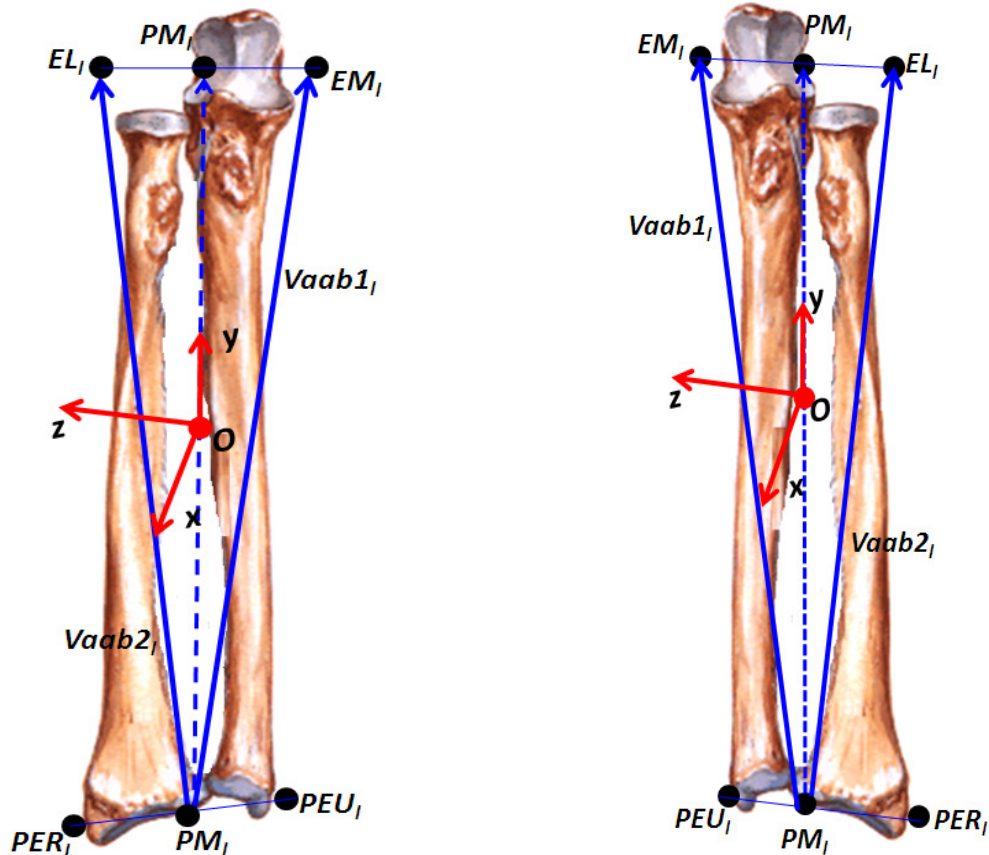


Figura 76 - SCL do Antebraço direito e esquerdo.

$$Vaab1_l = EM_l - \left(\frac{(PER_l + PEU_l)}{2} \right) \quad \text{Equação 38}$$

$$Vaab2_l = EL_l - \left(\frac{(PER_l + PEU_l)}{2} \right) \quad \text{Equação 39}$$

$$i_{abd} = \left(\frac{Vaab1_l}{|Vaab1_l|} \right) \times \left(\frac{Vaab2_l}{|Vaab2_l|} \right) \quad \text{Equação 40}$$

$$i_{abe} = \left(\frac{Vaab2_l}{|Vaab2_l|} \right) \times \left(\frac{Vaab1_l}{|Vaab1_l|} \right)$$

$$j_{abl} = \left(\frac{\frac{(EL_l + EM_l)}{2} - \frac{(PER_l + PEU_l)}{2}}{\left| \frac{(EL_l + EM_l)}{2} - \frac{(PER_l + PEU_l)}{2} \right|} \right)$$

Equação 41

$$k_{abl} = \left(\frac{i_{abl} \times j_{abl}}{|i_{abl} \times j_{abl}|} \right)$$

Equação 42

Em que :

$ab_{(subscrito)}$ = antebraço;

$Vaab1_l$ = vetor auxiliar do antebraço (1);

$Vaab2_l$ = vetor auxiliar do antebraço (2);

EL_l = epicôndilo lateral;

EM_l = epicôndilo medial;

i_{abd} , i_{abe} , j_{abl} , k_{abl} , = vetores unitários do SCL.

Braço direito e esquerdo

O_b = origem do sistema de coordenadas do braço, coincide com o centro de massa do braço;

y_b = linha que conecta o ponto médio entre o EM e EL com o acrômio (AA) direcionada superiormente;

x_b = linha perpendicular ao plano formado pelo EM, EL e AA, direcionada anteriormente;

z_b = linha comum perpendicular aos eixos x_b e y_b , direcionada lateralmente no braço direito e medialmente no braço esquerdo.

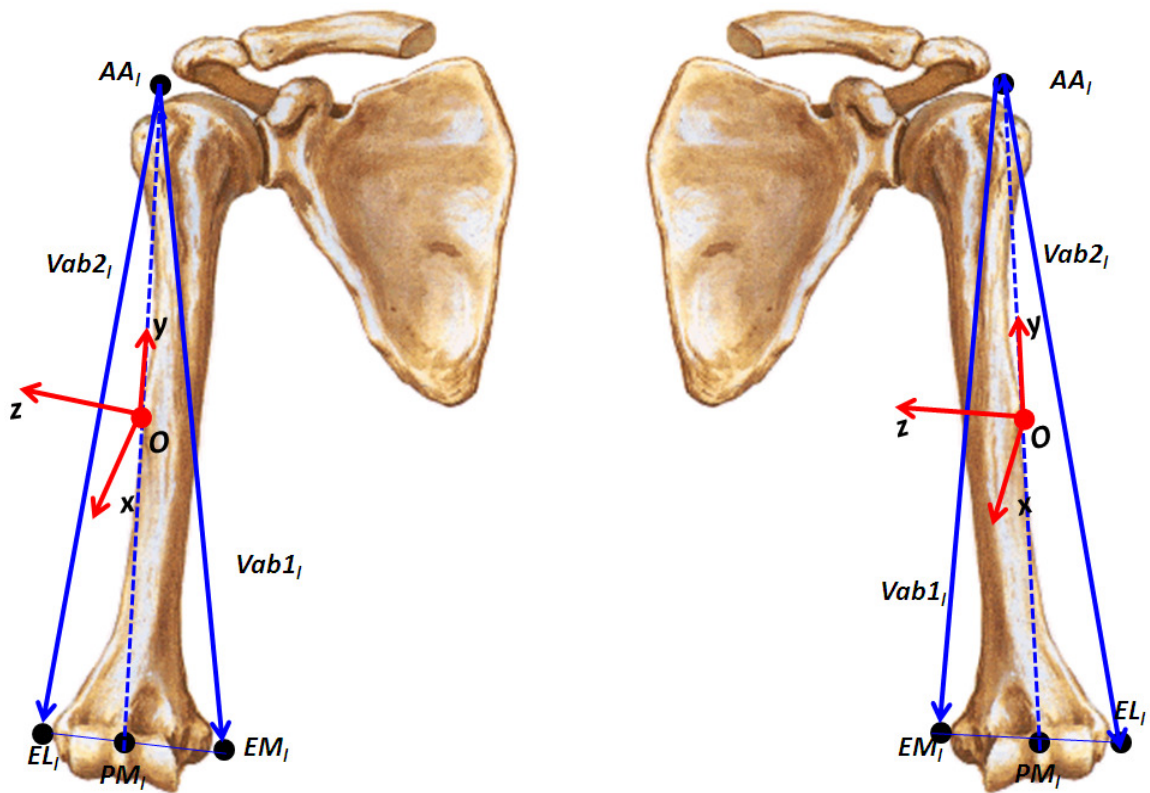


Figura 77 - SCL do Braço direito e esquerdo.

$$Vb1_l = EM_l - AA_l$$

Equação 43

$$Vb2_l = EL_l - AA_l$$

Equação 44

$$i_{be} = \left(\frac{Vb1_l}{|Vb1_l|} \right) \times \left(\frac{Vb2_l}{|Vb2_l|} \right) \quad i_{bd} = \left(\frac{Vb2_l}{|Vb2_l|} \right) \times \left(\frac{Vb1_l}{|Vb1_l|} \right)$$

Equação 45

$$j_{bl} = \left(\frac{AA_l - \frac{(EL_l + EM_l)}{2}}{\left| AA_l - \frac{(EL_l + EM_l)}{2} \right|} \right)$$

Equação 46

$$k_{bl} = \left(\frac{i_{bl} \times j_{bl}}{|i_{bl} \times j_{bl}|} \right)$$

Equação 47

Em que :

$b_{(subscrito)} = \text{braço};$

$Vb1_l = \text{vetor auxiliar da braço (1)};$

$Vb2_l = \text{vetor auxiliar da braço (2)};$

$AA_l = \text{acrômio};$

$i_{bl}, j_{bl}, k_{bd}, k_{be} = \text{vetores unitários do SCL.}$

Cabeça

$O_c =$ origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da cabeça e pescoço;

$y_c =$ linha que conecta o ponto médio entre o arco zigomático direito e esquerdo (AZ) e o ponto médio entre a incisura jugular (IJ) e o processo espinhoso da sétima vértebra cervical (C7) direcionada superiormente;

$x_c =$ linha perpendicular ao plano formado pelo AZ direito , AZ esquerdo e pelo ponto médio entre o IJ e C7, direcionada anteriormente;

$z_c =$ linha perpendicular aos eixos x_c e y_c , direcionada para o hemisfério direito.

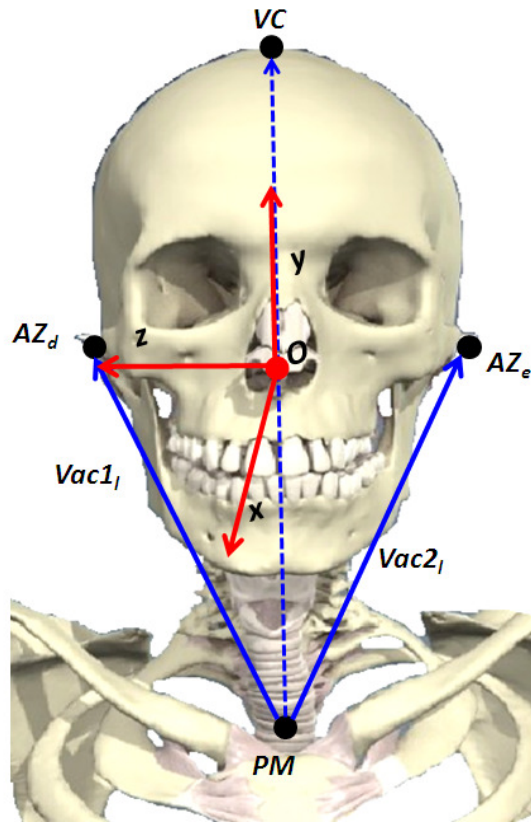


Figura 78 - SCL da Cabeça

$$Vac1 = AZ_d - \left(\frac{(IJ + C7)}{2} \right)$$

Equação 48

$$Vac2 = AZ_e - \left(\frac{(IJ + C7)}{2} \right)$$

Equação 49

$$i_c = \left(\frac{Vac2}{|Vac2|} \right) \times \left(\frac{Vac1}{|Vac1|} \right)$$

Equação 50

$$j_c = \left(\frac{\left(\frac{(AZ_l + AZ_l)}{2} - \frac{(IJ + C7)}{2} \right)}{\left| \frac{(AZ_l + AZ_l)}{2} - \frac{(IJ + C7)}{2} \right|} \right)$$

Equação 51

$$k_c = \left(\frac{i_c \times j_c}{|i_c \times j_c|} \right)$$

Equação 52

Em que :

$C_{(subscrito)}$ = cabeça;

$Vac1$ = vetor auxiliar da cabeça (1);

$Vac2$ = vetor auxiliar da cabeça (2);

AZ_l = arco zigomático;

IJ = incisura jugular;

$C7$ = processo espinhoso da sétima vértebra cervical;

i_c, j_c, k_c = vetores unitários do SCL.

Tronco superior

O_{ts} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da parte superior do tronco;

y_{ts} = linha que conecta o ponto médio entre IJ e C7 e o ponto médio entre o processo xifóide (PX) e o processo espinhoso da oitava vértebra torácica (T8), direcionada superiormente;

z_{ts} = linha perpendicular ao plano formado pelo IJ, C7 e ponto médio entre o PX e T8, direcionada para o hemisfério direito;

x_{ts} = linha perpendicular aos eixos y_{ts} e z_{ts} , direcionada anteriormente.

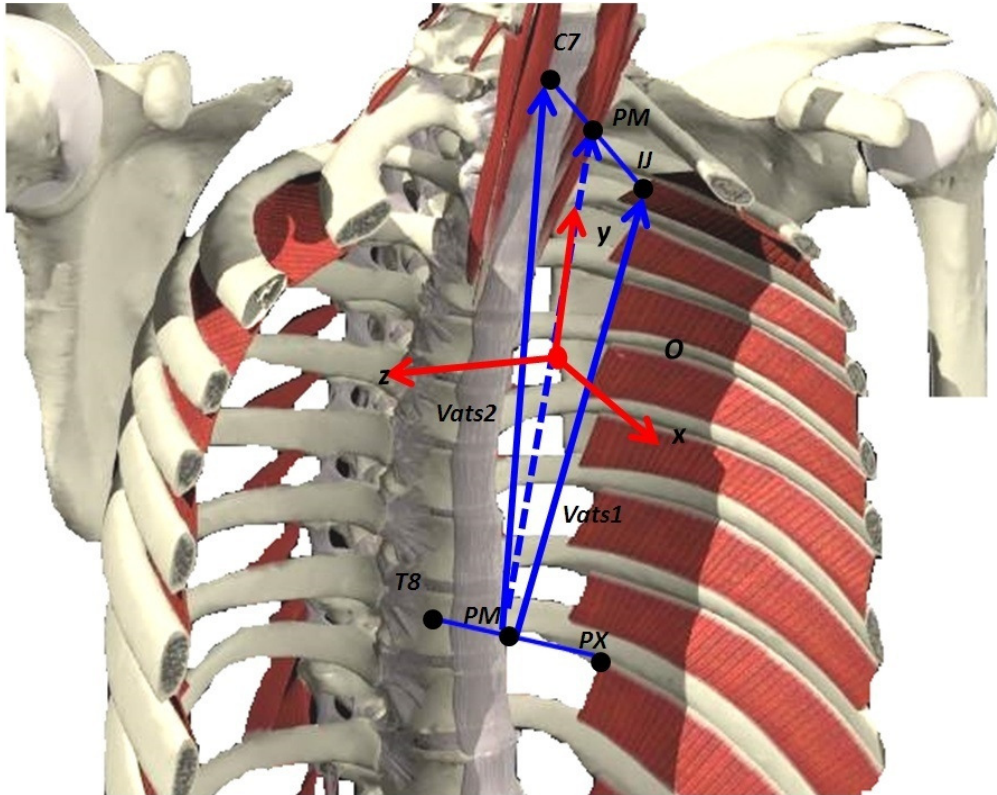


Figura 79 - SCL do Tronco superior.

$$Vats1 = IJ - \left(\frac{(PX + T8)}{2} \right)$$

Equação 53

$$Vats2 = C7 - \left(\frac{(PX + T8)}{2} \right)$$

Equação 54

$$k_{ts} = \left(\frac{Vats1}{|Vats1|} \right) \times \left(\frac{Vats2}{|Vats2|} \right)$$

Equação 55

$$j_{ts} = \left(\frac{\left(\frac{(IJ + C7)}{2} - \frac{(PX + T8)}{2} \right)}{\left| \frac{(IJ + C7)}{2} - \frac{(PX + T8)}{2} \right|} \right)$$

Equação 56

$$i_{ts} = \left(\frac{j_{ts} \times k_{ts}}{|j_{ts} \times k_{ts}|} \right)$$

Equação 57

Em que :

$tS_{(subscrito)}$ = tronco superior;

$Vats1$ = vetor auxiliar do tronco superior (1);

$Vats2$ = vetor auxiliar do tronco superior (2);

PX = processo xifóide;

$T8$ = processo espinhoso da oitava vértebra torácica;

i_{ts}, j_{ts}, k_{ts} , = vetores unitários do SCL.

Tronco médio

O_{tm} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da parte média do tronco;

y_{tm} = linha que conecta o ponto médio entre PX e T8 com o ponto médio entre a cicatriz umbilical (CU) e o processo espinhoso da terceira vértebra lombar (L3), direcionada superiormente;

z_{tm} = linha perpendicular ao plano formado pelo PX, T8 e ponto médio entre o CU e L3, direcionada para o hemicorpo direito;

x_{tm} = linha perpendicular aos eixos y_{tm} e z_{tm} , direcionada anteriormente.

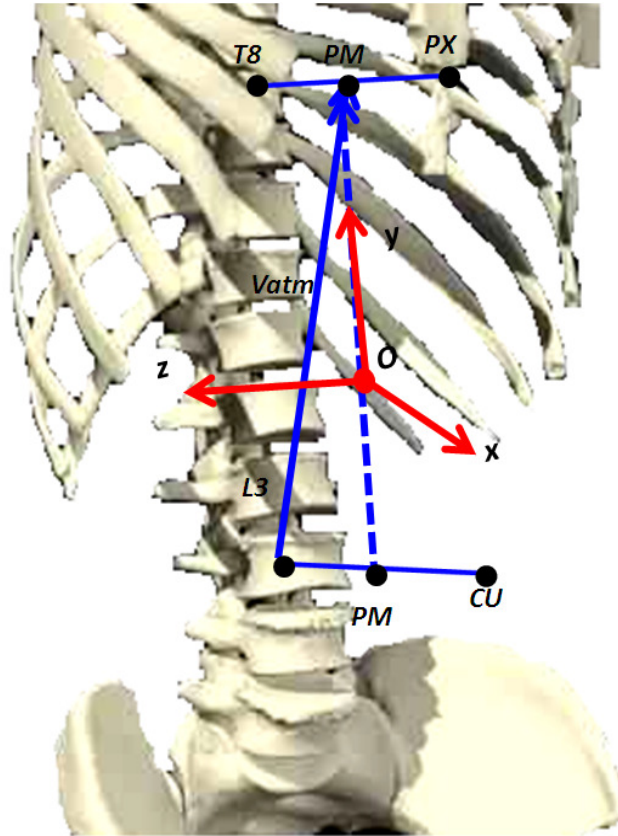


Figura 80 - SCL do Tronco médio.

$$V_{atm} = \left(\frac{(PX + T8)}{2} \right) - L3$$

Equação 58

$$j_{tm} = \left(\frac{\frac{(PX + T8)}{2} - \frac{(CU + L3)}{2}}{\left| \frac{(PX + T8)}{2} - \frac{(CU + L3)}{2} \right|} \right)$$

Equação 59

$$k_{tm} = \left(\frac{V_{atm}}{|V_{atm}|} \right) \times \left(\frac{j_{tm}}{|j_{tm}|} \right)$$

Equação 60

$$i_{tm} = \left(\frac{j_{tm} \times k_{tm}}{|j_{tm} \times k_{tm}|} \right)$$

Equação 61

Em que:

$tm_{(subscrito)}$ = tronco médio;

V_{atm} = vetor auxiliar do tronco médio;

CU = cicatriz umbilical;

$L3$ = processo espinhoso da terceira vértebra lombar;

$i_{tm}, j_{tm}, k_{tm}, =$ vetores unitários do SCL.

Tronco inferior

O_{ti} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da parte inferior do tronco;

y_{ti} = linha que conecta o ponto médio entre CU e L3 e o ponto médio entre a crista sacral mediana (CSM) e as espinhas ântero-superiores direita e esquerda (EIAS), direcionada superiormente;

z_{ti} = linha perpendicular ao plano formado pelo L3, CU e ponto médio entre o CSM e as EIAS, direcionada para o hemisfério direito;

x_{ti} = linha perpendicular aos eixos y_{ti} e z_{ti} , direcionada anteriormente.

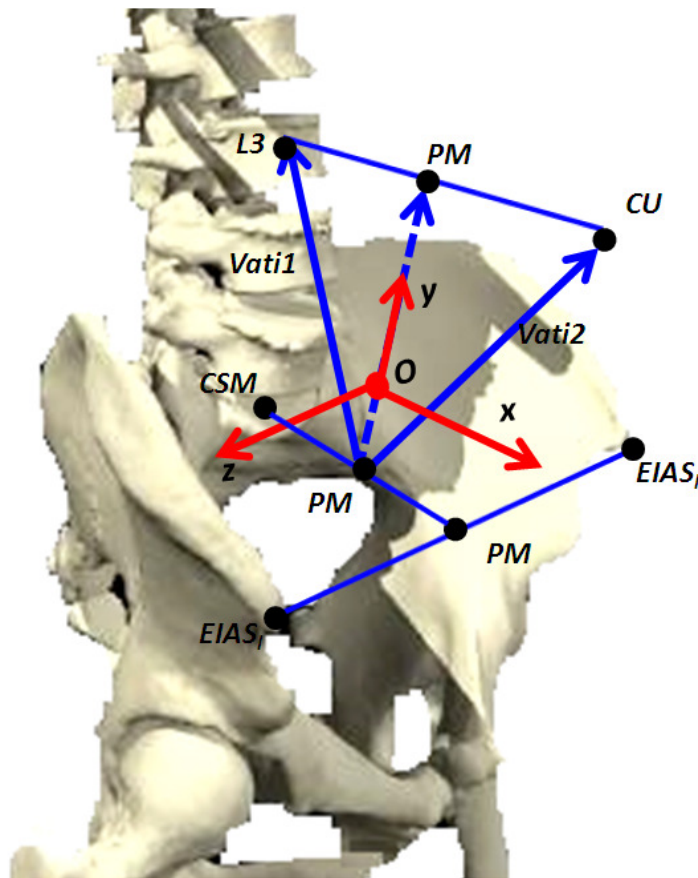


Figura 81 - SCL do Tronco inferior.

$$Vati1 = L3 - \left(\frac{\left(\frac{(EIAS_d + EIAS_e)}{2} + CSM \right)}{2} \right) \quad \text{Equação 62}$$

$$Vati2 = CU - \left(\frac{\left(\frac{(EIAS_d + EIAS_e)}{2} + CSM \right)}{2} \right) \quad \text{Equação 63}$$

$$j_{ti} = \left(\frac{\left(\frac{(CU + L3)}{2} - \left(\frac{\left(\frac{(EIAS_d + EIAS_e)}{2} + CSM \right)}{2} \right) \right)}{\left| \frac{(CU + L3)}{2} - \left(\frac{\left(\frac{(EIAS_d + EIAS_e)}{2} + CSM \right)}{2} \right) \right|} \right) \quad \text{Equação 64}$$

$$k_{ti} = \left(\frac{Vati2}{|Vati2|} \right) \times \left(\frac{Vati1}{|Vati1|} \right) \quad \text{Equação 65}$$

$$i_{ti} = \left(\frac{j_{ti} \times k_{ti}}{|j_{ti} \times k_{ti}|} \right) \quad \text{Equação 66}$$

Em que:

$ti_{(subscrito)}$ = tronco inferior;

$Vati1$ = vetor auxiliar do tronco inferior (1);

$Vati2$ = vetor auxiliar do tronco inferior (2);

CSM = crista sacral mediana;

$EIAS_{d,e}$ = espinha íliaca ântero-superior direita ou esquerda;

i_{ti}, j_{ti}, k_{ti} = vetores unitários do SCL.

Coxa direita e esquerda

O_{cx} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da coxa;

y_{cx} = linha que conecta o ponto médio entre os côndilos medial e lateral do fêmur (CL, CM) com o trocânter maior do fêmur (TMF), direcionada superiormente;

x_{cx} = linha perpendicular ao plano formado pelo CL, CM e o TMF, direcionada anteriormente;

z_{cx} = linha perpendicular aos eixos x_{cx} e y_{cx} , direcionada lateralmente na coxa direita e medialmente na coxa esquerda.

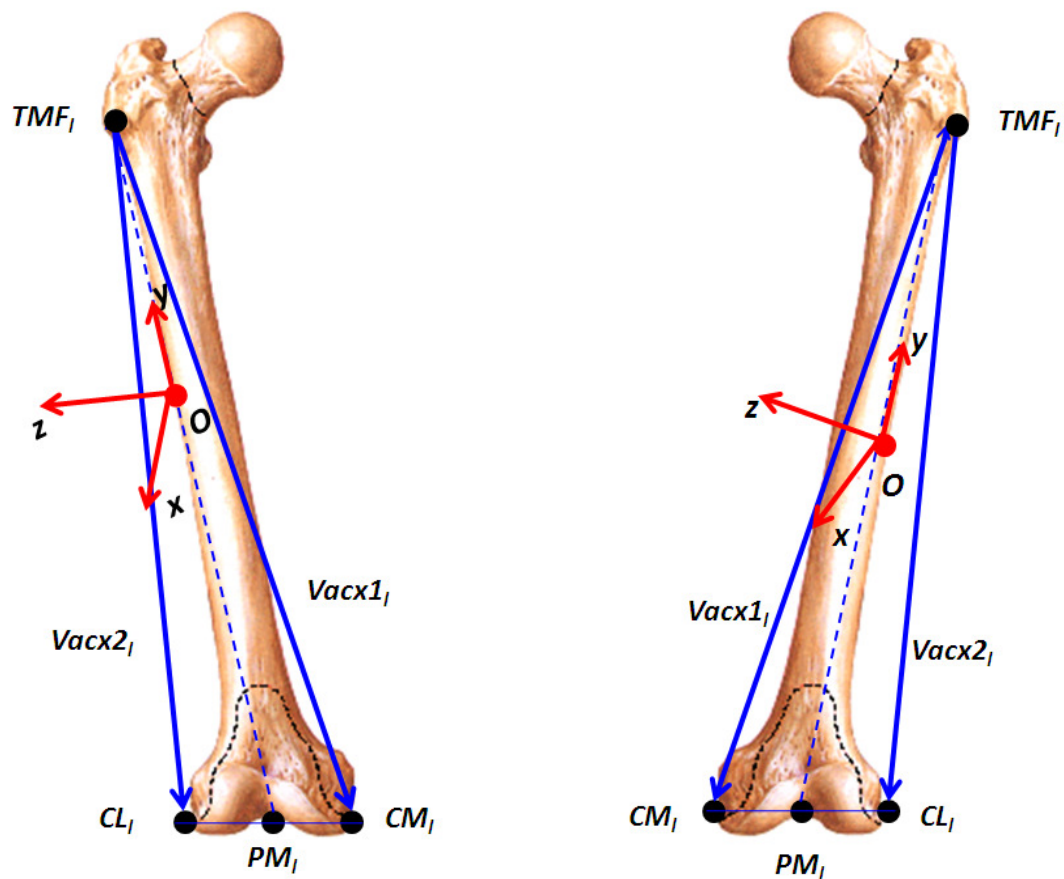


Figura 82 - SCL da Coxa direita e esquerda.

$$Vacx1_l = CM_l - TMF_l$$

Equação 67

$$Vacx2_l = CL_l - TMF_l$$

Equação 68

$$i_{cxe} = \left(\frac{Vacx1_l}{|Vacx1_l|} \right) \times \left(\frac{Vacx2_l}{|Vacx2_l|} \right)$$

Equação 69

$$i_{cxd} = \left(\frac{Vacx2_l}{|Vacx2_l|} \right) \times \left(\frac{Vacx1_l}{|Vacx1_l|} \right)$$

$$j_{cxl} = \left(\frac{TMF_l - \frac{(CM_l + CL_l)}{2}}{\left| TMF_l - \frac{(CM_l + CL_l)}{2} \right|} \right)$$

Equação 70

$$k_{cxl} = \left(\frac{i_{cxl} \times j_{cxl}}{|i_{cxl} \times j_{cxl}|} \right)$$

Equação 71

Em que:

$cx_{(subscrito)}$ = coxa;

$Vacx1_l$ = vetor auxiliar da coxa (1);

$Vacx2_l$ = vetor auxiliar da coxa (2);

TMF_l = trocânter maior do fêmur;

CM_l = côndilo medial do fêmur;

CL_l = côndilo lateral do fêmur;

$i_{cxd}, i_{cxe}, j_{cxl}, k_{cxl}$ = vetores unitários do SCL.

Perna direita e esquerda

O_p = origem do sistema de coordenadas, coincide com o centro de massa da perna;

y_p = linha que conecta o ponto médio entre os côndilos medial e lateral do fêmur (CL, CM) com o ponto médio entre o maléolo lateral e medial (MM, ML), direcionada superiormente;

x_p = linha perpendicular ao plano formado pelo CL, CM e o ponto médio entre o MM e ML, direcionada anteriormente;

z_p = linha comum perpendicular aos eixos x_p e y_p , direcionada lateralmente na perna direita e medialmente na perna esquerda.

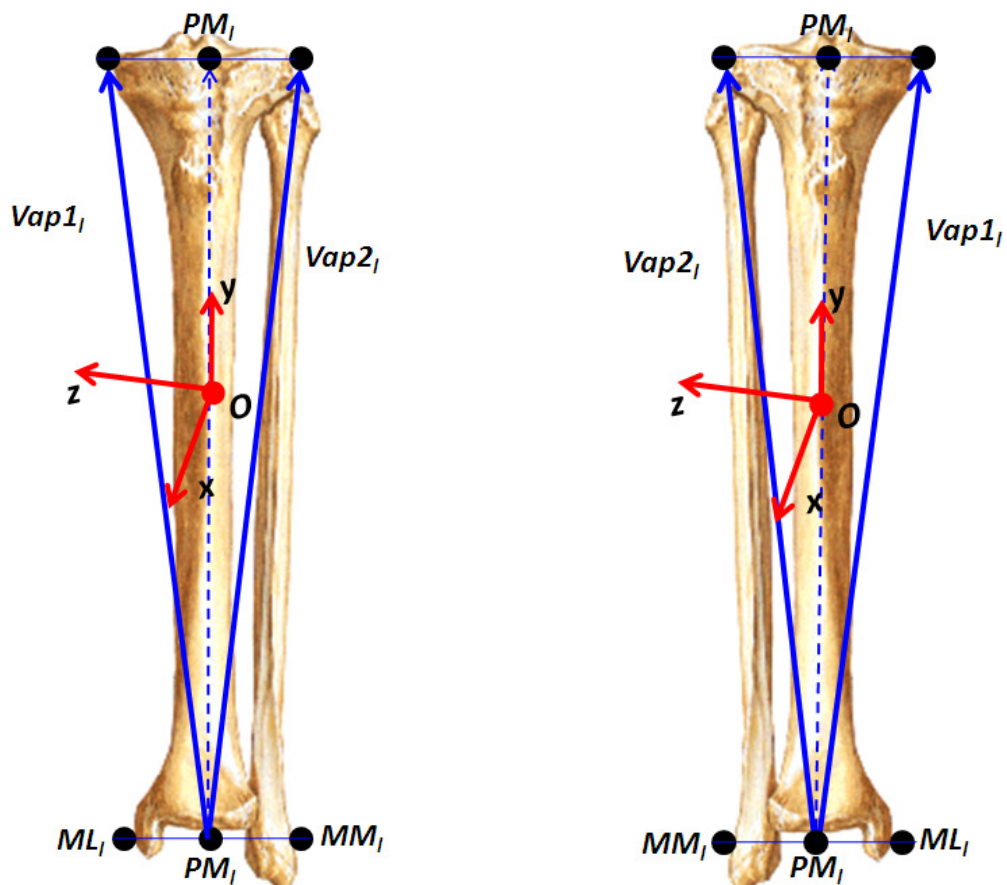


Figura 83 - SCL da Perna direita e esquerda.

$$Vap1_l = \left(CL_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right)$$

Equação 72

$$Vap2_l = \left(CM_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right)$$

Equação 73

$$i_{pe} = \left(\frac{Vap1_l}{|Vap1_l|} \right) \times \left(\frac{Vap2_l}{|Vap2_l|} \right)$$

Equação 74

$$i_{pd} = \left(\frac{Vap2_l}{|Vap2_l|} \right) \times \left(\frac{Vap1_l}{|Vap1_l|} \right)$$

$$j_{pl} = \left(\frac{CL_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2}}{\left| CL_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right|} \right)$$

Equação 75

$$k_{pl} = \left(\frac{i_{pl} \times j_{pl}}{|i_{pl} \times j_{pl}|} \right)$$

Equação 76

Em que:

$p_{(subscrito)}$ = perna;

$Vap1_l$ = vetor auxiliar da perna (1);

$Vap2_l$ = vetor auxiliar da perna (2);

MM_l = maléolo medial;

ML_l = maléolo lateral;

i_{pd} , i_{pe} , j_{pl} , k_{pl} = vetores unitários do SCL.

Pé direito e esquerdo

O_{pe} = origem do sistema de coordenadas, coincide com o intermaleolar (IM);

x_{pe} = linha que conecta o ponto médio entre os MM e ML com o ponto médio entre a cabeça do segundo e quinto metatarso (SMET, QMET), direcionada anteriormente;

y_{pe} = linha perpendicular ao plano formado pelo SMET , QMET e o ponto médio entre o MM e ML, direcionada superiormente;

z_{pe} = linha comum perpendicular aos eixos x_{pe} e y_{pe} , direcionada lateralmente no pé direito e medialmente no pé esquerdo.

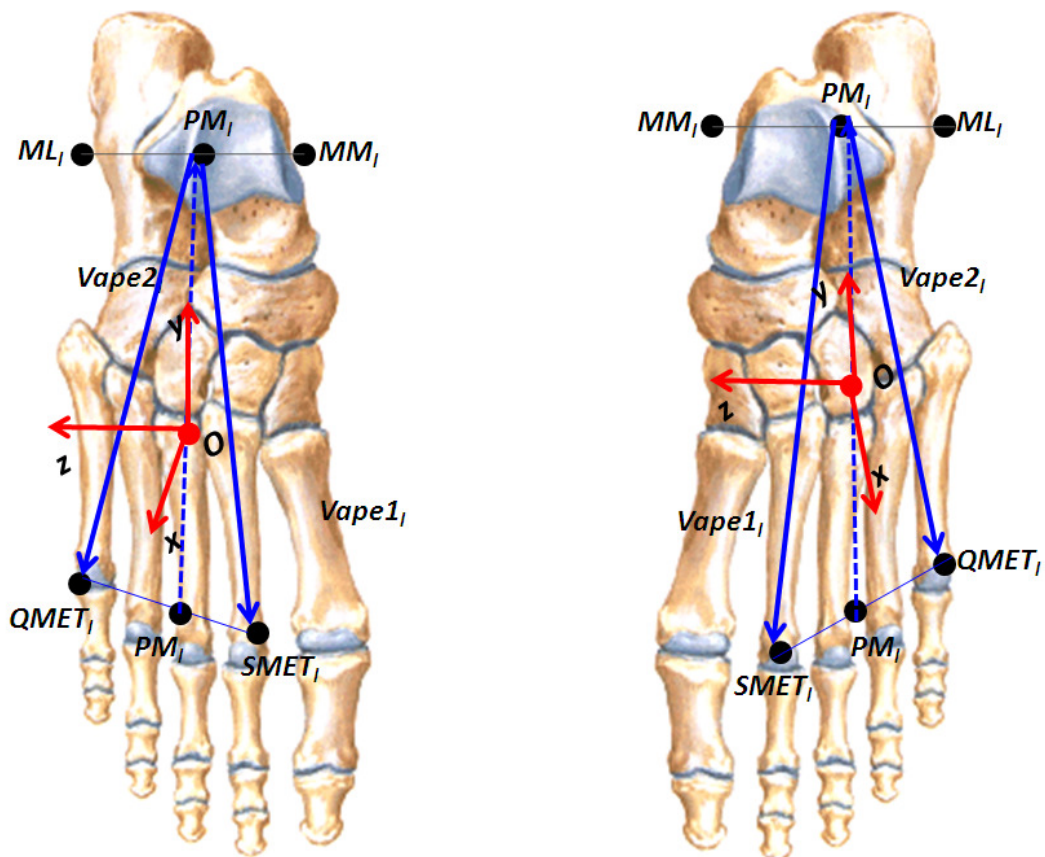


Figura 84 - SCL do Pé direito e esquerdo.

$$Vape1_l = \left(SMET_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right)$$

Equação 77

$$Vape2_l = \left(QMET_l - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right)$$

Equação 78

$$j_{pee} = \left(\frac{Vape1_l}{|Vape1_l|} \right) \times \left(\frac{Vape2_l}{|Vape2_l|} \right)$$

Equação 79

$$j_{ped} = \left(\frac{Vape2_l}{|Vape2_l|} \right) \times \left(\frac{Vape1_l}{|Vape1_l|} \right)$$

$$i_{pel} = \left(\frac{\frac{(SMET_l + QMET_l)}{2} - \frac{(ML_l + MM_l)}{2}}{\left| \frac{(SMET_l + QMET_l)}{2} - \frac{(ML_l + MM_l)}{2} \right|} \right)$$

Equação 80

$$k_{pel} = \left(\frac{i_{pel} \times j_{ped}}{|i_{pel} \times j_{ped}|} \right)$$

Equação 81

Em que:

$pe_{(subscrito)}$ = pé;

$Vape1_l$ = vetor auxiliar do pé (1);

$Vape2_l$ = vetor auxiliar do pé (2);

$SMET_l$ = cabeça do segundo metatarso;

$QMET_l$ = cabeça do quinto metatarso;

j_{ped} , j_{pee} , i_{pel} , k_{pel} = vetores unitários do SCL.

Apêndice C – Rotina ‘*accur.m*’ desenvolvida no software MATLAB® para o cálculo do erro estimado da reconstrução tridimensional.

```

% Rotina para cálculo da Acurácia
% Cálculo da acurácia da reconstrução 3D - Barros et al. 1999
%  $a^2 = b^2 + p^2$  --> a = acurácia - b = BIAS - p = precisão
% Elaborado por Marcelo La Torre, ESEF - UFRGS
% Elaborado em: 01 de outubro, 2008
% Última modificação:

clear all
close all

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

fsamp = 50;                % Frequência de Amostragem (Hz)
dt = 1/50;                % Período
g = -9.81;                % Aceleração da Gravidade (m/seg^2)
format short

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% CARREGA OS DADOS CINEMÁTICOS

h=msgbox('Entre com o arquivo de cinematria filtrado ','Carregar dados de
cinematria ');
waitfor(h);

answer_on=questdlg(' Qual o formato do arquivo? ','Escolha o arquivo de
dados','TXT','MATLAB','');

switch answer_on

    case 'TXT' %arquivo gerado pelo Dvideow
        tipo='*.txt';
        % DADOS Brutos
        disp ('entre com os dados brutos')
        % carregando e gravando o caminho e o nome do arquivo de dados
        [pathname,filename]=carrega(tipo);
        dados = Levideow(pathname,filename);
        C=char(filename); % coloca cada letra da string em uma coluna do
vetor C
        [nl_nome,nc_nome]=size(C);
        nome=cellstr(C(1:nc_nome-3)); % guarda a parte do nome do arquivo
(3 primeiras letras) que contem o nome do executante
        nome=strcat(nome,'mat');
        arquivo=strcat(pathname,nome);
        save(char(arquivo),'dados','-ascii');

    case 'MATLAB' %arquivo salvo pelo Matlab
        tipo='*.mat';
        disp ('entre com os dados brutos')

        [pathname,filename]=carrega(tipo);
        arquivo=strcat(pathname,filename);
        dados=load(arquivo,'-ascii');

end

[nquadros,nc] = size(dados);

```

```

% Deslocamento da origem da cinemetria para origem da Plataforma - tamanho
da plataforma x=0.464 m / y=0.508 m
% cinemetria (0,0,0) = (0,0,0)plataforma

desloc=[dados(:,206) dados(:,207) dados(:,208)+(0.464/2)];

% TRATAMENTO DOS DADOS
% Cria Vetor Tempo

t=0;

for i=1:nquadros
    Tempo(i,1)=t;           % Tempo (seg)
    t=t+dt;
end

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% Determinação das vairáveis anatômicas referente aos marcadores reflexivos

CD1 = dados(:,182:184)-desloc;           % Ponto 61 - 1° caixa Direito (CD1)
CD2 = dados(:,185:187)-desloc;           % Ponto 62 - 2° caixa Direito (CD2)
CD3 = dados(:,188:190)-desloc;           % Ponto 63 - 3° caixa Direito (CD3)
CD4 = dados(:,191:193)-desloc;           % Ponto 64 - 4° caixa Direito (CD4)
CE1 = dados(:,194:196)-desloc;           % Ponto 65 - 1° caixa Esquerdo
(CE1)
CE2 = dados(:,197:199)-desloc;           % Ponto 66 - 2° caixa Esquerdo
(CE2)
CE3 = dados(:,200:202)-desloc;           % Ponto 67 - 3° caixa Esquerdo
(CE3)
CE4 = dados(:,203:205)-desloc;           % Ponto 68 - 4° caixa Esquerdo
(CE4)

% Cálculo da distância dos dois pontos escolhidos da caixa CD4 e CE1
%lados opostos do objeto

for i=1:nquadros-100
    DIF(i,1)=sqrt((CE1(i,1)-CD1(i,1)).^2+(CE1(i,2)-CD1(i,2)).^2+(CE1(i,3)-
CD1(i,3)).^2);% distância entre os dois pontos
end

[nl,nq]=size(DIF);
SOMA=sum(DIF,1);
MEDIA=SOMA/nl; %média das medidas experimentais
dp=std(DIF); %desvio padrão das medidas experimentais
b = (0.365-MEDIA); % %bias das medidas experimentais
ac=sqrt(b^2+dp^2); %acurácia das medidas experimentais

% Cálculo da distância dos dois pontos escolhidos da caixa CD2 e CD1
%lados opostos do objeto

for i=1:nquadros-100
    DIF1(i,1)=sqrt((CD2(i,1)-CD1(i,1)).^2+(CD2(i,2)-CD1(i,2)).^2+(CD2(i,3)-
CD1(i,3)).^2);% distância entre os dois pontos
end

[nl,nq]=size(DIF1);
SOMA1=sum(DIF1,1);
MEDIA1=SOMA1/nl; %média das medidas experimentais

```

```
dpl=std(DIF1); %desvio padrão das medidas experimentais
b1 = (0.195-MEDIA1); % %bias das medidas experimentais
acl=sqrt(b1^2+dpl^2); %acurácia das medidas experimentais

% Grava arquivo com valor de acurácia - bias e precisão

ACU = [ac b dp MEDIA acl b1 dpl MEDIA1];
gravamat1(ACU)
```


Apêndice D – Comparação da FRS mensurada e FRS calculada nas Técnicas 2 e 3.

Gráficos de comparação e de análise da concordância da FRS mensurada e calculada nos 3 segmentos da coluna vertebral nas Técnicas 2 e 3.

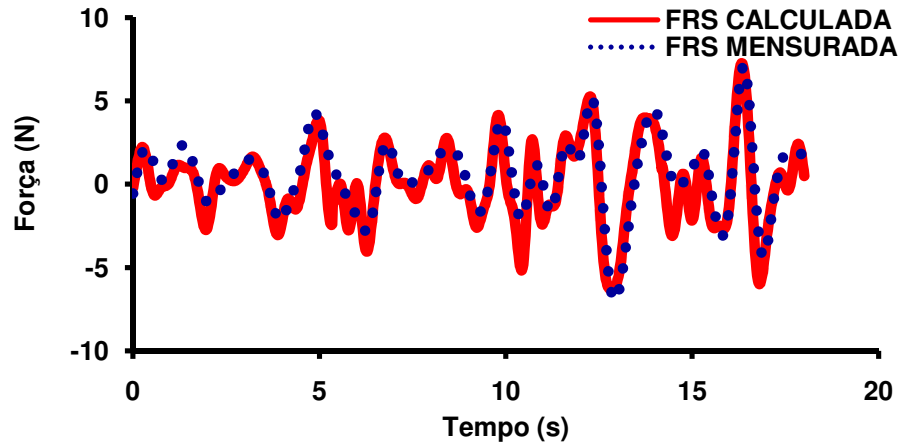


Figura 85 – Componente X da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 2.

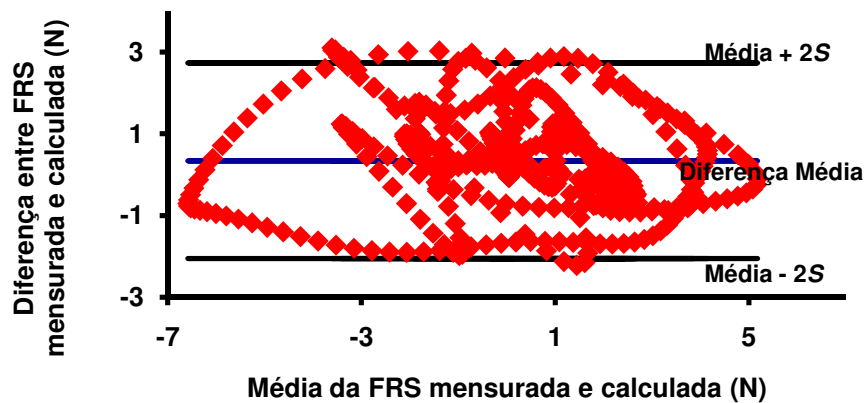


Figura 86 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$). — Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2)

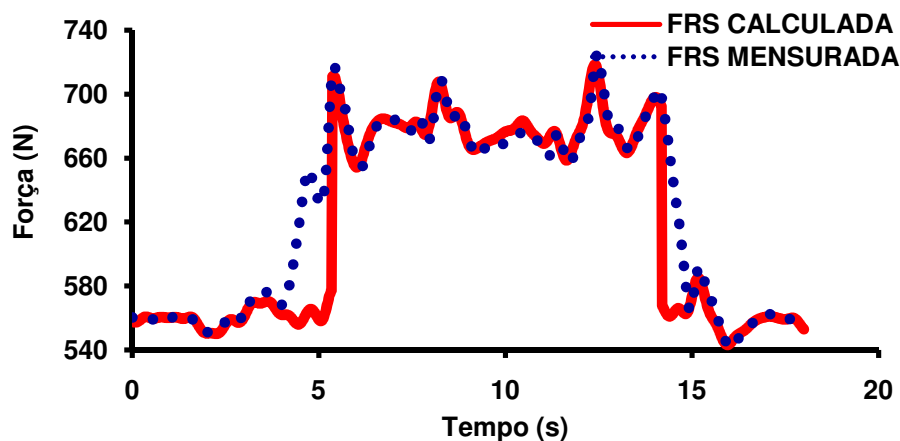


Figura 87 - Componente Y da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 2.

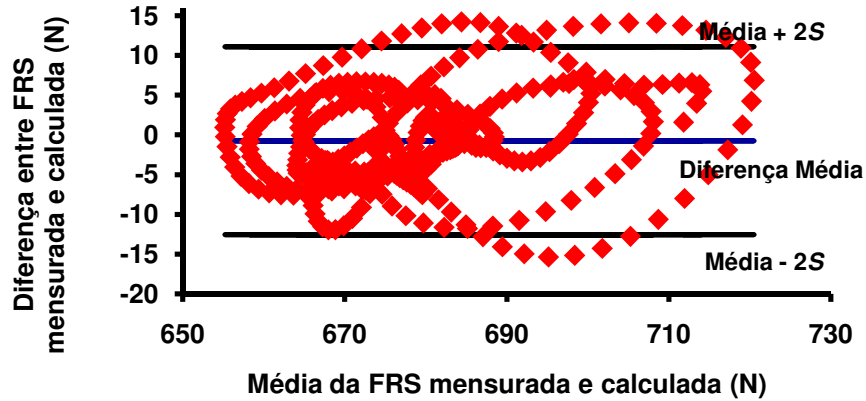


Figura 88 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS\ mensurada + FRS\ calculada]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2)

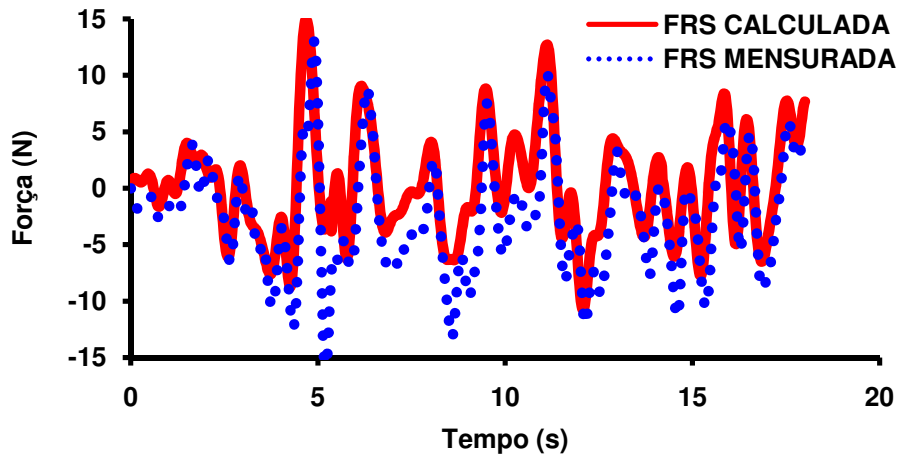


Figura 89 - Componente Z da FRS mensurada *versus* FRS calculada na fase 2 e 3 durante realização da primeira repetição da Técnica 2.

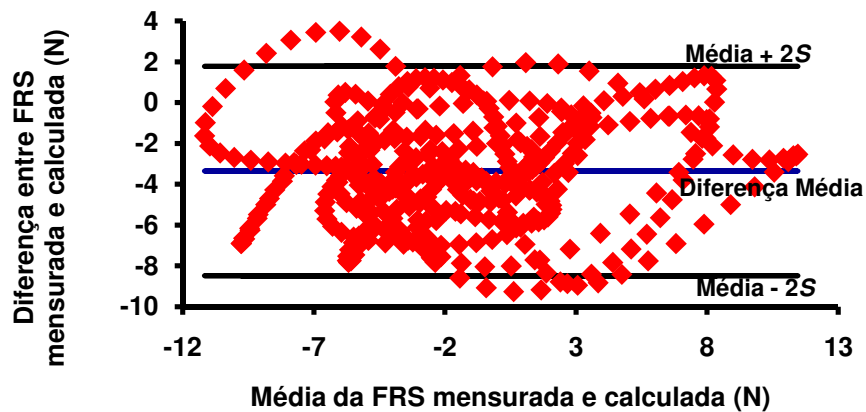


Figura 90 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS\ mensurada + FRS\ calculada]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 2)

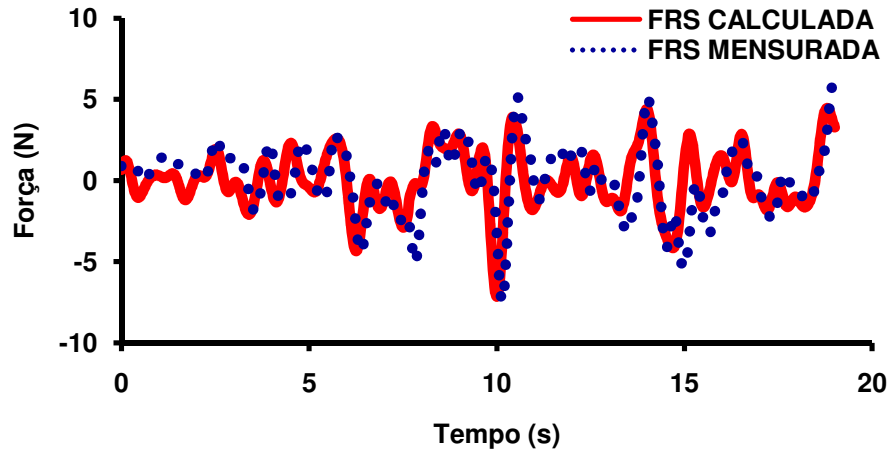


Figura 91 – Componente X da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3.

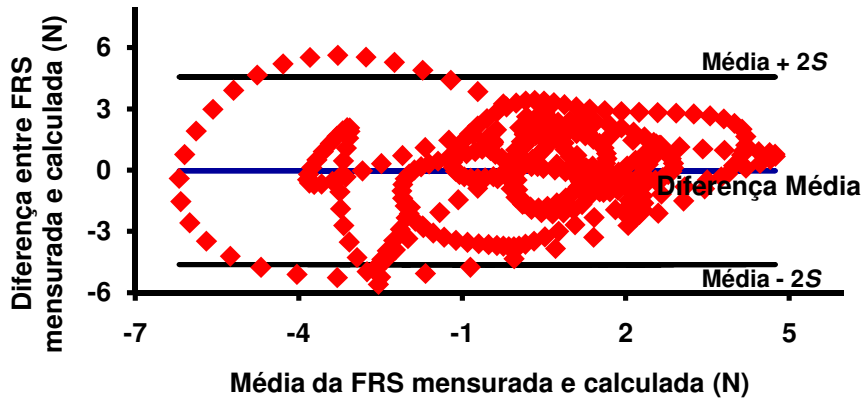


Figura 92 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS\ mensurada + FRS\ calculada]/2$). — Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3)

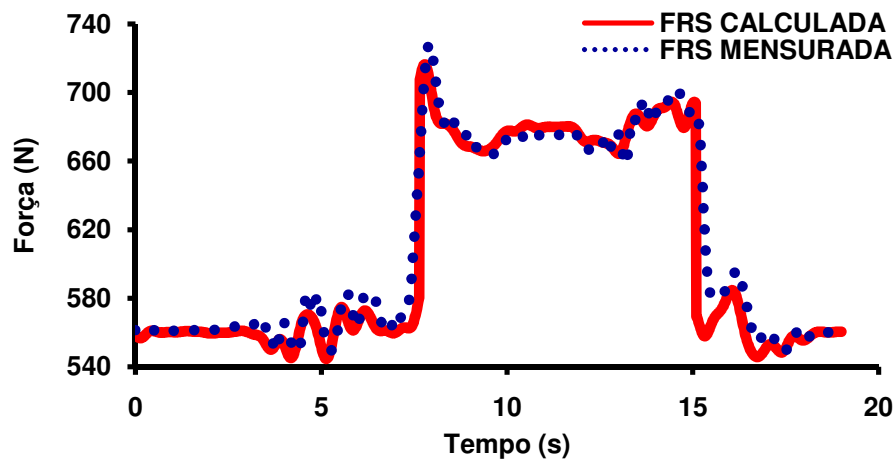


Figura 93 - Componente Y da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3.

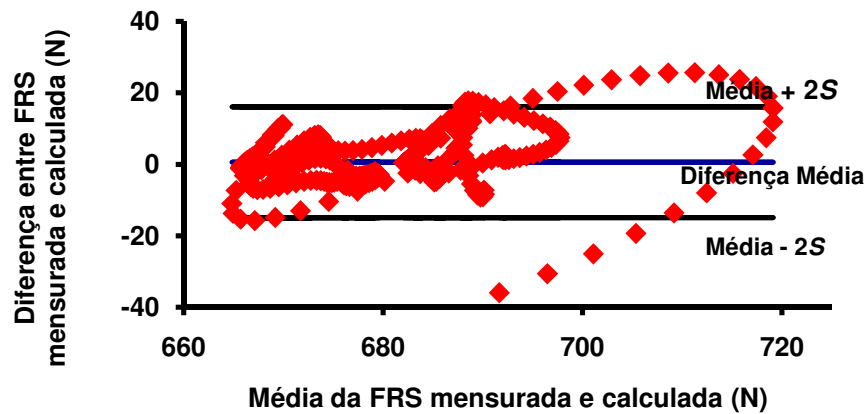


Figura 94 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3)

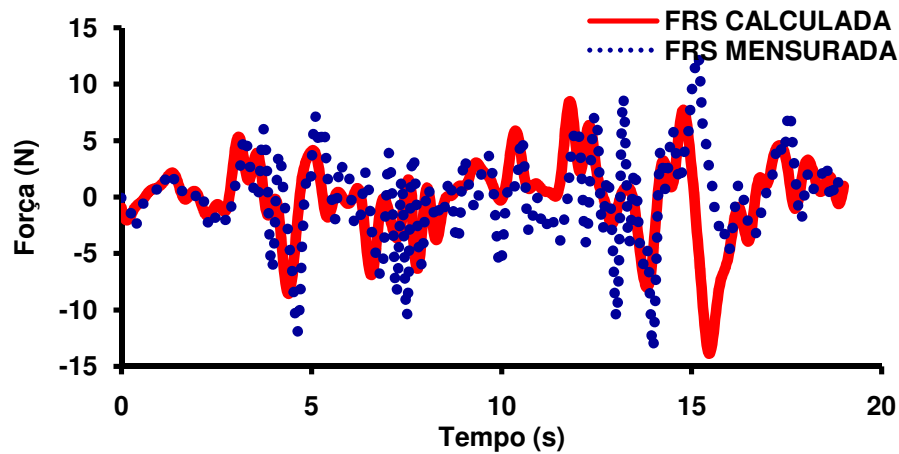


Figura 95 - Componente Z da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3.

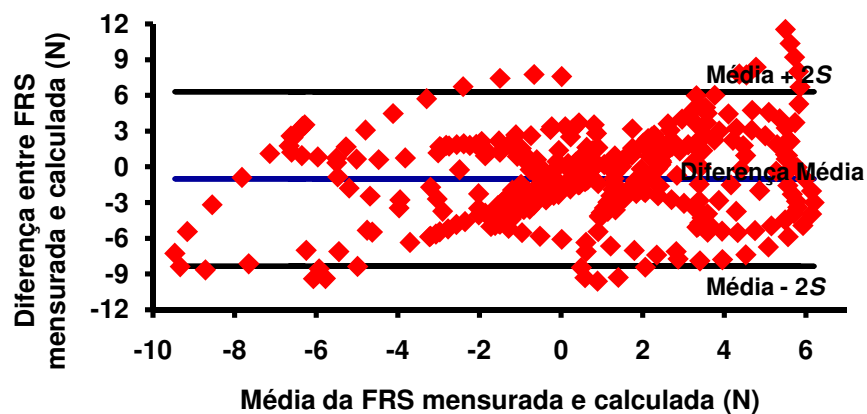


Figura 96 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3)

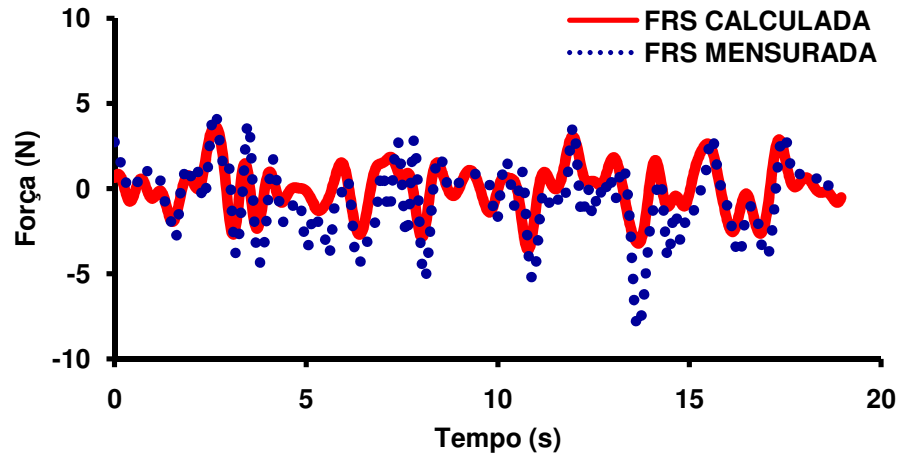


Figura 97 – Componente X da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).

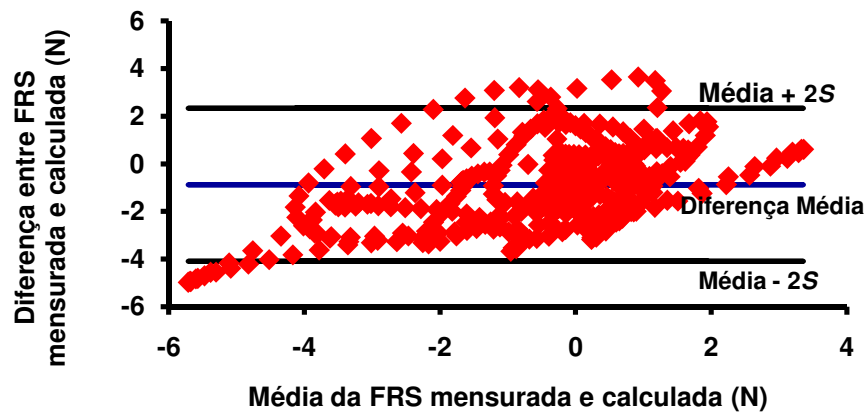


Figura 98 - Diferença da FRS - X (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS ($[FRS \text{ mensurada} + FRS \text{ calculada}]/2$). — Diferença Média da FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B))

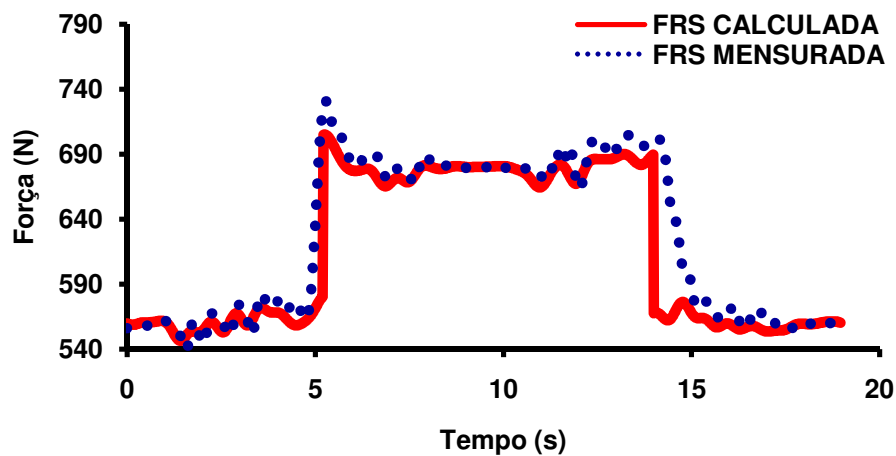


Figura 99 - Componente Y da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).

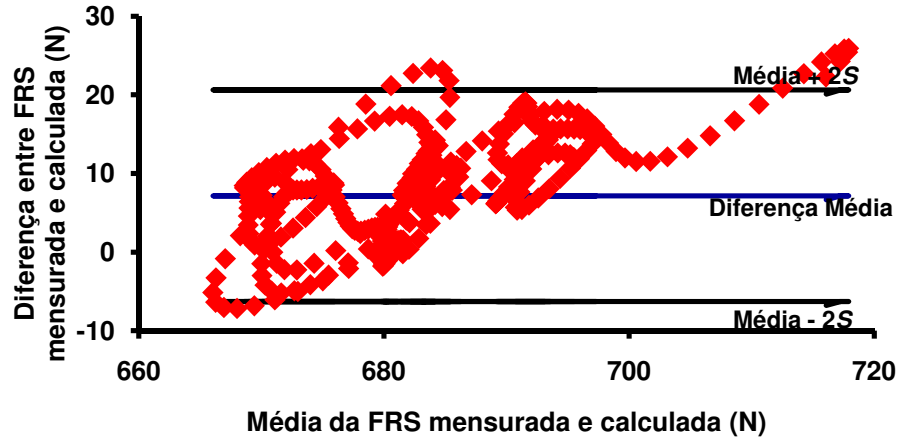


Figura 100 - Diferença da FRS - Y (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS\ mensurada + FRS\ calculada]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B))

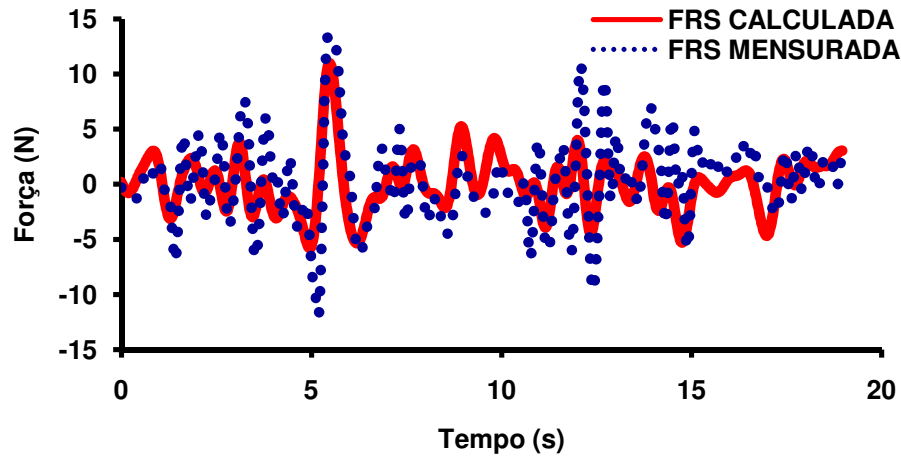


Figura 101 - Componente Z da FRS mensurada *versus* FRS calculada durante realização da Técnica 3(B).

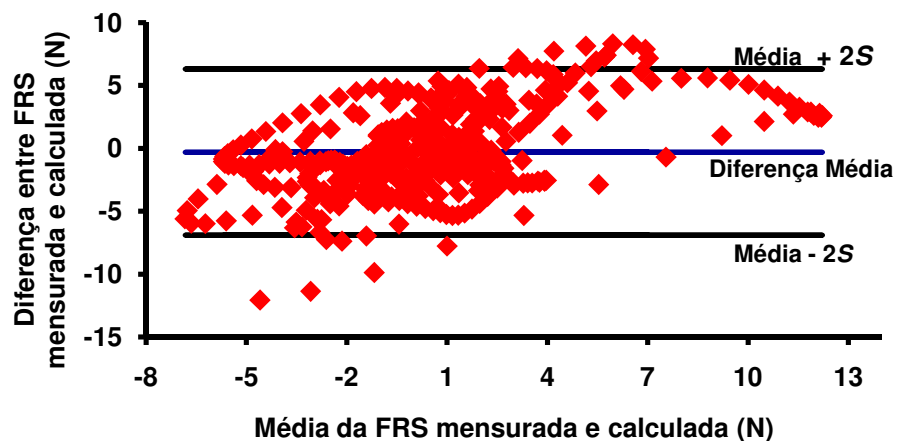


Figura 102 - Diferença da FRS - Z (FRS mensurada – FRS calculada) em função da média da FRS $([FRS\ mensurada + FRS\ calculada]/2)$. — Diferença Média FRS calculada e estimada, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão. (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).

Apêndice E – Comparação da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D nas Técnicas 1, 2 e 3.

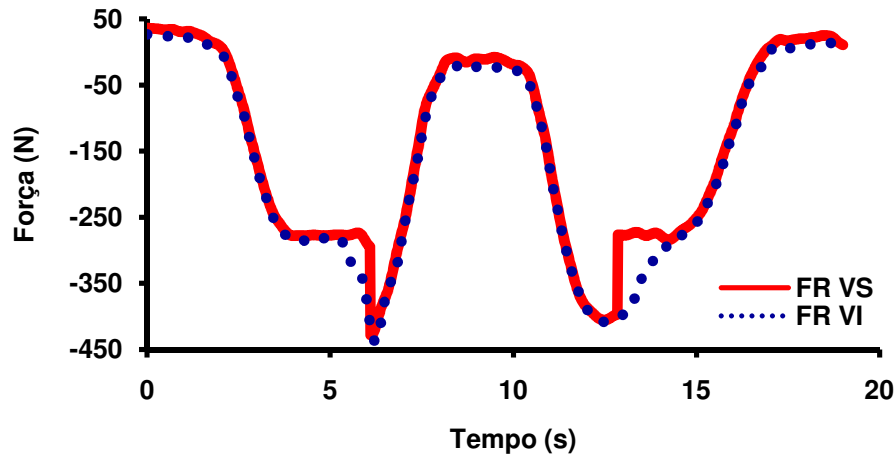


Figura 103 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.

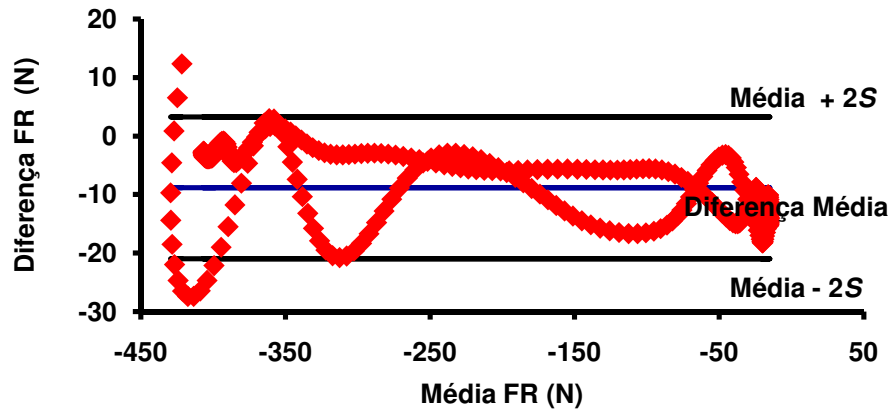


Figura 104 - Diferença da componente x da FR ($FR\ VI - FR\ VS$) em função da média da FR ($(FR\ VI + FR\ VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco médio).

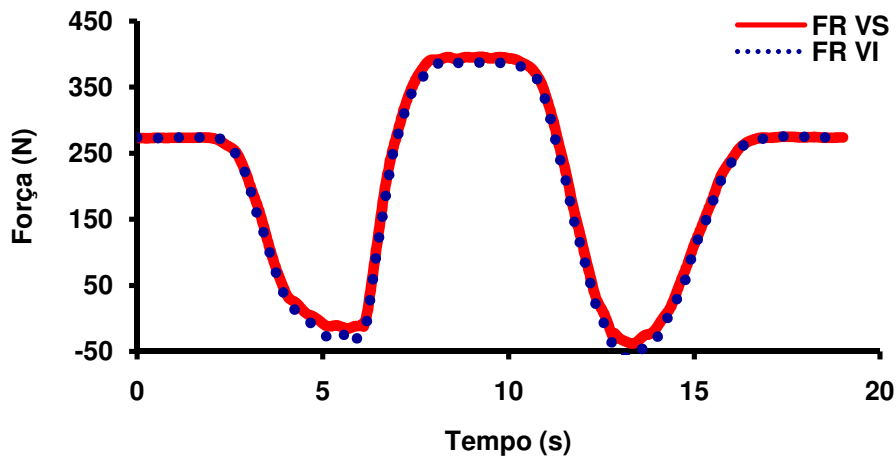


Figura 105 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.

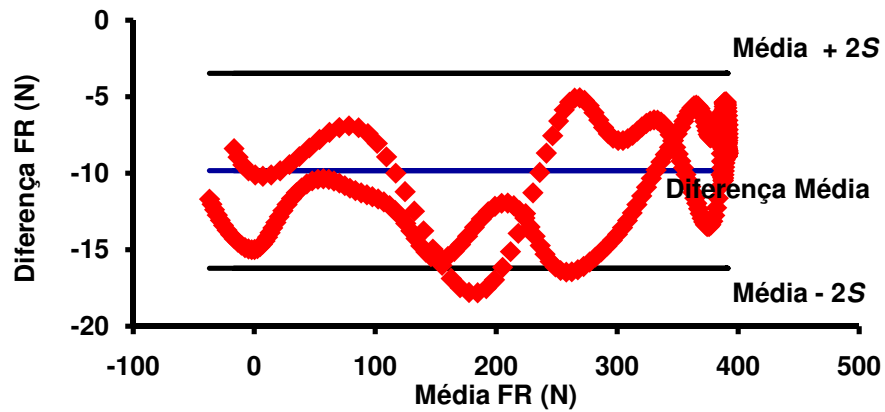


Figura 106 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco médio).

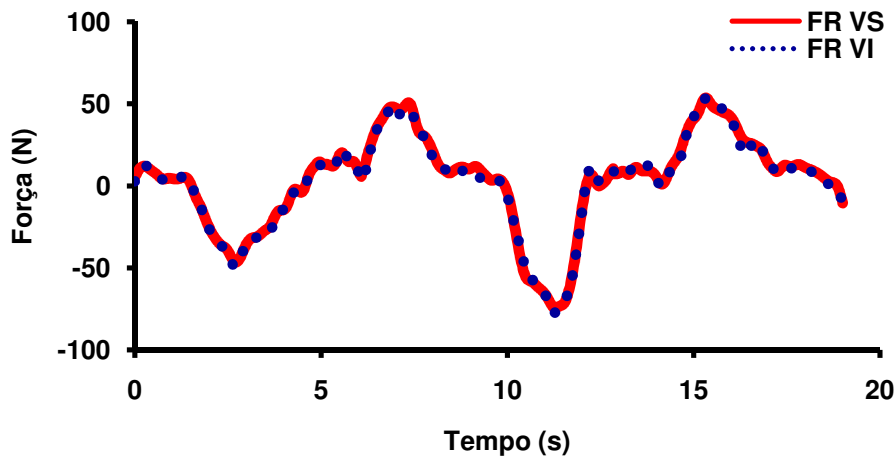


Figura 107 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 1.

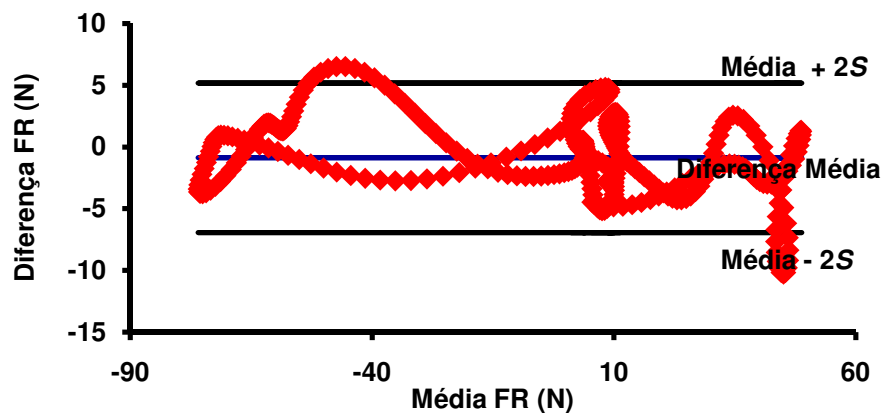


Figura 108 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1).

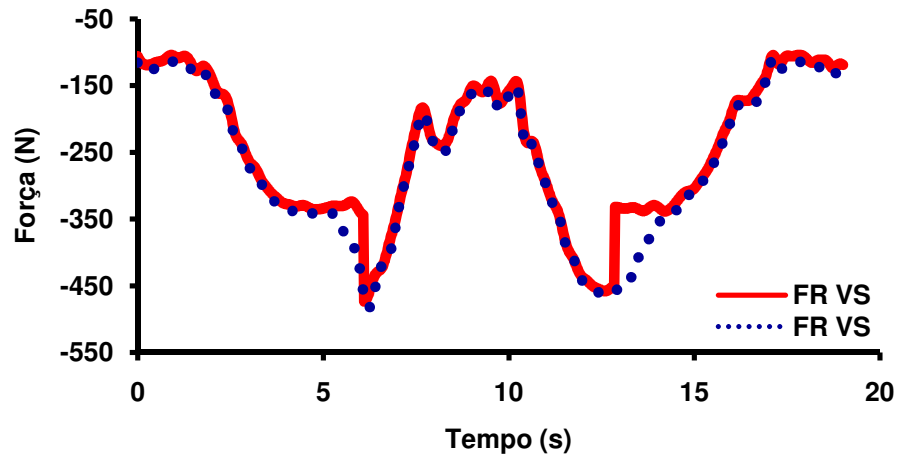


Figura 109 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

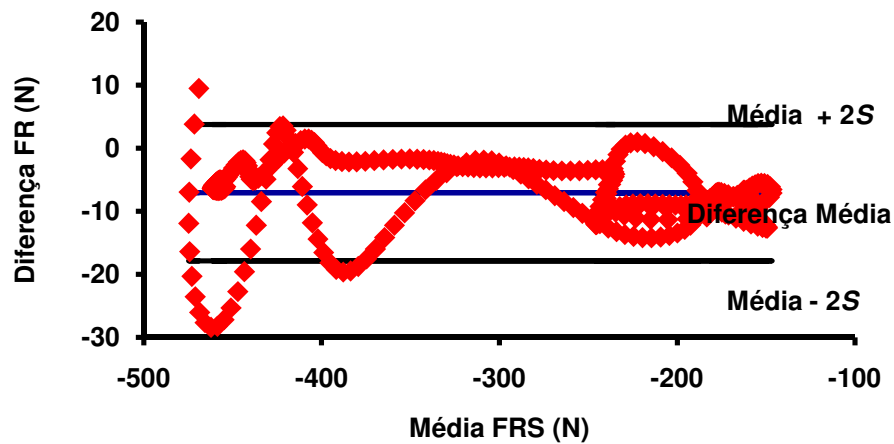


Figura 110 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

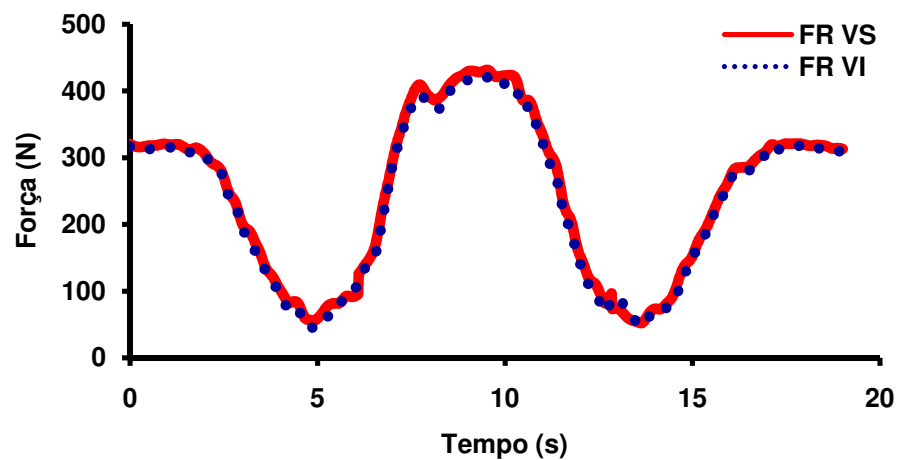


Figura 111 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

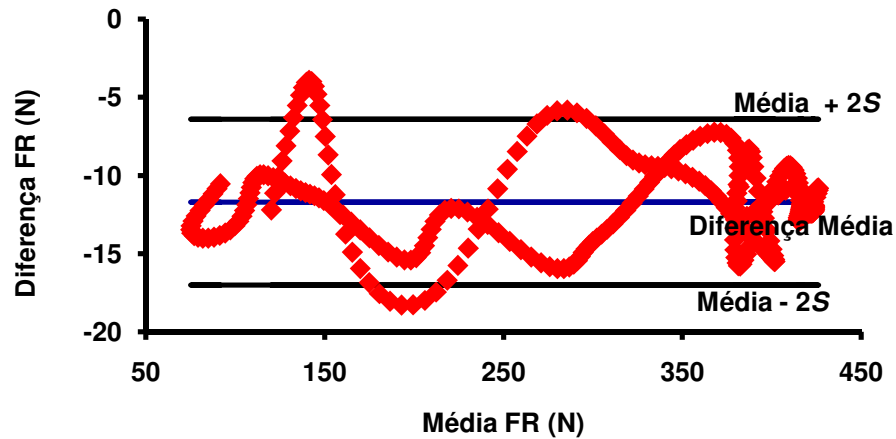


Figura 112 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

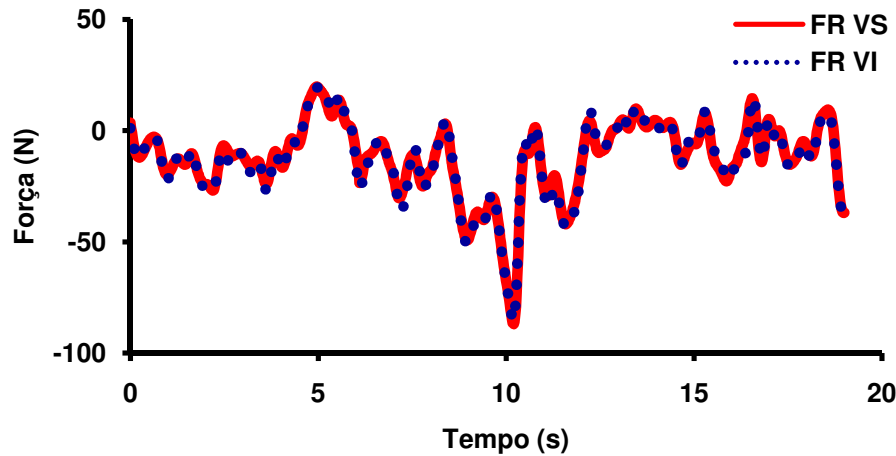


Figura 113 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do LSM-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 1.

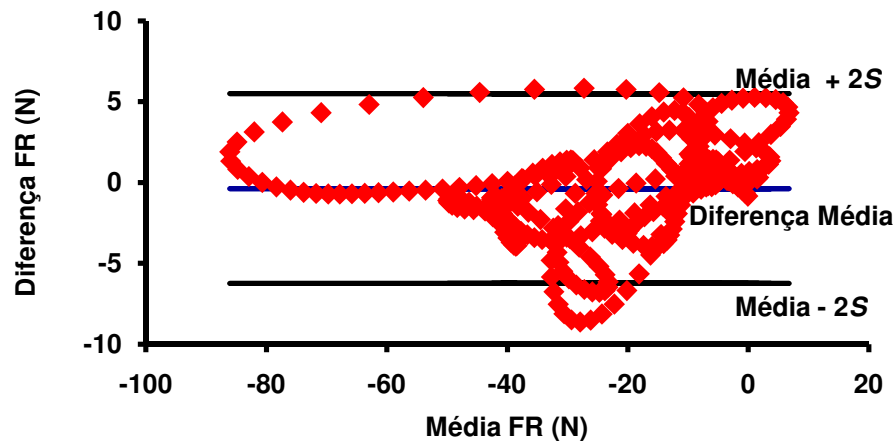


Figura 114 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 1/Tronco inferior).

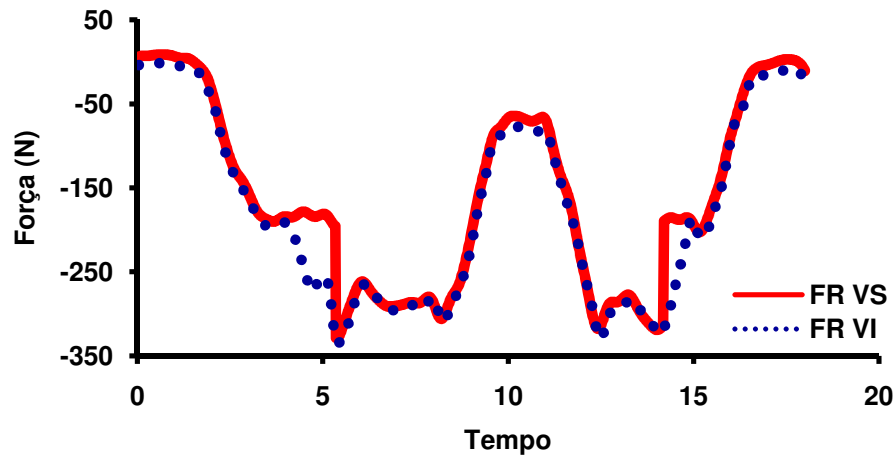


Figura 115 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 2.

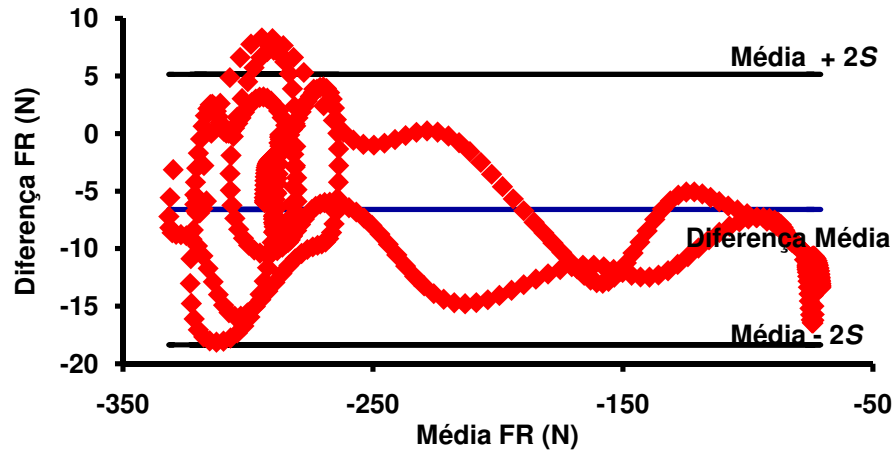


Figura 116 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).

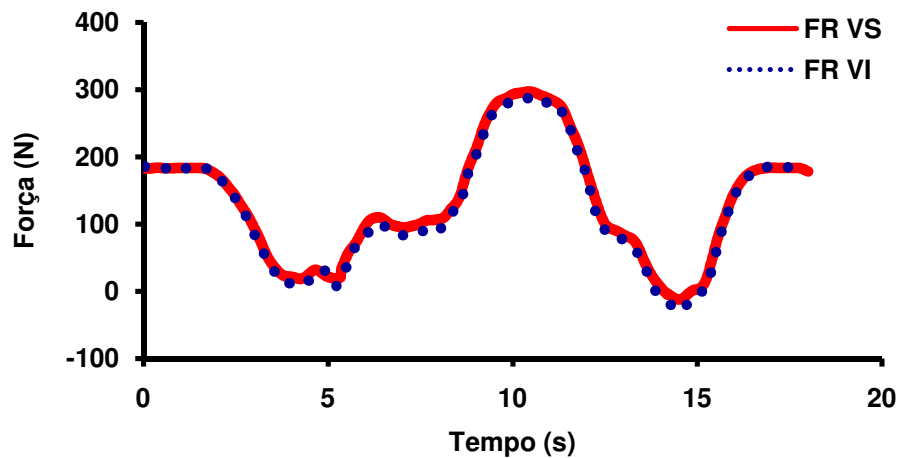


Figura 117 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 2.

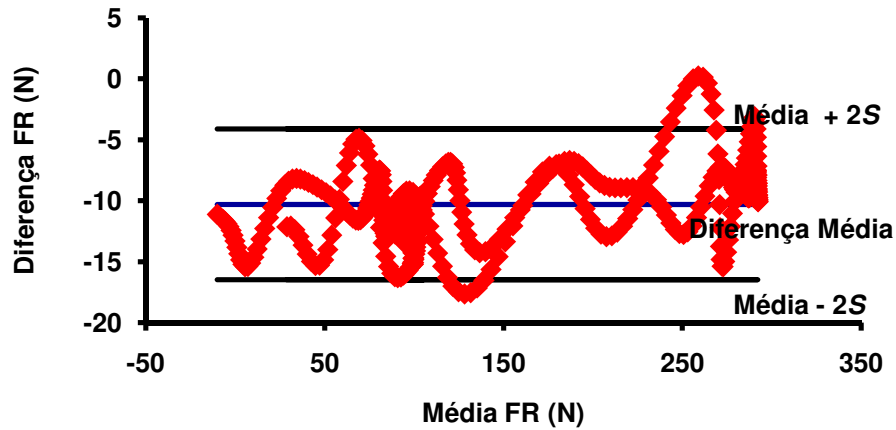


Figura 118 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).

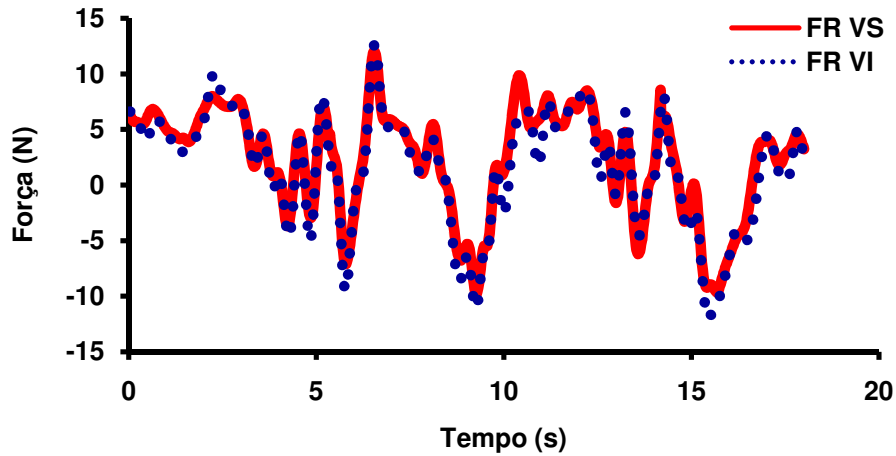


Figura 119 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 2.

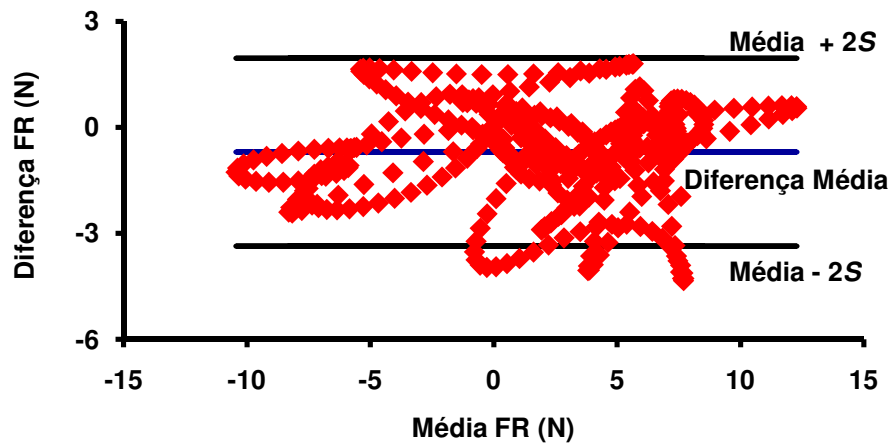


Figura 120 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco superior).

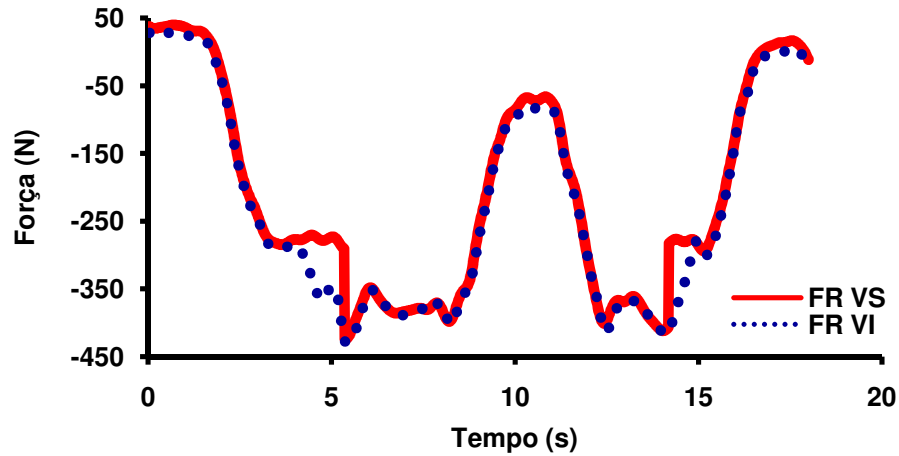


Figura 121 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.

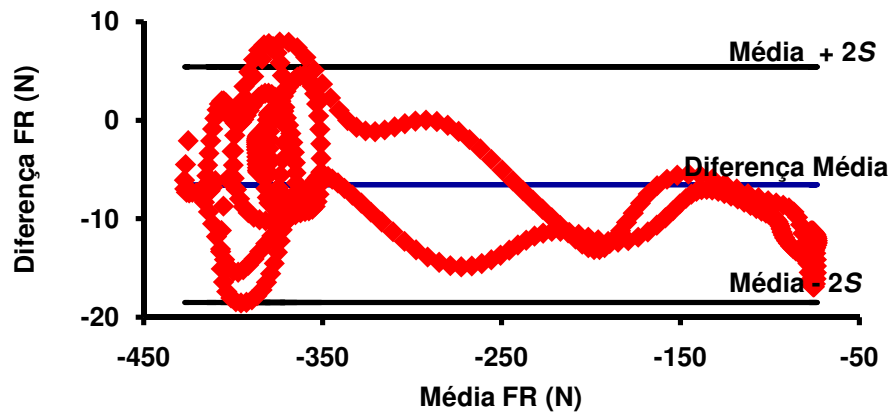


Figura 122 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).

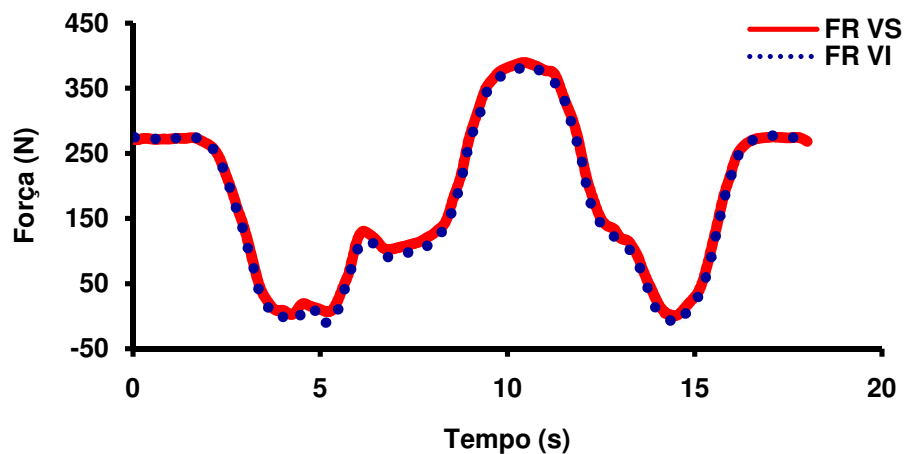


Figura 123 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.

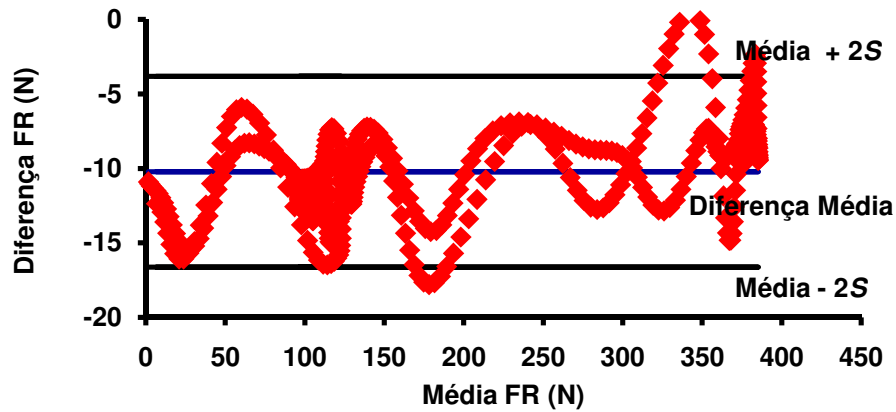


Figura 124 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).

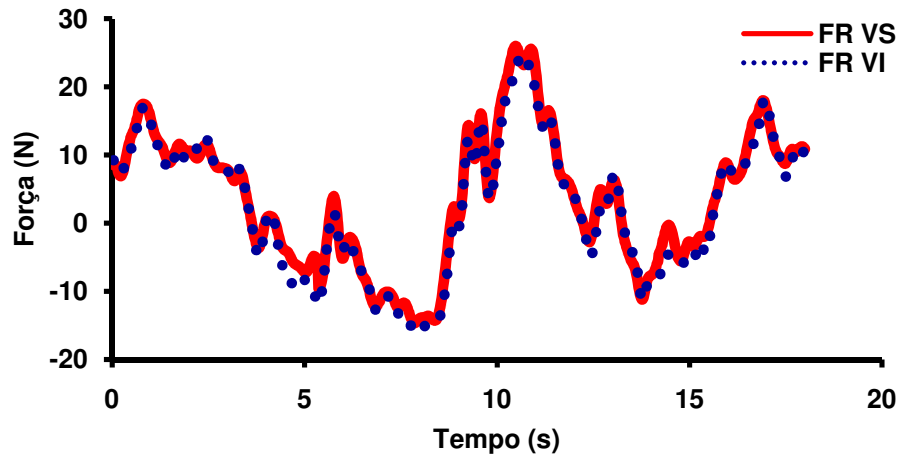


Figura 125 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 2.

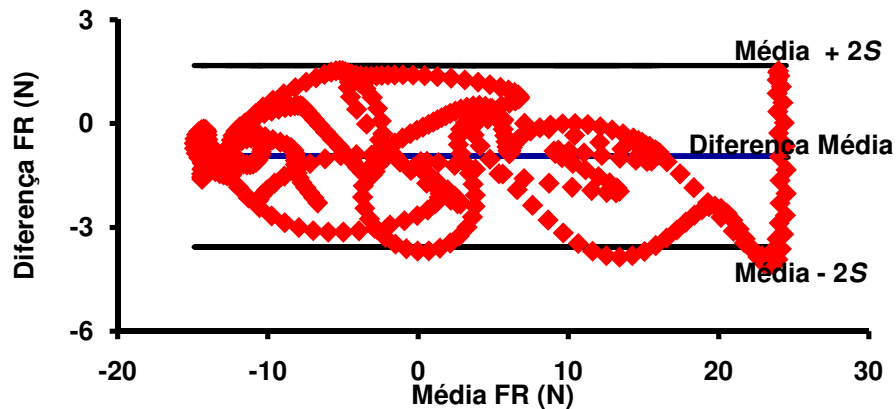


Figura 126 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco médio).

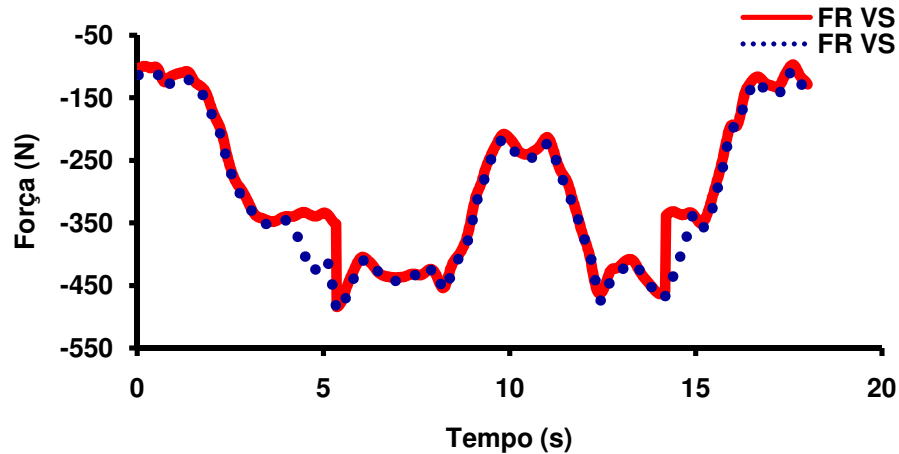


Figura 127 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

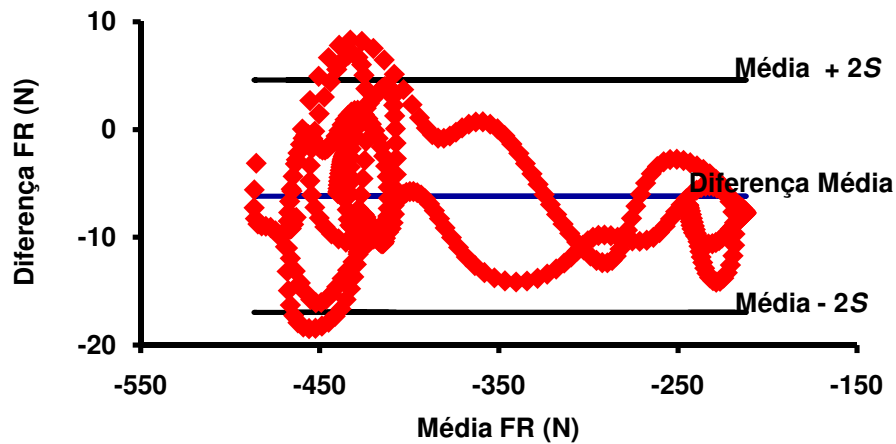


Figura 128 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).

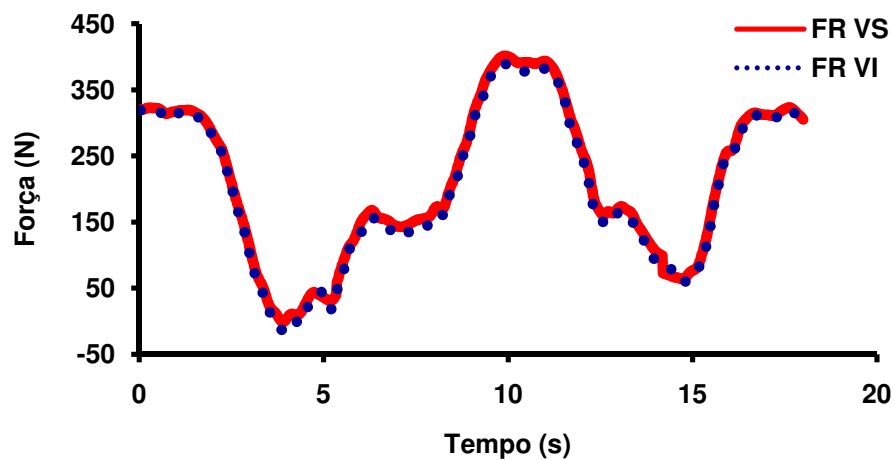


Figura 129 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

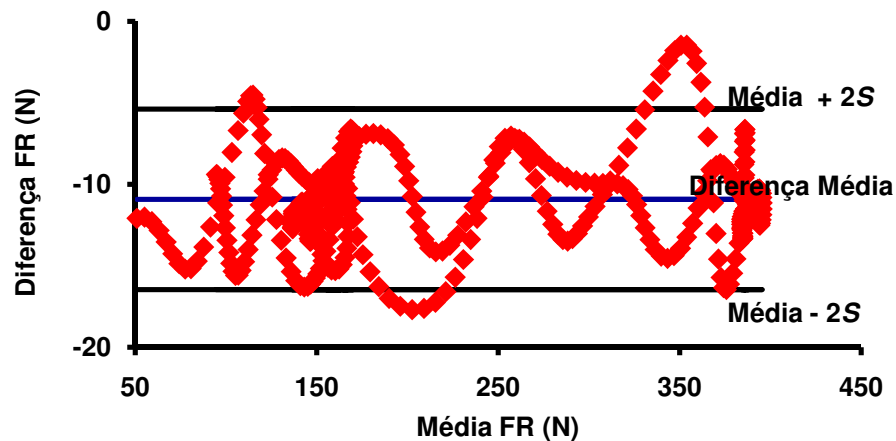


Figura 130 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).

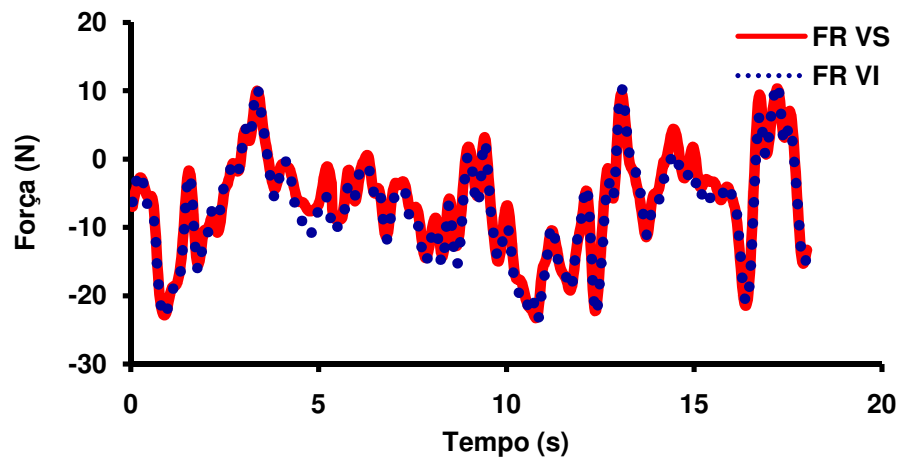


Figura 131 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

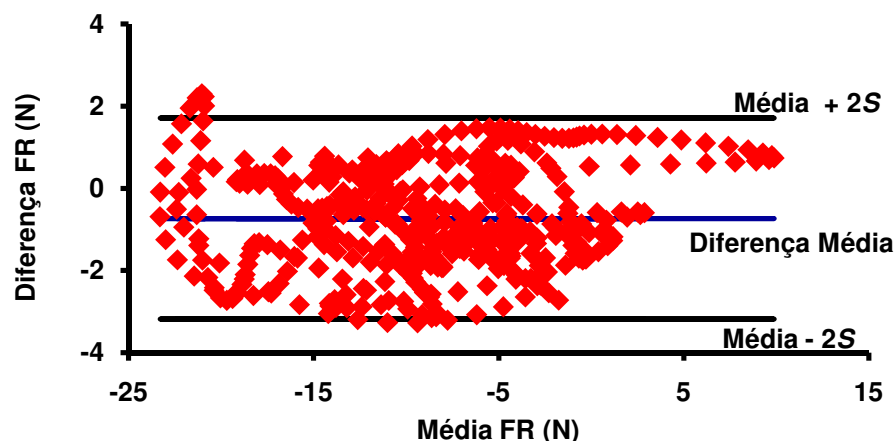


Figura 132 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco Inferior).

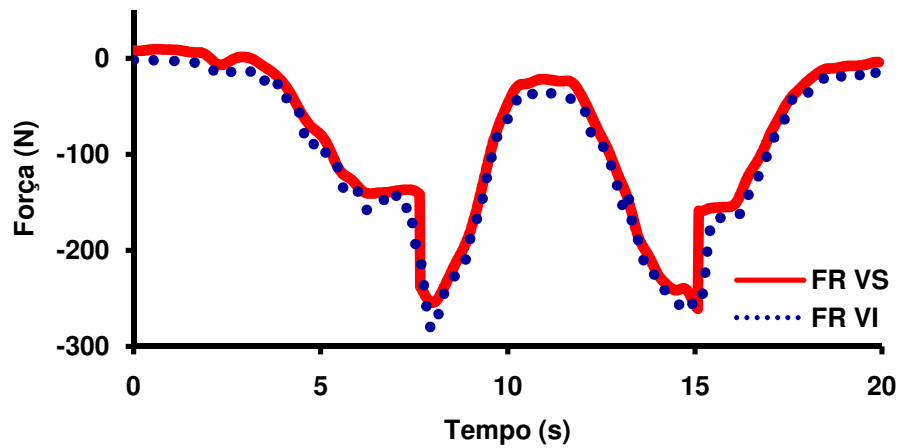


Figura 133 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3.

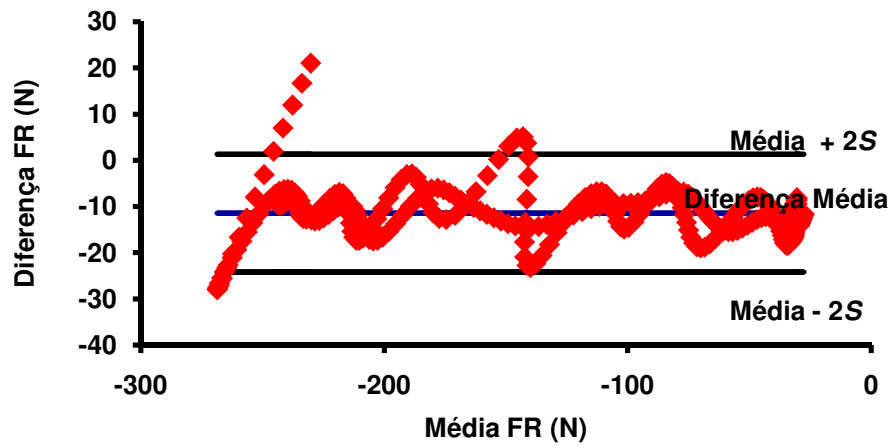


Figura 134 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).

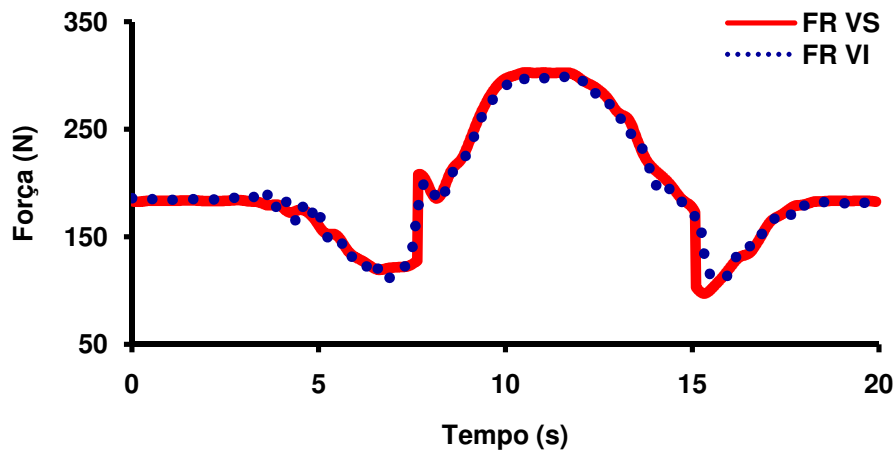


Figura 135 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3.

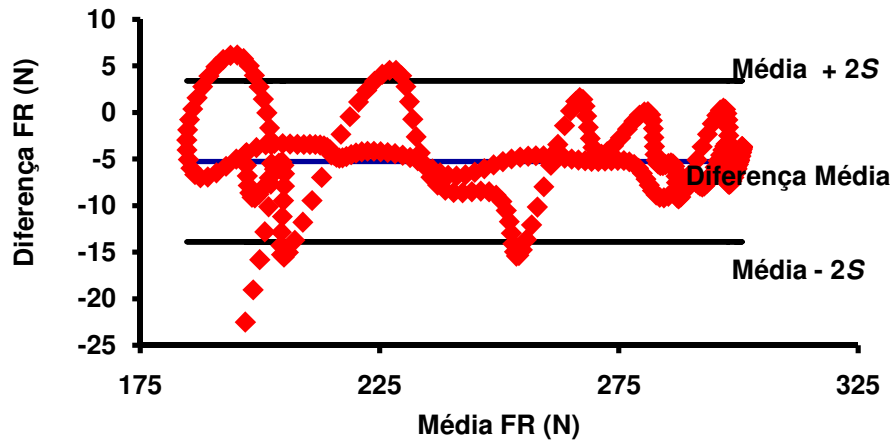


Figura 136 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).

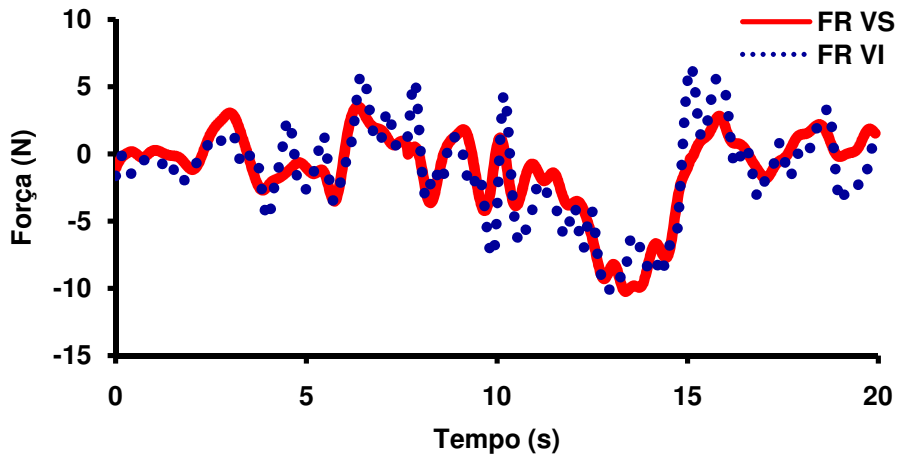


Figura 137 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3.

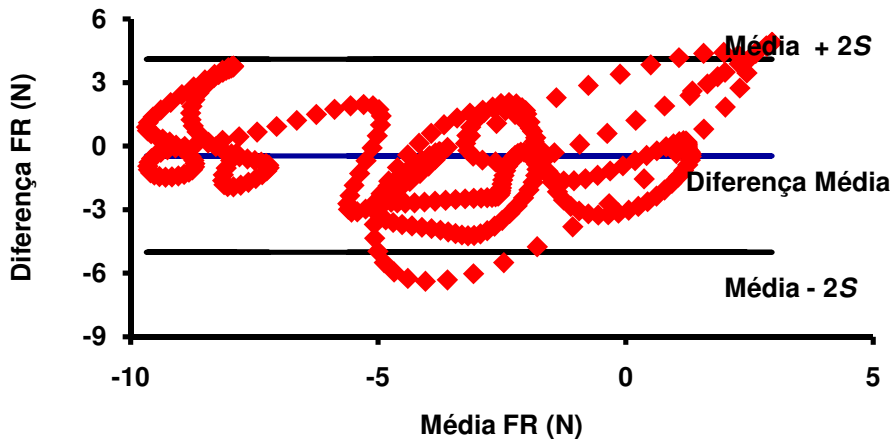


Figura 138 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco superior).

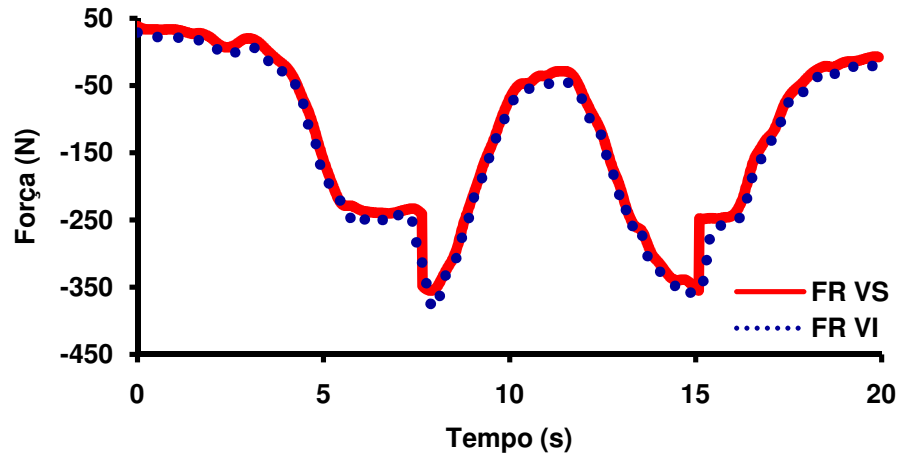


Figura 139 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.

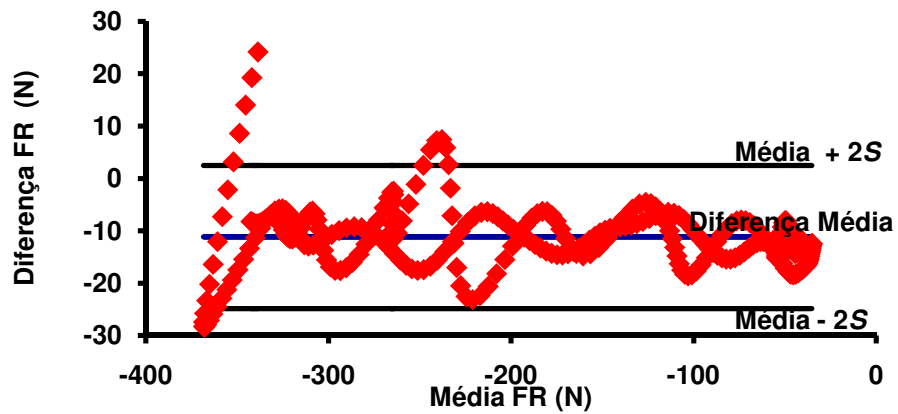


Figura 140 - Diferença da componente x da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).

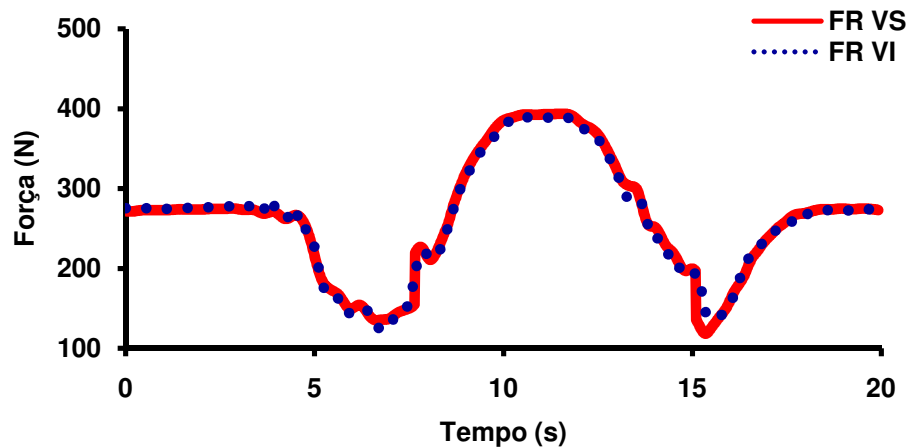


Figura 141 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.

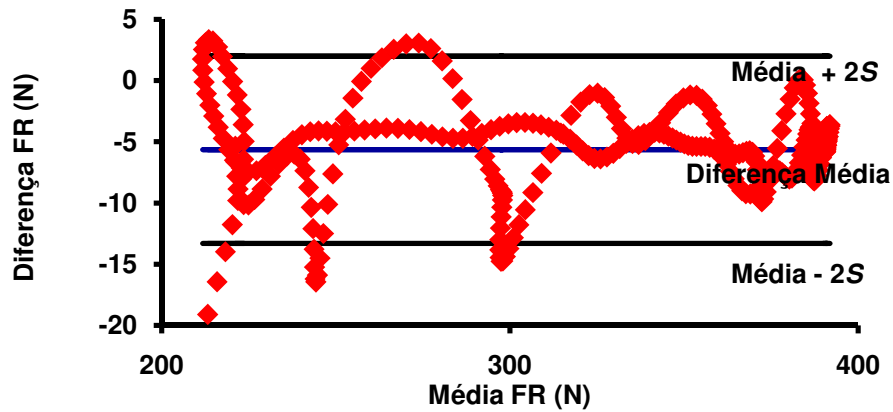


Figura 142 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).

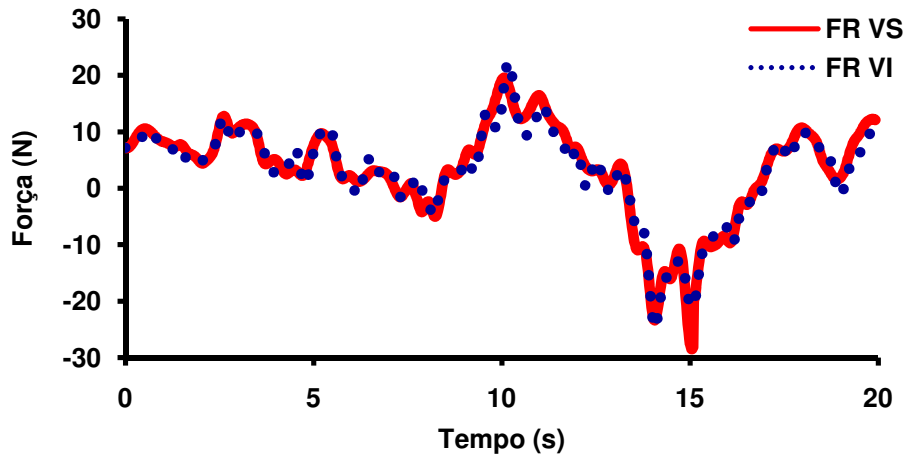


Figura 143 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3.

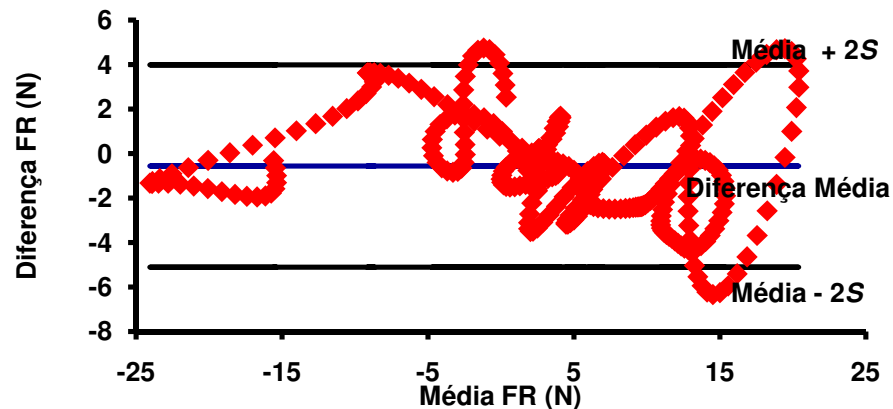


Figura 144 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco médio).

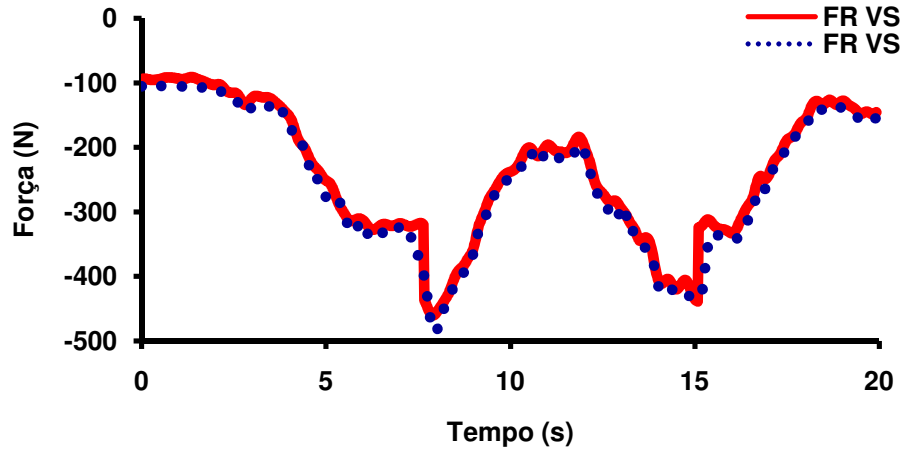


Figura 145 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.

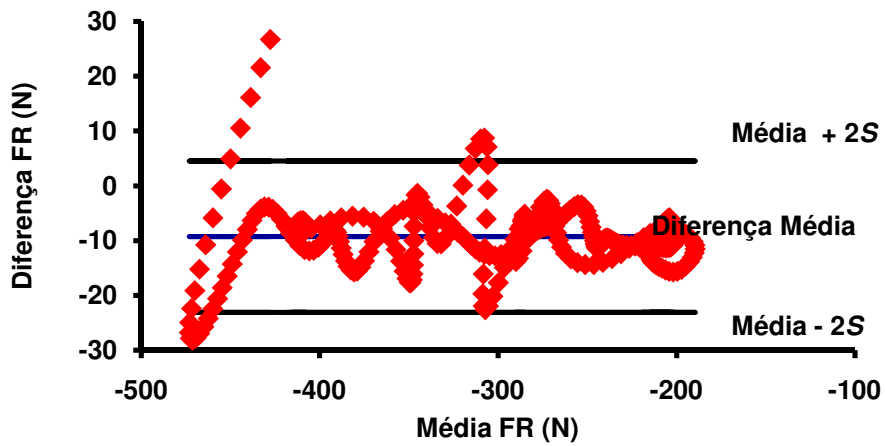


Figura 146 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($([FR VI + FR VS]/2)$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).

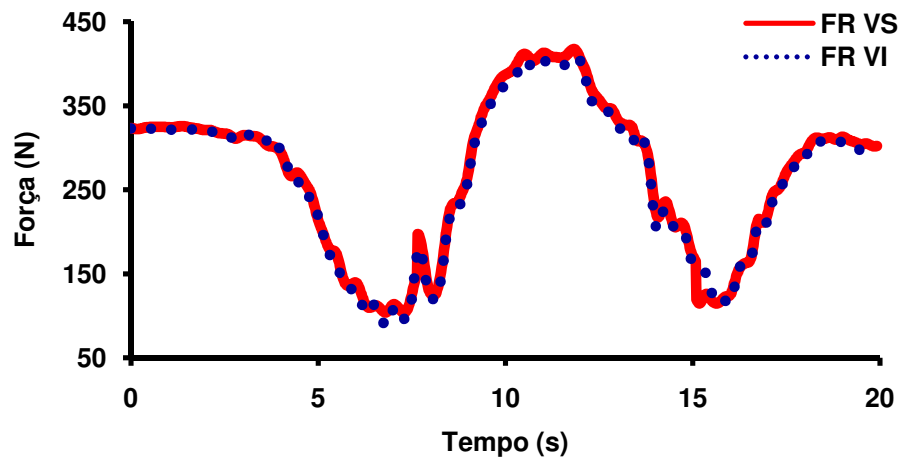


Figura 147 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.

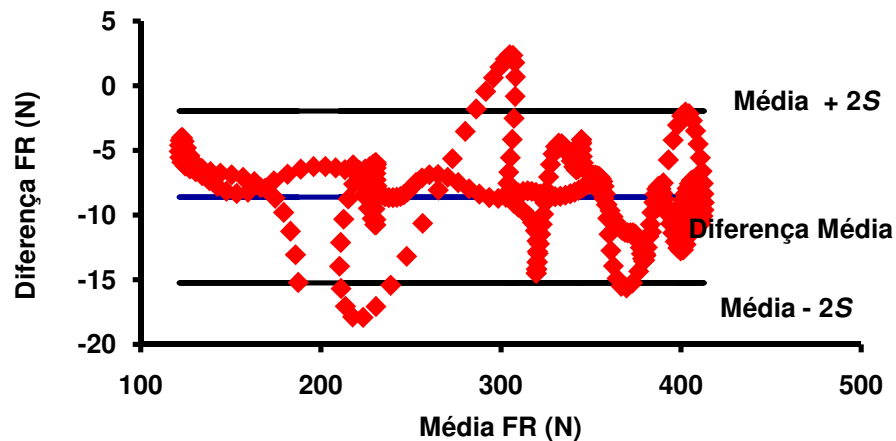


Figura 148 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).

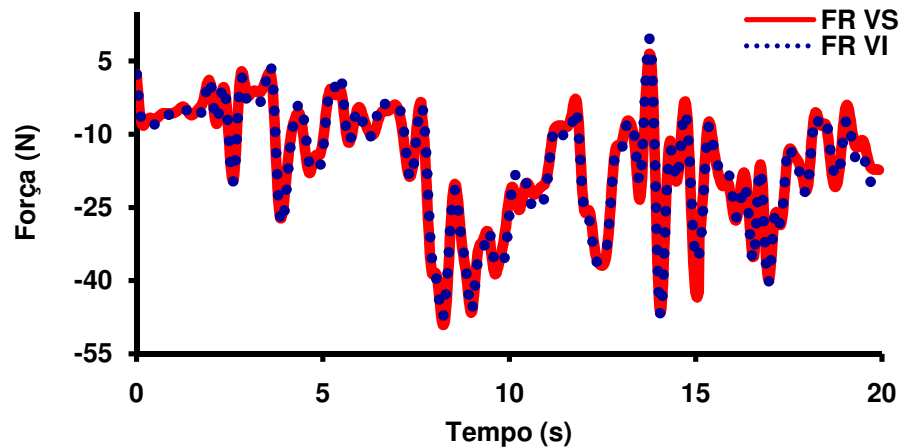


Figura 149 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.

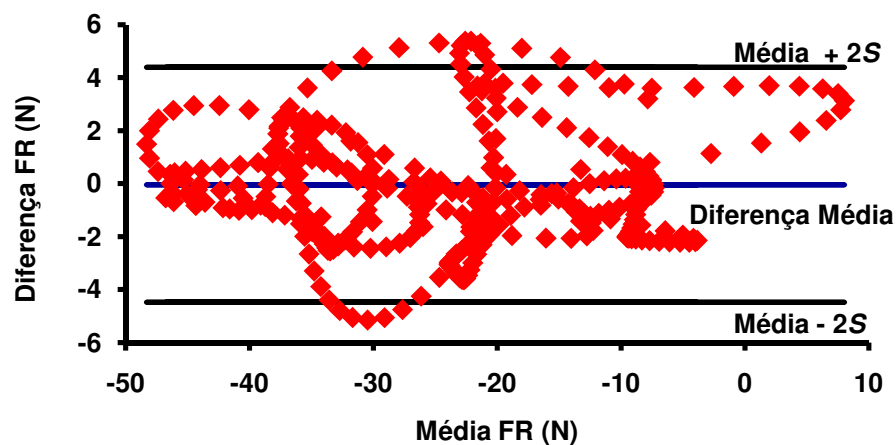


Figura 150 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).

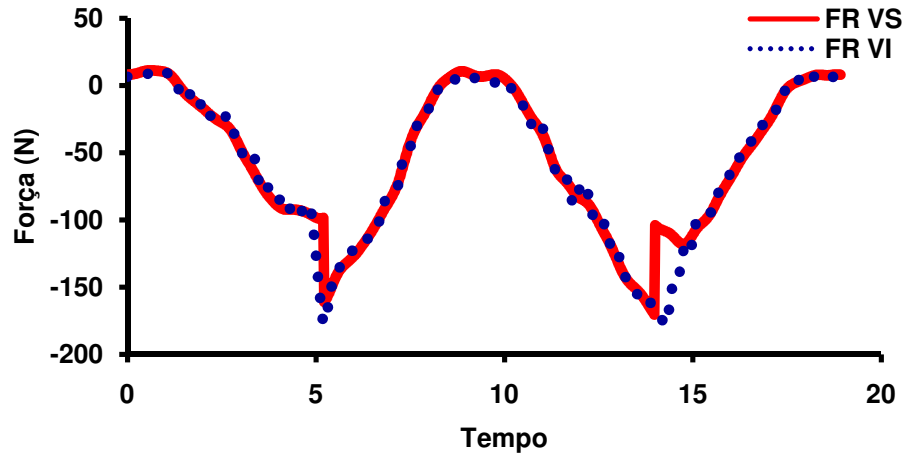


Figura 151 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).

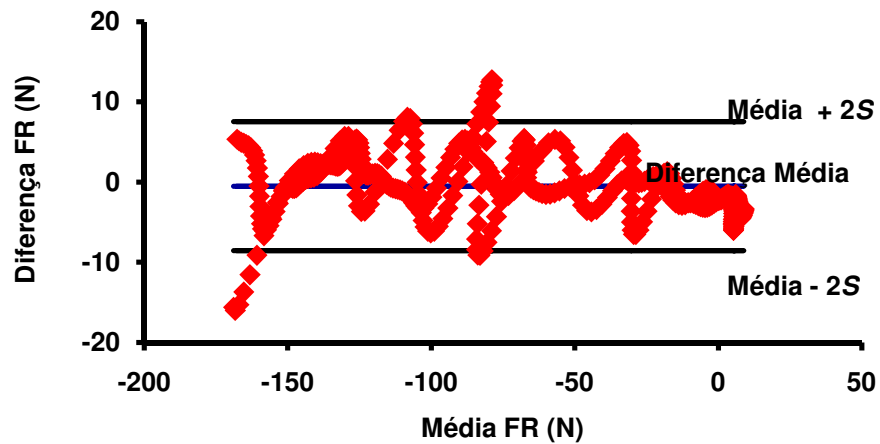


Figura 152 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).

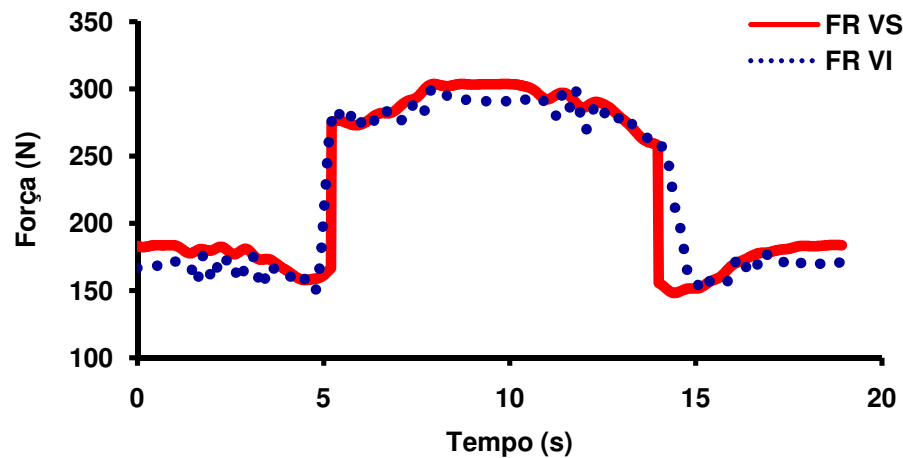


Figura 153 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).

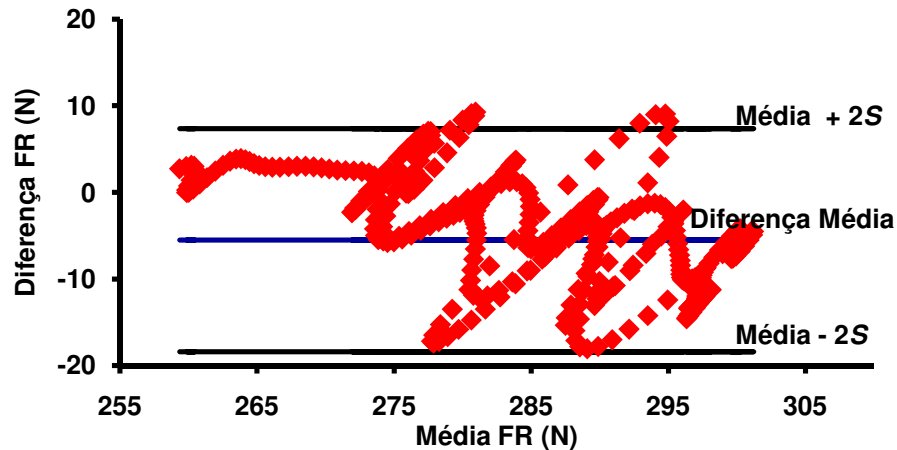


Figura 154 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).

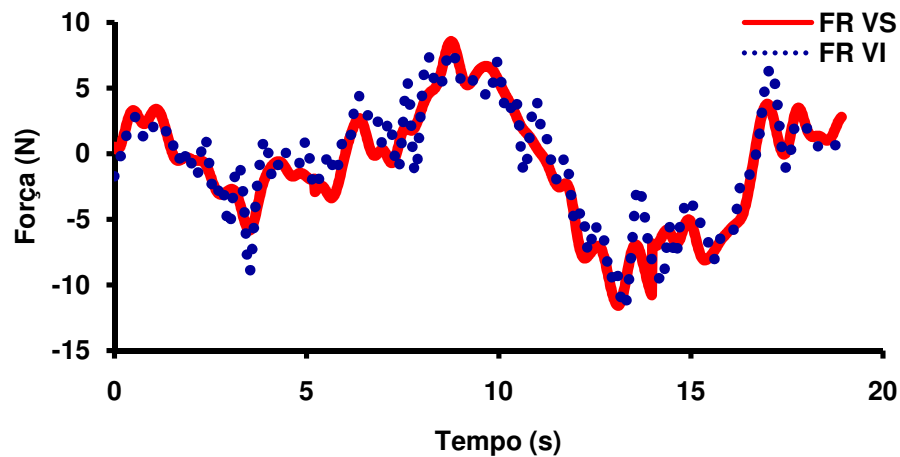


Figura 155 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3(B).

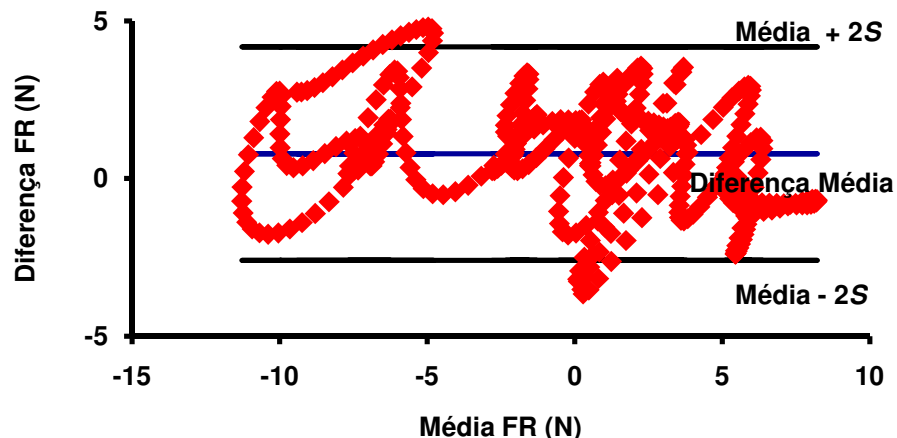


Figura 156 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco superior).

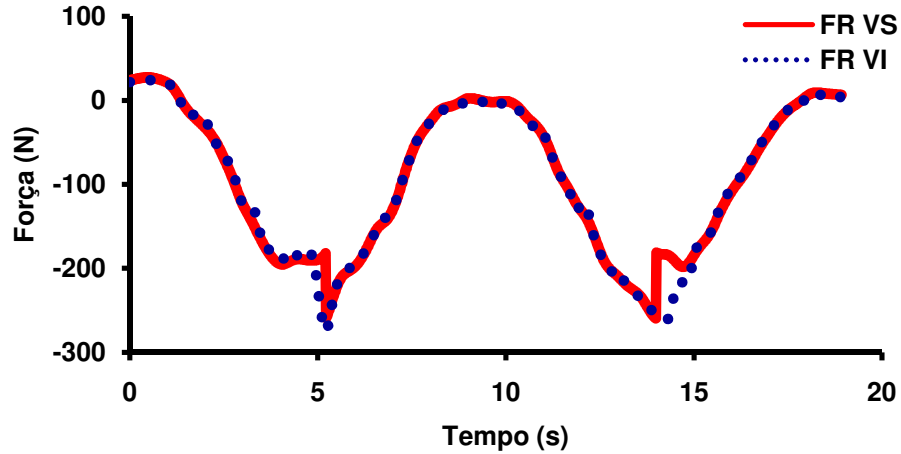


Figura 157 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3(B).

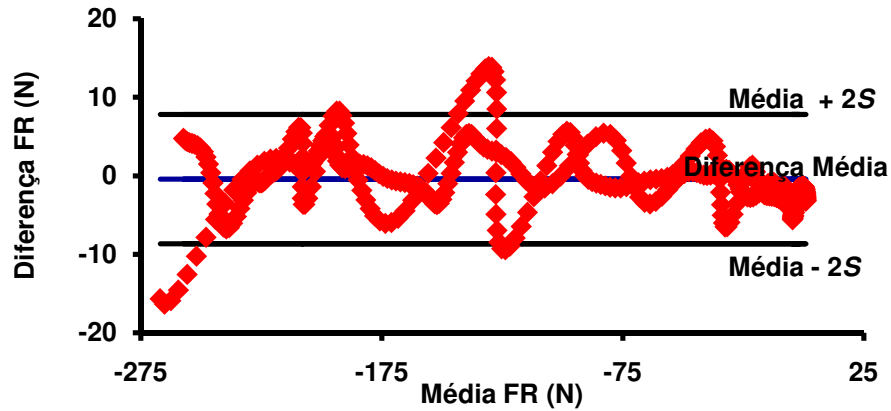


Figura 158 - Diferença da componente x da FR ($FR\ VI - FR\ VS$) em função da média da FR ($(FR\ VI + FR\ VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco médio).

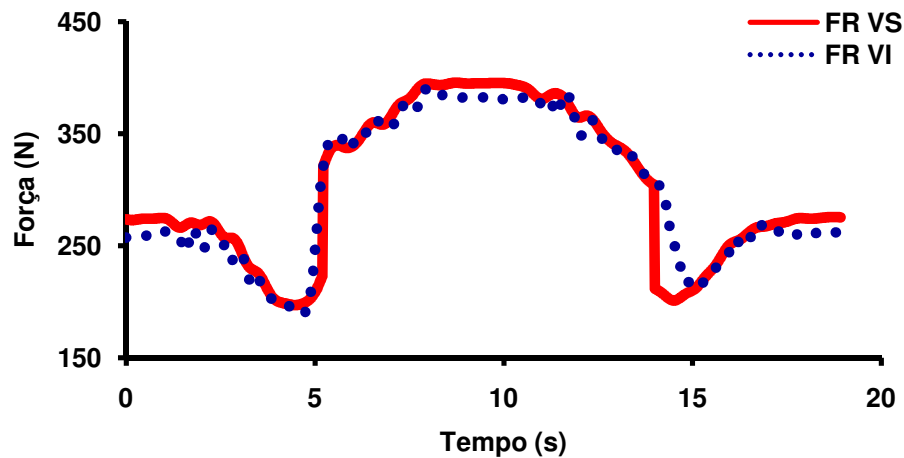


Figura 159 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3(B).

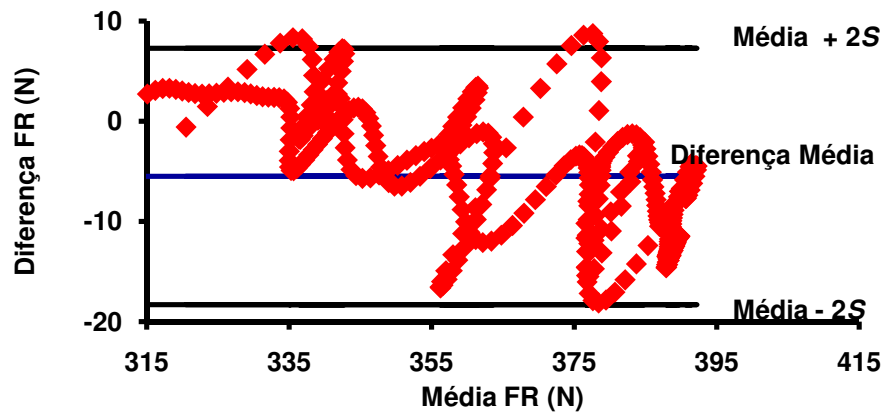


Figura 160 - Diferença da componente y da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco médio).

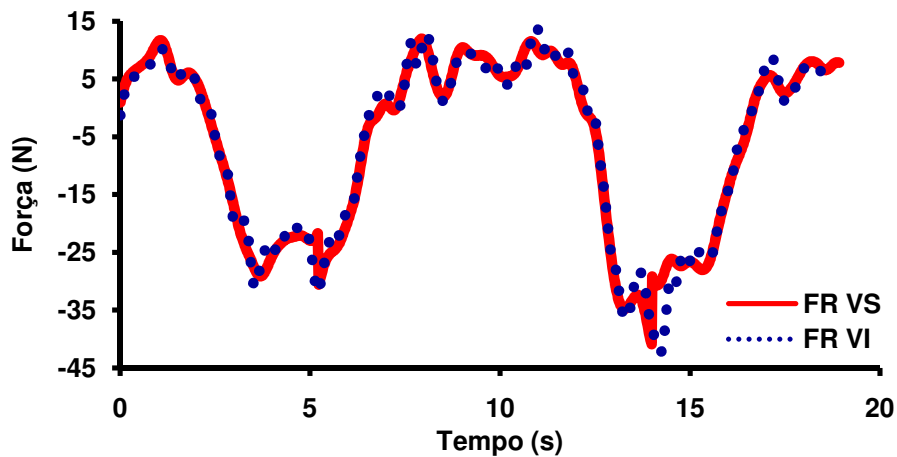


Figura 161 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco médio (L2-L3), durante a realização da Técnica 3(B).

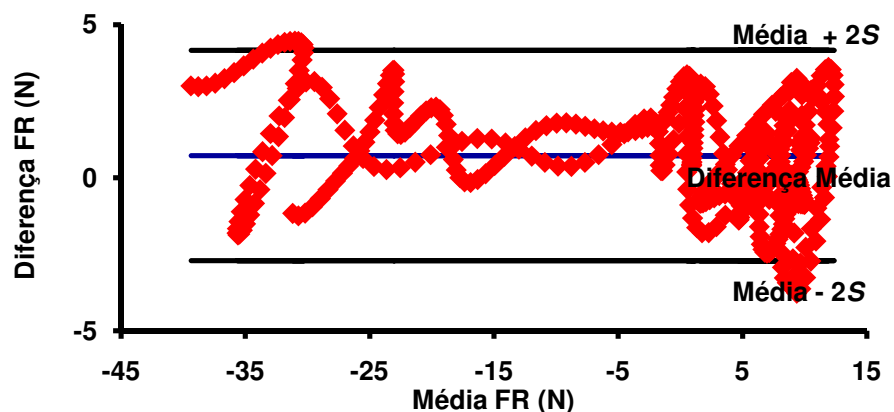


Figura 162 - Diferença da componente z da FR ($FR_{VI} - FR_{VS}$) em função da média da FR ($(FR_{VI} + FR_{VS})/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)).

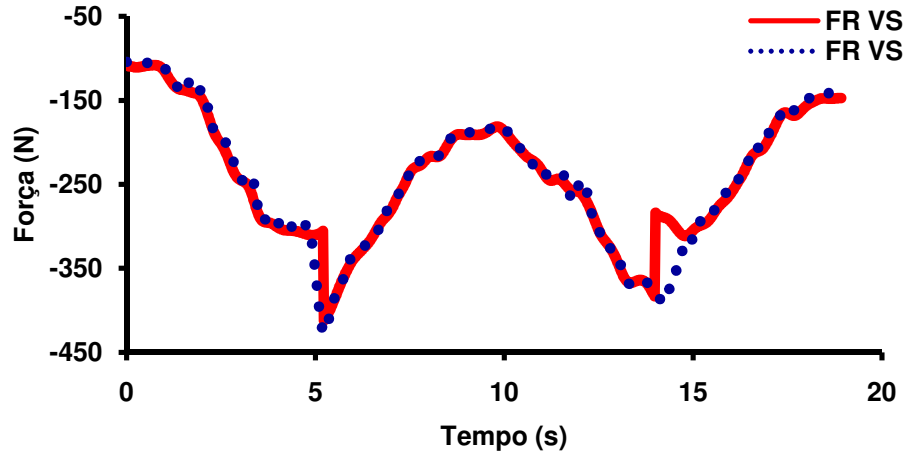


Figura 163 – Comparação da componente x da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

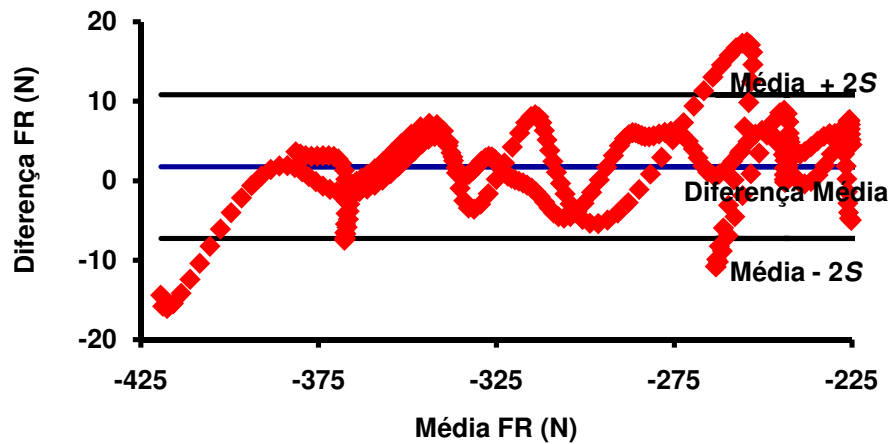


Figura 164 - Diferença da componente x da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($(FR VI + FR VS)/2$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

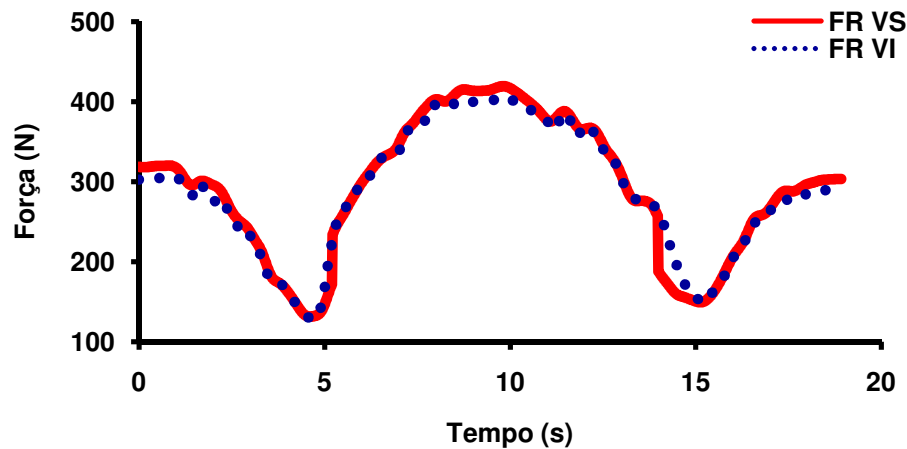


Figura 165 – Comparação da componente y da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

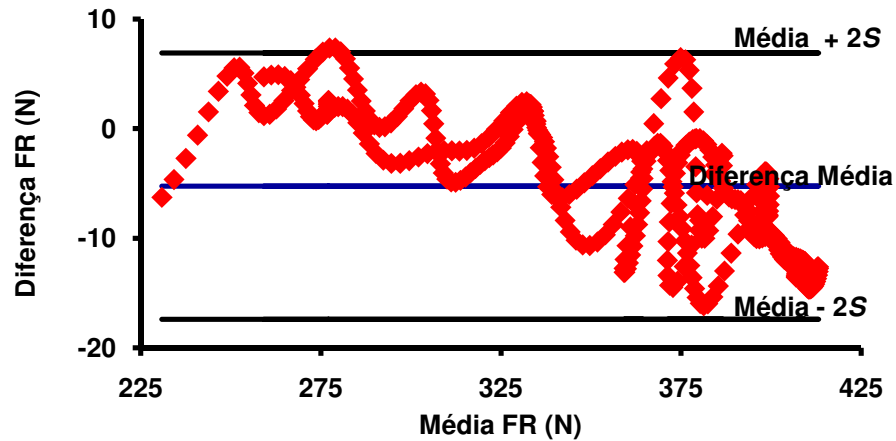


Figura 166 - Diferença da componente y da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

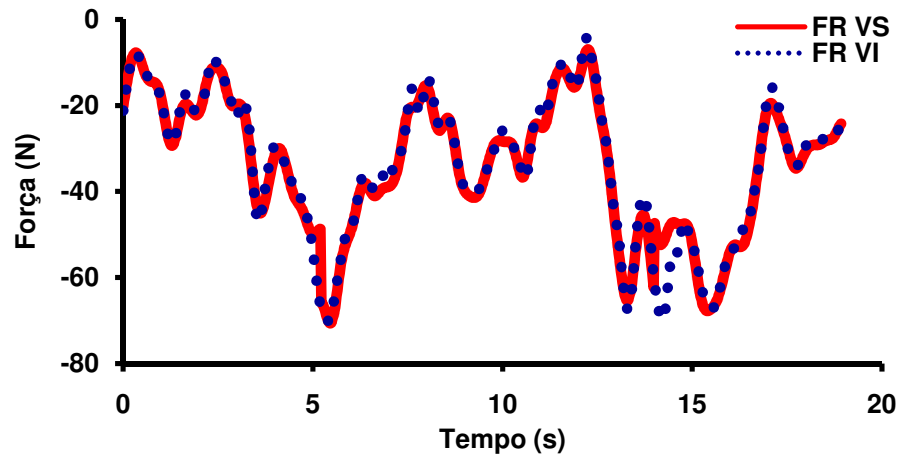


Figura 167 – Comparação da componente z da FR calculada pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

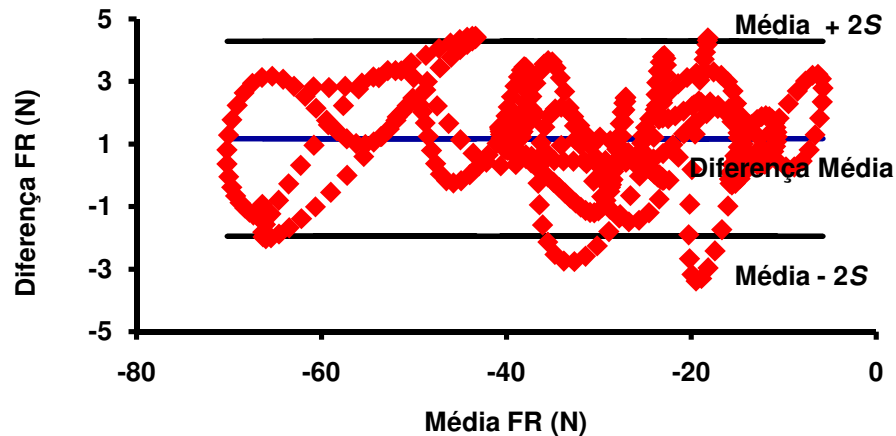


Figura 168 - Diferença da componente z da FR (FR VI – FR VS) em função da média da FR ($[(FR VI + FR VS)/2]$). — Diferença Média da FR, — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

Apêndice F – Comparação do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D nas Técnicas 2 e 3.

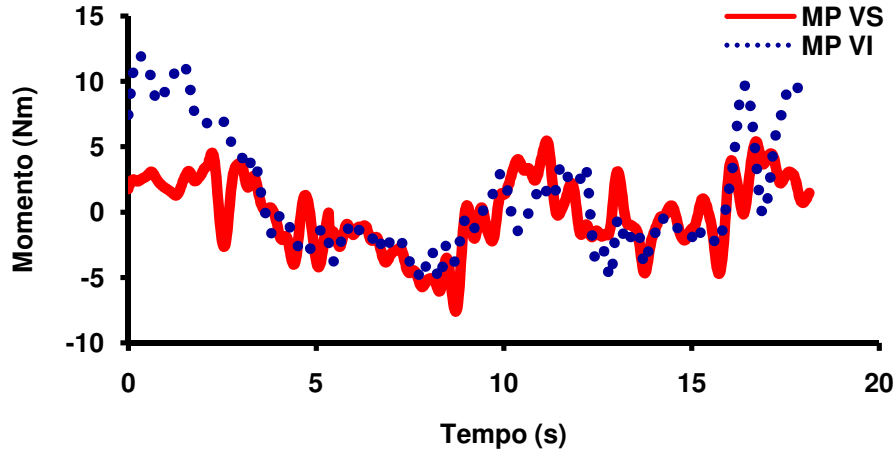


Figura 169 – Comparação da componente x do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

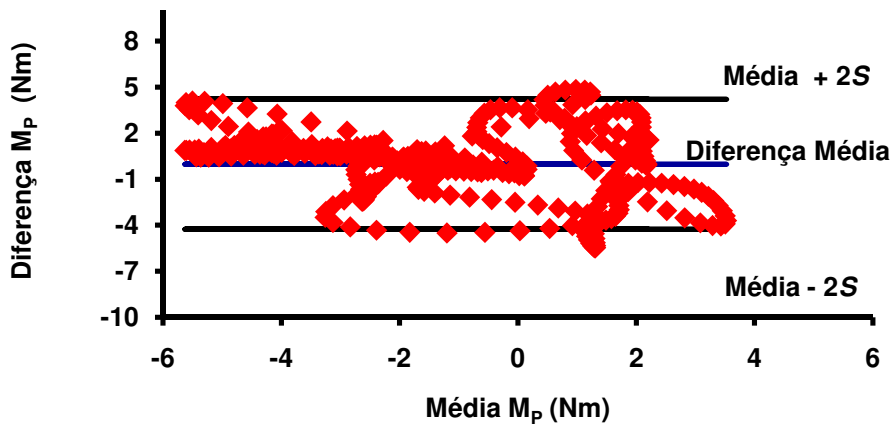


Figura 170 - Diferença da componente x do M_P ($M_P VI - M_P VS$) em função da média do M_P ($[M_P VI + M_P VS]/2$). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).

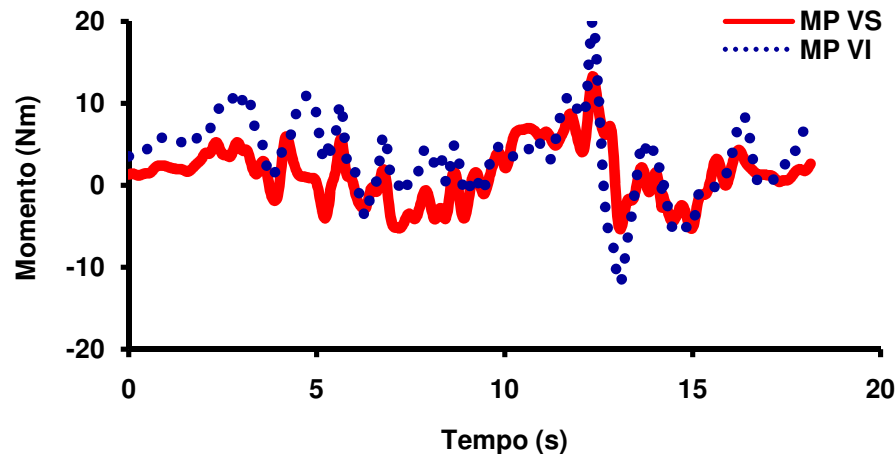


Figura 171 – Comparação da componente y do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

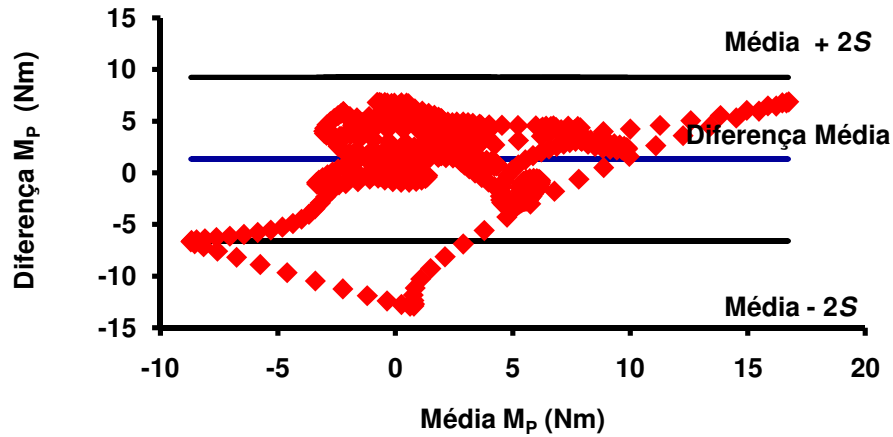


Figura 172 - Diferença da componente y do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($(M_P$ VI + M_P VS)/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).

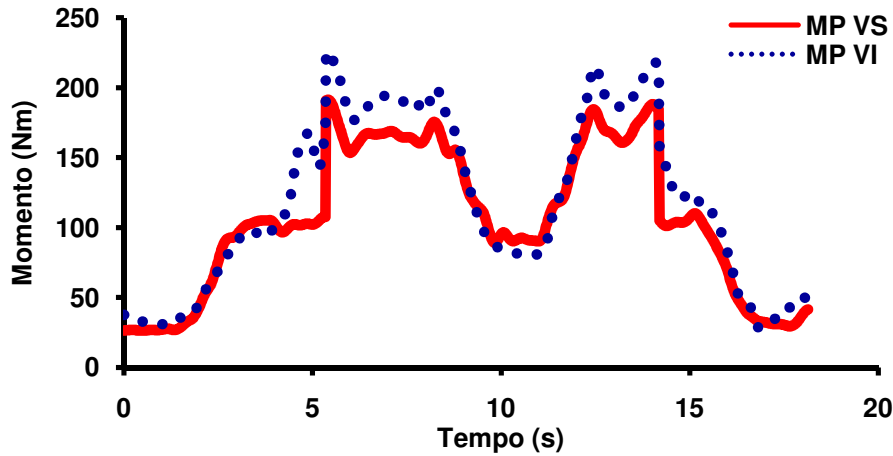


Figura 173 – Comparação da componente z do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 2.

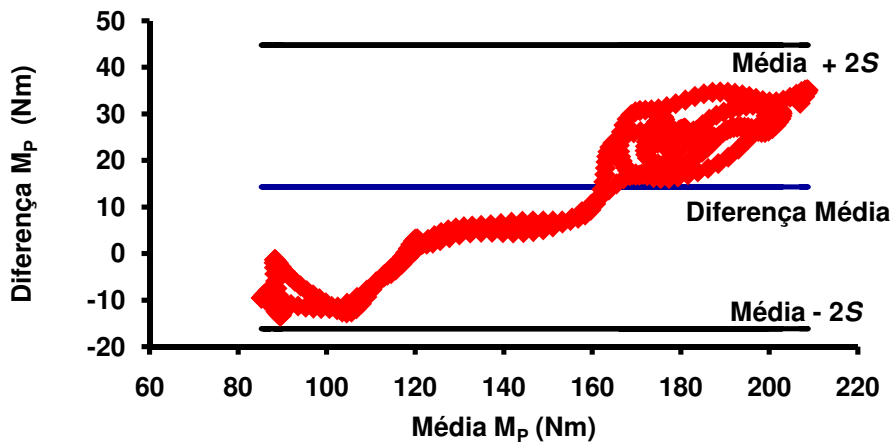


Figura 174 - Diferença da componente z do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($(M_P$ VI + M_P VS)/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 2/Tronco inferior).

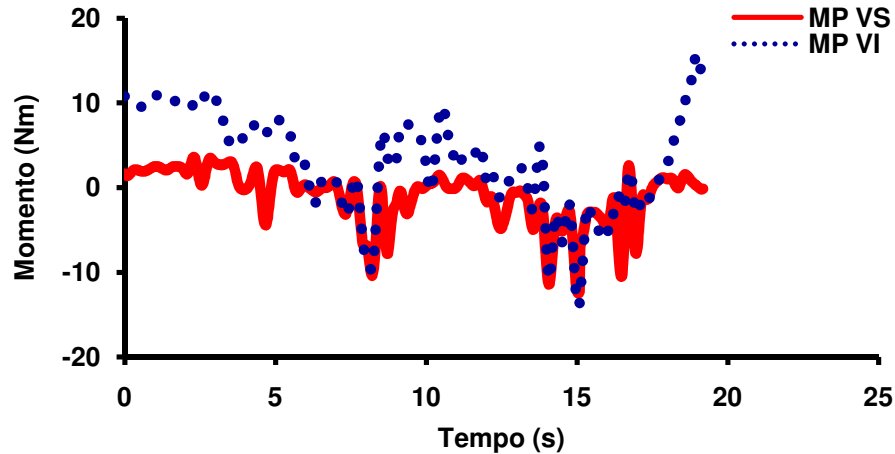


Figura 175 – Comparação da componente x do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco superior (T8-T9), durante a realização da Técnica 3.

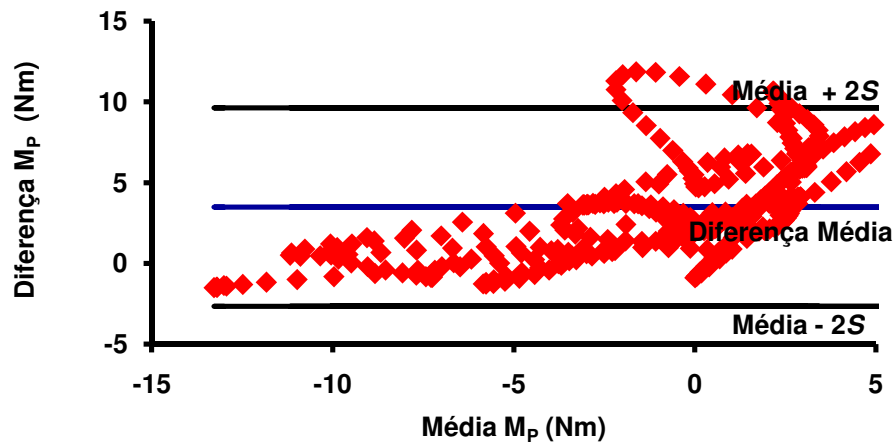


Figura 176 - Diferença da componente x do M_p (M_p VI – M_p VS) em função da média do M_p ($[M_p$ VI + M_p VS]/2). — Diferença Média do M_p , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).

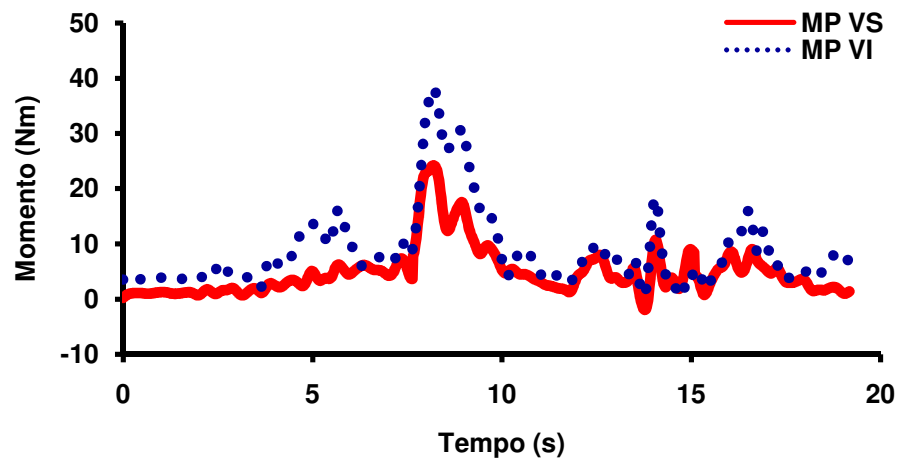


Figura 177 – Comparação da componente y do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.

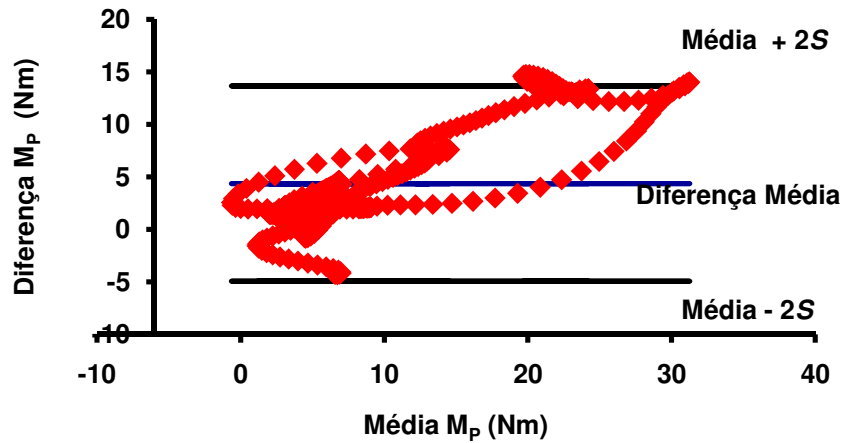


Figura 178 - Diferença da componente y do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3).

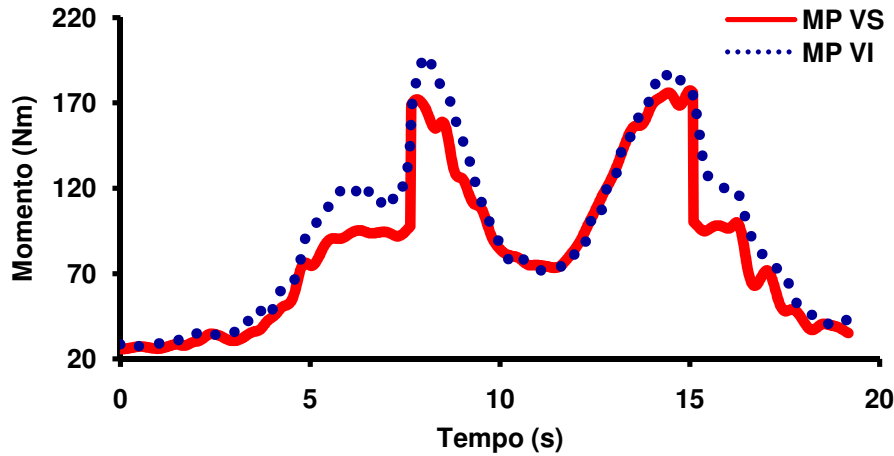


Figura 179 – Comparação da componente z do M_P calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3.

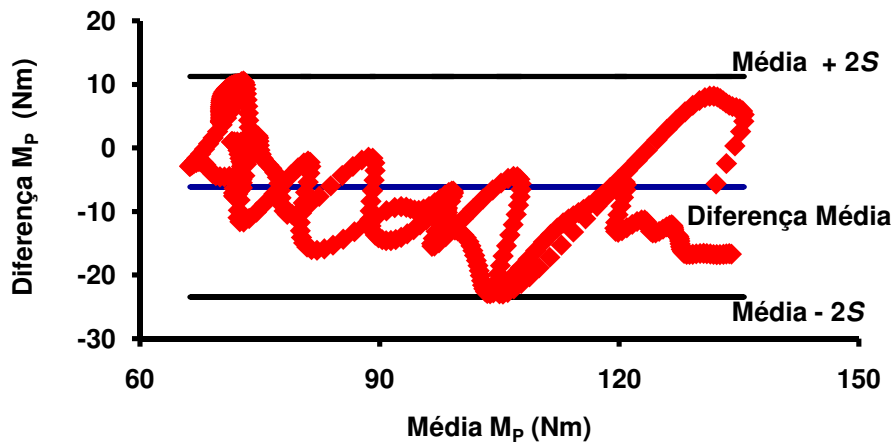


Figura 180 - Diferença da componente z do M_P (M_P VI – M_P VS) em função da média do M_P ($[M_P$ VI + M_P VS]/2). — Diferença Média do M_P , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3/Tronco inferior).

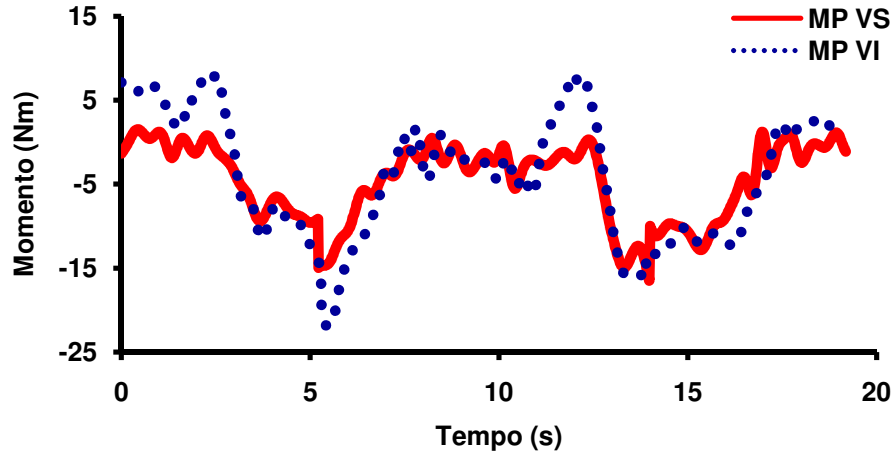


Figura 181 – Comparação da componente x do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

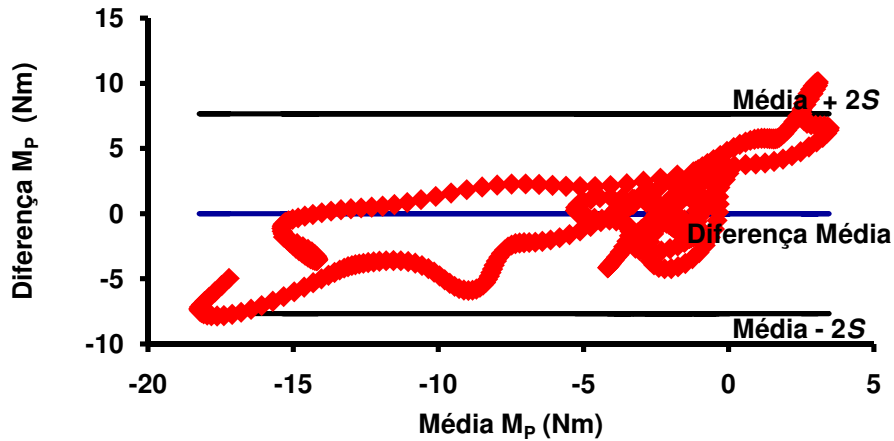


Figura 182 - Diferença da componente x do M_p (M_p VI – M_p VS) em função da média do M_p ($[M_p$ VI + M_p VS]/2). — Diferença Média do M_p , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

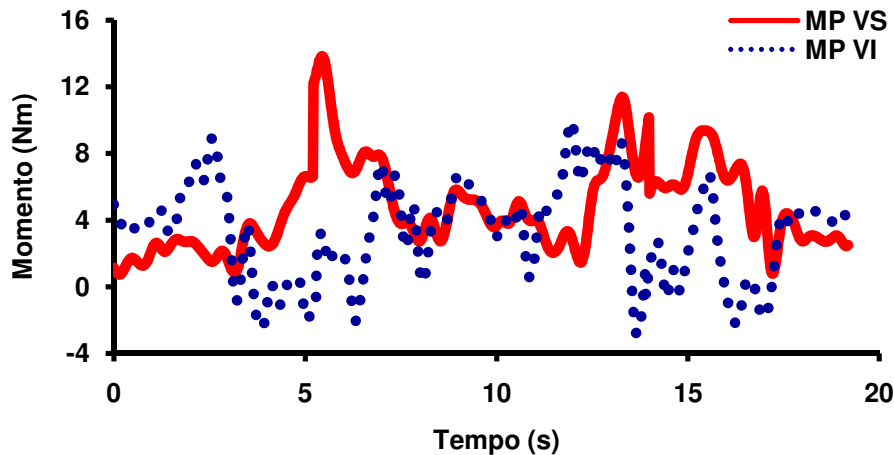


Figura 183 – Comparação da componente y do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

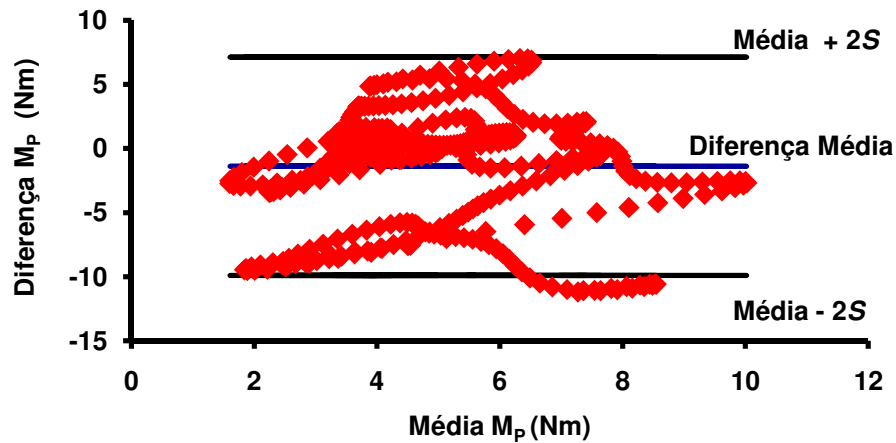


Figura 184 - Diferença da componente y do M_p (M_p VI – M_p VS) em função da média do M_p ($[M_p$ VI + M_p VS]/2). — Diferença Média do M_p , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

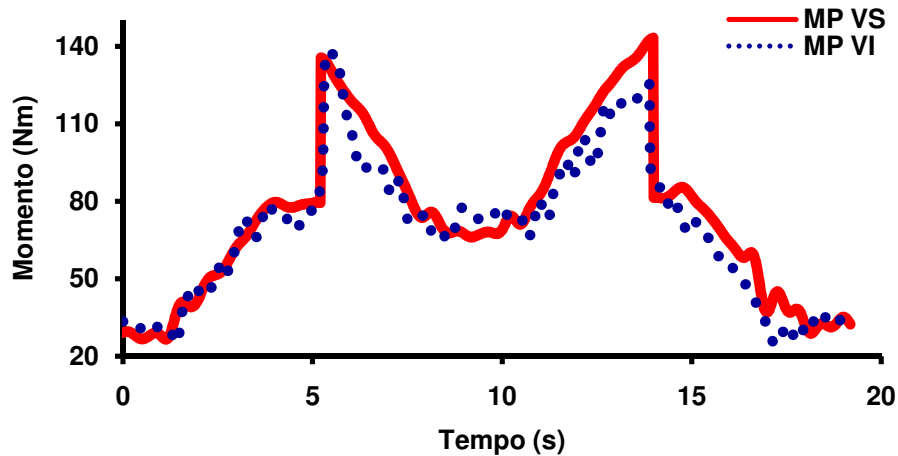


Figura 185 – Comparação da componente z do M_p calculado pela via superior e inferior do MSA-3D, no Tronco inferior (L5-S1), durante a realização da Técnica 3(B).

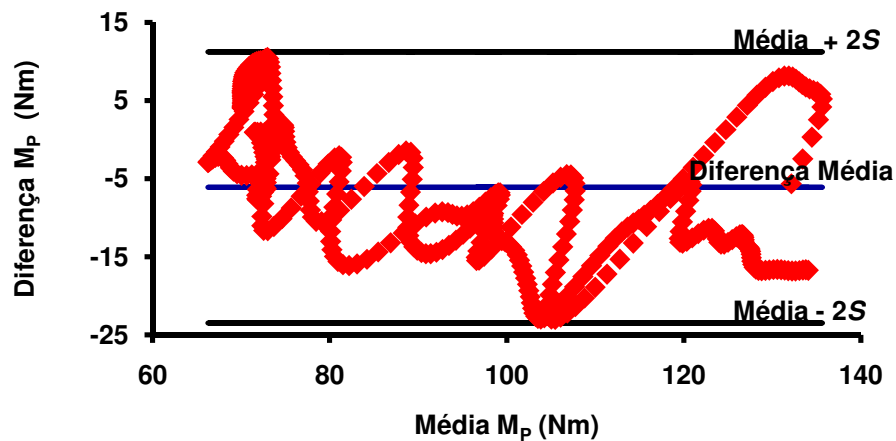


Figura 186 - Diferença da componente z do M_p (M_p VI – M_p VS) em função da média do M_p ($[M_p$ VI + M_p VS]/2). — Diferença Média do M_p , — Diferença Média mais e menos 2 desvios padrão (Fase 2 e 3/Técnica 3(B)/Tronco inferior).

Apêndice G - Registro da FRS obtido por meio da utilização da plataforma de força.

Registro das componentes X,Y e Z da FRS obtidos por meio da utilização da plataforma de força durante execução das Técnicas 2, 3 e 4.

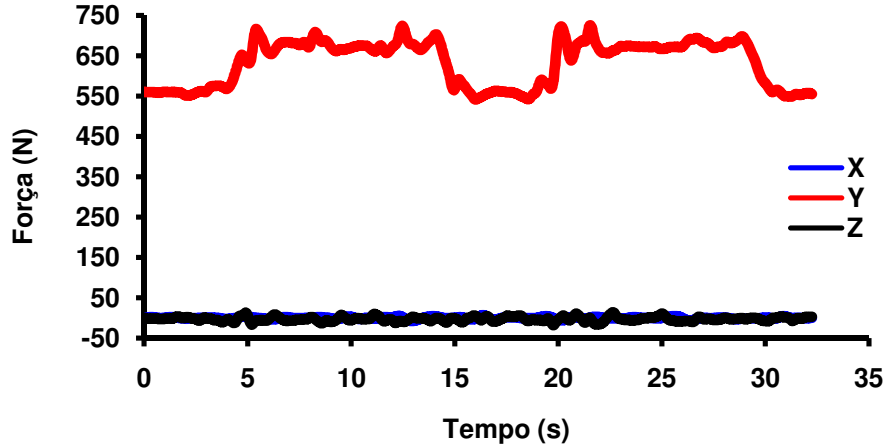


Figura 187 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 2.

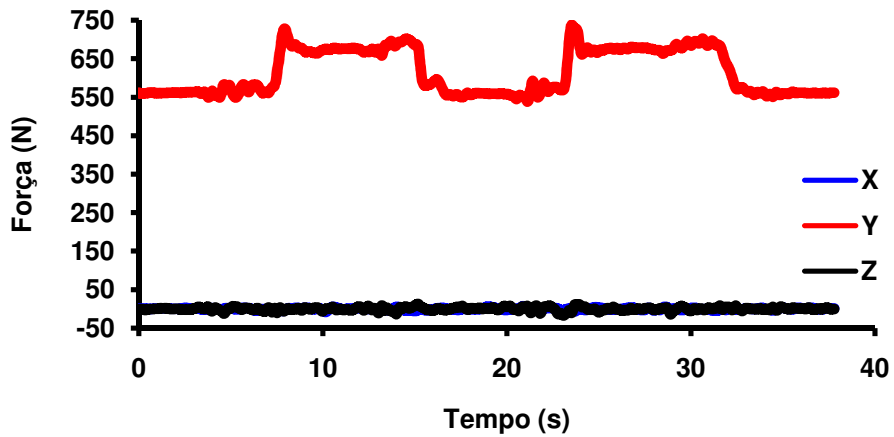


Figura 188 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 3.

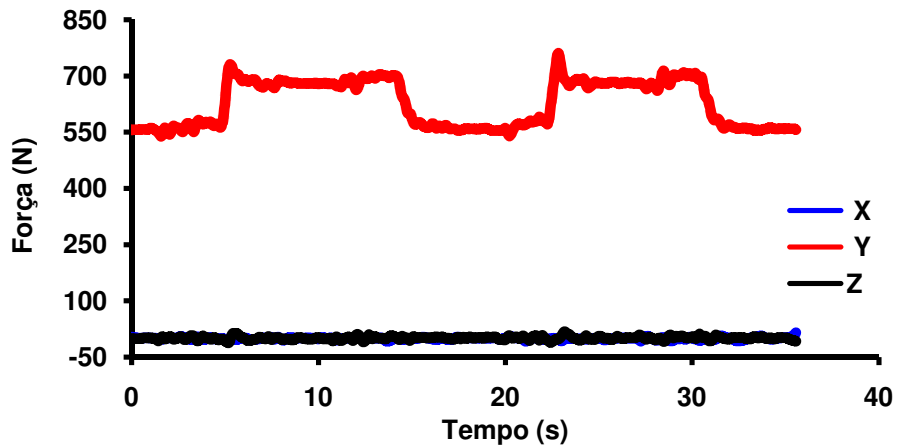


Figura 189 - Registro das componentes X,Y e Z da FRS durante execução da Técnica 3(B).

Apêndice H - Registro da FRO obtido por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto.

Registro das componentes X,Y e Z da FRO obtidos por meio do conhecimento da massa e aceleração do objeto durante execução das Técnicas 2, 3 e 4.

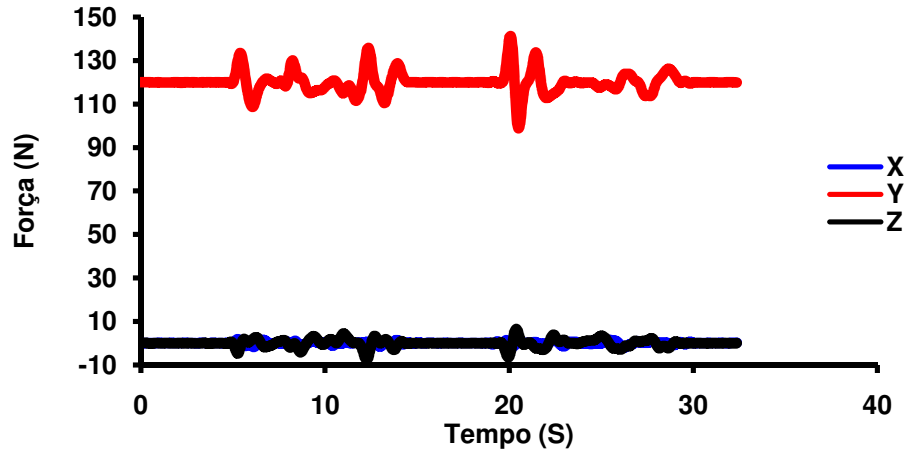


Figura 190 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 2.

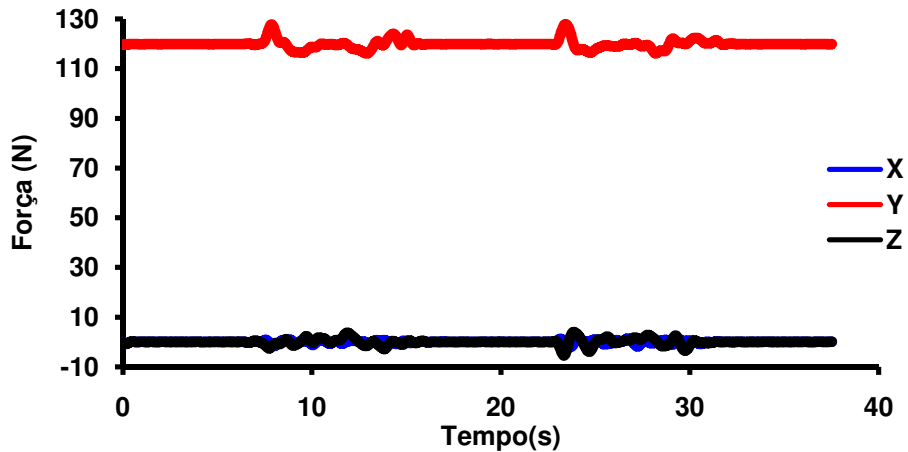


Figura 191 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 3(A).

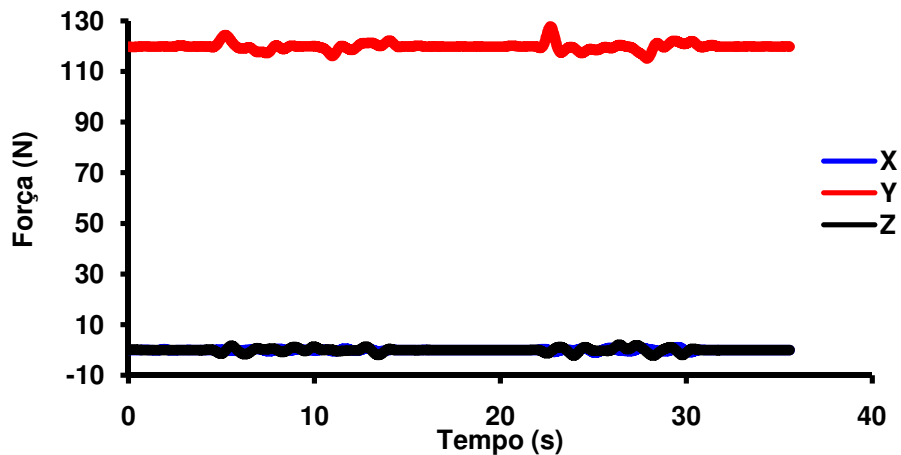


Figura 192 - Registro das componentes X,Y e Z da FRO durante execução da Técnica 3(B).

Apêndice I – FR_P calculada pela via superior do MSA-3D nas Técnicas 2 e 3.

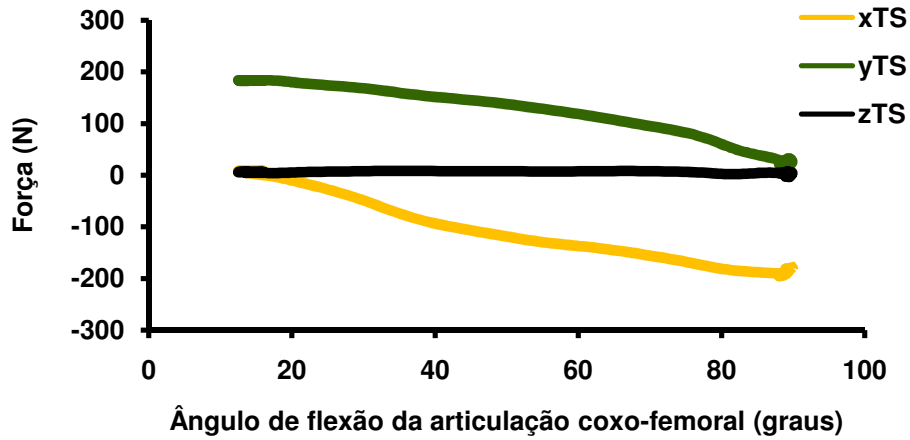


Figura 193 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

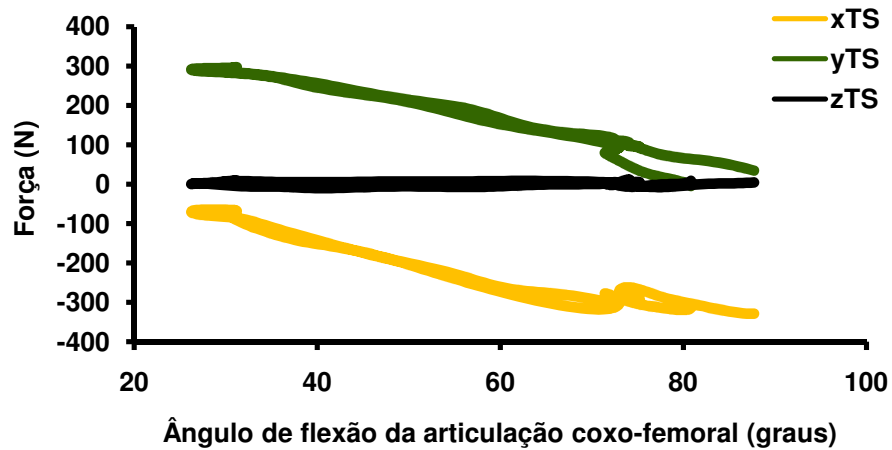


Figura 194 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

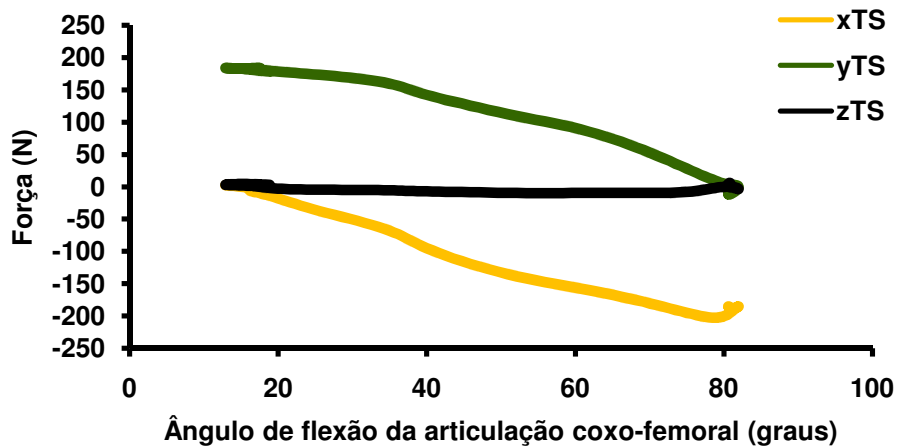


Figura 195 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

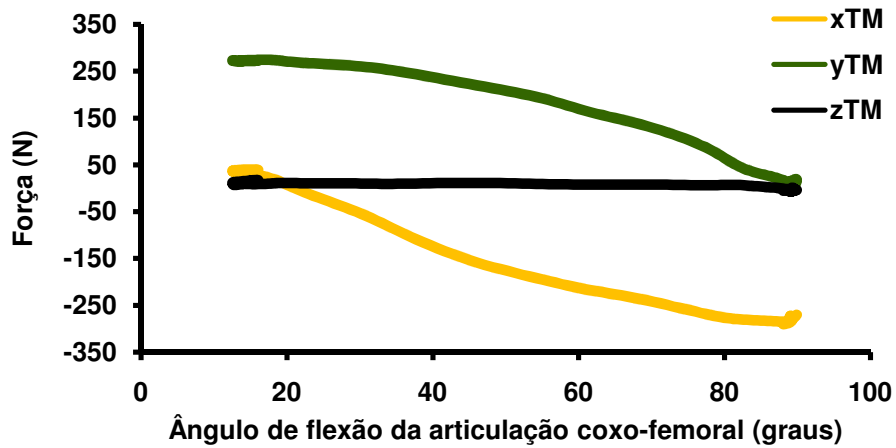


Figura 196 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.

x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

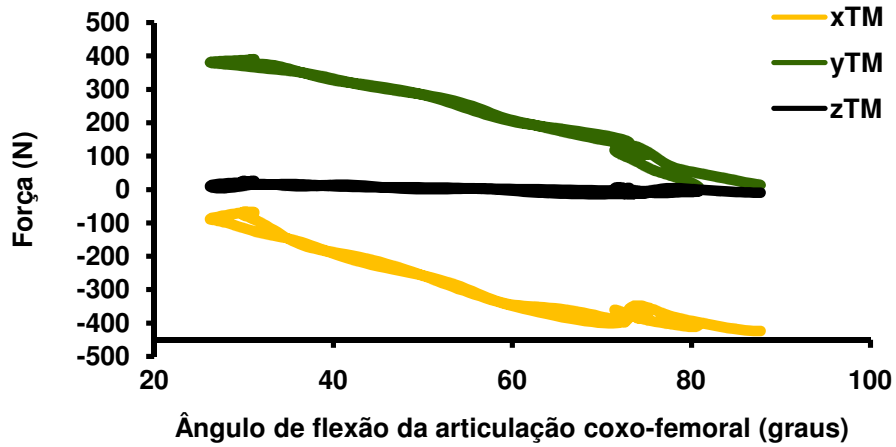


Figura 197 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.

x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

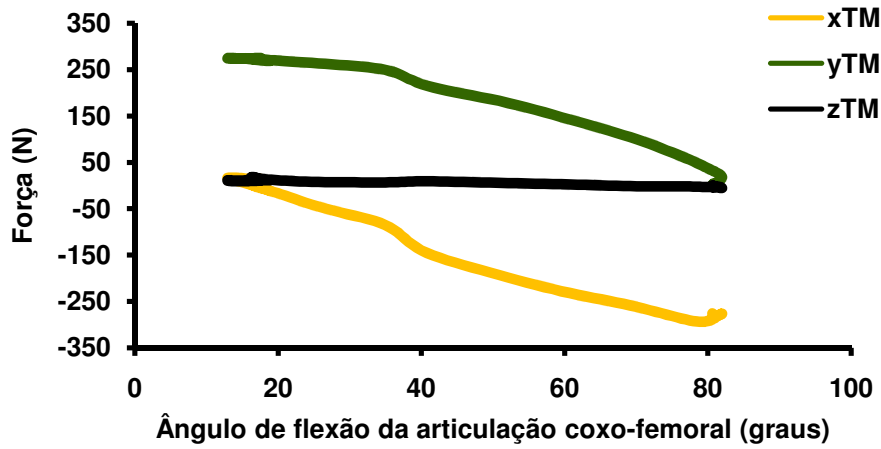


Figura 198 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.

x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

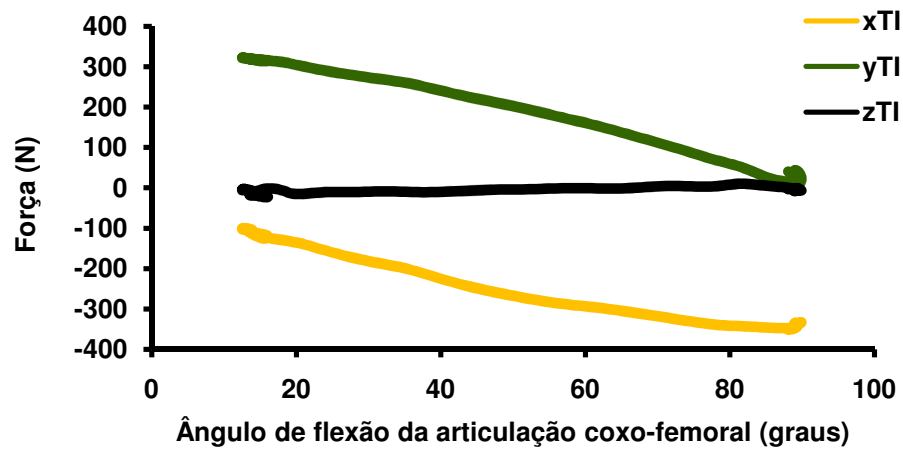


Figura 199 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

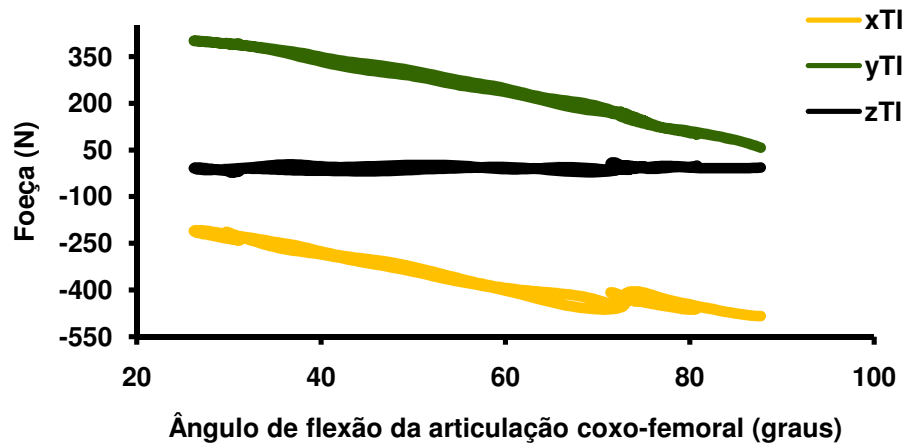


Figura 200 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

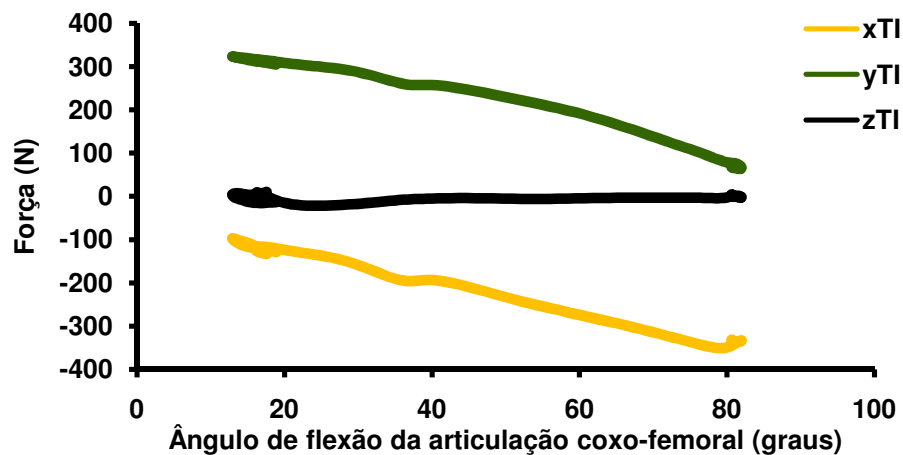


Figura 201 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 2. Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

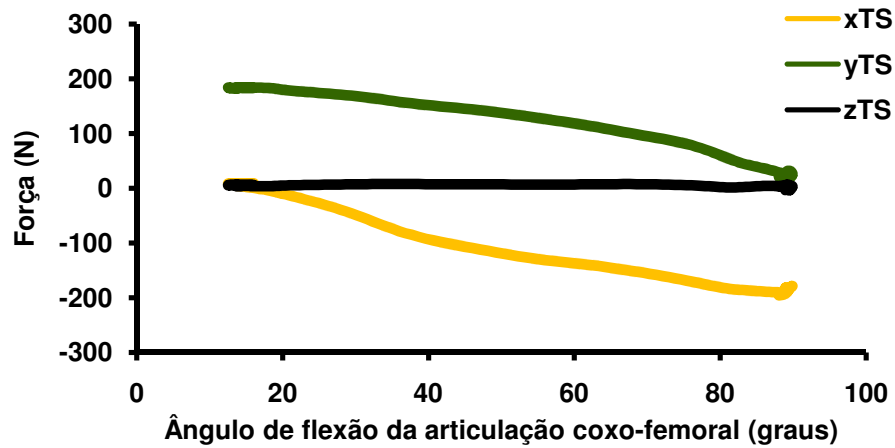


Figura 202 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.

x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

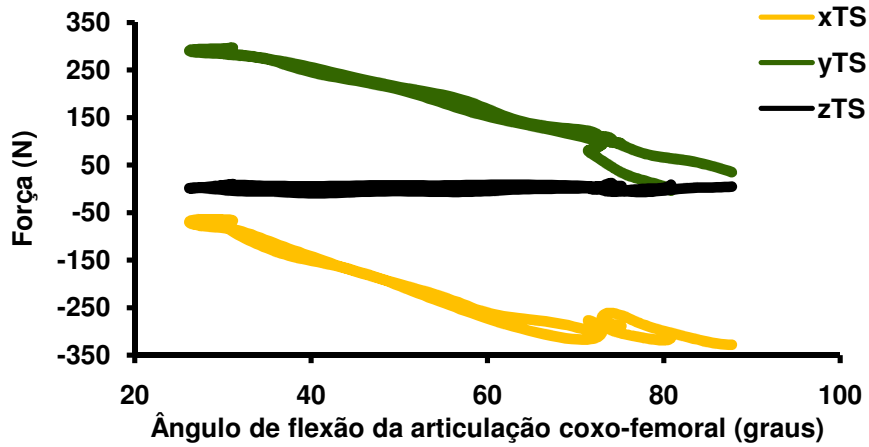


Figura 203 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.

x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

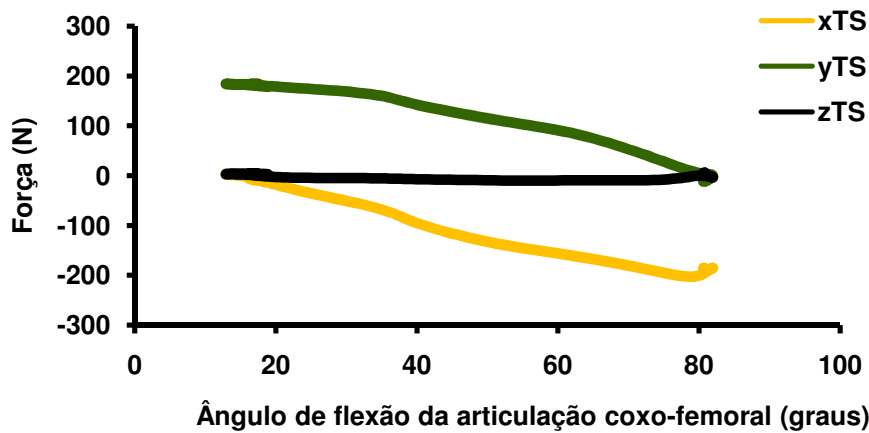


Figura 204 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.

x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

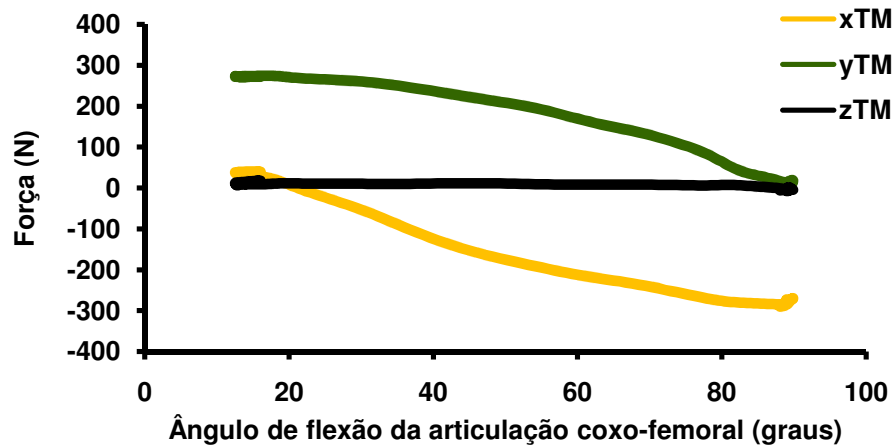


Figura 205 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.
 x_{TM}, y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

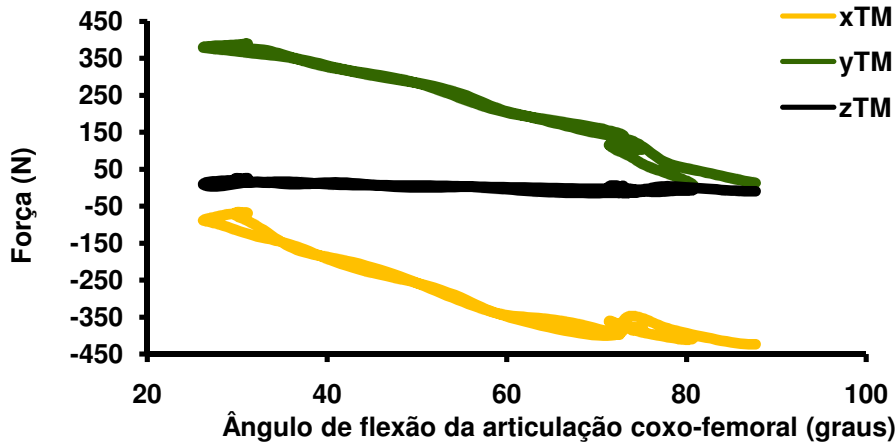


Figura 206 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.
 x_{TM}, y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

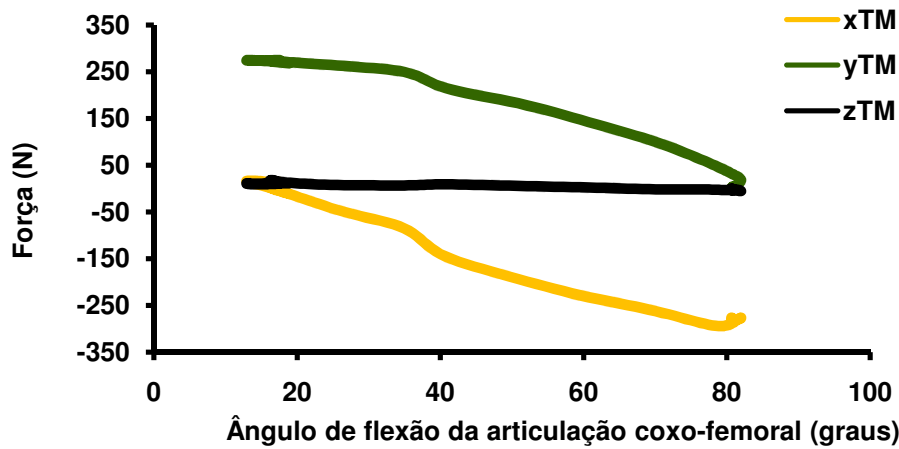


Figura 207 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.
 x_{TM}, y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

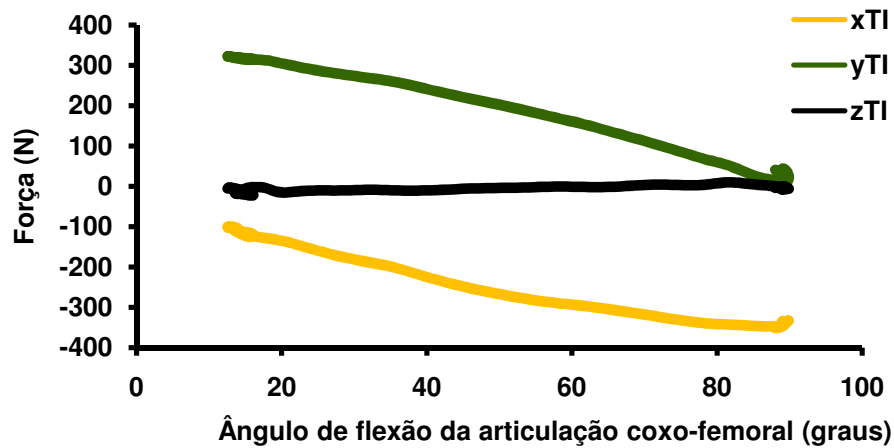


Figura 208 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI}: sistema cartesiano do Tronco inferior.

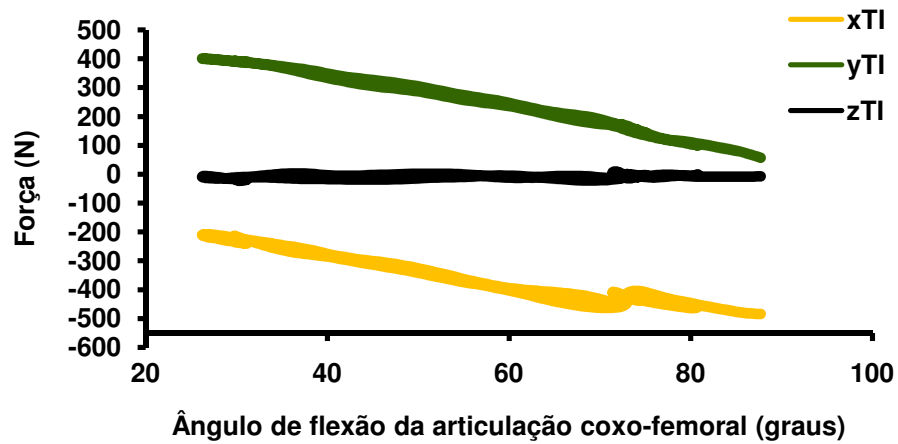


Figura 209 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI}: sistema cartesiano do Tronco inferior.

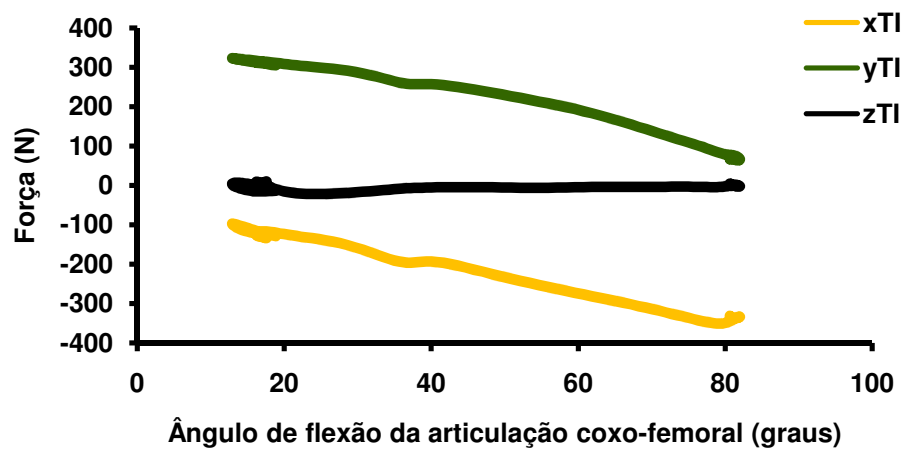


Figura 210 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(A). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.

x_{TI}, y_{TI} e z_{TI}: sistema cartesiano do Tronco inferior.

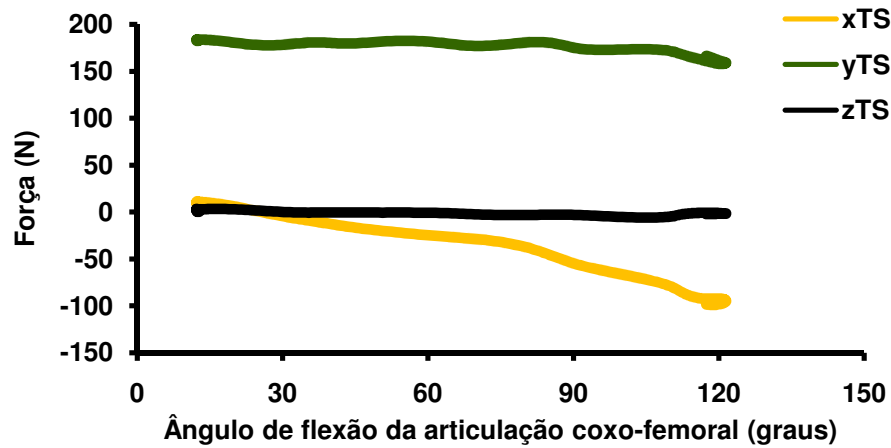


Figura 211 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 1.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

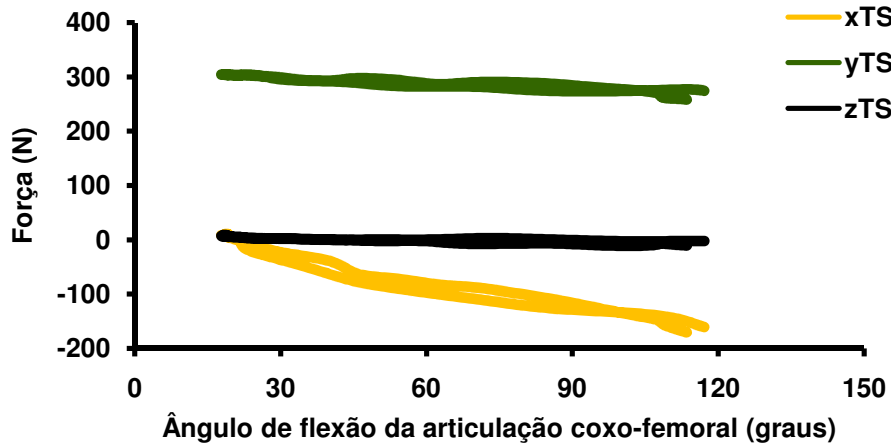


Figura 212 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 2 e 3.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

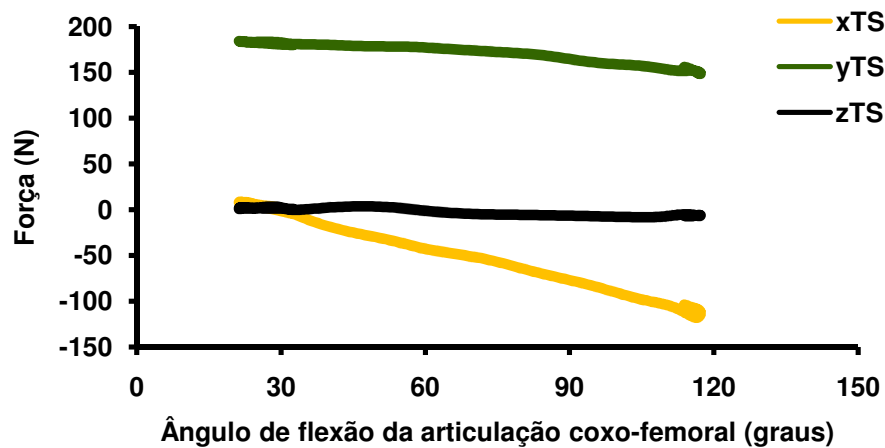


Figura 213 - FR_P no Tronco superior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco superior. Fase 4.
 x_{TS}, y_{TS} e z_{TS} : sistema cartesiano do Tronco superior.

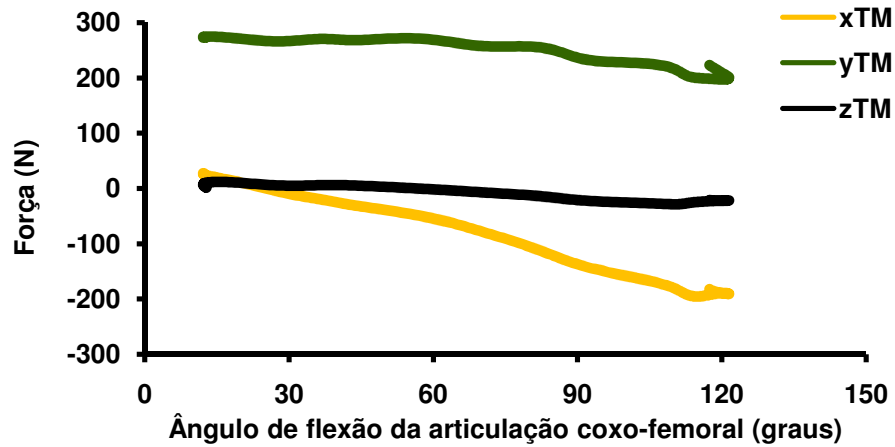


Figura 214 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 1.
 x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

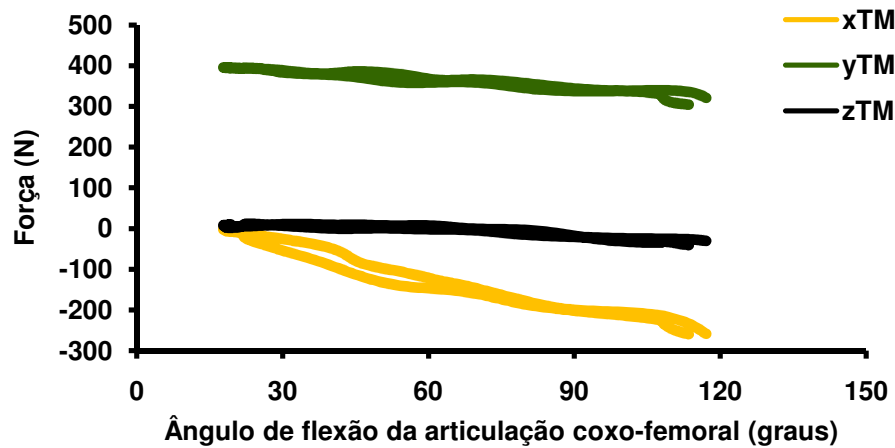


Figura 215 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 2 e 3.
 x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

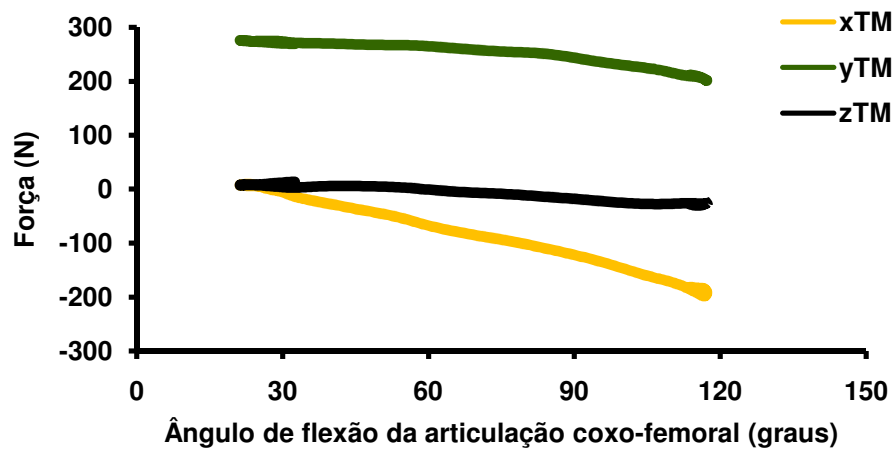


Figura 216 - FR_P no Tronco médio durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco médio. Fase 4.
 x_{TM} , y_{TM} e z_{TM} : sistema cartesiano do Tronco médio.

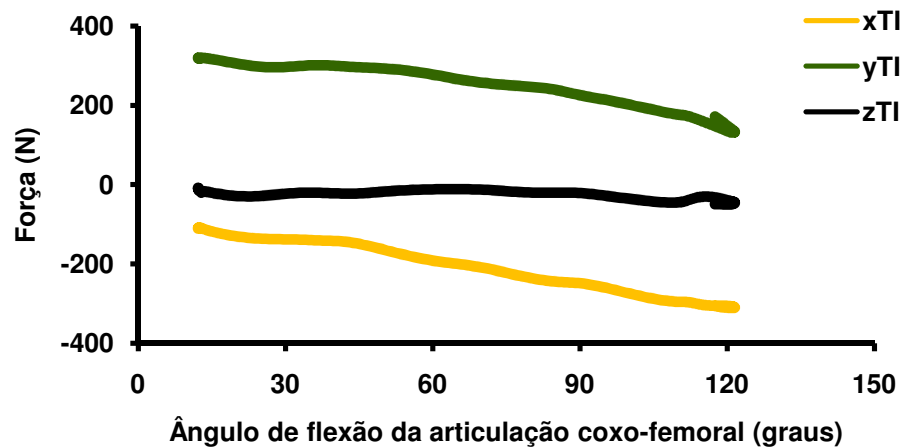


Figura 217 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 1.

x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

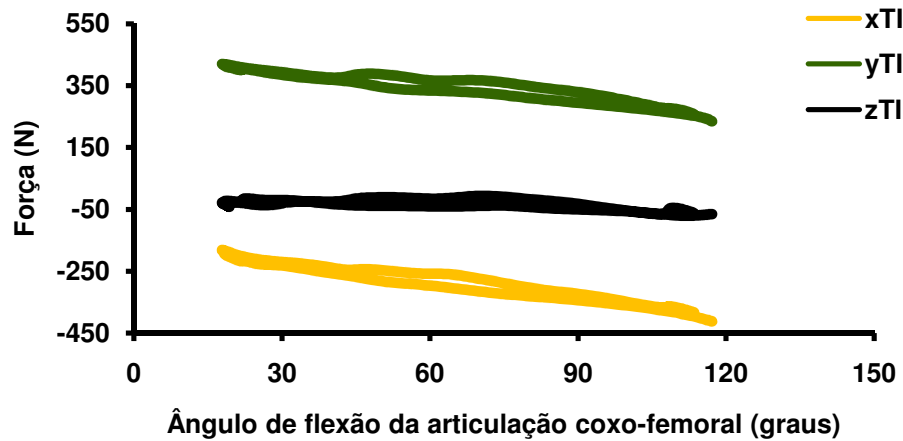


Figura 218 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 2 e 3.

x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

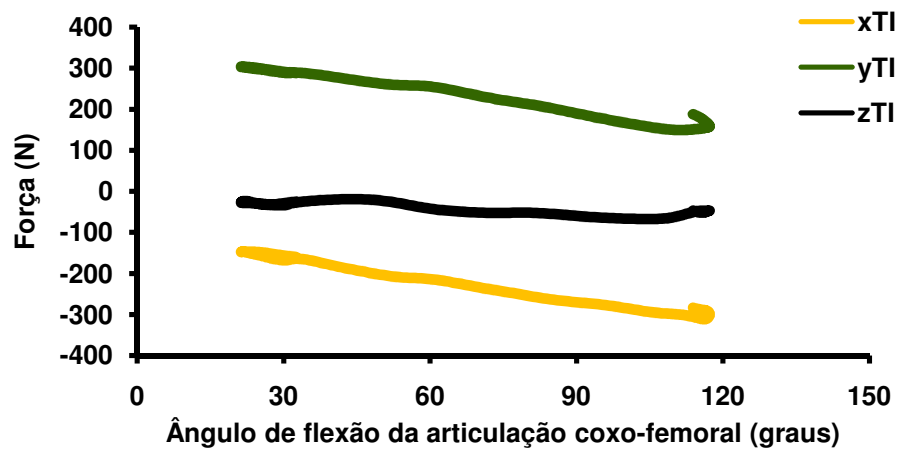


Figura 219 - FR_P no Tronco inferior durante realização da Técnica 3(B). Valores expressos no SCL do Tronco inferior. Fase 4.

x_{TI} , y_{TI} e z_{TI} : sistema cartesiano do Tronco inferior.

Apêndice J – Gráficos da F_M nas Técnicas 2 e 3

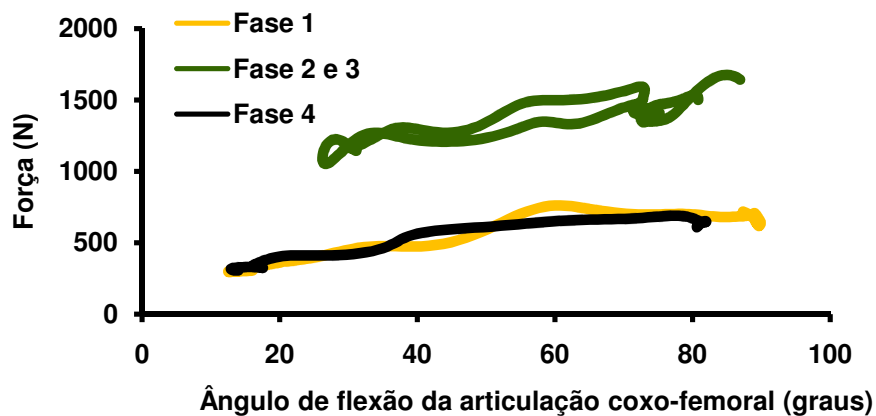


Figura 220 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

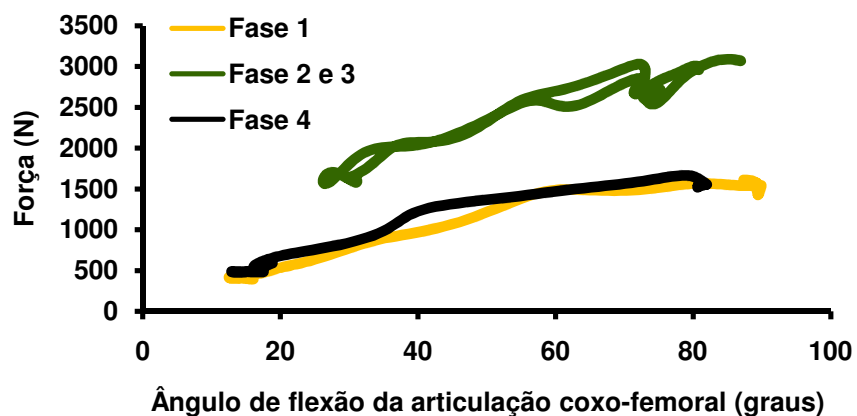


Figura 221 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

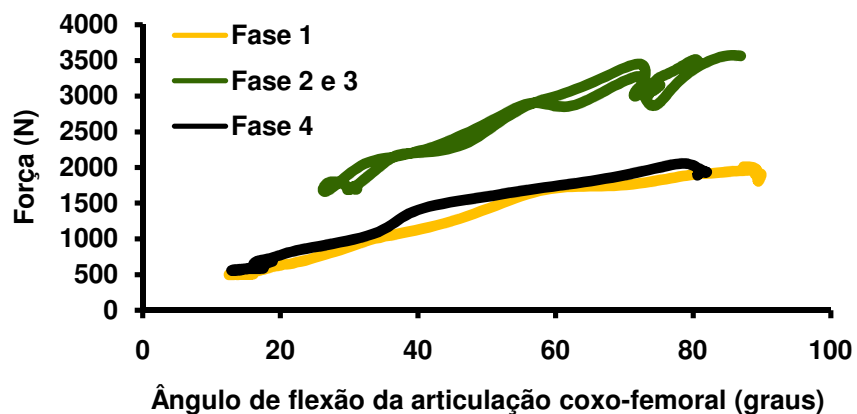


Figura 222 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

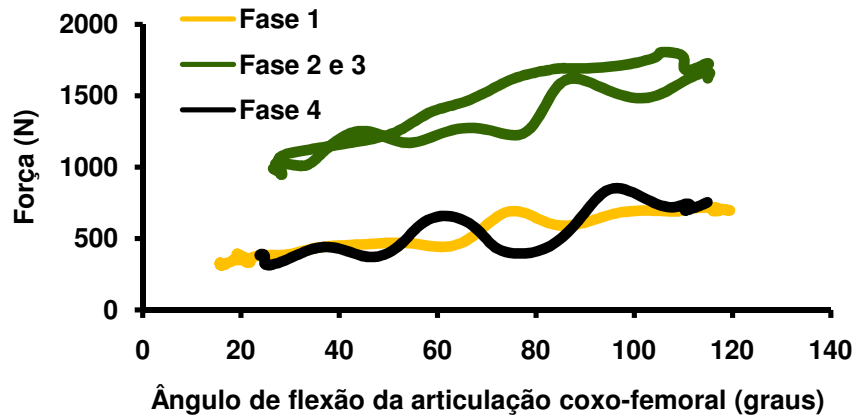


Figura 223 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

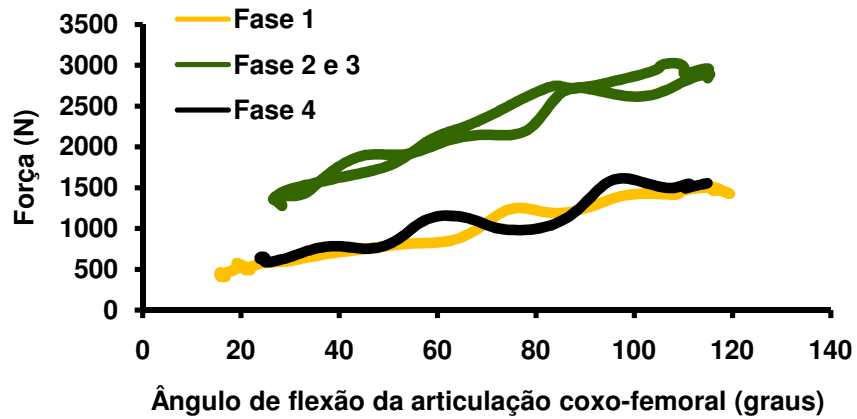


Figura 224 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

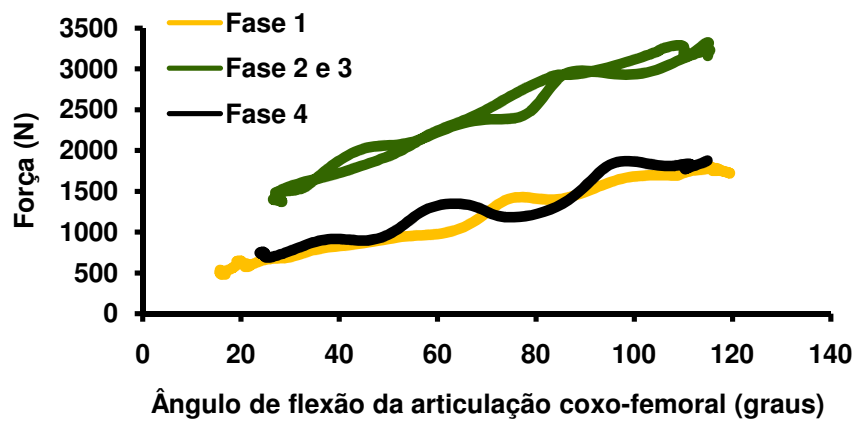


Figura 225 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

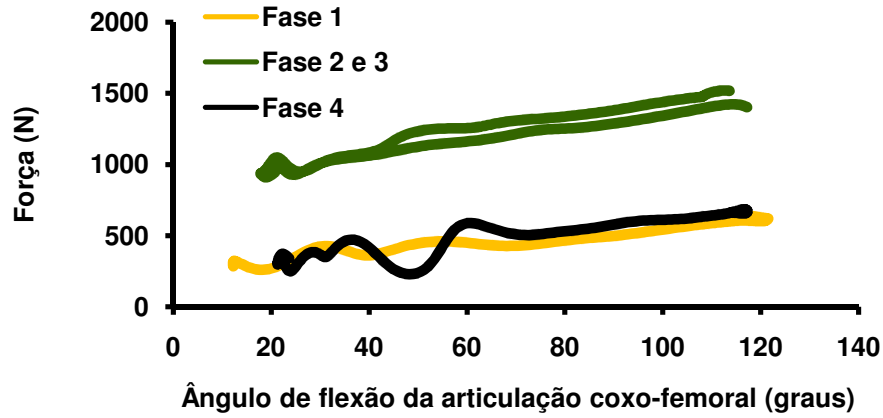


Figura 226 – Força muscular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).

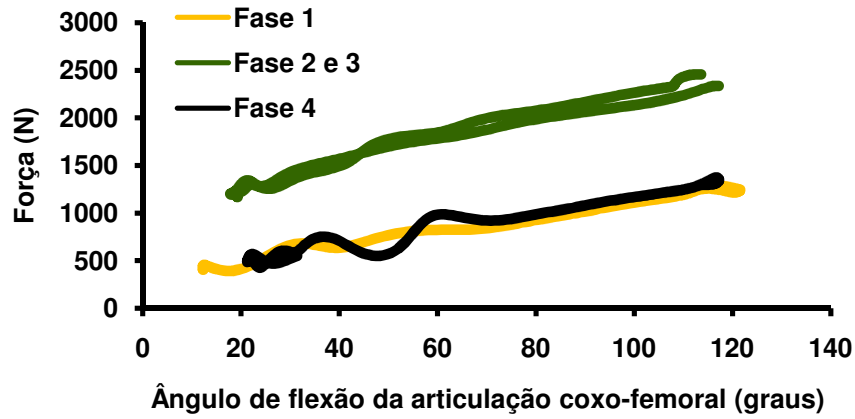


Figura 227 – Força muscular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).

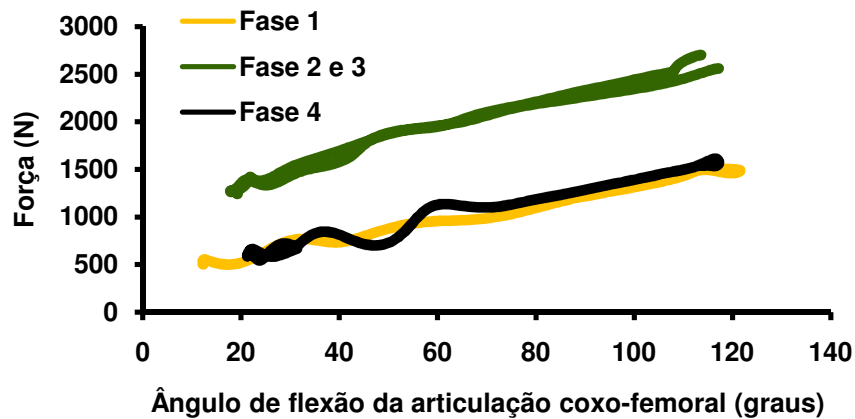


Figura 228 – Força muscular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).

Apêndice K – Gráficos da F_A nas Técnicas 2 e 3

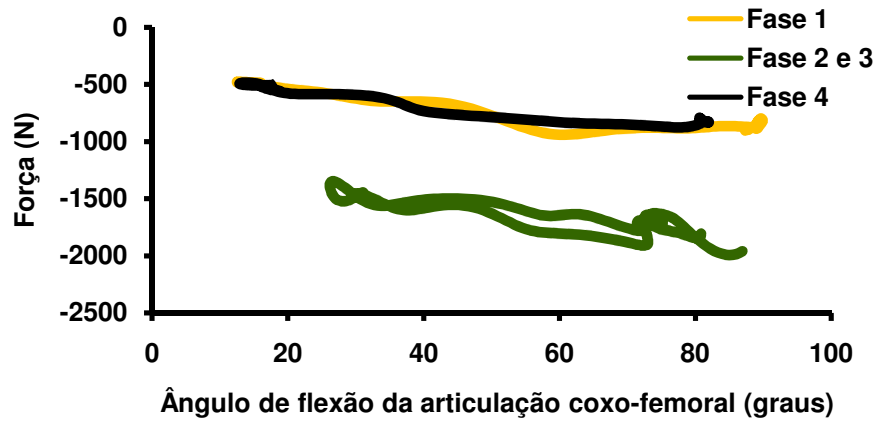


Figura 229 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

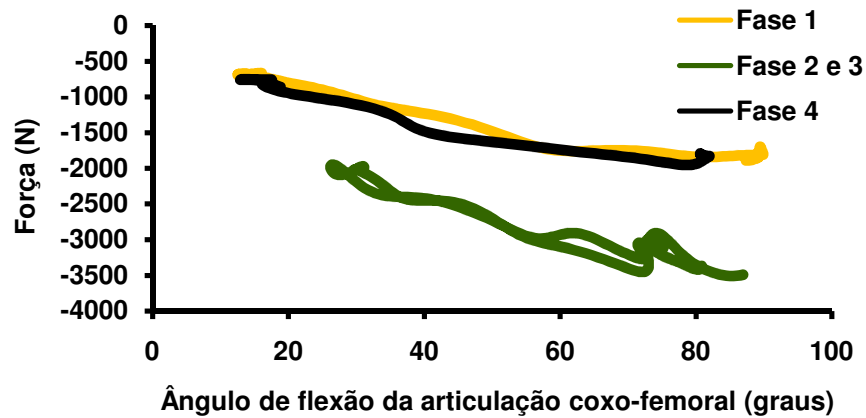


Figura 230 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

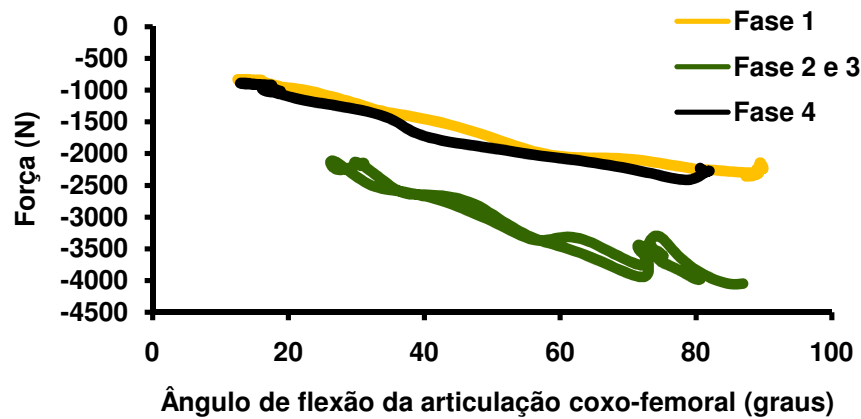


Figura 231 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 2.

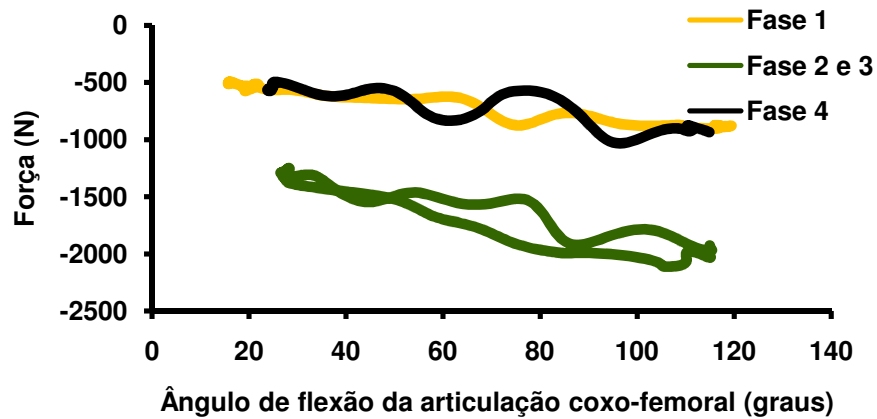


Figura 232 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

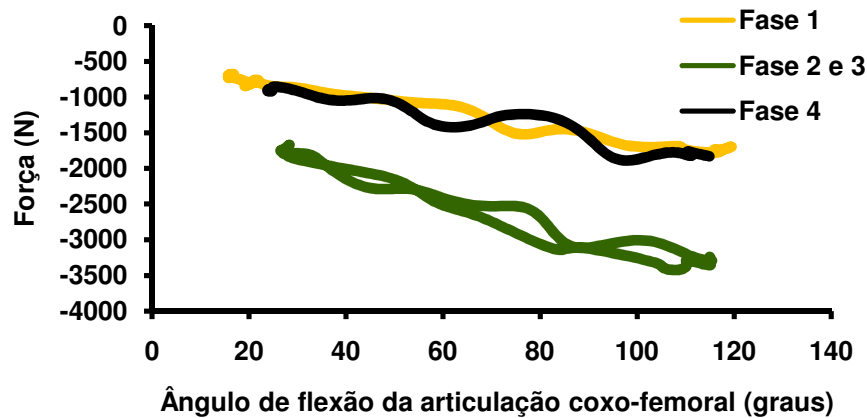


Figura 233 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

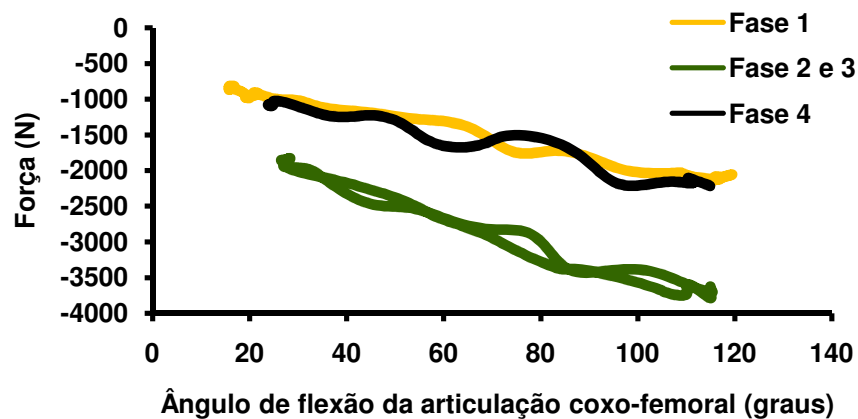


Figura 234 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(A).

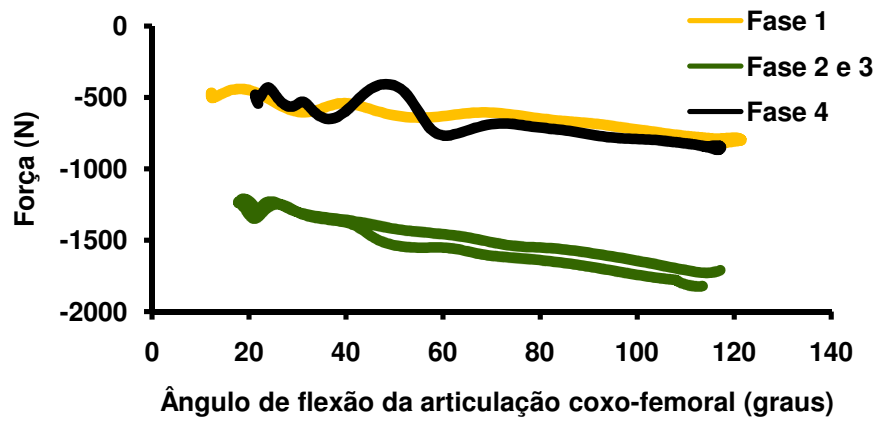


Figura 235 – Força articular no Tronco superior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).

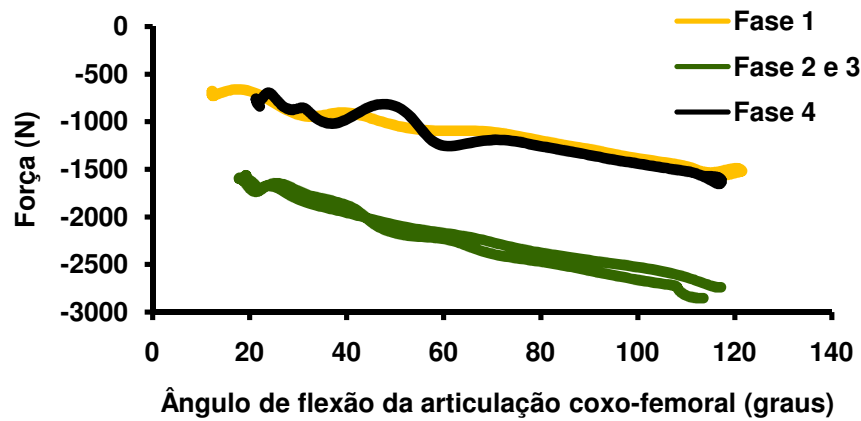


Figura 236 – Força articular no Tronco médio durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).

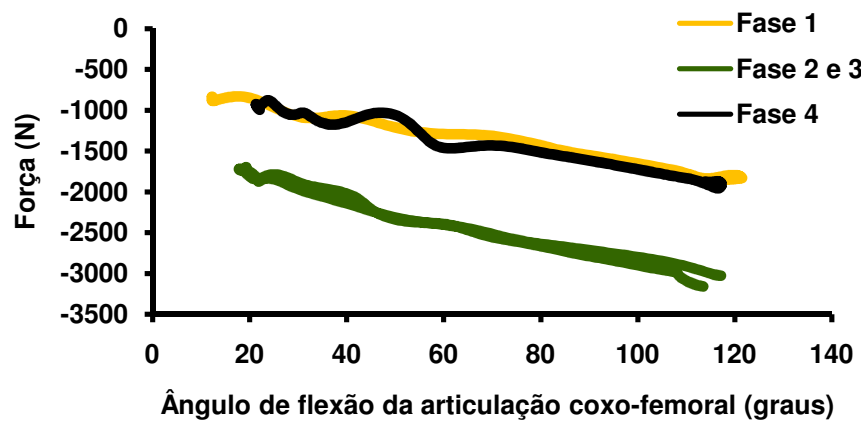


Figura 237 – Força articular no Tronco inferior durante realização da tarefa de levantamento com a Técnica 3(B).