

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

EFEITOS DE PARÂMETROS INERCIAIS OBTIDOS ATRAVÉS DE DIFERENTES
PROCEDIMENTOS NA DETERMINAÇÃO DE FORÇAS E TORQUES ARTICULARES
RESULTANTES

por

Jefferson Fagundes Loss

Tese para obtenção do Título
de Doutor em Engenharia

Porto Alegre, Janeiro 2001

EFEITOS DE PARÂMETROS INERCIAIS OBTIDOS ATRAVÉS DE DIFERENTES
PROCEDIMENTOS NA DETERMINAÇÃO DE FORÇAS E TORQUES ARTICULARES
RESULTANTES

por

Jefferson Fagundes Loss

Mestre em Engenharia

Tese submetida ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
Mecânica, PROMEC, da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do
Sul, como parte dos requisitos necessários para obtenção do Título de

Doutor em Engenharia

Área de Concentração: Mecânica dos Sólidos

Orientador: Prof. Dr. Milton A. Zaro

Co-orientador: Prof. Dr. Antonie J. van den Bogert (Cleveland Clinic Foundation – EUA)

Comissão de Avaliação:

Prof. Dr. Alberto Tamagna

Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães

Prof. Dr. Dario Azevedo

Prof. Dr. Ignacio Iturrioz

Prof. Dr. Marco Tulio Vilhena

Prof. Dr. Alberto Tamagna
Coordenador do PROMEC

Porto Alegre, 16 de janeiro de 2001

Aos meus pais, que com o seu sacrifício e empenho, foram os responsáveis pela minha educação.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, pela amizade e apoio em todas as horas:

Prof. Dr. Milton Antônio Zaro

Ao meu co-orientador, que mesmo distante sempre se fez presente:

Prof. Dr. Antonie J. van den Bogert

À banca de qualificação, pela delimitação do problema:

Prof. Dr. Alberto Tamagna

Prof. Dr. Antônio Carlos S. Guimarães

Prof. Dr. Dario Azevedo

Prof. Dr. Marco Tulio Vilhena

À banca examinadora, pela correção do trabalho. Além dos já citados na banca de qualificação:

Prof. Dr. Ignacio Iturrioz

Aqueles que tornaram possível a coleta de dados no CDI do Hospital da PUCRS

Prof. Dr. Dario Azevedo

Eng. Denis Barbieri

Físico Gerson Luis Gonçalves Staeve

Dr. Rubião Hoefel Filho

A minha namorada, parceira e grande colaboradora, pelo apoio incondicional e força em todos os momentos:

Denise Paschoal Soares

Ao professor da ESEF que idealizou o tanque de pesagem hidrostática e permitiu sua utilização nesta pesquisa:

Prof. Dr. Luiz Fernando Kruehl

Aos bolsistas de iniciação científica que contribuirão diretamente na coleta e tratamentos dos dados:

Denise Soares

Leonardo Tartaruga

Fabiana Scarrone

Mauro Totta

Vicente Hennemann

Marcus Tartaruga

Um trabalho de doutorado conta com a participação de muitas pessoas, o que torna extremamente difícil a tarefa de agradecer a todas elas. Gostaria que todos com os quais mantive e mantenho contato, soubessem que são de alguma forma responsáveis por esta etapa em minha vida, alguns mais diretamente, outros pela simples companhia e/ou momentos de descontração, tão importantes quanto as intermináveis horas de trabalho dedicadas a este tema. A todos, meu muito obrigado:

Cláudia Candotti, Flávio Castro, Márcio Alves de Oliveira, Cintia Freitas, Andrea Fontoura, Alvaro Reischak de Oliveira, Cláudia Lima, Claudia Gaia, Roberto e Vanessa Trombini, Viviane Fração, Cláudia Schneider, Marcelo Santana, Claudia Gaya, Marcelo Cardoso, Adroaldo Gaya, Ricardo Petersen, Antônio Guimarães, Marco Vaz, Cristina Kern, Rosângela Azevedo de Andrade, Alex de Oliveira Fagundes, Luciano Souza, Luis Pinto Ribeiro, Claudio Paiva, Ivone Job, Leila Carneiro Mattos, Mara Rejane da Rosa, Berenice Rolim, Eduardo Scheeren, Eduardo Ramos, Ana Maria Pressi, Heloísa Carmona, Mario Brauner, João Oliva, Miriam Stock Palma, Jorge Souza, Janise Dal Pai, Alberto Bischoff, Ana Lucia Godoy, João

Rudimar de Moura, Alberto Reppold Filho, Ana Carolina Larronda, Alexandre Nunes, Janice Ferlauto, Carlos Balbinotti, Flávia Meyer, Marinês Ramos, Caroline Siqueira, Janice Mazo, Juliana Ribeiro, José Cícero Moraes, Leandro Martini, Luiz Fernando Moraes, Daniela Aldabe, Clézio José dos Santos Gonçalves, Lucimére Bohn, Diná Santiago, Luciana Rodrigues, Francisco Camargo Netto, Marcelo Camargo, Helena Alves D'Azevedo, Taís Fonseca, Jane Gonzalez, Patrícia Sant'ana, Margô Taube, Patrícia Schneider, Martha Roessler, Artur Kautzmann Filho, Mônica Dantas, Elisandra Campos, Ronei Silveira Pinto, Adriane Vieira, Silvia Franco Amaral, Aline Constanza, Veruska Pires, Gabriela Black, Vicente Molina Neto, Marcelo Coertjens, Marco Paulo Stigger, Anna Cristina de Souza, Newton Fortuna, Arlete Ávila, Ricardo Petersen, Belmar de Andrade, Silvana Goellner, Claudio Garcia, Cristiane Castro, Dóris Oliveira, Eduardo Dornelles, Jiseh Fagundes Loss, Liliane Gonzalez, Márcia dos Santos Dornelles, Plínio de Souza, Rosalia Pomar Carmago, Rosane Lopes, Sarah Pinheiro, Walter Fagundes, Sulamar Marcelino, Flávia Martinez, Celine Elman, Liliane Plentz, Daniel Pacheco, Kenno Banunnas, Suzy Fleury, Alberto Amadio, Aluísio Azevedo, Eliane Manfio, Ana David, Filipa de Souza, João Paulo Villas Boas, Gary Scheirman, José Goldim, Alex Campos, Fernando Motta, Anna Chapper, Claudia Michel, Gisele Azambuja, Wietske Ineke, Clarice Speroto dos Santos Rocha, Débora Miranda, Carlos Dreyer, Elisa Lautert

RESUMO

O objetivo principal deste trabalho é avaliar os efeitos dos parâmetros inerciais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) obtidos através de diferentes procedimentos, no valor calculado para as forças e torques articulares resultantes, determinados através da dinâmica inversa. Para tal, pretende-se: (a) implementar um método para calcular a força nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, em atividades motoras humanas consideradas bidimensionais, utilizando a técnica da dinâmica inversa, com os equipamentos disponíveis do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul; (b) desenvolver um protocolo de medição dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) do membro inferior, baseado na pesagem hidrostática, e que apresente informações individualizadas; e (c) operacionalizar um protocolo de medição dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) do membro inferior baseado no uso da tomografia computadorizada. Diversas situações consideradas bidimensionais foram avaliadas, como caminhada, corrida, agachamento, salto com amortecimento, e salto sem amortecimento. Para avaliar o modelo, os dados provenientes do cálculo foram confrontados com valores de força obtidos a partir da instrumentação de uma prótese de joelho (Cervieri, 2000). Os parâmetros inerciais obtidos através da tomografia computadorizada e da pesagem hidrostática apresentaram diferenças superiores a 100%, quando comparados com os valores fornecidos pelas tabelas antropométricas. Entretanto, no que se refere a fase de contato com o solo dos eventos realizados (instante de maiores forças envolvidas), os diversos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais, não apresentam diferenças significativas no valor máximo calculado para as forças internas, através da dinâmica inversa.

ABSTRACT

The main purpose of this study is to evaluate the effects of the inertial parameters (mass, center of mass and moment of inertia) obtained through difference procedures, in the value calculated for the resultant joint forces and moments, determined by the inverse dynamics techniques. For that, it's intended: (a) implement a method to calculate the force in the ankle, knee and hip joints, in motor skills considered bidimensional, using the inverse dynamics technique and the equipments available in the laboratory of exercise research from the School of Physical Education of the Federal University of Rio Grande do Sul; (b) to develop a protocol for the measurement of the inertial parameters of the body segments (mass, center of mass and moment of inertia) of the lower limb, using the hydrostatic weigh, which present individualized informations; and (c) improve a protocol of measurement of the inertial parameters of the body segments (mass, center of mass and moment of inertia) of the lower limb using the computerized tomography. Many situations were analyzed, as walking, running, squatting, jump with absorber and jump without absorber. To evaluate the model, the data from the calculation were compared with the values of force obtained from the instrumentation of a knee prosthesis (Cervieri, 2000). The inertial parameters obtained from the computerized tomography and from the hydrostatic weigh showed differences over 100% when compared to that obtained from the anthropometric tables. Even though, referring to the contact phase with the ground of the analyzed events (instants of maximal force) the different methods didn't show significant differences in the value of the maximal internal forces, using the inverse dynamics techniques.

ÍNDICE

1 – Introdução.....	1
1.1 – Abordagem do problema.....	2
1.2 – Instrumentação	4
1.3 – Objetivos	6
1.4 – Organização do texto	7
2 – Revisão bibliográfica.....	9
2.1 – Modelos anatômicos	10
2.2 – Modelos fenomenológicos	27
2.3 – Outras abordagens.....	34
2.4 – Medições atípicas.....	43
2.5 – Parâmetros inerciais	48
2.5.1 - Parâmetros inerciais do corpo como um todo	49
2.5.2 - Parâmetros dos segmentos corporais.....	50
2.5.3 - Segmentação de cadáveres	51
2.5.4 - Estudos de imersão.....	53
2.5.5 - Prancha de reação.....	54
2.5.6 - Modelos matemáticos.....	55
2.5.7 – Fotogrametria	56
2.5.8 – Tomografia computadorizada.....	58
2.5.9 – Outros métodos.....	59
2.5.10 – Outros estudos envolvendo parâmetros corporais	62
3 – Metodologia.....	65
3.1 – Desenvolvimento do modelo para o cálculo das forças internas.....	65
3.2 – Procedimento experimental e equipamentos utilizados	77
3.2.1 – Variáveis cinemáticas: Sistema de Vídeo Peak Performance	78
3.2.2 – Variáveis cinéticas: plataforma de força AMTI	81
3.2.3 – Sincronização entre os sistemas de medição	82
3.2.4 – Parâmetros inerciais: método de imersão	82
3.2.5 – Determinação dos parâmetros inerciais pelo método da tomografiacomputadorizada	92
3.2.6 – Determinação dos parâmetros inerciais pelo método de tabelas antropométricas.....	98

3.2.7 – Eventos analisados.....	100
3.3 – Avaliação do modelo	102
4 – Resultados e discussões.....	105
4.1 – Parâmetros inerciais	105
4.2 – Prótese instrumentada	108
4.3 – Cálculo das forças internas	110
5 – Conclusões.....	126
6 – Referencias bibliográficas	128
Anexo 1 (Glossário)	134
Anexo 2	137
A - Planos e eixos anatômicos	137
B - Posições anatômicas relativas	137
C - Nomenclatura dos movimentos do membro inferior	138
D - Articulações do membro inferior.....	139
E - Estrutura do músculo.....	140
F - Estrutura do joelho	140
Anexo 3	141
Linha de ação dos músculos (vista sagital).....	141
Linha de ação dos músculos (vista posterior)	132
Anexo 4	143
Anexo 5 (Formato dos dados coletados).....	150
Anexo 6	156

LISTA DE SÍMBOLOS

Nomenclatura utilizada na descrição da metodologia. Variáveis em negrito representam grandezas vetoriais.

- S_i cada um dos segmentos do membro inferior (pé, perna ou coxa)
- F representa cada uma das forças atuantes no segmento S_i
- m_i representa a massa do segmento
- a_i a aceleração do centro de massa do segmento S_i no sistema referencial R
- M representa cada um dos momentos em torno do eixo de rotação do segmento S_i
- I_i o momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento S_i
- α a aceleração angular do segmento S_i
- F_x e F_y representam as componentes de força x e y , respectivamente
- a_x e a_y representam as componentes de aceleração x e y , respectivamente
- M_z componente z do vetor M
- l_D e l_P representam os braços de alavanca das forças intersegmentais, ou seja, vetores com origem no eixo de rotação e término no ponto de aplicação das forças distal e proximal respectivamente.
- F_{Pix} , F_{Piy} , F_{Dix} e F_{Diy} componentes x e y das forças resultantes agindo sobre as extremidades proximal e distal, respectivamente. Estas são forças de contato agindo nas extremidades de S_i , devido à presença do segmento corporal adjacente, incluindo os efeitos compressivos nas vizinhanças das cartilagens e estruturas ósseas e os efeitos das tensões dos músculos e ligamentos.
- M_z valor do momento dado pela plataforma em torno do centro da própria plataforma de força
- F_x e F_y componentes x e y das forças de contato com o solo, também fornecidas pela plataforma de força
- y_P distância vertical do centro de pressão até o centro da plataforma de força, fornecida pelo fabricante (AMTI, 1991)

x_P	distância horizontal do centro de pressão até o centro da plataforma de força, calculada quadro a quadro.
D_c	densidade do corpo
D_a	densidade da água
m_{p_i}	massa da i ésima porção
d_i	distância do centro da i ésima porção à extremidade proximal do segmento
m_s	massa de todo o segmento
MI_s	momento de inércia do segmento
m_{p_i}	massa da i ésima porção
d_i	distância centro da i ésima porção ao centro de massa do segmento
P	massa do indivíduo [Kg]
CT	menor circunferência do tornozelo [cm]
TP	comprimento do pé, do maléolo até o ponto mais distal do pé [cm]
CP	máxima circunferência da perna [cm]
TC	distância do trocanter maior ao topo da cabeça [cm]
CC	circunferência da coxa, medida logo abaixo da nádega [cm]
CI	dobra cutânea medida na crista ilíaca superior [mm]

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos. Adaptado de Vaughan (1980).	4
1.2	Análise de membro inferior com auxílio do Sistema de Vídeo Peak Performance. À direita, vista na tela do computador, o modelo espacial bidimensional. Fotos realizadas no Laboratório de Pesquisa do Exercício da ESEFUFGRS.....	5
1.3	Plataforma de força em situação de análise de caminhada. Fotografia ilustrativa, extraída de catálogo da Novel (emed).....	6
2.1.1	Diagrama do corpo livre para o modelo de joelho com três graus de liberdade. Extraído de Beynnon et al. (1996).	10
2.1.2	Desenho esquemático da articulação com dois segmentos. Extraído de Engin e Tümer (1993).....	17
2.1.3	Modelo do joelho humano com três segmentos.....	18
2.1.4	Desenho esquemático do modelo bidimensional do joelho. Extraído de Kim et al. (1993).	20
2.1.5	Modelo tridimensional da articulação patelofemural. Extraído de Hefzy et al. (1993).	23
2.2.1	Diagrama de corpo livre durante o contato do segmento com o solo. Extraído de Andrews, 1974.....	30
2.2.2	Modelo do membro inferior com os referenciais inerciais. Extraído de Glitsch e Baumann (1997).....	33
2.3.1	Modelo de 5 segmentos para a postura de pé. Extraído de Levin (1998).	40
2.4.1	Radiografia mostrando os pontos de inserção dos sensores. Extraído de Rolf et al. (1997).	45
2.5.5	Determinação do peso de segmentos corporais. Extraído de Hay (1973).....	55
2.5.6	Modelo de 15 segmentos de Hanavan. Extraído de Hanavan (1964).	56
2.5.7	Técnica da fotogrametria. Extraído de Jensen (1978).....	58
2.5.9	Desenho esquemático da técnica de medição de Hatze. Extraído de Hatze (1975)	61
3.1.1	Pontos anatômicos escolhidos.....	68

3.1.2	Diagrama de corpo livre bidimensional para um segmento típico pertencente ao corpo.....	71
3.1.3	Representação esquemática do segmento pé sobre a plataforma de força.....	73
3.2.1.1	Identificação dos pontos anatômicos, para delimitação dos segmentos, através de marcas reflexivas.....	79
3.2.2.2	Sistema de Vídeo Peak Performance, incluindo câmeras de vídeo, videocassete, monitor, microcomputador e quadro de calibração.....	80
3.2.4.1	Tanque para pesagem hidrostática.....	85
3.2.4.2	Desenho esquemático para a pesagem hidrostática.....	86
3.2.4.3	Dados oriundos das medições no tanque de imersão.	88
3.2.5.1	Tomografia Linear mostrando como a imagem de um objeto contido no plano ABC permanece no mesmo lugar a medida que o filme se move, enquanto objetos posicionados em locais como X e Y produzem um "borrão" na imagem. Extraído de Edwin (1998).	93
3.2.5.2	Tomografia Axial Transversal. O filme permanece em uma posição vertical enquanto o cabeçote de raiosx e o filme fazem um movimento de rotação em torno do corpo analisado. Extraído de Edwin (1998).....	94
3.2.5.3	Imagem de Tomografia Computadorizada de uma região da perna, obtidas de um indivíduo mais magro (esquerda) e outro mais obeso (direita). Extraído de Goodpaster (2000).....	95
3.2.5.4	Testes realizados no Tomógrafo Computadorizado do Centro de Diagnóstico por Imagens do Hospital São Lucas. A esquerda do voluntário os cilindros utilizados com materiais de densidade conhecida.....	96
3.2.5.5	Imagens da Tomografia Computadorizada mostrando a seção transversal dos membros inferiores, em várias regiões, juntamente com os materiais utilizados (Resolução 512x512).....	97
3.2.5.6	Imagens geradas a partir das varreduras transversais da tomografia, com auxílio do software IDL (Resolução 512x512). A direita apenas os pontos de maior densidade.....	98
3.2.5.7	Determinação da massa de cada secção scaneada na tomografia	99
3.3	Prótese modular Otto Bock utilizada nos ensaios.	104
4.2	Gráfico comparativo dos valores de força da prótese instrumentada (valor lido) e da força obtida pelo método da dinâmica inversa (valor calculado), durante uma passada de caminhada.	109

4.3.1	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 5.	111
4.3.2	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 5.	112
4.3.3	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 5.	113
4.3.4	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 5.	114
4.3.5	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 5.	115
4.3.6	Valores de força em função do tempo durante a fase aérea da corrida, referente ao indivíduo número 5.	117
4.3.7	Valores de força em função do tempo durante o momento de força máxima de uma passada na corrida, referente ao indivíduo número 5.	118
4.3.8	Valores médios das forças internas na articulação os eventos analisados.	120
A6.1	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 1.	154
A6.2	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 2.	155
A6.3	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 3.	156
A6.4	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 4.	157
A6.5	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 5.	158
A6.6	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 6.	159
A6.7	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 7.	160
A6.8	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 8.	161
A6.9	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 9.	162

A6.10	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 10.	163
A6.11	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 1.	164
A6.12	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 2.	165
A6.13	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 3.	166
A6.14	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 4.	167
A6.15	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 5.	168
A6.16	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 6.	169
A6.16	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 6.	170
A6.17	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 7.	171
A6.18	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 8.	172
A6.19	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 9.	173
A6.20	Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 10.	174
A6.21	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 1.	175
A6.22	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 2.	176
A6.23	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 3.	177
A6.24	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 4.	178
A6.25	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 5.	179

A6.26	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 6.	180
A6.27	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 7.	181
A6.28	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 8.	182
A6.29	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 9.	183
A6.30	Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 10.	184
A6.31	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 1.	185
A6.32	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 2.	186
A6.33	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 3.	187
A6.34	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 4.	188
A6.35	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 5.	189
A6.36	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 6.	190
A6.37	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 7.	191
A6.38	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 8.	192
A6.39	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 9.	193
A6.40	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 10.	193
A6.41	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 2.	195
A6.42	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 3.	196

A6.43	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 4.	197
A6.44	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 5.	198
A6.45	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 6.	199
A6.46	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 7.	200
A6.47	Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 8.	201

ÍNDICE DE TABELAS

2.5.8	Coeficientes dos polinômios para o perfil de densidade dos segmentos. Extraído de Wei e Jensen (1995).....	60
3.2.4	de dados referente a pesagem hidrostática do segmento perna do indivíduo número 2.	92
3.2.6.1	Parâmetros inerciais calculados para os indivíduos deste estudo a partir das tabelas antropométricas de Dempster (1955).....	100
3.2.6.2	Equações de regressão propostas por Clauser (1969) para a massa dos segmentos do membro inferior.....	101
4.1	Parâmetros inerciais calculados para os indivíduos deste estudo a partir dos diversos métodos.	107
4.3	Valores máximos de força obtidos para cada articulação, expressos em percentual do peso corporal de cada indivíduo. Parâmetros inerciais obtidos utilizando o método de imersão proposto neste estudo.....	119
A5.1	Arquivo do Sistema Peak Performance representado a posição de quatro pontos anatômicos, mais um canal para sincronismo, durante a passada de uma corrida de um dos voluntários deste estudo.....	148
A5.2	Matriz de calibração da plataforma AMTI, modelo OR6-5.....	150
A5.3	Dados de força e momento fornecidos pela plataforma de força durante uma passada da corrida do voluntário 5 deste estudo.	150

1 - INTRODUÇÃO

A investigação das forças impostas ao corpo humano através de diferentes formas de movimento possui relevância para professores voltados ao treinamento físico e prática de atividades esportivas; fisiatras, ortopedistas e fisioterapeutas envolvidos em atividades de diagnóstico ou de reabilitação, bem como para profissionais ligados as áreas de construção de próteses, controle motor e robótica.

As articulações do membro inferior, tornozelo, joelho e quadri, são freqüentemente acometidas por lesões associadas a atividades esportivas, situações de trabalho ou mesmo a atividades do cotidiano como uma caminhada. A freqüência e gravidade de lesões no joelho em esportes competitivos, recreativos e na indústria, tem sido amplamente citadas na literatura (Gould III, 1993; Hefzy et al. 1993; Hoppenfeld, 1997; Kim et al. 1993). Essa articulação em particular é bastante suscetível a lesões traumáticas por ser submetida a esforços elevados, por se localizar entre os dois maiores braços de alavanca do corpo humano (fêmur e tíbia)*, por não ser protegida suficientemente por tecido adiposo e músculos, e por possuir limitada amplitude articular nos planos frontal e transversal.

Programas de treinamento físico, treinamento esportivo e programas de

* Por se tratar de um trabalho apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, alguns termos aqui utilizados eventualmente carecerão de alguma explicação complementar. Tais

reabilitação utilizam cargas externas como forma de estimular músculos, ligamentos e tendões. Uma das dificuldades existentes na dosagem dessas cargas, no entanto, recai sobre o desconhecimento dos esforços mecânicos aos quais se está submetendo a articulação (forças internas). Assim, é possível que um estímulo se converta em agressão a articulação e, portanto, é extremamente importante que se tenha uma idéia sobre as forças que são impostas à articulação tanto em atividades de treinamento ou reabilitação como em atividades diárias (Baumann 1995). Em situações como a corrida por exemplo, o impacto do corpo com o solo, repetidas vezes, acarreta em picos de força. Embora o mecanismo de muitas lesões seja desconhecido, parece razoável assumir que pelo menos algum tipo de lesão esteja associado com a fase de aterrissagem durante a corrida, quando o corpo “colide” com o solo (Bobbert, 1991). Assumindo que o fenômeno que ocorre durante a fase de aterrissagem da corrida envolve a etiologia da lesão, uma análise mecânica desta fase, incluindo estimativas das forças e momentos intersegmentais se torna desejável. Por razões de caráter ético e até mesmo tecnológico, entretanto, a determinação dessas forças através de medida direta é bastante difícil.

1.1 – Abordagem do problema

Segundo Collins (1995), as primeiras análises matemáticas e anatômicas significativas são atribuídas a Braune e Fischer (1898-1904), no cálculo de forças em partes do corpo humano durante a caminhada. Desde então diversos autores se dedicaram ao aprimoramento da técnica de avaliação das forças internas. Mais recentemente, Andrews (1974) sugeriu contornar o problema da medição através do cálculo indireto, levando em consideração as grandezas passíveis de medição direta: força de reação com o solo, momento da força no ponto de contato e aceleração dos segmentos envolvidos. As equações sugeridas por Andrews são as equações de equilíbrio da mecânica clássica. Os sistemas biológicos porém, são redundantemente construídos, ou seja, existem mais músculos do que o necessário para executar um certo movimento, conseqüentemente as equações de movimento que descrevem as relações entre força e movimento, representam um problema matematicamente indeterminado, onde o número de variáveis supera o número de possíveis equações (Collins, 1995).

palavras estarão sublinhadas quando surgirem pela primeira vez no texto, e maiores informações poderão ser encontradas nos Anexos.

Segundo Bauman (1995), as soluções podem ser alcançadas por simplificações drásticas (método de redução), ou pela determinação de princípios de acordo com os quais o movimento é controlado (método de otimização). Sendo assim, a necessidade de modelar o corpo humano é intrínseca ao problema. Diversos modelos têm sido propostos para as articulações do membro inferior. Alguns modelos assumem que o movimento seja realizado em apenas um plano (2D) (Beynnon et al., 1996, Collins, 1995; Herzog et al., 1993; Kim et al., 1993; Lu et al., 1996; Tumer et al., 1993), enquanto outros assumem a terceira dimensão (3D) (Engin et al., 1993; Glitsch et al. 1997; Hefzy et al., 1993; Loch et al., 1992).

Embora existam diversas sugestões para o modelamento da articulação do joelho, nas mais diversas situações, não há um consenso sobre qual o método mais apropriado, ou a melhor abordagem. A característica de indeterminação matemática do problema permite que a força seja estimada de diversas maneiras. O assunto não está esgotado, havendo a possibilidade de desenvolver um modelo compatível com as necessidades e a tecnologia disponível.

Existem duas abordagens clássicas para determinar as forças internas: a **medida direta** e o **procedimento analítico indireto**, utilizando-se medidas externas e os modelos mecânicos correspondentes. A medição direta está associada a efeitos inaceitáveis para o ser humano. Apesar da questão ética relacionada com a utilização de técnicas invasivas, a literatura menciona alguns casos de medição direta, como Bergmann et al. (1993) que equipou endopróteses de quadril de dois pacientes com transdutores do tipo "strain gauge", e assim mediu diretamente as forças na articulação do quadril, durante situações de marcha e corrida. Rolf et al. (1997) mediram a deformação da tíbia, utilizando o mesmo tipo de sensores, durante um protocolo de salto em nove voluntários. Este é um exemplo de acesso experimental às forças internas. Contudo, na maioria dos casos, este procedimento não pode ser aplicado.

A impossibilidade de medição direta das forças internas conduz à solução de um problema de dinâmica, através de equações analíticas representativas da situação. Segundo Vaughan (1980), há dois tipos de problema envolvendo dinâmica dos corpos rígidos. O primeiro, "*Problemas de Dinâmica Direta*", as forças envolvidas em um sistema mecânico são conhecidas, e o objetivo é determinar o movimento resultante da aplicação destas forças. O segundo, "*Problemas de Dinâmica Inversa*", as variáveis

cinemáticas do movimento são completamente conhecidas, e o objetivo é encontrar as forças que causaram aqueles movimentos. Ambos os casos encontram-se ilustrados na Figura 1.1.

O modelo a ser adotado neste trabalho será o da Abordagem Inversa (Figura 1.1b), para, a partir dos dados de força e torques externos, deslocamento e tempo do movimento humano, obter os valores de forças e torques internos envolvidos.

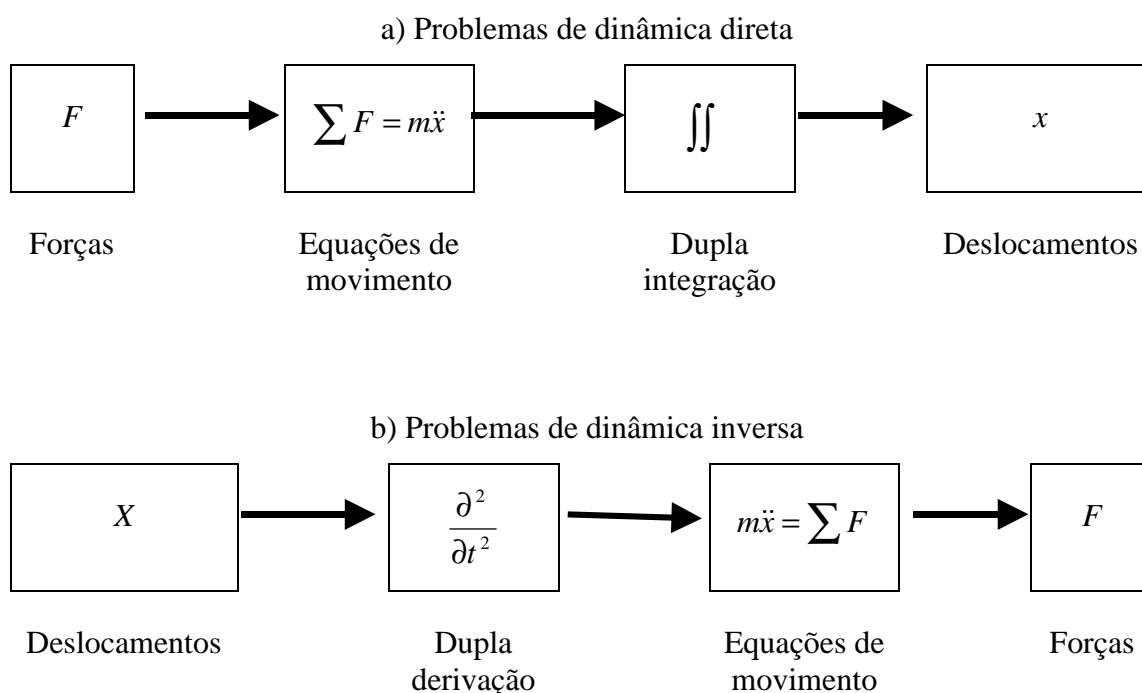


Figura 1.1– Problemas básicos em dinâmicas dos corpos rígidos.

Adaptado de Vaughan (1980).

1.2 – Instrumentação

A medição das variáveis cinemáticas e cinéticas requer equipamentos específicos. Para a obtenção das variáveis cinemáticas é necessário um sistema de captação e digitalização de imagens, enquanto para o registro de forças decorrentes do contato com o solo são usadas plataformas de força.

A captação e digitalização de imagens é feita utilizando um sistema composto de câmeras de vídeo, um software específico e um computador. Os pontos

visualizados pelas câmeras são localizados dentro um sistema referencial inercial, utilizando-se para tanto o procedimento de transformação linear direta (DLT). A partir de pontos anatômicos selecionados, é montado um modelo espacial simplificado, como está ilustrado na Figura 1.2 para uma análise de membro inferior. Sobre o modelo espacial são calculados os deslocamentos, as velocidades e acelerações dos segmentos. Baseado na percentagem da massa corporal, e no centro de massa de cada segmento, há a possibilidade ainda, de se estimar a localização do centro de massa do corpo. O sistema de vídeo fornecerá desta forma, os parâmetros cinemáticos necessários para o cálculo das forças internas.

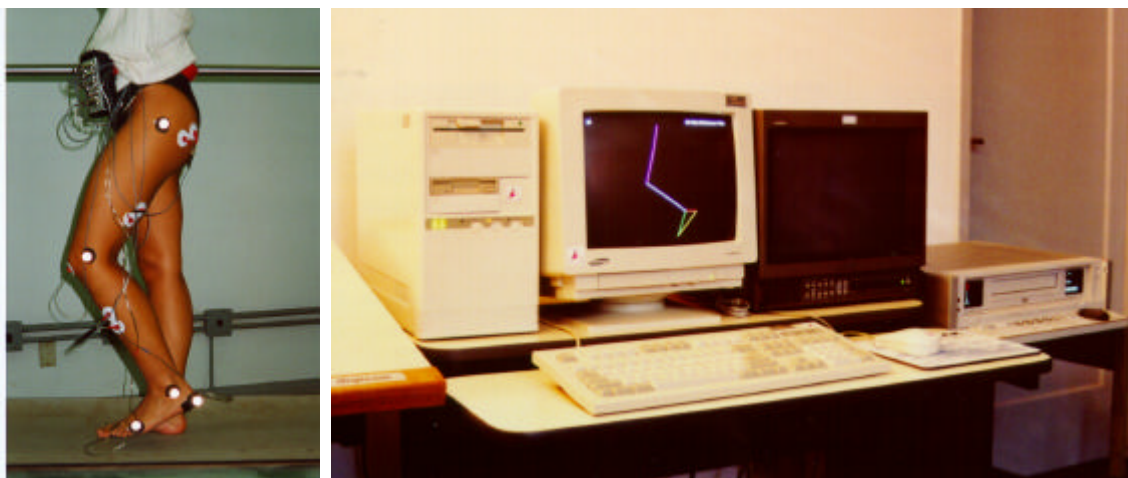


Figura 1.2 – Análise de membro inferior com auxílio do Sistema de Vídeo Peak Performance. À direita, vista na tela do computador, o modelo espacial bidimensional. Fotos realizadas no Laboratório de Pesquisa do Exercício da ESEF-UFRGS.

A plataforma de força possibilita a medição das forças de reação com o solo e dos momentos envolvidos. As informações de força e momento são fornecidas decompostas em três componentes cartesianas: F_x , F_y , F_z e M_x , M_y , M_z , respectivamente. A plataforma de força está conectada ao computador através de um conversor analógico/digital, permitindo a monitoração da força a grandes velocidades de aquisição (Fig. 1.3).

A união das informações provenientes dos dois sistemas, vídeo e plataforma de força, ou seja, parâmetros cinemáticos e cinéticos respectivamente, será feita por um software especialmente desenvolvido, em ambiente MatLab, para solucionar as equações de equilíbrio propostas.

Para implementação do modelo, são necessárias ainda informações sobre os parâmetros inerciais (massa, posição do centro de massa e momento de inércia) dos segmentos envolvidos. A revisão de literatura mostra que todos os modelos apresentados obtêm estes dados a partir de estudos em cadáveres. Entretanto, Capozzo e Berne (1990) *apud* Kingma (1996) afirmam que os parâmetros inerciais estimados desta maneira, podem conter erros de até 80%, em função de diferenças morfológicas entre os indivíduos. Com o intuito de preencher esta lacuna, os valores necessários para análise serão obtidos a partir de medições do peso hidrostático, em um protocolo desenvolvido especialmente com a finalidade de individualizar os dados antropométricos, contribuindo para uma melhor e mais fidedigna avaliação da força na articulação do joelho.



Figura 1.3 - Plataforma de força em situação de análise de caminhada. Fotografia ilustrativa, extraída de catálogo da Novel (emed).

1.3 – Objetivos

Tendo em vista o acima exposto, os objetivos do presente estudo são:

Geral

Avaliar os efeitos dos parâmetros inerciais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) obtidos através de diferentes procedimentos, no valor calculado para as forças e torques articulares resultantes, determinados através da dinâmica inversa.

Específicos

- a) Implementar um método para calcular a força nas articulações do tornozelo, joelho e quadril, em atividades motoras humanas consideradas bidimensionais, utilizando a técnica da dinâmica inversa, com os equipamentos disponíveis do Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul;
- b) Desenvolver um protocolo de medição dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) do membro inferior, baseado na pesagem hidrostática, e que apresente informações individualizadas;
- c) Operacionalizar um protocolo de medição dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais (massa, localização do centro de massa e momento de inércia) do membro inferior baseado no uso da tomografia computadorizada.

1.4 – Organização do texto

O restante do documento está organizado da seguinte forma: revisão bibliográfica, metodologia, resultados e discussões e conclusões. A revisão bibliográfica (capítulo 2) é apresentada em dois grupos. Em um primeiro momento estão relacionadas diversas abordagens sugeridas para modelar o problema das forças e torques articulares internos resultantes, em um segundo momento, são apresentados diversos métodos de mensuração dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais. Imediatamente após cada artigo citado é feito um comentário crítico, com as opiniões deste autor. Com o intuito de diferenciar as idéias deste autor dos pesquisadores citados, os comentários estarão com a margem esquerda ampliada. A metodologia é apresentada no capítulo 3, dividido em duas seções: uma que relata o desenvolvimento do método para cálculo das forças e torques internos, e outra que apresenta o procedimento experimental e equipamentos utilizados. O capítulo 4 apresenta os resultados e discussão. As conclusões são listadas, em tópicos diretos e objetivos no capítulo 5.

2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A revisão de literatura está dividida em dois grandes grupos. Em um primeiro momento estão relacionadas diversas abordagens sugeridas para modelar o problema da força na articulação do joelho. A análise requer, de um modo geral, um modelo no qual o corpo humano é representado por uma cadeia de segmentos rígidos, interconectados por articulações. A mecânica Newtoniana é aplicada a cada segmento para calcular as forças e momentos resultantes em torno destas articulações. A fidedignidade dos valores extraídos do modelo depende do grau de exatidão das características antropométricas do corpo humano (Kingma *et al.*, 1996). Desta forma, em um segundo momento, são apresentados diversos métodos de medida dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais.

Segundo Hefzy e Grood (1988), os modelos podem ser classificados em dois tipos: modelos físicos e modelos matemáticos. Os modelos físicos são estruturas fabricadas (muitas vezes com resina) que simulam aspectos do sistema real, enquanto os modelos matemáticos satisfazem algumas leis físicas, como as equações de equilíbrio de Newton, e consistem em um conjunto de relações matemáticas envolvendo os sistemas de variáveis e seus métodos de solução. Os modelos matemáticos podem ainda ser subdivididos em dois tipos: **anatômicos** e **fenomenológicos**. Os modelos **anatômicos** requerem a descrição geométrica das estruturas anatômicas, enquanto os modelos **fenomenológicos** são usados para descrever a resposta sobre a articulação, sem

Para representação dos componentes elásticos, são considerados apenas os ligamentos cruzados, decompostos no plano de estudo, constituindo quatro elementos ligamentares elásticos não lineares: componente anteromedial do ligamento cruzado anterior, componente posterolateral do ligamento cruzado anterior, componente anterior do ligamento cruzado posterior, e componente posterior do ligamento cruzado posterior. Para descrever o ângulo de flexão do joelho com carga externa na articulação, a posição da tibia relativa ao fêmur foi descrita satisfazendo as condições das equações de equilíbrio estático. O comportamento no plano sagital, com três graus de liberdade na articulação tibio-femural foi descrita por seis equações independentes não-lineares. Estas incluem: duas equações vetoriais que definem a posição da tibia em relação ao fêmur; o produto cruzado dos vetores unitários da tibia e do fêmur no ponto de contato da articulação tibio-femural, que definem o alinhamento normal da tibia e do fêmur nas superfícies articulares; equações de equilíbrio da força; e equação de equilíbrio do momento. O objetivo deste estudo foi avaliar, em determinada faixa de variação, um movimento passivo da tibia (procedimento comum em atividades de reabilitação); e uma aplicação de carga na tibia, em diversas posições do joelho (um exame clínico de diagnóstico), realizando uma análise sensitiva do modelo, ou seja, avaliando a influência de cada variável na resposta do modelo.

A abordagem do modelo foi a fixação do fêmur em um plano horizontal e o estudo da articulação da tibia em relação ao fêmur. Esta convenção foi escolhida porque permite uma variação passiva na movimentação, e atividades com cargas antero-posteriores podem ser modeladas com condições similares às descritas nas rotinas clínicas e nos diversos experimentos descritos na literatura. Isto permite determinar em que condições os diferentes elementos dos ligamentos cruzados começam a restringir a movimentação do joelho.

A proposta dos autores é apresentar uma análise sensitiva, isto é, estudar o impacto que pequenas variações nos parâmetros de entrada do modelo têm sobre as respostas do sistema, e também analisar a importância relativa entre os parâmetros de entrada. A análise sensitiva pode contribuir para a comunidade médica com uma idéia dos efeitos da variação dos parâmetros cirúrgicos críticos que influenciam nos procedimentos de reconstrução dos ligamentos do joelho. Uma aplicação poderia ser o estudo dos efeitos que um posicionamento impróprio dos ligamentos cruzados produzem na cinemática da articulação tibio-femural. Os parâmetros considerados para

esta análise sensitiva são: as posições de inserção, a rigidez e a tensão inicial dos ligamentos; diversos ângulos de flexão do joelho; diversas cargas aplicadas à tibia. As respostas do sistema incluem: a força de compressão, o ponto de contato da articulação tibio-femural e a tensão nos ligamentos. No conhecimento dos autores, este é o primeiro relato na literatura de análise sensitiva aplicada a modelos de joelho.

A variação passiva da movimentação do joelho foi simulada pela solução do sistema de equações descrevendo ângulos do joelho entre a extensão completa e 90 graus de flexão. Como uma variação passiva é uma atividade “quase-estática”, esta abordagem não é afetada pelos efeitos de cargas inerciais produzidas pelo peso da tibia. Similarmente, cargas antero-posteriores na tibia relativa ao fêmur (chamado comumente de “exame de lassidão ligamentar”) são realizados dinamicamente nos procedimentos clínicos, a fim de examinar a estabilidade articular, porém os deslocamentos relativos são pequenos e a velocidade do teste é relativamente baixa. Desta forma, os efeitos inerciais da tibia são relativamente pequenos, e não foram considerados neste modelo.

A região de movimentação passiva do joelho foi modelada supondo uma força gravitacional de 40 N (ou 5% da média do peso dos homens) agindo sobre o centro de gravidade da tibia; situado a 43% do comprimento da perna a partir da articulação tibio-femural.

O sistema de equações foi resolvido para 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, e 89 graus de flexão do joelho. Cargas foram aplicadas na tibia na inserção do tendão patelar, e direcionadas perpendicularmente à tibia. Para cada ângulo de flexão do joelho, o sistema de equações foi resolvido com forças variando entre -250 N (direção posterior da força) e 250 N (direção anterior da força), em incrementos de 25 N.

A sensitividade das respostas do modelo aos parâmetros de entrada foram dependentes do ângulo de flexão do joelho. Em geral, com o joelho em extensão (próximo a zero graus), e flexionado (acima de 75 graus), a força de compressão tibio-femural, o momento, e os valores de tensão dos ligamentos, foram mais sensíveis aos parâmetros de entrada do que no valores intermediários de flexão (20 a 70 graus). As respostas do modelo não foram sensíveis à variação na rigidez dos elementos ligamentares. Este comportamento pode ser atribuído ao método de modelamento que requer um alinhamento normal das superfícies articulares, ao longo da flexão do joelho.

Da mesma forma, as respostas do modelo não foram sensíveis aos valores de tensão inicial dos elementos ligamentares. Em particular estas tensões iniciais não parecem ter um efeito substancial na tensão dos elementos ligamentares.

Uma flexão passiva da tíbia de 0 a 90 graus produz um deslocamento de 37 mm do ponto de contato entre tíbia e fêmur, passando de uma posição anterior para uma mais posterior.

A força de compressão entre as superfícies do fêmur e da tíbia, agindo no ponto de contato tibio-femural, chegou a um valor máximo de 270 N a 0 graus, e a um valor mínimo de 2 N entre os limites de 10 e 70 graus de flexão do joelho.

Com um ângulo de flexão de joelho de 20 graus, e 100 N aplicados anteriormente à tíbia, a força de compressão da articulação tibio-femural foi de 48 N. Entretanto, com o joelho posicionado a 10 graus, com a mesma carga aplicada, a força de compressão foi de 290 N. Não somente uma extensão do joelho a 0 graus desenvolve uma força de compressão tibio-femural, mas a aplicação de forças anteriores na tíbia, combinada com a carga dos ligamentos também produz uma força compressiva.

Em suma, os parâmetros geométricos de entrada do modelo (incluindo locais de inserção dos ligamentos e geometria das superfícies articulares) parecem ter os efeitos mais pronunciados nas respostas do sistema, enquanto a rigidez dos elementos ligamentares e as condições de tensão inicial tem menos efeito na resposta. Estes achados sugerem que se leve isto em conta quando for feita medida experimental destes parâmetros.

A proposta de modelo de Beynnon e colaboradores, voltada para aplicações clínicas, deixa claro o estado da arte. Um artigo publicado em 1996 tem uma formulação extremamente simples, onde as considerações feitas, no sentido de simplificar a análise, restringem bastante a utilização do modelo. Uma das grandes preocupações apresentadas por Beynnon é com relação aos ligamentos: seus pontos de inserção, rigidez e tensão a que são submetidos. No entanto, será que é fidedigno avaliar a tensão nos ligamentos com base nos cálculos do modelo onde foram desprezados completamente os efeitos das demais estruturas articulares, como a cápsula articular, e mesmo estruturas extra-articulares envolvidas, tais como os

próprios músculos, tendões e fáscias musculares? O autor chama a atenção também para os pontos mais críticos da amplitude articular, que seriam próximos a flexão e extensão máximas. Desconsiderar, como foi feito, nesta região o envolvimento de outras estruturas como os músculos por exemplo, parece ser bastante delicado. Mesmo que totalmente relaxada, a musculatura da loja anterior e posterior deverá oferecer uma certa resistência, mesmo que passiva, aos movimentos de flexão e extensão respectivamente, principalmente em função do alongamento dos tecidos conjuntivos, fáscias e tendões. Outra preocupação dos autores se refere ao posicionamento dos tendões, onde uma possível aplicação seria em situações de procedimentos cirúrgicos. A questão neste ponto fica a cargo da precisão conseguida pelo cirurgião para o reposicionamento das inserções ligamentares. A maior contribuição do trabalho de Beynnon parece ser a pouca influência da rigidez dos ligamentos, sugerindo que materiais sintéticos podem ser utilizados em substituição aos elementos naturais, sem comprometimentos maiores, no que se refere a mobilidade da articulação.

Collins (1995) apresenta seu modelo bidimensional também no plano sagital, com três segmentos rígidos: coxa, perna e pé, unidos pelas as articulações do quadril, joelho e tornozelo, considerando ainda a ação da musculatura agonista e antagonista agindo sobre a articulação. O quadril e o tornozelo foram modelados como “dobradiças” simples, com ponto de contato único. Para o joelho foi proposto um modelo de quatro barras: tibia, fêmur e dois ligamentos cruzados. Este modelo considera o centro de rotação da articulação no ponto de cruzamento entre os dois ligamentos. Como a direção dos ligamentos varia durante a flexão/extensão, o eixo instantâneo de rotação se move a relativamente a cada segmento. As superfícies articulares que compõem as articulações são assumidas como sendo sem atrito, e a força de contato tibio-femural é assumida como puramente compressiva, com sua linha de ação passando pelo ponto de contato das superfícies articulares. A musculatura ao redor do joelho foi reduzida aos três maiores grupos musculares: quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural. No tornozelo foram considerados o gastrocnêmio, o sóleo e o tibial anterior, enquanto no quadril a musculatura foi representada pelo glúteo máximo, os isquiotibiais, o reto femural e o iliopsoas. Para os grupos musculares biarticulares foi assumido que a tensão muscular era a mesma nas duas extremidades do músculo. No

caso específico do quadríceps, que possui apenas um de seus componentes cruzando duas articulações, foi assumido o seguinte: (a) a força desenvolvida pelo músculo e a força no tendão patelar não são iguais; (b) o reto femural contribui com um quarto da força desenvolvida no tendão do quadríceps. Levando estes dois fatores em conta, a relação entre as forças desenvolvidas no reto femural a nível de quadril (F_{QH}), e a força transmitida pela tíbia, via tendão patelar (F_{PT}), é dada pela expressão:

$$F_{QH} = 0.25 \left(\frac{\text{sen } \beta}{\text{sen } \alpha} \right) F_{PT} \quad (2.1.1)$$

onde ,

α é o ângulo entre os tendões patelo-femural e quadríceps

β é o ângulo entre os tendões patelo-femural e patelar

A geometria do membro inferior no plano sagital, foi baseada em 70 diferentes parâmetros. Entre eles estão o comprimento das duas “barras” que foram considerados os ligamentos, os parâmetros geométricos que definem o formato da tíbia e do fêmur, os pontos de inserção dos ligamentos, a posição dos ossos, a posição de inserção e origem dos músculos, e sistemas de coordenadas para orientação local e global.

Para testar seu modelo experimental foram eleitos cinco participantes, com características antropométricas similares. As posições das inserções musculares e dos ligamentos foram obtidas através de imagens de ressonância magnética para apenas um dos indivíduos. O protocolo de avaliação consistia unicamente em caminhar. As variáveis cinemáticas foram medidas através do Sistema Vicon de Análise de Movimento, e as forças de reação com o solo com uma plataforma de força Kistler. A taxa de amostragem de ambos os sistemas foi de 50 Hz. Os parâmetros inerciais do membro inferior foram extraídos da literatura, relativos ao peso corporal e comprimento dos segmentos, segundo Winter's (1979). Os dados das acelerações lineares e angulares obtidas foram filtrados por um filtro “quintic spline approximations”. Os valores encontrados para as forças de contato tibio-femural ficaram entre 4.1 e 6.0 vezes o peso corporal.

O modelo bidimensional proposto por Collins deixa algumas dúvidas. Apesar de ser modelado no plano sagital, são considerados os ligamentos cruzados da articulação do joelho, que anatomicamente não estão contidos neste plano! Além disto, Collins frisa em seu trabalho, que o centro da articulação do joelho foi considerado como o ponto de cruzamento destes ligamentos, e como estes mudam de direção e comprimento ao longo das flexões e extensões da articulação, o eixo instantâneo de rotação iria se modificando em relação à tibia e o fêmur, ao longo do movimento, aproximando-se da situação real, onde o eixo de rotação não está fixo. A característica de mobilidade relativa do eixo de rotação do joelho é conhecida, onde o fêmur além de “rolar” sobre o platô tibial ainda desliza e gira sobre o próprio eixo (Kapandji, 1980). Não fica claro porém, no trabalho de Collins, como é calculado o ponto de interseção entre os ligamentos. Como os ligamentos cruzados ficariam melhor enquadrados em um plano frontal (apesar de não estarem perfeitamente contidos neste plano), no plano sagital estes elementos aparecerão apenas como projeção, e mesmo com as posições destes ligamentos obtidas através de ressonância magnética, o sistema de medição das variáveis cinemáticas identifica os segmentos perna e a coxa através de apenas três pontos. Em uma situação destas, qualquer tentativa de localizar o eixo de rotação a partir da posição dos ligamentos seria um preciosismo inútil, pois o erro obtido para a posição dos segmentos, simplificados por apenas dois pontos, é superior à variação da posição do eixo de rotação obtida a partir da posição dos ligamentos, sem mencionar que apenas um indivíduo foi submetido a uma análise de ressonância magnética, e os valores daí obtidos foram utilizados para os demais participantes do trabalho, pois segundo Collins, possuíam características “antropométricas similares”. Além disto, os valores da massa de cada segmento bem como a posição relativa do centro de massa dos mesmos, também foram extraídas da literatura, através das clássicas tabelas feitas a partir de cadáveres. Fica claro desta forma, que o foco de interesse do autor não era a magnitude dos valores calculados para as forças internas, e sim testar uma sugestão de método para o problema da indeterminação das forças internas.

Engin e Tümer (1993) apresentam um modelo bidimensional com dois segmentos, tibia e fêmur, executando um movimento relativo no plano sagital, restrito pelos ligamentos (Figura 2.1.2). Quanto às suas características mecânicas, os ligamentos foram considerados como elementos elásticos não lineares, trabalhando apenas em tração. As superfícies articulares foram modeladas como polinômios de quarta ordem. A massa e momento de inércia da perna foram simplesmente citados, valendo 4 Kg e 0.1 Kg.m^2 , respectivamente.

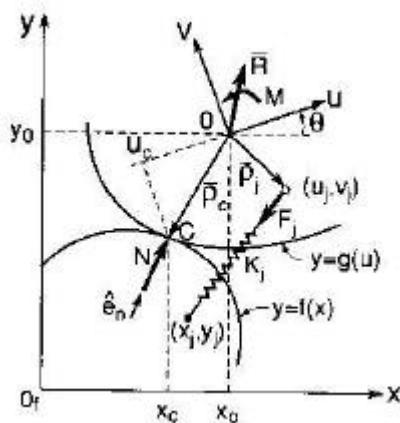


Figura 2.1.2 - Desenho esquemático da articulação com dois segmentos. Extraído de Engin e Tümer (1993).

O objetivo do modelo é analisar especificamente problemas de impacto. O fêmur foi considerado fixo, enquanto que a perna foi considerada em duas situações iniciais: perna imóvel, ou perna com uma velocidade de 10 rad/s, contrária a direção da força de impacto. Foi assumido que todos os ligamentos estavam não-tensionados a um ângulo de 55° de flexão, e a simulação foi inicializada a partir desta configuração.

Supostas cargas externas foram aplicadas 25 cm abaixo do centro de massa do segmento perna em diversas orientações com relação ao eixo da tibia. As cargas externas foram admitidas como um pulso retangular de 10 Ns de impulso, variando o tempo de impacto de zero a 50 ms. Considerando uma carga externa aplicada perpendicularmente ao eixo da tibia, o modelo apresenta resultados que mostram um aumento do impulso da força de contato articular com o aumento do ângulo de flexão do joelho. Um aumento deste impulso também é percebido para um aumento do tempo de ação da carga de impacto, aumento este que é mais acentuado com a perna dotada de velocidade inicial contrária à direção do impacto. Entretanto, se ao invés de ser considerado o impulso da força de contato for avaliado o valor máximo desta força de contato, este valor decai com o aumento do tempo de ação da força de impacto, tendendo ao infinito quando o tempo tende a zero.

Tümer e Engin (1993), em outro trabalho, rerepresentam seu modelo, porém composto por três corpos rígidos (fêmur, tíbia e patela), incluindo as articulações patelofemural e tibio-femural (Figura 2.1.3). Além dos ligamentos cruzado anterior e posterior, são considerados também os ligamentos patelares, os ligamentos colaterais medial e lateral. É levado em consideração ainda a ação de três grupos musculares: quadríceps, isquiotibiais e tríceps sural.

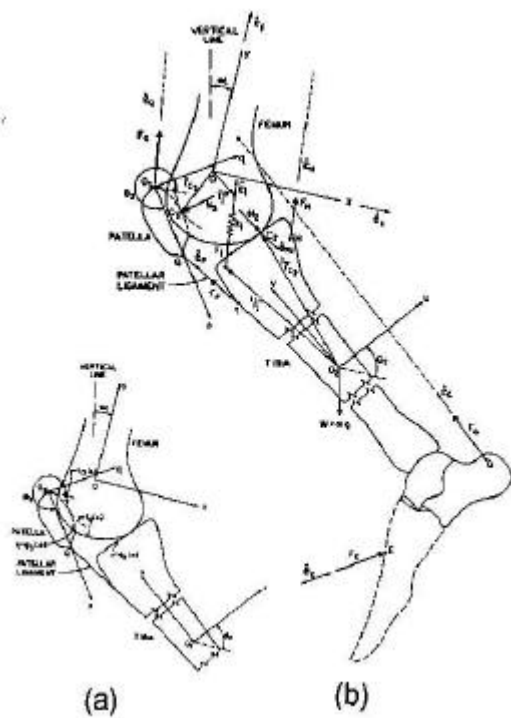


Figura 2.1.3 - Modelo do joelho humano com três segmentos.

- (a) Definições do sistema de coordenadas e representações das superfícies articulares
- (b) Parâmetros do modelo representados no membro inferior

Extraído de Tümer e Engin (1993).

O modelo é totalmente teórico, sendo capaz de simular a resposta da articulação a ações musculares específicas, assim como transientes de forças externas aplicadas à perna. Os ligamentos entre tíbia e fêmur são representados por estruturas elásticas não-lineares, enquanto os ligamentos patelares são considerados inextensíveis, uma vez que possuem rigidez bem maior que os demais ligamentos do joelho. O atrito entre as superfícies de contato e a massa da patela são desprezadas. O movimento relativo entre as superfícies é previsto com base em sua geometria, descrita através de polinômios de 4ª ordem. Os autores apresentam como exemplo uma extensão de joelho (de 55° a 0° de flexão) através de uma ação impulsiva do quadríceps, “simulando” uma atividade vigorosa da perna, como um chute. A ação muscular é simulada através de um impulso senoidal com decaimento exponencial, com 100 ms de duração, e pico de força de 2650 N:

$$F_Q = Ae^{-4.73\left(\frac{t}{t_0}\right)^2} \operatorname{sen}\left(\frac{t}{t_0}\right) \quad (2.1.2)$$

onde:

F_Q – Força de quadriceps

A – força máxima de 2650 N

t_0 - duração do impulso (100 ms)

t - tempo, variável independente

Valores como massa dos segmentos e momento de inércia são simplesmente enunciados, sem citar sua origem. A combinação destes valores conduz a aceleração angular de 360 rad/s^2 na perna, considerada compatível com valores reais. Os autores apresentam como resultado de sua simulação um pico de força de contato de 2000 N aos $50,8^\circ$ de flexão do joelho.

Em ambos modelos os autores procuram entender o comportamento da articulação do joelho em situações específicas de transientes de força. No primeiro caso supondo uma força externa de impacto, no segundo uma atividade vigorosa do músculo quadríceps. Os modelos são totalmente teóricos e levam em consideração o que se conhece a respeito das estruturas articulares a partir de experimentos reportados na literatura, como características mecânicas dos ligamentos e amplitudes articulares que mantêm estes tensionados. Os modelos apresentam desta forma, uma indicação bastante razoável do que deve acontecer a nível de articulação do joelho em situações de impacto, sem levar em conta no entanto, as particularidades de cada indivíduo.

Ainda em análise bidimensional, Kim et al. (1993) sugerem uma abordagem bastante similar, sob o ponto de concepção teórica, porém mais ampla, modelando não apenas a região do joelho, mas o membro inferior como um todo (Figura 2.1.4). Foram considerados quatro segmentos, pé, perna, coxa e sacro, onde atuam oito músculos: tibial anterior, sóleo, grupo de flexores plantares uniarticulares, gastrocnêmio, vastos, reto femural, isquiotibiais e glúteo máximo e quatro ligamentos: cruzados anterior e

posterior e ligamentos colaterais medial e lateral. Foram desprezados os efeitos da cartilagem articular e dos meniscos.

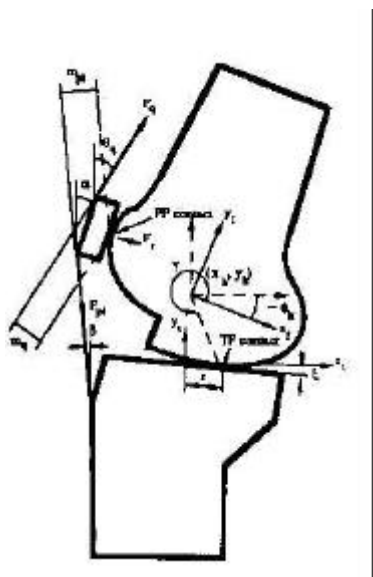


Figura 2.1.4 - Desenho esquemático do modelo bidimensional do joelho. Extraído de Kim et al. (1993).

O objetivo do estudo era determinar as forças musculares, tensões nos ligamentos e forças de contato articular, transmitidas ao joelho ao se ficar em pé, saindo de uma posição estática agachada. Os parâmetros inerciais foram extraídos da literatura, considerando um indivíduo de 1,85 m, com 70 Kg. O cálculo das forças foi feito com base nas equações dinâmicas. As forças musculares no entanto foram discriminadas, representando os oito músculos do modelo proposto. Os músculos foram modelados como três elementos em série com os tendões.

O comportamento mecânico deste modelo muscular é descrito por Hill (1938), e leva em consideração os parâmetros força, comprimento, velocidade de contração e nível de ativação, elementos elásticos em série (modelados com rigidez ativa) e elementos elásticos em paralelo (modelados com rigidez passiva).

A discriminação das forças musculares leva a um problema indeterminado, uma vez que existem mais variáveis do que equações. A solução sugerida por Kim e Pandy foi:

a) minimizar a integral da força muscular normalizada, somando todos os músculos do modelo e integrando sobre a duração do intervalo

$$J = \min \int_0^{t_f} \sum_{i=1}^8 \left(\frac{F_i^{MT}}{F_i^{MAX}} \right)^2 dt \quad (2.1.3)$$

b) um conjunto de inequações de restrição que limitam a magnitude do sinal de excitação de cada músculo, entre zero (sem excitação) e um (excitação máxima)

$$0 \leq u_i \leq 1; \quad i=1,8 \quad (2.1.4)$$

c) um conjunto de equações de restrição que especificam a posição dos segmentos corporais no tempo final t_f

$$q_i \Big|_{t_f} = q_{if}; \quad i=1,4 \quad (2.1.5)$$

d) um conjunto de equações de restrição que definem a posição de equilíbrio do corpo na posição em pé

$$F_V \left(q, \dot{q}, \ddot{q} \right)_{t_f} = \sum_{i=1}^4 m_i g \quad (2.1.6)$$

onde:

F_i^{MT} é a força muscular atuante

F_i^{MAX} é a máxima tensão muscular isométrica

F_V é a força de reação vertical

$\underline{q}, \underline{\dot{q}}, \underline{\ddot{q}}$ são vetores de deslocamento, velocidade e aceleração dos segmentos corporais

m_i é a massa do i ésimo segmento

g é a aceleração da gravidade

$\Big|_{t_f}$ indica que cada quantidade é avaliada no tempo final, com t_f igual a 1 s.

No instante $t=0$, o modelo está estático na posição agachada, com os segmentos corporais em ângulos pré-estabelecidos e com velocidade zero. Os músculos exercem torques sobre o tornozelo, joelho e quadril para manter o corpo em uma posição estática de equilíbrio. No entanto, com oito músculos atuando, há uma infinidade de combinações de forças que vão gerar o torque articular requerido. Para determinar a força muscular inicial no modelo, os autores propõem a otimização do problema estático pela minimização do quadrado de todas as forças musculares:

$$J = \sum_{i=1}^8 \left(\frac{F_i^{MT}}{F_i^{MAX}} \right)^2 \quad (2.1.7)$$

Os ligamentos foram modelados como feixes de fibras, e o comportamento mecânico descrito por uma curva de rigidez não linear. Uma vez que não existem dados experimentais na literatura para ligamentos não tensionados, o joelho foi colocado em extensão máxima, e a tração dos ligamentos cruzado anterior e colateral-lateral foi assumida em 5%, o cruzado posterior em -1%, e o colateral-medial em -5%.

Segundo o modelo, o pico de força de contato ocorreu na posição mais agachada, e chegou a 8 vezes o peso corporal, onde a distribuição de cargas se deu:

10% devido as forças inercias

30% ligamentos

60% forças musculares

Os valores totais foram considerados elevados pelos autores, quando comparados com a literatura. Os autores também lembram que os valores da força de contato *in vivo* são maiores pois se dividem em dois pontos: lateral e medial.

O modelamento matemático é bastante similar aos dois artigos anteriores, onde os autores procuram determinar, além da força articular, a força empregada pelas demais estruturas como músculos e ligamentos, em situações bastante específicas como extensão pura de joelho e ficar de pé, saindo de uma posição agachada. No intuito de alcançar seus objetivos, os autores lançam mão de abordagens teóricas, sugerindo modelos de comportamento mecânico para ligamentos e músculos. Assim sendo, além de supor um comportamento mecânico para o músculo (o modelo de Hill), os autores sugerem equações de restrições (2.4, 2.5, 2.6 e 2.7), para contornar o problema da indeterminação matemática. Desta forma, o modelo perde um pouco da característica experimental, em prol de uma abordagem teórica. Mesmo utilizando medições da força de reação com o solo, cinemetria e eletromiografia, deixam de personalizar seus resultados, quando adotam valores iguais para todos os indivíduos, não respeitando as particularidades anatômicas, ou ainda, a estratégia de controle motor adotada por cada um.

Hefzy et al. (1993) desenvolveram um modelo tridimensional para a articulação patelo-femural que determina como o movimento e as forças de contato da articulação variam com a flexão do joelho. A articulação é idealizada como dois corpos rígidos, onde o fêmur é assumido como fixo e a patela movimentando-se sobre este. O modelo utiliza 6 equações de equilíbrio e 11 de restrição, totalizando uma análise de 17 equações não-lineares a 17 variáveis. A patela é idealizada com um corpo rígido onde atuam basicamente três forças: tendão patelar, o músculo quadríceps e a força de contato com o fêmur (Figura 2.1.5).

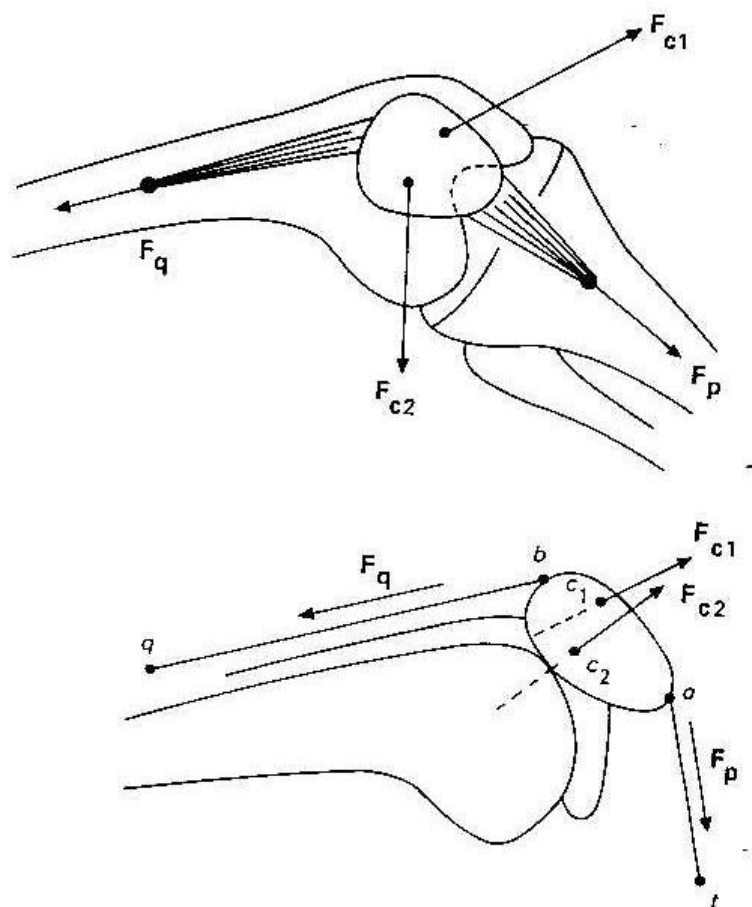


Figura 2.1.5 - Modelo tri-dimensional da articulação patelo-femural. Extraído de Hefzy et al. (1993).

Os dados experimentais necessários como entrada para os cálculos do modelo (geometria das superfícies e movimentos) foram obtidos do membro inferior esquerdo de um cadáver. Os dados relativos ao movimento foram obtidos durante a

simulação de exercícios de extensão do joelho, e consistem basicamente na posição da patela em relação ao fêmur em diferentes amplitudes angulares do joelho. Os dados geométricos incluem a digitalização da superfície distal do fêmur e a superfície posterior da patela.

Os autores comparam estes resultados com outros modelos citados na literatura já que dados experimentais não estão disponíveis, encontrando estudos com conclusões semelhantes. Os cálculos do modelo mostraram que, durante a simulação de exercícios de extensão do joelho, a razão entre a força do ligamento patelar e a força no tendão do quadríceps se mantém relativamente constante dos 0 aos 30° de flexão, e decresce com o acréscimo do ângulo de flexão do joelho. Os resultados do modelo mostraram que a força de contato patelo-femural aumenta com a flexão do joelho. Além disto, as componentes da força de contato lateral são maiores que as componentes da porção medial.

Loch et al. (1992) modelam o joelho, em uma abordagem tridimensional, considerando apenas fêmur e tíbia como estruturas rígidas, interconectadas por estruturas deformáveis, incluindo o ligamento cruzado anterior (LCA), uma superfície cartilaginosa, e um “elemento de conexão” que inclui os efeitos do menisco, da cápsula articular, dos tecidos moles e todos os ligamentos, exceto o cruzado anterior, já considerado anteriormente. O modelo procura ser tão simples quanto possível, incluindo os efeitos nas três dimensões e mantendo as características mecânicas da articulação. As principais características do modelo são:

- 1) um elemento elástico único, com rigidez medida experimentalmente, é utilizado para modelar toda a articulação do joelho, com exceção do LCA e da cartilagem articular;
- 2) um elemento elástico linear, é utilizado para modelar o LCA;
- 3) as superfícies dos ossos são aproximadas por superfícies regulares: esferas para os côndilos femurais e um plano para o platô tibial;
- 4) uma mola é utilizada para representar a cartilagem articular, entre cada côndilo femural e o platô tibial;

- 5) o modelo prediz incrementos de força no ligamento e na cartilagem articular resultante de movimentos do corpo em torno da posição de equilíbrio.

Segundo Piziali e Rastegar (1977) apud Loch et al. (1992), para grandes deslocamentos, o joelho humano mostra um comportamento não linear na relação carga-deslocamento. Entretanto, para pequenos deslocamentos a estrutura do joelho apresenta características lineares. O modelo é desta forma idealizado para pequenos deslocamentos da articulação em torno da posição de equilíbrio.

A equação de equilíbrio para a tibia:

$$\{\sum f\} = \{f\} - \{f_{joelho}\} - \{f_{LCA}\} - \{f_{artic.}\} = 0 \quad (2.1.8)$$

onde:

$\{f\}$ são as forças aplicadas

$\{f_{joelho}\}$ são as forças geradas pela estrutura articular menos o LCA e a cartilagem

$\{f_{LCA}\}$ são as forças geradas pelo LCA

$\{f_{artic.}\}$ são as forças de contato agindo sobre a cartilagem articular

O modelo ainda assume que:

$$\begin{aligned} \{f_{joelho}\} &= [K_{joelho}]\{u\} \\ \{f_{LCA}\} &= [K_{LCA}]\{u\} \\ \{f_{artic.}\} &= [K_{artic.}]\{u\} \end{aligned} \quad (2.1.9)$$

onde:

$\{u\}$ é o vetor deslocamento

$[K_{joelho}]$ a matriz de rigidez do joelho, sem o LCA e a cartilagem articular

$[K_{LCA}]$ a matriz de rigidez do ligamento cruzado anterior

$[K_{artic.}]$ a matriz de rigidez da cartilagem articular

Para estimar as matrizes de rigidez foi realizado previamente um ensaio de tração na estrutura articular, utilizando o joelho direito de um cadáver. Os tendões, a cápsula articular, o quadríceps e a patela foram deixados intactos. A tíbia e o fêmur foram seccionados e fixados em uma máquina, acoplada a uma célula de carga e um sensor de deslocamento, com sensibilidade de 0,5 mm. Cargas de tração foram então aplicadas a estrutura do joelho. A extensão foi escolhida, ao invés da flexão, em função do LCA ser mais exigido nesta situação. O teste foi então realizado primeiramente com a estrutura intacta do joelho, sendo repetido três vezes. Depois dos dados adquiridos, o LCA foi extraído, e o teste era novamente realizado. A matriz de rigidez da cartilagem articular foi estimada a partir das equações de equilíbrio do elemento elástico utilizado para representar a cartilagem articular, da rigidez deste elemento, e da variação no comprimento sofrida com a aplicação de carga. Segundo os autores, uma das principais aplicações do modelo, é a possibilidade de testar diversos materiais utilizados em reconstrução de LCA, através das diferentes características mecânicas destes materiais. Além desta, outras situações foram examinadas com o modelo, como por exemplo uma situação de equilíbrio supondo uma carga de 89 N no tibial anterior, sofrendo um acréscimo de 55 N no sistema. Neste caso a força sobre o LCA sofre um acréscimo de 36,7 N enquanto a superfície articular sofre um acréscimo de 12,6 N. A partir do modelo também é possível demonstrar que, embora a superfície articular não esteja submetida a uma força de cisalhamento, este elemento pode, ainda assim, restringir a força sobre o tibial anterior. Mudanças na cartilagem ou na rigidez do elemento (desgaste do disco articular, por exemplo), podem ocasionar redistribuição das cargas entre o LCA e as demais estruturas da articulação.

Como os próprios autores referem, o modelo procura ser o mais simples possível, inclusive na sua aplicabilidade, limitada apenas a pequenos deslocamentos da articulação em situação de manutenção da postura de equilíbrio. Justificando uma abordagem linear por se tratar de pequenos deslocamentos, os autores constroem matrizes de rigidez a partir de ensaios de tração na articulação. Estes ensaios porém, são feitos com uma sensibilidade muito inferior à necessária, uma vez que a sensibilidade da máquina é da ordem de grandeza da amplitude do movimento articular prevista pelo modelo. Outro aspecto a considerar é a dificuldade de alinhar

os eixos do fêmur e da tíbia com a máquina, acarretando em uma tração que dificilmente pode ser considerada unidirecional.

Os modelos matemáticos anatômicos apresentados, se caracterizam de uma maneira geral, por abordarem situações extremamente específicas, limitando inclusive a amplitude da articulação. Outra característica comum aos modelos anatômicos, é a utilização detalhada da estrutura articular, como a geometria das superfícies ósseas, a posição específica de inserção dos ligamentos ou ainda a rigidez da estrutura articular como um todo. Os parâmetros que representam estes elementos porém não são específicos de cada indivíduo, mas sim uma generalização a partir de uma determinada medida (muitas vezes de um cadáver), ou ainda simplesmente uma aproximação matemática. As individualidades não são levadas em consideração, e os resultados obtidos a partir do modelo são generalizados. Desta forma a aplicação deste tipo de modelamento fica mais voltada para o uso clínico, onde o tipo de material que será utilizado para substituir determinada estrutura, ou uma posição alternativa para reinserção de um ligamento em uma cirurgia, podem se valer destas informações. Situações onde se queira avaliar a carga na articulação durante uma atividade física como andar, correr ou saltar, são melhores analisadas pelos modelos fenomenológicos.

2.2 - Modelos fenomenológicos

Andrews (1974) apresenta um modelo de corpo humano considerado como um sistema mecânico de N corpos rígidos B_i ($i=1, 2, \dots, N$) interconectados por articulações anatômicas. As características destas articulações variam de acordo com a localização no corpo. Cada segmento corporal B_i , foi idealizado como um corpo rígido, movendo-se de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de B_i em um referencial inercial R é regido por duas equações vetoriais. Estas equações são a equação de translação, referente ao princípio de movimentação do centro de massa G_i de B_i em R :

$$\vec{F}_i = m_i \vec{a}^{G_i} \quad (2.2.1)$$

e a equação de rotação, referente ao princípio do momento angular de B_i em torno do G_i em R :

$$\vec{M}^{Gi} = \dot{\vec{H}}^{Gi} \quad (2.2.2)$$

onde,

\vec{F}_i representa a força resultante externa atuando no segmento B_i

m_i representa a massa do segmento

\vec{a}^{Gi} a aceleração do centro de massa do segmento no sistema referencial R

\vec{M}^{Gi} é momento das forças resultante em torno de G_i de todas as forças externas agindo sobre B_i

$\dot{\vec{H}}^{Gi}$ a derivada, em relação ao tempo, da quantidade de movimento angular de B_i , em torno de G_i no sistema referencial R

Considerando o movimento do corpo como bidimensional em um plano X-Y, fixo em R , as duas equações vetoriais do movimento (2.2.1) e (2.2.2) foram reduzidas a três equações escalares:

$$F_{xi} = m_i a_x^{Gi} \quad (2.2.3)$$

$$F_{yi} = m_i a_y^{Gi} \quad (2.2.4)$$

$$M_z^{Gi} = I_z^{Gi} \dot{\alpha}^{Gi} \quad (2.2.5)$$

onde,

F_{xi} e F_{yi} representam as componentes de força x e y do vetor \vec{F}_i

M_z^{Gi} é a componente z do vetor \vec{M}_i^{Gi}

a_x^{Gi} e a_y^{Gi} representam as componentes de força x e y do vetor \vec{a}_i^{Gi}

m_i representa a massa do segmento B_i

I_z^{Gi} é o momento de inércia de B_i em torno do eixo z em torno de G_i

$\dot{\alpha}^{Gi}$ a aceleração angular de B_i em R

O lado esquerdo das equações que governam o movimento de B_i em R contém os fatores força e momento. A força resultante \vec{F}_i agindo em B_i , é um vetor

soma de todas as forças externas agindo sobre B_i . O momento resultante \vec{M}^{G_i} é um vetor soma de todos os momentos em torno de G_i de cada força externa agindo sobre cada B_i .

A distribuição das forças externas que contribuem para \vec{F}_i e \vec{M}^{G_i} foram classificadas em duas categorias principais: uma primeira categoria (I) incluindo todas as forças distribuídas e remotamente aplicadas, como a distribuição da força peso; uma segunda categoria (II) de distribuição de forças externas, agindo sobre B_i , incluindo todas as forças devido ao contato do segmento com o meio externo. A categoria (II) foi subdividida em: (a) aquelas forças agindo sobre a extremidade distal e proximal do segmento, devido a presença dos segmentos adjacentes; (b) outras forças de contato, agindo sobre o segmento, como a força de contato com o solo. Os parâmetros inerciais que aparecem no lado direito das Equações (2.2.3), (2.2.4) e (2.2.5), Andrews sugere que sejam retirados da literatura.

Os componentes de aceleração que aparecem no lado direito das Equações (2.2.3) e (2.2.4), serão obtidos através da diferenciação do vetor posição. Filmando uma atividade qualquer e identificando os pontos centrais das articulações em cada quadro do filme, é possível localizar o centro de gravidade de cada segmento corporal. Se o filme for feito com um tempo constante entre os quadros, é possível estabelecer a posição de cada ponto de interesse em função do tempo. A partir destes vetores de posição é possível obter um vetor deslocamento, com o qual pode-se obter o vetor velocidade média entre cada dois quadros consecutivos. Se o número de quadros filmados por segundo é grande o suficiente para que os pontos articulares não se movam muito entre um quadro e o próximo, é possível utilizar os valores calculados de velocidade média para aproximar os valores de velocidade instantânea. De maneira similar chega-se aos valores de aceleração média e aceleração instantânea. Desta maneira é possível medir experimentalmente a posição em função do tempo do ponto atribuído ao centro de massa de cada segmento, e deduzir os valores de $a_x^{G_i}$ e $a_y^{G_i}$ durante o período de tempo que se quer estudar o movimento dos vários segmentos B_i em R. Da mesma forma é possível obter os valores de aceleração angular média, e usá-los para estimar os valores de aceleração angular instantânea $\vec{\alpha}^{G_i}$, que aparece na equação (2.2.5).

Para exemplificar seu modelo, Andrews sugere a análise de uma situação de caminhada. Um diagrama de corpo livre do segmento mais distal em contato com o solo é mostrado na Figura 2.2.1.

As três equações escalares do movimento correspondendo às Equações (2.2.3), (2.2.4) e (2.2.5), aplicadas ao segmento pé, ficam da seguinte forma:

$$F_{Ax} + F_{Qy} = \frac{W_2}{g} a_x^{Gi} \quad (2.2.6)$$

$$F_{Qy} - F_{Ay} - W_2 = \frac{W_2}{g} a_y^{Gi} \quad (2.2.7)$$

$$M_{Az} + M_{Qz} + S_3 F_{Qx} - S_1 F_{Qy} - S_2 F_{Ay} - S_4 F_{Ax} = I_z^{G_2} a^{B2} \quad (2.2.8)$$

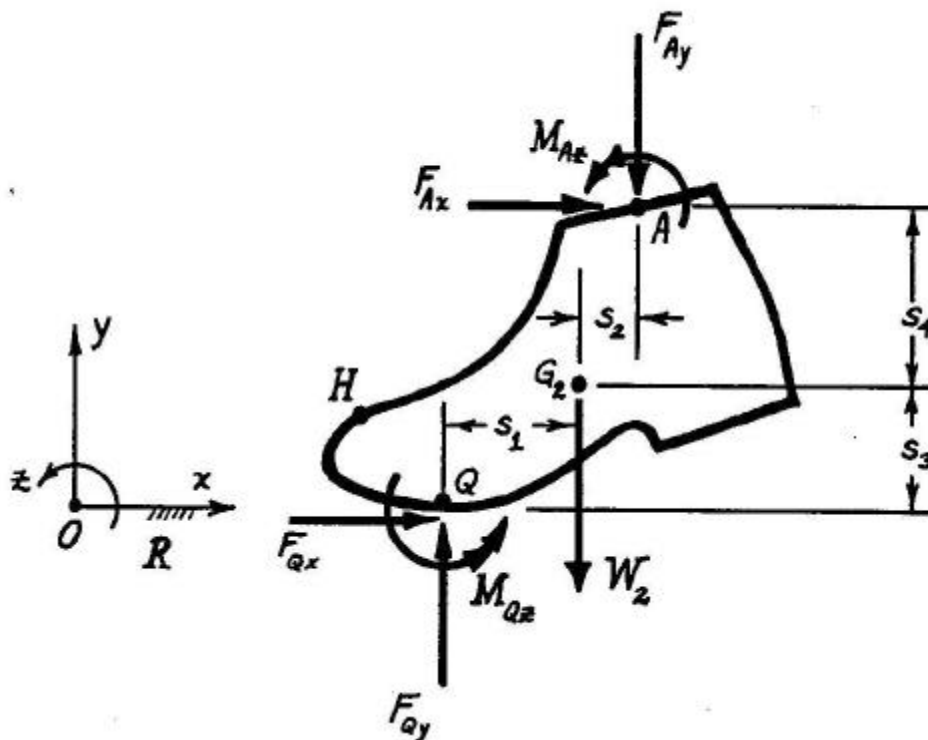


Figura 2.2.1 – Diagrama de corpo livre durante o contato do segmento com o solo. Extraído de Andrews, 1974.

F_{Ax} , F_{Ay} , F_{Qx} e F_{Qy} componentes x e y das forças resultantes agindo sobre as extremidades proximal e distal, respectivamente.

F_{Qix} e F_{Qiy} componentes x e y da força resultante externa agindo em um ponto arbitrário Q_i .

M_{Az} e M_{Qz} momento resultante proximal e distal respectivamente

S_1 , S_2 , S_3 e S_4 distâncias perpendiculares entre os componentes da força F_{Qy} , F_{Ay} , F_{Qx} e F_{Ax} e o eixo de rotação

Usando uma plataforma de força é possível determinar as componentes vertical e horizontal da força de reação com o solo, e o momento em relação ao eixo z , no ponto de contato. Colocando marcas reflexivas nos pontos A e H representados na Figura 2.2.1, o ponto G_2 pode ser localizado a partir destes pontos e das informações antropométricas retiradas da literatura. As variáveis restantes, F_{Ax} , F_{Ay} e M_{Az} são então calculadas com o uso das equações (2.2.6), (2.2.7) e (2.2.8), para cada quadro da imagem filmada.

O artigo de Andrews trata o problema apenas teoricamente, sem nenhum dado experimental. Dois aspectos chamam a atenção no modelo de Andrews: e eixo rotacional do momento de inércia e os valores das distâncias perpendiculares S_1 e S_3 que aparecem no modelo (Figura 2.2.1). O momento de inércia sugerido pelo autor possui como eixo central de rotação, o centro de massa do segmento. Em momento algum da marcha, quer durante a fase aérea, quer durante a fase de apoio, o eixo de rotação do pé, ou de qualquer outro segmento, coincide com o centro de massa deste segmento. Durante a fase de apoio, um ponto que poderia ser considerado, seria o ponto de apoio Q (Figura 2.2.1), o que infere algum erro, embora pequeno, no cálculo do momento resultante. Entretanto, durante a fase aérea, a articulação do quadril seria o ponto mais adequado para ser considerado como eixo de rotação, ampliando ainda mais a margem de erro. Com relação às distâncias perpendiculares S_1 e S_3 , o autor não esclarece como encontrá-las, induzindo o leitor a pensar que elas podem ser extraídas das imagens filmadas, a partir dos pontos reflexivos A e H . No entanto o ponto Q , ponto de partida para medição das distâncias, não é fixo, mudando constantemente ao longo de cada quadro filmado, não sendo possível estabelecer seu local exato a partir deste método.

Recentemente, alguns poucos estudos tem apresentado perfis dos momentos em avaliações individuais em situação de caminhada, em três dimensões. Nenhum estudo entretanto, analisou o trabalho e a potência usando modelos de três dimensões (Eng e Winter, 1995). Foi com esta justificativa que os autores apresentaram seu estudo “tridimensional” sobre análise de caminhada, utilizando dinâmica inversa. O membro inferior foi modelado com três segmentos rígidos, com três marcas reflexivas não-colinearmente colocadas em cada segmento. Os centros articulares foram definidos no

espaço tridimensional da seguinte maneira: a articulação do quadril foi localizada a partir da crista ilíaca antero-superior (CIAS), a 30% da distância entre inter-CIAS e a CIAS (vertical), e a 36% da distância entre a inter-CIAS e o centro de massa da pélvis; a articulação do joelho ficou entre os dois côndilos femurais, a 2.5 cm do côndilo lateral; e a articulação do tornozelo foi localizada entre os dois maléolos, a 1 cm do maléolo lateral. A potência mecânica foi calculada pelo produto escalar entre a velocidade angular e o momento resultante em cada articulação. A análise foi dividida em três planos perpendiculares entre si, combinando diversas análises bidimensionais. Os próprios autores reconhecem a limitação desta técnica, informando que os valores calculados serão subestimados se houver ação simultânea de grupos musculares agonistas e antagonistas. “Conforme esperado, a maior proporção do trabalho foi executado no plano sagital, desde que o objetivo da locomoção é suportar o corpo contra a gravidade, enquanto gera movimentos que propulsionam o corpo para frente, no plano de progressão.” Embora a potência no plano transversal seja baixa em sujeitos normais, os autores inferem que tais medições tenham potencial para esclarecer algumas características de padrões de marcha patológicos.

Glitsch e Baumann (1997) propõem um modelo que inclui uma representação tridimensional antropométrica de quatro segmentos rígidos, a pélvis, a coxa, a perna e o pé, conectados pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo, onde atuam 47 músculos, definidos a partir dos pontos de inserção e origem e pela sua área de seção transversal. Segundo os autores, mesmo nos estudos tidos como tridimensionais, o problema é parcialmente reduzido a um “problema quase plano”, pela definição estática das articulações, com apenas um grau de liberdade. Sendo assim, o estudo leva em consideração diversos tipos de articulação, a partir da variação dos graus de liberdade, com o intuito de fornecer características tridimensionais ao modelo.

Aplicando dinâmica inversa, e as equações de equilíbrio dinâmico, a força e o momento resultante intersegmental foram calculados para cada articulação. O método elegido para contornar a redundância do sistema foi a otimização, através da minimização das forças resultantes. As diversas funções de otimização testadas foram: $\sum f_i$, $\sum f_i^2$, $\sum (f_i / A_i)^2$ e $\sum (f_i / A_i)^3$, onde f_i representa a magnitude de cada força muscular considerada relevante para a articulação em questão, e A_i a área da seção transversal do músculo.

Com relação a característica tridimensional das articulações, os autores mostram resultados onde as articulações do tipo “dobradiça” (com um grau de liberdade), apresentam os menores valores para as forças musculares e intra-articulares, comparativamente às articulações com dois e três graus de liberdade. Os resultados apresentados mostram que, quando as articulações são consideradas com três graus de liberdade, caracterizando um modelo tridimensional, os momentos no plano transversal são da ordem de 5 % do plano sagital, enquanto que no plano frontal eles são mais significativos no quadril.

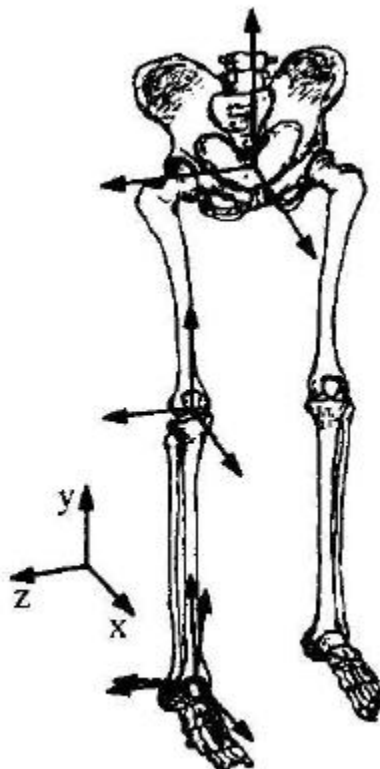


Figura 2.2.2 - Modelo do membro inferior com os referenciais inerciais. Extraído de Glitsch e Baumann (1997).

Com relação às forças articulares resultantes em situação de caminhada, elas são bastante coincidentes no joelho e tornozelo, comparando a abordagem com duas e três dimensões, chegando a valores máximos de 4 vezes o peso corporal. Para a articulação do quadril, o valor máximo da força resultante fica em 3 vezes o peso corporal para análise bidimensional, e chega até a 6 vezes, considerando articulações com 3 graus de liberdade. Em situação de corrida os valores são mais discrepantes tanto quanto mais proximal for a articulação. Para o tornozelo os valores (sempre em relação ao peso corporal) foram 9 e 11, para o joelho 7 e 12, e para o quadril, 7 e 16, para análise com duas e três dimensões respectivamente.

Glitsch e Baumann apresentam um estudo bastante interessante, no que se refere às diferentes considerações feitas com relação às articulações. Os resultados obtidos no entanto, para situações ditas tridimensionais, chamam a atenção pelo seu valor bastante elevado,

chegando a picos de força de 16 vezes o peso corporal para a articulação do quadril, em situações de corrida. Em um estudo *in vivo*, utilizando próteses de quadril instrumentada, Bergmann et al. (1993), apresentam valores que sugerem uma compatibilidade maior com os modelos bidimensionais. Com certeza os resultados de Bergmann não podem ser extrapolados, e comparações com modelos devem ser feitas com bastante reserva. No entanto, tais diferenças sugerem que o problema continua apresentando perguntas sem respostas, e mais estudos na área são necessários.

2.3 – Outras abordagens

Como apresentado anteriormente, a abordagem tradicional da dinâmica inversa utiliza a cinemática dos segmentos corporais, combinada com a medição de forças externas (forças de reação com o solo), para obter a força e o momento resultante na articulação de interesse. O momento intersegmental fornece informações sobre as funções musculares, e a força intersegmental, combinada com as forças musculares, pode ser utilizada para estimar a força de contato intrarticular. Tipicamente, as medições cinemáticas são realizadas com sistemas de vídeo, ou com filmes, e forças de reação com o solo, com plataformas de forças, instaladas no laboratório. Diversas dificuldades metodológicas estão associadas com esta abordagem da dinâmica inversa. Sistemas de aquisição de dados por vídeo possuem acurácia da ordem de 0,1 % do campo de visão. Para uma análise de marcha em laboratório, por exemplo, a resolução é de 1 mm em um campo de visão de 30° (aproximadamente 1 m de largura). Diferenciação de segunda ordem é aplicada aos dados cinemáticos para obter as forças inerciais dos segmentos corporais, requerendo filtros passa-baixa para prevenir amplificação dos erros randômicos de medição. Picos de alta frequência de aceleração podem ser removidos por este processo. Por exemplo, uma aceleração senoidal de 1 g, com 15 Hz, corresponde a um deslocamento de apenas 1,1 mm $(2 \pi f)^2 \times 1.1$ mm. Esta aceleração vai ser detectada com dificuldade quando a resolução do sistema de vídeo for da ordem de 1 mm. A amplitude deste problema depende da massa do segmento corporal, porque a aceleração é multiplicada pela massa do segmento na análise da dinâmica inversa. Outro problema prático é o pequeno campo de visão dos sistemas de medição cinemática baseados em câmeras de vídeo. Quando considerado o uso da dinâmica

inversa para análise de movimentos rápidos, como por exemplo o esqui, onde valores típicos de velocidade são da ordem de 15 ms^{-1} , um campo de visão de 1 m implica em uma coleta de dados por um período de apenas 67 ms (Bogert et al, 1996). A medição direta da aceleração do segmento, a partir do uso de acelerômetros, parece desta forma, contornar limitações com a resposta de frequência e duração das medições, desvantagens apresentadas pelos sistemas de vídeo, que obtém o valor da aceleração a partir da diferenciação dos valores de posição.

Ladin e Wu (1991), comparam a utilização do acelerômetro com um sistema de vídeo tradicional. Os autores realizaram um estudo piloto com um pêndulo físico instrumentado. O sistema, com dois graus de liberdade, consistia de duas hastes rígidas, montadas sobre um suporte vertical. A primeira delas, presa horizontalmente ao suporte nas duas extremidades, podia girar livremente em relação ao seu eixo longitudinal. A segunda era fixada no centro da primeira, em uma das extremidades, pendendo verticalmente, fazendo o papel do pêndulo propriamente dito. O suporte vertical sobre o qual era montado o sistema foi instrumentado com “strain-gauges”, sendo possível medir a força transmitida pela oscilação da segunda haste. Sobre a haste pendular foram fixados marcadores reflexivos para monitoração do movimento pelo sistema de vídeo. A massa e a posição do centro de massa da haste foram determinados previamente, e um acelerômetro triaxial foi fixado no local do CM. Os valores da força na articulação foram calculados a partir dos valores obtidos pelos dois sistemas: vídeo e acelerômetro, e comparados com os valores medidos pelos “strain-gauges”.

Segundo os autores, a utilização de acelerômetros é limitada por dois fatores: a sensibilidade dos sensores com relação ao campo gravitacional, e a dificuldade em monitorar o centro de massa do segmento. O sinal de aceleração obtido a partir dos acelerômetros é composto da aceleração cinemática e da aceleração gravitacional. Desde que a componente gravitacional depende da orientação dos sensores no plano gravitacional, esta informação precisa estar disponível para ser possível extrair as variáveis cinemáticas de interesse. A necessidade de medir a aceleração do centro de massa, e a óbvia dificuldade de fixar o acelerômetro exatamente neste ponto, representa a segunda limitação deste método.

A aceleração de um ponto P em um corpo rígido, a uma distância r da origem de um sistema inercial, é dada pela equação:

$$a_p = a_0 + \dot{w} \times r + w \times (w \times r) + g \quad (2.3.1)$$

onde

w é a velocidade angular do corpo rígido.

a_0 é a aceleração do centro de massa

g é a aceleração da gravidade

Estando o acelerômetro fixado à haste e movendo-se junto com a mesma, a orientação espacial do conjunto pode ser determinada de forma a remover o efeito do campo gravitacional do sinal registrado pelo sensor. Este processo pode ser concluído com o monitoramento da translação e orientação do conjunto (acelerômetro mais haste) no espaço, com a medida do seu posicionamento através do sistema de vídeo. Os autores então comparam os resultados obtidos para estimativa da força no eixo de rotação da haste número 2 a partir dos dados oriundos do sistema de vídeo e do acelerômetro, com os valores mensurados pelos “strain-gauges”, obtendo valores concordantes.

Bogert et al (1996) desenvolveram um método de análise de dinâmica inversa também baseado em uso de acelerômetros. Estes porém não foram fixados no centro de massa dos segmentos. Quando um acelerômetro uniaxial é fixado a um segmento corporal em um posição conhecida r em um sistema de coordenadas fixado ao segmento, vai produzir o sinal dado pela Equação (2.3.1). Quando o sinal de n acelerômetros fixados no mesmo corpo rígido são adquiridos, n destas equações algébricas, com nove variáveis (a_0, w e \dot{w}) são obtidas. Teoricamente com três acelerômetros triaxiais, o sistema estaria solucionado. Entretanto, singularidades podem causar grande sensibilidade nos erros de medição, especificamente quando o eixo instantâneo de rotação é paralelamente próximo à reta que conecta dois acelerômetros. Quando o sistema é superdeterminado ($n > 9$), o resíduo da solução dos mínimos-quadrados fornece informações sobre a consistência das equações. Um estudo piloto

anterior determinou a fidedignidade deste método para medições cinemáticas. Foi encontrado que quatro acelerômetros triaxiais ($n=12$) em uma configuração não-coplanar, fornece suficiente redundância para eliminar singularidades no sistema de equações.

O método foi aplicado para análise de forças e momentos na articulação do quadril durante o apoio simples em um indivíduo com 72 Kg de massa. Os parâmetros inerciais dos segmentos corporais foram extraídos da literatura a partir de percentuais deste valor. Quatro acelerômetros foram fixados a uma armação semi-rígida que estava fixada ao tronco do indivíduo. Três ou quatro marcas reflexivas foram associadas a cada acelerômetro, e usadas para calcular o centro de massa do tronco, e o centro da articulação do quadril esquerdo. Os dados foram coletados em situação de caminhada ($1,5 \text{ ms}^{-1}$) e corrida ($3,5 \text{ ms}^{-1}$). Os acelerômetros estavam conectados a um sistema portátil de aquisição de dados, pesando 3,8 Kg, carregados pelo próprio indivíduo. Os dados de vídeo foram tratados com filtros passa-baixa com frequência de corte de 10 Hz para a caminhada e 20 Hz para a corrida, enquanto os dados obtidos dos acelerômetros não sofreram qualquer tratamento. A partir dos dados adquiridos dos acelerômetros, foi obtida a força e o momento na articulação do quadril, com um sistemas de coordenadas fixo no tronco, enquanto que com o sistema baseado nos dados da plataforma de força o sistema de coordenadas estava fixo ao fêmur. Em função disto a análise com acelerômetros fornece os valores de força e momento na parte superior do corpo, enquanto a análise com a plataforma de força e cinemática fornece informações sobre o quadril esquerdo. Desta forma, a comparação dos resultados entre os dois sistemas, só é possível durante a fase de apoio da perna esquerda. A análise com os acelerômetros despreza completamente as cargas transmitidas pela perna direita ao tronco durante a fase de balanço. A influência deste erro foi averiguada através dos dados de vídeo.

A diferença entre a força intersegmental usando os dois métodos ficou em torno de 20 a 25 %, enquanto a diferença entre os momentos foi menor. O método dos acelerômetros apresentou valores menores de força e momento do que o método de vídeo, com exceção da fase de impacto, onde os acelerômetros mostraram um pico maior. Os autores chamam a atenção que o valor real da força e momento são desconhecidos, pois os dois métodos estão sujeitos a erros. Quando se calcula as forças e momentos resultantes na articulação do quadril usando os acelerômetros, uma estimativa das cargas é feita a partir do peso e movimento da parte superior do corpo. A

análise feita a partir dos dados da plataforma e do vídeo incorpora as cargas transmitidas pelo solo, bem como o peso e o movimento dos segmentos corporais do membro inferior.

De acordo com a terceira lei de Newton, estes resultados deveriam ser idênticos. Entretanto, ambos os métodos são afetados por erros causados pela imprecisão dos sistema de medições e por assumir que os segmentos corporais são rígidos. A análise com os acelerômetros assume que a cabeça, braços, tronco e a armação com os acelerômetros, movem-se juntos, como um único corpo rígido. A validade desta afirmação depende da atividade. Durante a caminhada, o movimento com a cabeça acompanha razoavelmente bem o tronco, porém o balanço dos braços introduz consideráveis forças inerciais que não são detectadas pelos acelerômetros. Devido à simetria do movimento entretanto, a componente horizontal das forças inerciais nos dois braços será cancelada e o efeito líquido sobre a articulação do quadril será nulo. A componente vertical deverá possuir uma magnitude consideravelmente menor. O movimento dos braços produzirá um torque sobre o eixo vertical. Considerando em 1 Hz, com 0.2 m de amplitude, o movimento senoidal do centro de massa de cada braço, um torque de aproximadamente 14 Nm não será detectado, o que ajudaria a explicar o momento subestimado pelo método dos acelerômetros em relação ao vídeo, durante a caminhada e a corrida, após a fase de impacto. A influência do balanço da perna oposta é potencialmente grande, e provavelmente a maior parte das diferenças entre o sistema de vídeo e os acelerômetros pode ser explicada pela magnitude das forças geradas por este balanço da perna contra-lateral. Com relação à armação na qual foram montados os acelerômetros, esta poderia ser mais rígida, porém esta não seria a realidade da parte superior do tronco. A armação semi-rígida usada permitiu que cada acelerômetro mantivesse contato com a parte superior do corpo, representando assim, uma aceleração efetiva da massa total do tronco, incluindo os componentes rígidos e não-rígidos.

Nenhuma conclusão pode ser apresentada sobre a comparação entre os dois métodos durante a fase de impacto da corrida, uma vez que os dois métodos possuem grandes deficiências, como as grandes acelerações de massas não-rígidas e/ou filtros passa-baixa aplicados aos dados de cinemática contendo altas frequências. Uma diferença adicional entre os dois métodos pode ser devida a localização do centro da articulação do quadril. Embora os dois métodos usem o mesmo ponto central, localizado durante a posição em pé, este ponto pode não coincidir com o real centro de rotação, e

diferenças podem ocorrer durante o movimento porque um centro articular está relacionado ao sistema de coordenadas na parte superior do corpo e o outro com o sistema de coordenadas no fêmur. Este fato porém, somente afeta os momentos.

Utilizando procedimentos semelhantes, os mesmos autores apresentam um outro trabalho (Bogert et al, 1999), onde são avaliadas, também com o auxílio de acelerômetros, várias atividades relativas ao esqui, como “cross-country”, “alpine skiing” e “down-hill”, todas situações de difícil reprodução em laboratório, com o auxílio da plataforma e sistema de vídeo.

Os acelerômetros constituem uma alternativa para estimar a força na articulação utilizando dinâmica inversa. Além das vantagens já apresentadas, o método não requer qualquer derivação, integração ou filtragem nos dados coletados, o que diminui os erros a partir do tratamento matemático das medições. Entretanto, dois aspectos importantes devem ser considerados. Os acelerômetros são equipamentos bastante sensíveis e alguns cuidados são fundamentais. A queda ou uma pancada forte pode facilmente danificá-los, o que não é difícil de se imaginar durante uma situação de corrida. Além disto requerem condicionadores de sinal, e um sistema de armazenamento de dados. No estudo realizado por Bogert et al. (1996), os autores utilizaram um sistema “portátil” de 3,8 Kg, que era carregado pelo próprio indivíduo. Mesmo possuindo um sistema de telemetria, que diminuiria bastante o volume e peso carregado pelo indivíduo, ainda assim, este estaria submetido ao constrangimento de apresentar sensores com fios espalhados pelo corpo, situação na qual diversas pessoas têm dificuldade de manter a naturalidade. Neste aspecto o sistema de vídeo leva vantagem, pois nenhum contato é feito com o indivíduo que está sendo analisado, a não ser com a plataforma de força. Considerando as diferenças obtidas entre os dois métodos, pode-se ver claramente que ambos possuem vantagens e limitações, e a escolha sobre qual método utilizar parece ainda estar balizada pela conveniência dos equipamentos disponíveis para as medições.

Levin et al. (1998) apresentam uma abordagem diferente para o cálculo da força articular. Utilizando unicamente duas plataformas de forças como sistema de medição, sem qualquer recurso de vídeo, os autores obtém forças articulares no membro inferior para a posição ortostática. Um modelo tridimensional, com quatro articulações e cinco segmentos, foi usado para descrever o corpo humano, conforme mostra a Figura 2.3.1.

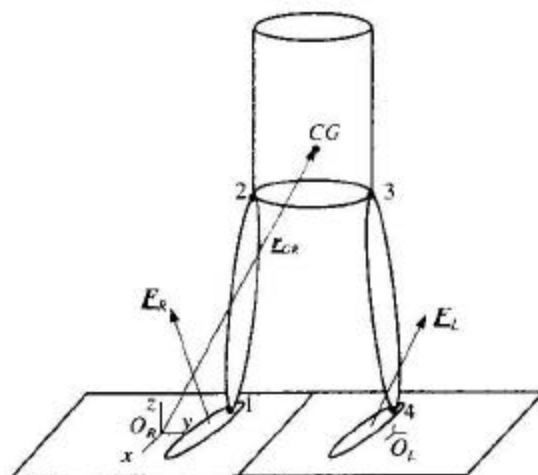


Figura 2.3.1 - Modelo de 5 segmentos para a postura de pé. Extraído de Levin (1998).
 r_{GR} vetor posição do centro de massa (CG) com origem no ponto O_R .
 F_R e F_L forças de reação medidas bilateralmente.

Os dois segmentos inferiores mostrados na Figura 2.3.1 representam os pés, e foram assumidos estar fixos a plataforma de força, formando um conjunto único. O modelo foi então identificado como um mecanismo espacial de quatro barras, interconectado por quatro articulações, que permitem rotação em torno de dois eixos. Embora seja conhecida a natureza da articulação do quadril como do tipo “bola e soquete”, ou seja, uma articulação com três graus de liberdade, os autores assumiram que a rotação do segmento CTM (cabeça, tronco e membros) do modelo, em torno do eixo vertical z, era desprezível, admitindo pequenas oscilações em torno dos demais eixos. A partir do modelo da Figura 2.3.1 foi escrita a seguinte equação:

$$M_R + M_L - (r_{GR} \times F_R) - (r_{GL} \times F_L) = \dot{H} \quad (2.3.2)$$

onde,

M_R e M_L representam os momentos medidos pelas plataformas direita e esquerda respectivamente

F_R e F_L representam as forças de reação medidas pelas plataformas direita e esquerda respectivamente

r_{GR} vetor posição do centro de massa (CG) com origem no ponto O_R (centro da plataforma direita)

r_{GL} vetor posição do centro de massa (CG) com origem no ponto O_R (centro da plataforma esquerda)

\dot{H} a derivada em relação ao tempo do momento angular em torno do centro de massa do corpo

Assumindo que a posição vertical do centro de massa (r_{GRz}) se mantenha constante, e equivalha a 55 % da altura total do indivíduo, e ainda que $\dot{H} \equiv 0$, é possível localizar a posição do centro de massa, nas suas coordenadas X e Y:

$$r_{GRx} = -\frac{M_{Ry} + M_{Ly}}{F_{Rz} + F_{Lz}} + r_{GRz} \frac{F_{Rx} + F_{Lx}}{F_{Rz} + F_{Lz}} + r_{RLx} \frac{F_{Lz}}{F_{Rz} + F_{Lz}} \quad (2.3.3a)$$

$$r_{GRy} = -\frac{M_{Rx} + M_{Lx}}{F_{Rz} + F_{Lz}} + r_{GRz} \frac{F_{Ry} + F_{Ly}}{F_{Rz} + F_{Lz}} + r_{RLy} \frac{F_{Lz}}{F_{Rz} + F_{Lz}} \quad (2.3.3b)$$

onde,

r_{RL} é o vetor que conecta o centro das duas plataformas.

Com relação às articulações foram aplicadas as equações de equilíbrio. Para o tornozelo esquerdo (ponto 4), por exemplo:

$$F_4 = F_L + m_{jL} \cdot g \quad (2.3.4)$$

$$M_4 = r_{4p} \times F_L \quad (2.3.5)$$

onde,

F_4 e M_4 representam a força e o momento agindo na articulação do tornozelo

m_{fL} a massa do pé esquerdo

g a aceleração da gravidade

r_{4p} um vetor posição, da articulação do tornozelo até o ponto de aplicação de F_L

O modelo prediz ainda a força de reação com o solo, agindo no pé esquerdo, a partir da seguinte equação:

$$R_L = - (F_4 + m_{fL} \cdot g) \quad (2.3.6)$$

O modelo compara os valores das componentes da força de reação estimadas (R_L) com os valores medidos (F_L). Entretanto, entre ambos os valores foram encontradas diferenças, provavelmente devido às seguintes razões:

- a) erros na estimativa da posição da articulação com respeito a plataforma;
- b) erro na estimativa das propriedades antropométricas, que foram retirados da literatura;
- c) variação nos valores de força medidos pelas plataformas, que deveriam ser estáticos.

Com o intuito de minimizar o erro, um algoritmo iterativo foi desenvolvido, permitindo o reajuste da posição do centro das articulações, bem como das características antropométricas. A aplicabilidade deste modelo ficou desta forma, restringida pela convergência do processo iterativo. Os testes incluíram 4 avaliações de 10 segundos para cada um dos 11 indivíduos analisados, totalizando 44 medições. Destas, 15 não apresentaram convergência no algoritmo iterativo, e foram ignoradas nos resultados. Os autores atribuem a não-convergência a dois aspectos:

- I) posicionamento errado dos pés, inserindo um erro grande na primeira iteração;
- II) desequilíbrio excessivo do indivíduo, não permitindo que o termo \dot{H} da Equação (2.3.2) pudesse ser ignorado.

Os valores estimados pelo modelo e os medidos pela plataforma de força coincidiram com erros próximos a 1 % para a força vertical e médio-lateral. Entretanto, a componente de força anteroposterior apresentou diferenças superiores a 60 %, entre os valores medidos e os estimados pelo modelo.

Os autores apresentam um estudo bastante limitado, tanto pela aplicabilidade quanto pelas restrições impostas pelo próprio modelamento do corpo humano. O modelo só pode ser aplicado em situações onde o indivíduo encontra-se de pé, com os pés afastados, e o corpo em repouso. Por tratar-se de uma situação estática, o nível de complicação do modelo não justifica resultados que poderiam ser obtidos apenas com a decomposição do corpo em diversos segmentos. “A complexidade desnecessária deve ser descartada, porque diminui a validade dos resultados” (Hubbard, 1993) apud (Bogert, 1994). O modelo confirma a afirmação de Hubbard quando descarta mais de um terço dos dados coletados por não se enquadrar nas próprias restrições.

2.4 - Medições atípicas

Situações específicas podem ainda ser estudadas, no que se refere especificamente à absorção de impacto pela articulação. Hoshino e Wallace (1987) apresentam um estudo em joelho de cadáveres para analisar a absorção de impacto pelas diversas estruturas que compõem a articulação. Cada articulação foi extraída dos cadáveres a partir de um corte no fêmur 10 cm acima do joelho e outro na tíbia, também 10 cm abaixo do joelho, e montada em uma máquina de ensaio, com ajuda de parafusos e cimento acrílico. Todos os músculos e a patela foram removidos, enquanto os demais tecidos moles ao redor da articulação foram preservados. Os ensaios dinâmicos foram feitos com auxílio de um peso de 1.8 Kg caindo de uma altura de 10 cm sobre o fêmur. Estes valores foram escolhidos em um estudo piloto prévio que mostrou que estas

cargas produziam um traçado similar ao de uma pessoa quando esta descia um degrau, aterrissando sobre uma plataforma de força. Quando o peso incidia sobre o fêmur o impacto era transmitido à extremidade inferior, montado sobre um transdutor de força. A força de impacto aplicada na articulação foi medida primeiramente através do joelho intacto. Após, o menisco lateral e medial foram seccionados radial e verticalmente, e a força de impacto medida novamente. A seguir foram removidos os meniscos e todos os tecidos moles ainda restantes na articulação, para a nova medição da força. No estágio seguinte, a cartilagem articular e o osso subcondral foram removidos. Finalmente, uma prótese total de joelho foi implantada com cimento para o teste ser refeito. Os testes foram repetidos para vinte diferentes articulações, retirados de cadáveres de indivíduos com idade entre 32 e 94 anos. O valor de pico anotado para cada um dos ensaios, e os valores foram normalizados a partir do máximo pico obtido para a articulação intacta. Os valores obtidos para os joelhos intactos variaram entre 1130 N e 2720 N. Os autores atribuíram esta variação a diferentes tamanhos da articulação, sua idade e seu estado de deterioração. Entretanto, nos joelhos implantados com as próteses, os picos de força variaram entre 1940 N e 3820 N.

Os cortes radiais e verticais feitos nos meniscos, simulando um joelho lesado, resultaram em uma força equivalente a 113% dos valores obtidos para os joelhos intactos. Removendo os meniscos, equivalente a uma menisectomia “experimental”, os valores médios subiram para 121%. Com a remoção da cartilagem e do osso subcondral os valores chegaram a 135%, e com a prótese total em 180%.

Kaufman et al. (1996) apresentam um dispositivo capaz de medir diretamente a magnitude e a localização da força de compressão entre a tíbia e o fêmur em casos de artroplastia total de joelho. A carga que age perpendicularmente à superfície tibial é medida com o auxílio de quatro células de carga. Cada célula de carga é composta de oito “strain gauges”, dispostos em configuração de ponte completa. Os sensores são conectados em série, dois a dois, para formar cada um dos braços da ponte de Wheatstone. Após a força de cada célula de carga ser calculada, a força de compressão é obtida simplesmente pelo somatório dos quatro valores. O centro de pressão é definido como um ponto sobre o qual todas as forças aplicadas resultam em momento nulo. Infelizmente os autores publicam apenas dados referentes as rotinas de calibração do dispositivo, não apresentando nenhum dado experimental.

Rolf et al. (1997) apresentam um estudo onde foram medidas, *in vivo*, deformações na tíbia, simultaneamente ao registro da força de reação com o solo, atividade muscular, e variáveis cinemáticas do membro inferior. Para medição da força de reação com o solo foi utilizada uma plataforma de força Kistler, com uma taxa de aquisição de 1000 Hz. Os músculos avaliados foram: vasto lateral, vasto medial, reto femoral, bíceps femoral, semi-membranoso e gastrocnêmio lateral, com um eletromiógrafo de superfície, também a uma taxa de aquisição de 1000 Hz por canal. As variáveis cinemáticas foram mensuradas com duas câmeras de vídeo, em configuração 3-D, com uma frequência de amostragem de 50 Hz. Visando especificamente o registro das deformações da tíbia, foi construído um transdutor capaz de medir tensão e deformação. O transdutor consiste basicamente de um cilindro metálico, em forma de “u”, com dimensões de 15x16x1.5 mm, onde foram colados dois “strain-gauges”, em configuração meia-ponte. Todos os sistemas de medição estavam sincronizados.

Os sensores de deformação foram inseridos na tíbia de nove voluntários, com o auxílio de uma furadeira e um pequeno martelo, em dois pontos distintos: um ponto anterior, a meia distância entre o maléolo medial e a porção medial do joelho; e outro ponto, situado 2 cm pôstero-medialmente da linha formada pelas referências anteriores, na região medial entre o outro sensor e o maléolo medial. A posição dos pontos foi confirmada posteriormente com radiografias (Figura 2.4.1). Todos os indivíduos usaram tenis novos da mesma marca.



Figura 2.4.1 – Radiografia mostrando os pontos de inserção dos sensores. Extraído de Rolf et al. (1997).

Os procedimentos foram realizados em quatro estágios:

- a) instruções e familiarização com as condições do teste, calibração dos dispositivos de medição, e aplicação dos eletrodos de superfície;
- b) fixação cirúrgica dos transdutores à tíbia;
- c) colocação das marcas reflexivas e execução do protocolo do teste;
- d) remoção cirúrgica dos transdutores após o exame radiográfico para determinação da posição de fixação no osso.

O protocolo do teste incluía dois saltos com aterrissagem, a saber:

- 1) um salto para frente, partindo de uma posição 30 cm atrás da plataforma de força, e aterrissando sobre esta com a parte anterior do pé da perna instrumentada;
- 2) um salto para frente, similar ao primeiro, aterrissando com o calcanhar.

Para testar a sua linearidade, o transdutor foi ensaiado separadamente com auxílio de um micrômetro. Uma amplitude de -1.0 a 1.0 mm, em torno da posição de equilíbrio, com variações de 0.1 mm, foi ensaiada, revelando um coeficiente linear de 0.98 . Em um teste realizado separadamente, dois transdutores foram fixados à tíbia de um cadáver fresco, em condições similares às aquelas reportadas para o estudo *in vivo*. Ensaio de compressão e flexão estáticos, foram realizados no segmento, com auxílio de uma máquina apropriada. As forças externas aplicadas variaram de 0 a 2100 N, com os sensores respondendo de forma linear. Os autores reconhecem no entanto, que os dados extraídos deste estudo, não servem como calibração para os procedimentos realizados *in vivo*.

Os resultados apresentados mostram as diversas variáveis analisadas durante os primeiros 300 ms de contato do pé com a plataforma de força. Dentre estes estão: o pico de força vertical, com média de 2.47 PC (PC – peso corporal), com variação entre 2.5 e 3.00 , pico de força horizontal, com média de 0.46 PC, com variação entre 0.36 e 0.64 , ambos valores extraídos a partir dos dados medidos com a plataforma de força. Os resultados apresentados para os transdutores de força, proximal e distal, são

4.01 (0.39-7.96) e 1.00 (0.84-6.19), respectivamente. Infelizmente os autores não informam as unidades destes valores.

O estudo é bastante interessante porém deixa algumas dúvidas. Em função da impossibilidade de calibração dos sensores, qual a validade de um experimento tão invasivo que não apresenta valores absolutos? Os resultados apresentados pelos autores também chamam a atenção: além da grande variabilidade apresentada (o maior valor chega a ser mais de vinte vezes maior que o menor valor, para o transdutor proximal), a expectativa seria de que, pelo menos em média, os valores do sensor distal deveriam ser maiores que o sensor proximal. Os resultados no entanto, mostram exatamente o contrário. Infelizmente os dados coletados não foram publicados na íntegra, apenas os valores médios. Tampouco os autores comentam esta situação, deixando apenas a possibilidade de especulações. Uma explicação poderia ser a falta de paralelismo entre os furos-guia feitos com a furadeira, para fixação dos sensores. Como não era possível uma calibração dos sensores, não era possível medir a sensibilidade de cada um às forças externas exercidas. Outra possibilidade seriam diferentes estratégias de amortecimento por parte dos indivíduos, tanto por parte do recrutamento muscular, como da capacidade de adaptação de cada articulação. Independente da justificativa, em função dos resultados apresentados, a dúvida quanto à validade de execução de um experimento tão invasivo é ainda mais questionável.

A medição direta de forças internas em seres humanos é reportada na literatura há muito tempo. Trabalhos como o de Rydell (1966), já apresentavam resultados destas medições, a mais de trinta anos atrás. Outros trabalhos como de Carlson (1974) que apresenta uma prótese de quadril instrumentada equipada com telemetria, ou ainda Nunamker (1976), que sugere a medição da força através de parafusos de fixação, se limitam apenas a apresentar seus dispositivos, sem apresentar dados de medições em humanos. Davy (1988) apresenta resultados a partir de uma prótese de quadril instrumentada com telemetria. Comparando seus dados com os de Rydell (1966) notam-se resultados semelhantes, como por exemplo picos de três vezes o peso do corpo para a situação de caminhada.

Bergmann et al. (1988) apresentam uma prótese instrumentada com telemetria que pode ser realimentada através de indução magnética. Em outro estudo, comparando diversos tipos de calçados durante caminhadas e corridas leves, Bergmann et al. (1995), não encontraram diferenças significativas entre os diversos tipos de solados macios. Somente calçados com solados extremamente duros apresentaram clara desvantagem. Resultados para a força medida na prótese de quadril, durante caminhada com os pés descalços, com velocidade de 3 Km/h em esteira ergométrica, mostraram picos da ordem de 289 % do peso corporal. A mesma caminhada com diversos tipos de tênis, apresentaram valores que variaram entre -2 e +6% deste valor. Para uma corrida leve, também em esteira, com velocidade de 6 Km/h, os picos de força chegaram a 472 % do peso corporal, sem uso de calçados. Utilizando diversos tipos de sapatos esportivos os valores sempre foram superiores, ficando entre +3 e +6 % do pico anterior.

Os autores apresentam resultados que chamam a atenção por mostrarem valores superiores para força articular com a utilização de calçados indicados para atividades esportivas, comparativamente à mesma atividade realizada com pés descalços. Infelizmente, o único comentário feito a respeito é a impossibilidade de generalização dos resultados, em função das medições terem sido realizadas com um único sujeito. Pode-se inferir que tais resultados são oriundos de uma estratégia de controle motor, onde o indivíduo, antecipando um impacto com o solo sem a proteção do amortecimento oferecido por um calçado esportivo, adota uma estratégia de contração muscular que distribui a carga do impacto de forma diferenciada ao longo das diversas articulações envolvidas.

2.5 – Parâmetros inerciais

Para o desenvolvimento de um método de determinação indireta da força na articulação no joelho, utilizando a técnica da dinâmica inversa, a partir da medida da força de reação com o solo e da medição das acelerações dos diversos segmentos envolvidos, é necessária a determinação de alguns parâmetros inerciais (massa, posição

do centro de gravidade (CG), e momento de inércia dos segmentos coxa, perna e pé). Absolutamente todos os autores citados neste trabalho, que necessitaram estes dados na elaboração de seus modelos, utilizaram estes dados obtidos a partir de medições com cadáveres, porém Capozzo e Berne (1990) apud Kingma (1996) afirmam que os parâmetros inerciais, estimados desta maneira, podem conter erros de até 80%.

Segundo Mungliole e Martin (1990), o problema da utilização de dados obtidos com cadáveres é devido à amostra utilizada, pois esta em sua grande maioria é composta por idosos, os quais não representam os sujeitos freqüentemente estudados em biomecânica. Esta magnitude de erro representa uma determinação de dados irrealis, os quais não poderiam ser utilizados na prática. É preciso também lembrar que os estudos feitos com cadáveres são, invariavelmente, feitos com um número pequeno de espécimes, e além disto, os valores mensurados apresentam grande variação. Os resultados de Braune e Fischer (1889), com $n=3$, mostram por exemplo uma variação de 25% entre o maior e o menor valor da massa da coxa, e 23% de variação da posição do centro de massa neste mesmo segmento. Outro estudo bastante utilizado, Dempster (1955), $n=8$, chega a apresentar diferenças de 87% entre o maior e o menor valor da massa do segmento coxa. Segundo Pearsall e Reid (1994), o número total de cadáveres utilizados, por todos os pesquisadores que tiveram seus trabalhos publicados até a data de envio de seu artigo (1993), era inferior a 40! Uma amostra tão pequena como esta certamente não expressa a diversidade morfológica do ser humano. Apenas estas considerações são suficientes para se questionar a validade da utilização dos dados tabelados a partir de cadáveres. Assim sendo, será apresentado a seguir, uma breve revisão dos métodos propostos para avaliação das parâmetros inerciais dos segmentos corporais.

2.5.1 - Parâmetros inerciais do corpo como um todo

A partir do Renascimento, muitos cientistas como Galileo e Borelli, começaram a estudar animais e humanos não apenas como organismos biológicos, mas também como sistemas mecânicos. De maneira similar a uma máquina, o corpo humano começou a ser visto com um sistema de alavancas (ossos e articulações), roldanas

(tendões contornando os ossos), e elementos ativos responsáveis pelo movimento (músculos). A tentativa de compreensão destes sistemas mecânicos passa pela localização do centro de massa do corpo. Borelli (1680) é geralmente citado como o precursor dos métodos de determinação do centro de massa (Hay, 1973 e Pearsall, 1994). O seu método consistia simplesmente em posicionar o indivíduo em decúbito dorsal, sobre uma plataforma, tentando equilibrar este conjunto sobre um apoio de seção transversal triangular. Entretanto o seu método permitia determinar apenas o centro de massa (CM) do conjunto corpo-plataforma, e não do corpo isoladamente.

Durante o século XIX diversos métodos foram desenvolvidos, com diferenças entre os equipamentos necessários e os procedimentos experimentais seguidos. Entretanto, todos tinham em comum a necessidade de ajustar a posição do sujeito ou do sistema aparato-indivíduo, para que o CM estivesse sobre o apoio, tal como no método de Borelli.

Somente em 1900 Du Bois-Reymond desenvolveu uma “nova” técnica para determinação do CM, a partir do método proposto por Haycraft e Sheen (1900), que foi descrito como “desnecessariamente complicado”. O método consistia de uma plataforma, apoiada em uma das extremidades em dois pontos, e na outra por um medidor de força, como por exemplo uma mola. O indivíduo deitava na plataforma próximo à primeira extremidade, e conhecendo a massa do corpo, a posição da força aplicada pela mola e o valor desta força, era possível determinar a posição do CM através do equilíbrio dos momentos. Diversos pesquisadores se utilizaram deste método, chamado também de “prancha de reação”, para determinar o CM do corpo humano nas mais variadas posições.

Santschi et al (1963), utilizando um método concebido inicialmente para determinar o momento de inércia do corpo, determinaram a posição do CM com o uso de um pêndulo físico. O indivíduo era amarrado ao pêndulo que era posto em oscilação, com um ângulo que variava em $\pm 1^\circ$. Após a determinação do período do pêndulo, o ponto de suporte era reposicionado, e o período novamente determinado. A posição do CM era desta forma calculada, levando em consideração, os dois períodos, a massa e o volume do indivíduo, a densidade do ar e as características físicas do pêndulo. Por este método pode-se obter também o momento de inércia do corpo em oscilação, através da equação:

$$I_0 = \frac{WhT^2}{4\rho} \quad (2.5.1.1)$$

onde,

I é o momento de inércia em torno do eixo de oscilação O

W o peso do corpo suspenso

h a distância do CM ao ponto O

T o período de oscilação

2.5.2 - Parâmetros dos segmentos corporais

Nos séculos XVIII e XIX, novas tecnologias foram utilizadas para análise e compreensão do corpo humano como uma estrutura biomecânica, como a medição do sinal elétrico dos músculos e a observação de movimentos de animais e humanos com a utilização da cinematografia. Desde então análises biomecânicas têm fornecido muitas informações sobre o comportamento do corpo humano quando submetido a forças externas. A acurácia dos modelos biomecânicos depende no entanto, da fidedignidade das aproximações mecânicas com a real estrutura anatômica. O conhecimento dos parâmetros inerciais do corpo como um todo, dificultava uma análise dinâmica. O corpo passou então, a ser tratado como um sistema de vários subcomponentes interligados (segmentos), cada um com suas características geométricas e inerciais. Estas variáveis morfológicas, chamadas PSC (parâmetros dos segmentos corporais), são massa, vetor posição do centro de massa e momento de inércia. Desde então, diversos métodos foram utilizados para a determinação destes parâmetros.

Para a determinação do centro de massa do corpo como um todo, o torque dos segmentos individuais, em torno de um eixo arbitrário é somado e igualado ao momento do corpo todo, em torno do mesmo eixo:

$$P d = p_1d_1 + p_2d_2 + p_3d_3 + \dots p_nd_n \quad (2.5.2.1)$$

onde,

P é o peso do corpo

d a posição do centro de massa em relação ao eixo escolhido

$p_1, p_2, p_3 \dots p_n$ os pesos dos n segmentos

$d_1, d_2, d_3 \dots d_n$ as distâncias dos CM dos n segmentos ao eixo escolhido

Escolhendo um segundo eixo, não paralelo ao primeiro, é possível localizar o CM do corpo em uma segunda dimensão. Obviamente a exatidão dos resultados obtidos utilizando esta abordagem depende em grande parte do erro na obtenção dos valores da massa e posição do CM dos segmentos. Ao longo da história, diversos métodos foram apresentados, sempre com o intuito de minimizar o erro na medição destes parâmetros.

2.5.3 - Segmentação de cadáveres

O primeiro método para determinação dos parâmetros inerciais dos segmentos, foi apresentado por Harless em 1860 (Hay, 1973 e Pearsall, 1994), baseado em dissecação de cadáveres. Harless trabalhou com dois cadáveres, dividindo-os em segmentos, pesando-os separadamente para determinar sua massa, e utilizou o método de equilíbrio, o mesmo utilizado por Boreli, para determinar o centro de massa de cada um deles. Os segmentos cortados eram suturados junto aos ossos, como em situação de amputação, para impedir a contração dos tecidos moles nas extremidades e a conseqüente influência na determinação do CM.

Em 1889 Braune e Fischer apresentam um estudo similar ao trabalho de Harless, com três espécimes, divididos em 14 segmentos. A principal diferença para o estudo de Harless foi o congelamento dos espécimes antes da dissecação. Braune e Fischer também determinaram a posição do CM dos cadáveres em posição supina, antes da dissecação, pelo método da suspensão, por três pontos diferentes. Após a determinação do CM e da massa de cada segmento, os autores compararam o resultado do CM, calculado a partir dos segmentos, com aquele obtido antes da dissecação. Curiosamente, Braune e Fischer não compararam os dados do mesmo indivíduo.

Passaram-se mais de 50 anos até que um novo estudo com cadáveres fosse realizado. Dempster (1955), em um projeto subsidiado pelas Forças Armadas Americana, realizou um estudo com 8 espécimes, todos da raça branca, congelados com

gelo seco. Barter (1957), em uma tentativa para melhorar as limitações impostas pelo pequeno tamanho da amostra dos estudos de Braune e Fischer (1889), Dempster (1955), e de outro estudo isolado de Fischer (1906), combinou os resultados obtidos para os diversos segmentos nos três trabalhos, aplicando um método estatístico de regressão linear. Barter, com esta abordagem, ignorou as diferenças nas técnicas de dissecação usadas nos três estudos, considerando que estas diferenças eram provavelmente insignificantes quando a magnitude do erro introduzida por outros fatores fosse considerada.

Alguns estudos utilizando populações não-caucasianas, como os trabalhos de Mori e Yamamoto (1959) e Fujikawa (1963), também foram realizados. Segundo Hay (1973) no entanto, os resultados apresentados mostravam erros crassos, como a distância entre a articulação do quadril variando entre 8.5 e 11.0 cm, e eram muito incompletos.

Um dos trabalhos, envolvendo cadáveres, mais citados na literatura, também realizado em conjunto com a Força Aérea Americana, foi o estudo realizado por Clauser et al (1969), com 14 cadáveres homens, cuidadosamente selecionados com o objetivo de abranger as diferenças físicas entre a população normal. Além disto, diversos outros detalhes marcaram o trabalho de Clauser. Antes do desmembramento dos cadáveres, cada plano de segmentação era marcado com uma estreita faixa, e examinado sob um fluoroscópio, para assegurar que coincidia com as referências planejadas. Todos os cortes foram feitos sobre um papel toalha, e as poucas gramas de tecido que caíam sobre o papel eram pesadas, e metade do peso avaliado era somado a cada segmento. Para reduzir as perdas ao mínimo, cada segmento era selado com filme plástico, à prova d'água, aplicado com spray aerosol.

2.5.4 - Estudos de imersão

Juntamente com seu trabalho sobre cadáveres, outros métodos também foram descritos por Harless (1860), para determinação do peso dos segmentos de pessoas vivas, reforçando a interpretação mecânica do corpo, que veiculava no meio científico da época. Harless trabalhou com 44 membros e cabeças de corpos de pessoas adultas, pesando-os dentro e fora d'água, assumindo que o volume de água deslocado

era igual ao volume do segmento corporal submerso. Harless sugeriu que a massa dos segmentos corporais de pessoas vivas poderia ser calculada a partir do seu volume (obtido da quantidade de água derramada de um tanque), e dos valores de densidade obtido dos cadáveres. Desta forma, ele assumiu uma densidade uniforme, e que os valores de densidade dos cadáveres estudados eram representativos para os seres humanos vivos.

Diversos investigadores determinaram o volume dos membros em indivíduos vivos e computaram os valores de massa ou peso destes segmentos assumindo valores para suas densidades ou pesos específicos, como Spivak (1915), Zook (1932) e Bernstein et al (1936) apud Pearsall e Reid (1994).

Com o intuito de obter uma amostra mais representativa da população, Dempster (1955) selecionou 39 indivíduos separados em quatro grupos de composição corporal: medianos, magros, gordos e atléticos, e determinou a massa de seus membros a partir da imersão em água, comparando os resultados obtidos com os valores medidos em seu estudo de cadáveres. Dempster conclui que as posições do CM não diferiam mais de 1 cm de um método para outro.

Outros pesquisadores como Duggar (1962), Plagenhoef (1971) e Kjeldsen (1972) apud Hay (1973), se utilizaram dos dados densidade dos segmentos, obtidos por Dempster para avaliar as massas dos segmentos de indivíduos vivos pelo método da imersão.

2.5.5 - Prancha de reação

O peso de um segmento, e a localização do seu CM, podem ser determinados utilizando uma modificação da técnica da prancha de reação de Du Bois-Reymond. Após o indivíduo ter se posicionado na plataforma de força, a posição do CM do segmento (usualmente determinada com dados obtidos de cadáveres), e o valor de força da plataforma são anotados. O indivíduo então altera a posição do segmento em questão e os mesmos dois parâmetros são anotados uma segunda vez. O peso do segmento é então calculado com base no equilíbrio dos torques envolvidos. Assumindo

que o peso dos segmentos é conhecido (novamente extraído de dados de cadáveres), a posição do CM do segmento pode ser obtida de maneira similar. É importante ressaltar no entanto, que não é possível determinar ambos os parâmetros de interesse, peso e posição do CM do segmento, simultaneamente. Utilizando este método, um dos valores precisa ser assumido para que o outro possa ser calculado (Figura 2.5.5).

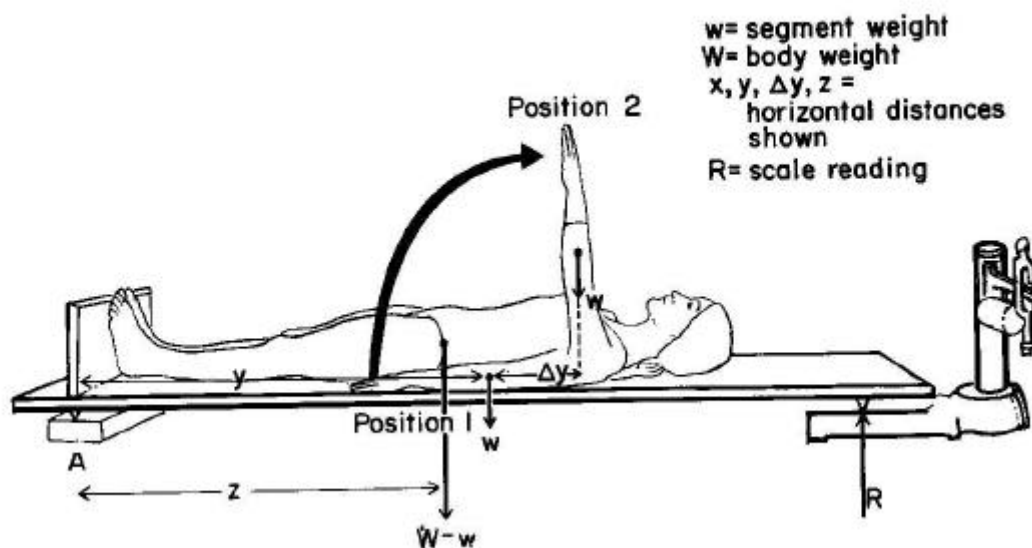


Fig. 2.5.5 - Determinação do peso de segmentos corporais. Extraído de Hay (1973)

2.5.6 - Modelos matemáticos

A técnica de modelagem matemática simplifica o formato dos segmentos corporais, representando-os como sólidos geométricos regulares, para que a massa e os parâmetros inerciais possam ser matematicamente derivados. Um dos estudos pioneiros nesta área foi publicado por Harless (1860), juntamente com seu trabalho em cadáveres e medições com deslocamento de água. Harless dividiu o tronco de seus cadáveres em segmentos, procurando associá-los a formas geométricas.

Como uma extensão do trabalho de Harless, modelos geométricos das mais diversas complexidades foram formulados, contendo como base os valores de densidades estimados em estudos de cadáveres. Modelos como o de Kulwicki (1962) com 6 cilindros (dois braços, duas pernas, tronco e cabeça), o modelo de Hanavan (1964) com 15 segmentos (cabeça, tronco superior, tronco inferior, e os

membros divididos em doze segmentos), baseados em 25 medidas antropométricas feitas para cada indivíduo em questão (Figura 2.5.6), ou ainda o modelo de Hatze (1980), 17 segmentos baseado em 242 medidas antropométricas.

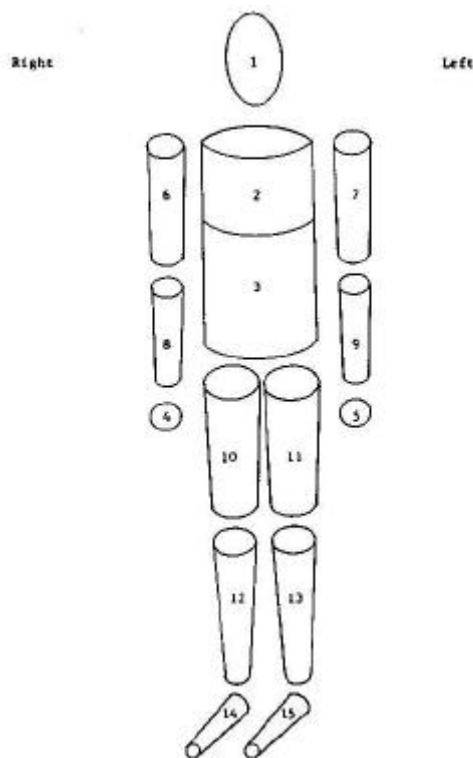


Fig. 2.5.6 - Modelo de 15 segmentos de Hanavan. Extraído de Hanavan (1964).

O modelo de Hatze se diferencia dos demais por considerar as diferenças entre homens e mulheres, como distribuição de massa, densidade, diferenças morfológicas, entre outras. O modelamento consiste basicamente em decompor os segmentos em um número finito de elementos, de estrutura geométrica conhecida, para obter volume, massa, coordenadas do centro de massa, momento de inércia relativos ao eixo do segmento “original”. Cada elemento é composto de sua própria densidade, variando desta forma a densidade através e ao longo do segmento em questão. Densidades específicas foram extraídas do trabalho de Clauser et al. (1969). Os resultados obtidos para o volume de diversos segmentos de quatro indivíduos analisados, comparados com o método da imersão, apontaram diferenças inferiores a 5%. Para o momento de inércia a comparação foi feita com base em dois métodos: o

método da suspensão (Hatze, 1975), e os valores publicados por Dempster (1955) a partir de medições em cadáveres. As diferenças foram também inferiores a 5%.

2.5.7 - Fotogrametria

A técnica da fotogrametria também se utiliza de modelos matemáticos, considerando o corpo humano composto por vários sólidos geométricos de revolução. Cada segmento é dividido em “fatias” que podem ter entre 1 e 3 cm de espessura (Fig. 2.5.7). Os diâmetros destes sólidos não são entretanto feitos a partir de medidas diretas, como visto anteriormente, e sim a partir de fotografias, normalmente feitas em dois planos perpendiculares, como frontal e sagital por exemplo, como no trabalho de Jensen (1978). A densidade dos segmentos é obtida a partir dos valores apresentados na literatura. Métodos baseados nesta técnica foram propostos por Wild (1954) e Herron (1970) apud Pearsall e Reid (1994), e Jensen (1978).

Mais recentemente, Sarfaty e Landin (1993), apresentam uma abordagem similar, baseada na filmagem do corpo. O método consiste em filmar o indivíduo no plano frontal e sagital. A partir das filmagens geradas, é feita uma digitalização das imagens que serão transferidas para o computador. A única operação manual é a identificação dos limites dos segmentos. Um software dedicado identifica os limites corporais e compõe a imagem tridimensional, com base nas duas imagens perpendiculares, estimando o volume a partir de elementos cilíndricos. Os valores de densidade são extraídos da literatura, considerando uma distribuição uniforme nos segmentos. Com o intuito de avaliar o sistema, os autores calculam as propriedades inerciais de três objetos sólidos: dois cilindros de diferentes tamanhos, e um tronco de cone. Os máximos erros encontrados foram para o cilindro com altura e largura similares: 4.3 % para a massa, 2.2 % para a posição do CM, e 8.0 % para o momento de inércia. Em todos os casos houve uma superestimação dos valores. Os autores atribuem este erro ao algoritmo de detecção dos limites corporais, em função da varredura da imagem ser feita a partir do fundo até a região limite do corpo.

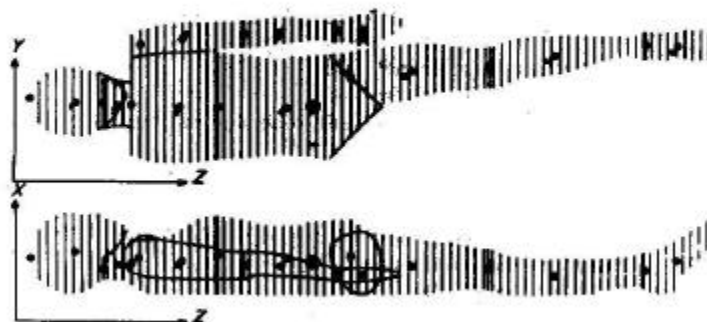


Figura 2.5.7 – Técnica da fotogrametria. Extraído de Jensen (1978).

Este processo implicaria em uma avaliação a maior das dimensões corporais, acarretando conseqüentemente um valor excessivo das propriedades inerciais. A performance do sistema também foi avaliada pela estimativa dos parâmetros inerciais da perna de três indivíduos, e os valores obtidos comparados com várias equações de regressão apresentadas na literatura. Enquanto na comparação com os sólidos geométricos os valores obtidos foram em média 5 % maiores que os valores reais, os dados estimados para o segmento perna foram 15 % maiores que os cálculos pelas equações de regressão.

O método sugerido pelos autores parece bastante interessante, principalmente pelo baixo custo envolvido, praticidade, e pela individualização que caracteriza as medições, apesar de usar dados extraídos de cadáveres, como o valor das densidades corporais de cada segmento. Entretanto, a falha do software, apontada pelos próprios autores, talvez pudesse ser corrigida com uma estratégia simples. Uma vez que existe uma superestimação das dimensões corporais em função da varredura da imagem ser feita de fora para dentro, outra varredura poderia ser feita de dentro para fora. Nesta segunda análise, provavelmente os valores seriam subestimados. Uma média dos valores obtidos nas duas varreduras deverá aproximar melhor a estimativa do volume corporal; conseqüentemente, melhorando o valor calculado para os parâmetros inerciais.

Baca (1996) apresenta um sistema bastante similar, baseado também em filmagens. A diferença fica por conta das posições que devem ser adotadas pelo indivíduo a ser analisado e pela determinação dos limites dos segmentos. Baca sugere que a região limite dos segmentos seja marcada com finas tiras pretas, para que possam ser identificadas pelo software. Com relação às imagens coletadas, estas são referentes a uma vista frontal, com os braços abduzidos, uma vista coronal, que pode ser feita com flexão de quadril, e duas vistas sagitais, uma de cada lado, com os braços aduzidos. O autor compara os resultados obtidos em três indivíduos, através da aplicação do método de Hatze (1980), que requer a medição de 242 medições antropométricas. Os valores obtidos diferem da mesma ordem de grandeza que os demais trabalhos publicados envolvendo a técnica de filmagem. Comparativamente ao trabalho de Hatze, o estudo de Baca apresenta valores razoavelmente compatíveis com maior agilidade e rapidez de execução.

2.5.8 – Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada (TC) foi introduzida como técnica de medida da densidade dos tecidos humanos por Huang em 1976 (Pearsall e Reid, 1994), e mais recentemente como técnica para medição dos PSC (Huang, 1983). A TC pode medir indiretamente as propriedades inerciais dos segmentos corporais na medida em que a imagem formada pela incidência do feixe de raios-x é dependente, entre outros parâmetros, da densidade do tecidos e do volume dos segmentos.

Wei e Jensen (1995) utilizaram a TC para propor equações polinomiais, de quarta ordem, que estimam a densidade do corpo nos diversos segmentos, com densidades distribuídas ao longo do eixo do segmento. Valores medidos a partir de tomografia computadorizada em 50 mulheres jovens foram utilizados para formar o perfil de densidade dos segmentos. Foi assumido que os valores de densidade ao longo do eixo dos segmentos mudam suavemente e podem ser representados por polinômios de alta ordem. O grau do polinômio foi decidido pelo erro da interpolação e por exame visual das diversas curvas. Os valores dos coeficientes dos polinômios para cada segmento são apresentados na Tabela 2.5.8:

Tabela 2.5.8 – Coeficientes dos polinômios para o perfil de densidade dos segmentos. Extraído de Wei e Jensen (1995).

Segmento	a_0	a_1	a_2	a_3	a_4
Cabeça	1.171	0.051	-2.557	4.906	-2.528
Tronco (parte superior)	1.064	-0.334	-1.687	4.617	-2.654
Tronco (parte inferior)	1.018	-0.454	1.445	-1.456	0.460
Braço	1.078	-0.305	0.939	-1.158	0.510
Ante-braço	1.070	0.254	-0.864	1.221	-0.574
Mão	1.132	-0.636	3.667	-5.216	2.263
Coxa	1.017	0.208	-0.653	0.888	-0.367
Perna	1.098	-0.051	0.107	0.000	0.000
Pé	1.145	0.555	-0.637	0.000	0.000

Nota: $y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 + a_4x^4$.

Unidades: y [g.cm⁻³], x [proporção do comprimento a partir da extremidade proximal]

2.5.9 - Outros métodos

Hatze (1975) sugere um método de medida direta para obter o momento de inércia e a localização do centro de massa de segmentos corporais *in situ*. A abordagem sugerida consiste em medir as oscilações do membro do indivíduo com auxílio de um aparato mecânico. O segmento corporal é suspenso horizontalmente em sua extremidade distal, com auxílio de uma mola e um suporte rígido, preso longitudinalmente ao segmento, conforme mostra a Figura 2.5.9.

O indivíduo é orientado a manter a musculatura completamente relaxada, enquanto o sistema é movido de sua posição original de uma angulação não inferior a oito graus, sendo deixado livre para oscilar. O suporte ao qual a mola está fixada é instrumentado com “strain-gauges”, que permitem registrar o período de oscilação do sistema. Medindo-se ainda a distância entre o eixo articular e o centro de suspensão do sistema, é possível calcular o momento de inércia e a posição do centro de massa do segmento. É necessário ainda a massa do segmento. Hatze sugere o método de imersão, com auxílio das tabelas de densidade de Dempster (1955). Segundo Pearsall e Reid (1994), este método permite uma medição mais direta das propriedades inerciais das extremidades do corpo, no entanto, diversos fatores podem afetar os resultados, como assumir nenhum atrito nas articulações envolvidas ou eventuais contrações da musculatura.

Rabuffetti e Baroni consiste em duas etapas: a primeira, chamada análise absoluta, utiliza a aceleração da gravidade como parâmetro de comparação; a segunda, denominada análise relativa, compara a posição do centro de massa com as previsões das equações dinâmicas.

Análise absoluta: é sabido que a trajetória do CM de um corpo livre no espaço é parabólica. A equação teórica que reje o movimento é:

$$S = S_0 + V_0 t + \frac{1}{2} g t^2 \quad (2.5.9.1)$$

onde:

S – posição do CM em cada instante t

S_0 – posição inicial

V_0 – velocidade inicial

g – aceleração da gravidade

A posição do CM de qualquer corpo pode ser calculada a partir do conhecimento da massa e posição do CM de suas partes. Desta forma, utilizando-se a técnica da cinemetria, e com conhecimento prévio da massa e CM de cada segmento corporal, é possível estabelecer a posição do CM para cada instante analisado. Uma vez identificada a posição do CM para um dado intervalo de tempo, pode-se escrever a equação matemática que melhor representa o movimento em questão. Segundo Rabuffetti, esta equação deverá necessariamente ser da forma da Equação (2.5.9.1), e as diferenças que eventualmente ocorram são atribuídas a um erro na determinação da massa e do CM dos segmentos corporais.

Análise relativa: a posição do CM obedece as leis do movimento através da equação dinâmica:

$$S = \frac{1}{m} \iint F(t) dt - \frac{1}{2} \left(g + \frac{F_0}{m} \right) t^2 + V_0 t + S_0 \quad (2.5.9.2)$$

onde:

$F(t)$ – força que atua sobre o objeto ao longo do tempo

m – massa do objeto

F_0 – força inicial

As forças podem ser medidas com o auxílio de uma plataforma de força. As posições obtidas através da cinemetria devem ser as mesmas previstas pela Equação (2.5.9.2). Eventuais diferenças encontradas entre os dois casos serão novamente atribuídas aos problemas de determinação da massa e do CM de cada segmento corporal.

2.5.10 – Outros estudos envolvendo parâmetros corporais

Kingma et al. (1996) apresentam um estudo utilizando dinâmica inversa, comparando duas formas de determinação dos parâmetros inercias dos segmentos: equações de regressão e modelos geométricos. Os autores procuraram identificar qual dos dois modelos apresenta "resultados mais realistas". Foram escolhidos 10 indivíduos, 5 homens e 5 mulheres, de características antropométricas variadas. Todos os indivíduos executaram um exercício chamado "levantamento terra", com um halteres de 10 Kg, sobre uma plataforma de força, filmados com um sistema de vídeo para determinação das variáveis cinemáticas. O exercício foi realizado de duas formas, com duas velocidades cada uma, totalizando quatro execuções. Para comparar os resultados foram utilizadas diversas estratégias. Para a avaliação dinâmica foi utilizada as seguintes equações:

$$F_{RS} + m_c g = \sum_{i=1}^n m_i a_i + e_1 \quad (2.5.10.1)$$

onde,

F_{RS} é a força de reação com o solo medida pela plataforma

m_c é a massa corporal total

g a aceleração da gravidade

m_i a massa o iésimo segmento

a_i a aceleração do iésimo segmento

n o número de segmentos

e_1 o erro da Equação (2.5.10.1)

A análise por dinâmica inversa foi realizada duas vezes para os dois modelos: uma vez iniciando pelos pés, outra pelas mãos. Desta forma, a segunda equação pode ser descrita como a igualdade entre os momentos de cada articulação calculados a partir dos pés, e os momentos nas mesmas articulações calculados a partir das mãos.

$$M_{pj} = M_{mj} + e_2 \quad j = 1, 2, \dots, m \quad (2.5.10.2)$$

onde,

M_{pj} representa o momento calculado pela dinâmica inversa para a j ésima articulação, a partir do pé.

M_{mj} representa o momento calculado pela dinâmica inversa para a j ésima articulação, a partir da mão.

e_2 o erro da equação (2.5.10.2)

Na situação estática o centro de pressão da plataforma de força (COP), deveria coincidir com a posição horizontal do centro de massa do corpo (CM_{HOR}).

$$COP = CM_{HOR} + e_3 \quad (2.5.10.3)$$

onde,

COP centro de pressão, dado pela plataforma de força

COG_{HOR} projeção horizontal do centro de massa calculado a partir do CM de cada segmento.

e_3 o erro da equação (2.5.10.3)

Kingma et al. mostraram que os resultados obtidos são sensíveis ao modelo antropométrico utilizado, onde o modelo geométrico apresentou os melhores resultados. Entretanto, a técnica utilizada no levantamento de peso também influenciou nos resultados, indicando erros maiores às vezes em um modelo, às vezes em outro. Assim sendo, não é possível extrapolar o resultado para outros tipos de movimento.

3 – METODOLOGIA

A metodologia está dividida em duas seções: uma que trata do método para o cálculo das forças e torques resultantes, e outra que apresenta o procedimento experimental e equipamentos utilizados.

3.1 – Desenvolvimento do modelo para o cálculo das forças internas

Muitas atividades motoras humanas são essencialmente bidimensionais, como a marcha normal por exemplo, com os segmentos corporais considerados movendo-se em um plano sagital (Andrews, 1974). Modelos tridimensionais podem ser desenvolvidos e implementados, embora sejam restritos pelo reduzido número de graus de liberdade das articulações (Glitsch e Baumann, 1997), ou idealizados a partir da composição de diversas análises bidimensionais (Eng e Winter, 1995). Entretanto, modelos 3-D aumentam enormemente o número de parâmetros necessários para caracterizar completamente o comportamento cinemático do modelo articular, e apresentam problemas significativos quando calculadas as forças musculares, ligamentares e intra-articulares.

Considerando somente a geometria e o mecanismo do membro inferior no plano sagital, algum entendimento sobre as tarefas, funções e interações dos

componentes do sistema músculo-esquelético podem ser obtidos, antes de se confrontar com a complexidade de um sistema de três dimensões (Collins, 1995). Segundo Bobbert et al. (1991), para atividades como a corrida, a utilização de somente uma câmera, posicionada lateralmente, produz resultados bastante similares àqueles obtidos com quatro câmeras. Considerando ainda que os valores das forças e momentos intra-articulares é bem maior no sentido vertical e ântero-posterior, comparativamente aos valores do plano transversal (Eng e Winter, 1995; Glitsch e Bauman, 1997), a análise deste estudo será bidimensional, analisando apenas os efeitos das forças articulares no plano sagital. Segundo a terminologia sugerida por Hefzy e Grood (1988), o modelo eleito para representar o membro inferior, será do tipo matemático fenomenológico.

O membro inferior será considerado como um sistema mecânico composto de 3 corpos rígidos, coxa, perna e pé, interconectados pelas articulações do quadril, joelho e tornozelo, admitidas como sendo do tipo “dobradiça” simples, ou seja, possuindo apenas um movimento puro de rotação, sem atrito. O restante do corpo humano, cabeça, tronco e membros, não serão representados explicitamente, apenas seus efeitos sobre a articulação do quadril.

Desde que consistente com a prática clínica, as articulações anatômicas podem ser modeladas como pontos, em análises biomecânicas que envolvem o entendimento das funções musculares através destas articulações (Andrews e Hay, 1983). Segundo Andrews (1974), considerar as articulações livres de atrito é uma aproximação bastante razoável, particularmente para indivíduos normais onde o aporte adequado de líquido sinovial fornece um excelente lubrificante entre as superfícies articulares. *"A lubrificação fornecida é tão efetiva que a fricção presente em uma articulação é aproximadamente 17 a 33 % da fricção de um patim no gelo sob a mesma carga."* (Hall, 1993). As articulações do corpo humano no entanto, possuem seis graus de liberdade, em alguma extensão (Hall e Hillberry, 1972 apud Hatze, 1977). O erro de qualquer modelo será tanto maior quanto mais restrições forem feitas a esta realidade. Entretanto, deve-se ter em mente que existem 144 articulações no corpo humano, e se todas forem consideradas com seus seis graus de liberdade, certamente o modelo será excessivamente complicado. Assim sendo, simplificações devem ser inseridas. A questão fica a cargo de quantas, onde, e sob quais circunstâncias. Se o modelo for usado em movimentos amplos, somente as maiores articulações, com no máximo três graus de liberdade, precisam ser consideradas (Hatzte, 1977).

Os segmentos corporais serão idealizados como hastes rígidas, para efeito de análise biomecânica. A tremenda redução na complexidade do sistema é óbvia, por assumir os segmentos como rígidos, e embora possa ser conveniente esta aproximação, ela não corresponde a realidade. A estrutura esquelética representa uma aproximação bastante razoável, enquanto os tecidos moles que envolvem os ossos, embora deformáveis, usualmente sofrem pequenas mudanças no tamanho e/ou formato durante o movimento (Andrews, 1974). É conhecido o fato de que partes dos segmentos (músculos, órgãos, sangue, etc.) executam movimentos relativos ao segmento considerado, se movendo em relação a um sistema de coordenadas inerciais. Adicionalmente, outros fatores como a respiração, centros de rotação das articulações não-estacionários, mudança na distribuição dos líquidos do corpo, e mudanças na distribuição de massa dos tecidos moles (contração muscular), também viola o caráter de rigidez dos segmentos (Hatze, 1980).

Cada segmento corporal S_i , se idealizado como um corpo rígido, vai se mover de acordo com os princípios da mecânica Newtoniana. Estes princípios especificam que o movimento de S_i em um referencial inercial R é regido pelas equações do movimento, ou seja, de translação, referente ao princípio de movimentação do centro de massa CM de S_i em R :

$$\sum \mathbf{F} = m_i \mathbf{a}_i \quad (3.1.1)^*$$

e a equação de rotação, referente ao princípio do momento angular de S_i em torno do CM em R :

$$\sum \mathbf{M} = I_i \mathbf{a}_i \quad (3.1.2)$$

onde,

- \mathbf{F} representa cada uma das forças atuantes no segmento S_i
- m_i representa a massa do segmento
- \mathbf{a}_i a aceleração do centro de massa do segmento S_i no sistema referencial R
- \mathbf{M} representa cada um dos momentos em torno do eixo de rotação do segmento S_i
- I_i o momento de inércia, em relação ao eixo de rotação, do segmento S_i

α a aceleração angular do segmento S_i

Idealizando-se então, os segmentos corporais como hastes rígidas, e considerando o seu movimento como bidimensional em um plano X-Y, fixo em R , as duas equações vetoriais do movimento (3.1.1) e (3.1.2) podem ser reduzidas a três equações escalares:

$$\sum F_x = m_i a_x \quad (3.1.3)$$

$$\sum F_y = m_i a_y \quad (3.1.4)$$

$$\sum M_z = I a_i \quad (3.1.5)$$

onde,

F_x e F_y representam as componentes de força x e y , respectivamente

a_x e a_y representam as componentes de aceleração x e y , respectivamente

M_z componente z do vetor M

Os segmentos analisados (pé, perna e coxa) foram delimitados pelos pontos anatômicos que caracterizam as articulações. Os pontos escolhidos, por representarem os eixos articulares (Winter, 1979), foram: (1) trocanter maior do fêmur, representando a articulação do quadril; (2) epicôndilo lateral do fêmur, representando a articulação do joelho; (3) maléolo lateral, representando a articulação do tornozelo; e (4) base do quinto metatarso, para delimitar o segmento pé, conforme Figura 3.1.1.

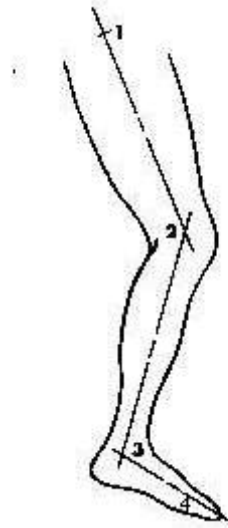


Fig. 3.1.1 – Pontos anatômicos escolhidos

* Variáveis em negrito representam grandezas vetoriais.

Desta forma, os limites estabelecidos para os segmentos serão:

Segmento	Limite proximal	Limite distal
Coxa	Trocanter maior do fêmur	Epicôndilo lateral do fêmur
Perna	Epicôndilo lateral do fêmur	Maléolo lateral
Pé	Maléolo lateral	Base do 5º metatarso

O ponto central das articulações foi atribuído a um local próximo à interface de contato entre os segmentos articulares, entretanto a escolha não necessariamente recaiu sobre o centro da articulação, mas em algum lugar próximo ao eixo instantâneo de rotação, que descreve o movimento do segmento articular distal relativo ao segmento proximal. Esta escolha faz sentido do ponto de vista biomecânico porque o momento em torno deste ponto, devido à contração dos músculos atuantes, descreve a tendência do músculo mudar a orientação de um dos segmentos relativamente ao outro (Andrews e Hay, 1983).

As variáveis cinemáticas aceleração linear a e aceleração angular α , foram mensuradas a partir da filmagem das cenas de interesse, com uso do sistema de vídeo (ver Capítulo 4). Os pontos anatômicos descritos anteriormente são localizados em cada indivíduo com auxílio de fitas reflexivas adesivas. Com ajuda de iluminação direcionada sobre as marcas e refletida na câmera de vídeo, somada aos recursos de abertura da lente, é possível transformar a atividade filmada em um conjunto de pontos brancos, sobre um fundo escuro. Um software dedicado localiza estes pontos no filme, associando-os a cada uma das articulações e identificando as coordenadas espaciais de cada ponto. Desta forma é possível obter a posição das articulações em cada quadro, ou o deslocamento entre um quadro e o subsequente. A obtenção da aceleração dos segmentos de interesse, se dará por dupla diferenciação, conforme descrito por Andrews (1974) no capítulo 2.

A distribuição das forças externas que contribuem para F e M incluem:

- a) forças de contato agindo em S_i (cada um dos segmentos corporais), como os efeitos do contato do segmento com um objeto externo ao corpo, como o solo ou um equipamento.
- b) forças de não-contato como a força peso, representada por uma força resultante P_i agindo verticalmente no centro de massa do segmento S_i .
- c) forças de contato agindo nas extremidades de S_i , devido a presença do segmento corporal adjacente. Estas forças incluem os efeitos compressivos nas vizinhanças das cartilagens e estruturas ósseas, e os efeitos das tensões dos músculos e ligamentos.

As forças descritas no item (a) podem ser medidas utilizando-se células de carga, e isso ocorre normalmente quando o contato é feito com membros superiores, ou com plataforma de força, quando se tratam das forças de reação com o solo do membros inferiores. Neste estudo será utilizada uma plataforma de força AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc. – Watertown/Massachusetts), modelo OR6-5 (ver Capítulo 4).

A quantificação das forças descritas no item (b) passa pela determinação das variáveis antropométricas massa, centro de massa e momento de inércia de cada segmento. Neste estudo, três formas de determinação dos parâmetros inerciais serão analisadas, e a técnicas utilizadas para determinação da massa e CM dos segmentos está descrita no item 3.2.4, 3.2.5 e 3.2.6.

Desta forma, as únicas variáveis desconhecidas que aparecem nas equações do movimento são as forças listadas no item (c), ou seja, as forças intersegmentais. Na literatura podem ser encontradas algumas possibilidades de determinação destas forças *in vivo* em seres humanos. Lafortune et al. (1992) por exemplo, utilizando-se de pinos colocados dentro dos ossos, observaram valores de até 4 mm na compressão e 7 mm na extensão do joelho, durante a marcha de 5 indivíduos. Outra forma de medição direta, são os transdutores de força posicionados em tendões musculares, que oferecem uma oportunidade única para unir as conclusões da análise de movimentos com o controle motor. Estes transdutores entretanto, que podem ser ovais ou em forma de “E”, podem ser colocados somente em alguns tendões. Devido ao fato de que somente alguns tendões podem acomodar esta instrumentação, forças produzidas por todas as estruturas

do sistema, segmentos corporais ou membros, não podem ser medidos simultaneamente (Gregor e Abelew, 1994). Outra desvantagem destes transdutores é o seu grande tamanho, e o fato de que eles reduzem o comprimento do tendão, possibilitando alterações no funcionamento da estrutura instrumentada (Bogert, 1994). Os problemas acima citados, somados ao caráter extremamente invasivo destas técnicas, tornam estes métodos limitados a situações bastante restritas.

Assim sendo, estudos com um grande número de indivíduos e rotinas de análise de pacientes, são feitas usando técnicas não invasivas: análise eletromiográfica para forças musculares, análises cinemáticas para forças nos ligamentos e dinâmica inversa para cargas resultantes nas articulações. A dinâmica inversa é o método geralmente utilizado, e é aplicável a todas as articulações do corpo humano.

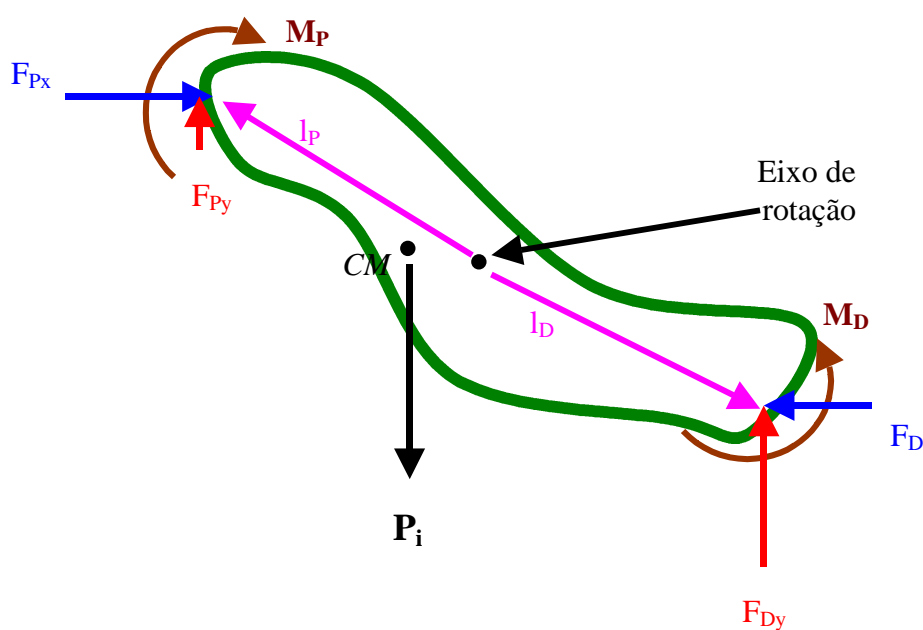


Figura 3.1.2 – Diagrama de corpo livre bidimensional para um segmento típico pertencente ao corpo.

Importantes limitações da dinâmica inversa são o “problema da distribuição”, a separação das cargas resultantes nas forças individuais dos músculos e demais estruturas. A dinâmica inversa também assume que os segmentos corporais são rígidos. Os erros causados por esta simplificação são maiores em estudos de impacto e

vibração (Bogert, 1994). As forças e momentos obtidos da análise da dinâmica inversa são vetores resultantes. A força resultante representa o somatório de toda carga sobre a estrutura articular, entre dois segmentos adjacentes, enquanto o momento resultante pode ser usado como indicador da função muscular. A força resultante no entanto é menos significativa, porque o somatório das forças de contato articulares (compressão) com as de forças musculares (tração) normalmente agem em direções opostas e se cancelam parcialmente (Bogert, 1994).

Apesar dos diversos métodos para avaliação das cargas internas apresentados na literatura, não há um consenso sobre qual o mais apropriado, devido ao fato de que as forças atuando sobre as estruturas não podem ser determinadas de uma única forma, ou em outras palavras, o sistema é mecanicamente indeterminado. (Glitsch e Baumann, 1997). De maneira a descrever adequadamente um procedimento geral para a solução do problema, expande-se o lado esquerdo das equações (3.1.3), (3.1.4) e (3.1.5), a partir do diagrama de corpo livre para um segmento típico, como mostrado na Figura 3.1.2.

$$F_{Pix} + F_{Dix} = m_i a_x \quad (3.1.6)$$

$$F_{Piy} + F_{Diy} - m_i g = m_i a_y \quad (3.1.7)$$

$$M_{Piz} + M_{Diz} + (\mathbf{l}_D \times \mathbf{F}_D) + (\mathbf{l}_P \times \mathbf{F}_P) = I a_i \quad (3.1.8)$$

onde,

\mathbf{l}_D e \mathbf{l}_P representam os braços de alavanca das forças intersegmentais, ou seja, vetores com origem no eixo de rotação e término no ponto de aplicação das forças distal e proximal respectivamente.

F_{Pix} , F_{Piy} , F_{Dix} e F_{Diy} componentes x e y das forças resultantes agindo sobre as extremidades proximal e distal, respectivamente. Estas são forças de contato agindo nas extremidades de S_i , devido à presença do segmento corporal adjacente, incluindo os efeitos compressivos nas vizinhanças das cartilagens e estruturas ósseas e os efeitos das tensões dos músculos e ligamentos.

A análise é iniciada pelo pé, o único segmento sobre o qual agem forças de contato externo ao corpo, e que não possui outro segmento interligado à sua extremidade distal. Assim sendo, enquanto estiver na fase aérea do movimento, os valores F_{Dix} , F_{Diy} e M_{Diz} serão nulos. Quando estiver em contato com o solo, o ponto de contato é considerado como eixo instantâneo de rotação, e o valor de M_{Diz} continuará nulo. As forças F_{Pix} e F_{Piy} são dadas pela plataforma de força, enquanto que os vetores l_D e l_P serão obtidos através da localização do centro de pressão sobre a plataforma. A Figura 3.1.3 mostra o procedimento para obtenção do centro de pressão.

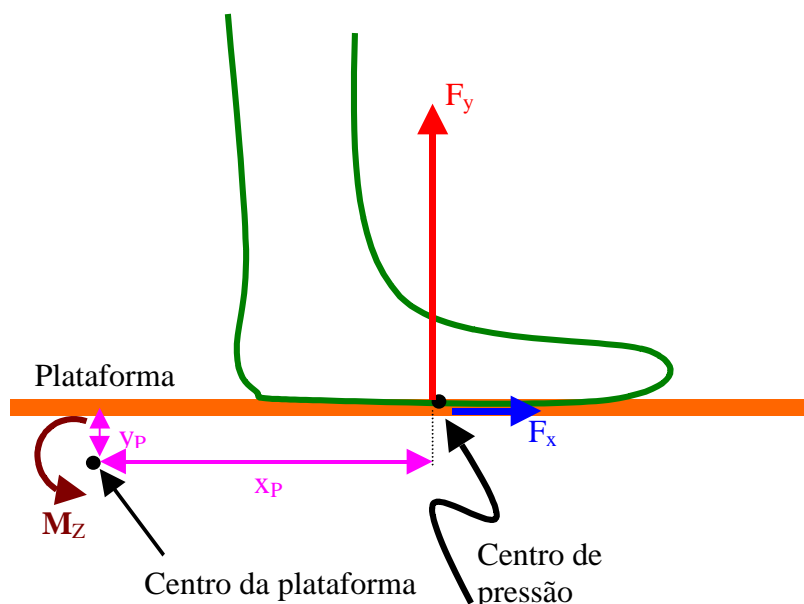


Figura 3.1.3 – Representação esquemática do segmento pé sobre a plataforma de força.

A partir da Figura 3.1.3 é possível visualizar que:

$$M_z = F_y x_p - F_x y_p \quad (3.1.9)$$

onde,

- M_z valor do momento dado pela plataforma em torno do centro da própria plataforma de força
- F_x e F_y componentes x e y das forças de contato com o solo, também fornecidas pela plataforma de força
- y_P distância vertical do centro de pressão até o centro da plataforma de força, fornecida pelo fabricante (AMTI, 1991)
- x_P distância horizontal do centro de pressão até o centro da plataforma de força, calculada quadro a quadro.

As Equações (3.1.6), (3.1.7) e (3.1.8) são desta forma resolvidas, sendo encontrados os valores das forças e momento proximais do segmento pé. Pelo princípio de ação e reação da 3ª Lei de Newton, as forças e momentos distais de um segmento, são iguais em módulo e com sentido contrário as forças e momentos proximais no segmento adjacente. Assim sendo, os valores obtidos para as variáveis proximais no segmento pé tem seu sinal trocado e são usados como variáveis distais no segmento perna, e assim sucessivamente até a articulação do quadril.

Esquemáticamente, a abordagem do problema da determinação das forças internas pode ser dividida em quatro etapas, embora os itens “b” e “c” ocorram simultaneamente:

- a) determinação dos parâmetros inerciais, massa, posição do centro de massa e momento de inércia de cada segmento;
- b) medição da força de reação contra o solo durante as atividades analisadas;
- c) medição dos deslocamentos de cada segmento em função do tempo e conseqüente obtenção das acelerações linear e angular por dupla derivação;
- d) solução das equações do movimento.

A determinação dos parâmetros inerciais é apresentada nos itens 3.2.4, 3.2.5 e 3.2.6. A abordagem das duas etapas seguintes, descritas detalhadamente nos itens 3.2.1 e 3.2.1, prevê: a medição da força de reação com o solo, utilizando-se uma plataforma de força AMTI, com os dados provenientes desta medição armazenados em

um arquivo gerado pelo software fornecido pelo fabricante; a medição dos deslocamentos de cada segmento, utilizando-se o sistema Peak Performance, com os dados armazenados em arquivo gerado pelo software fornecido pelo fabricante.

A quarta etapa, a solução das equações de movimento, reúne os resultados das etapas anteriores. A ferramenta computacional elegida para esta tarefa foi o MatLab. A escolha se deu por vários motivos: primeiro, porque a Universidade disponibiliza o uso deste software, através de cópias legalmente fornecidas pelo CPD, sem qualquer custo. Outra vantagem é a grande versatilidade que ele apresenta com o uso de matrizes. Os dados de força, momento e posição obtidos a uma taxa de aquisição de 120 Hz, estão em formato matricial unidimensional (vetores), com os valores das variáveis distribuídos em função do tempo. O MatLab trabalha muito bem com este formato de apresentação dos dados, não necessitando que sejam escritas rotinas adicionais para a solução das equações. Poderiam ainda ser citadas como critérios utilizados na escolha deste software: a possibilidade de uso em praticamente qualquer computador pessoal; o uso disseminado no ambiente universitário possibilitando o apoio de outros pesquisadores quando necessário; o nível de complexidade do modelo adotado; e o nível de interferência do programador/usuário em todas as etapas do trabalho.

Assim sendo, foram criadas rotinas computacionais descritas a seguir. Todas as rotinas são apresentadas no Anexo 4.

Manipulação dos arquivos de dados:

Cada sistema de medição, plataforma de força e sistema de vídeo, por serem equipamentos comerciais, apresentam seus próprios formatos de armazenagem e exportação de dados. Desta forma faz-se necessário o desenvolvimento de rotinas para leitura destes dados. Os dados fornecidos pela plataforma de força já estavam em seu formato definitivo, com os resultados de força e momento expressos em newtons e newtons.metro respectivamente. Entretanto, os dados fornecidos pelo sistema de vídeo foram transportados brutos, isto é, antes de serem convertidos de unidades de tela (pixels) para unidades métricas (metros). A opção para este procedimento se deu principalmente com o intuito de economizar uma etapa dentro da coleta de dados do sistema de vídeo, que dentro de todo processo, contribui com um elevado percentual da carga de trabalho. Assim sendo, foram criadas rotinas de transformação dos dados em

unidades de tela para unidades métricas, além de se corrigir eventuais inclinações da câmera, que poderiam contribuir para um eventual erro na distribuição das forças nos planos horizontal e vertical. O sistema de vídeo também apresenta certas particularidades, como por exemplo, a razão de aspecto entre distâncias horizontais e verticais. Quando filmamos um “quadrado perfeito”, com base e altura iguais, este é mostrado no monitor ocupando a totalidade da tela. Como este apresenta uma tela retangular, normalmente nas proporções 3, 4 e 5 (altura, largura e diagonal, respectivamente), significa que deslocamentos horizontais e verticais de igual amplitude serão apresentados na tela com um número diferente de pixels. Esta preocupação deve estar presente quando se faz a conversão, de pixels para metros, a partir de um padrão de calibração filmado para este fim.

Sincronização dos eventos:

Como se tratam de sistemas de medição independentes, cada um com sua própria base de tempo, faz-se necessário a sua sincronização. A etapa realizada eletronicamente (item 3.2.3), coloca um canal a mais em cada sistema. Este canal contém uma informação digital, que corresponde ao nível lógico zero, ao longo de praticamente toda a coleta, e ao nível lógico um, no momento em que um evento externo, criado eletronicamente, aparece em cada sistema. Na plataforma de força, onde os canais recebem as informações provenientes dos “strain-gages”, este canal extra é mantido em zero volts (nível lógico zero), e passa para 10 volts (nível lógico um) quando o evento é gerado. Já no sistema de vídeo, onde cada “canal” recebe as informações dos pontos luminosos na tela, o canal extra é um ponto mantido apagado, que não aparece na tela (nível lógico zero), e quando o evento é gerado o ponto surge na tela (nível lógico um). Ao software cabe sincronizar os dois sistemas, a partir deste canal adicional, eliminando aqueles dados de um sistema que não possuem correspondente no tempo no outro sistema. O tempo de coleta no sistema de vídeo normalmente era menor, em função do grande tempo necessário para digitalizar os dados. Desta forma, o início e o final do arquivo de dados da plataforma de força era eliminado, por não haver nestes momentos, valores correspondentes para o sistema de vídeo.

Obtenção da aceleração a partir dos deslocamentos:

Os dados fornecidos pelo sistema de vídeo são referentes ao deslocamento dos segmentos. Entretanto, as equações dinâmicas necessitam os valores de aceleração linear e angular destes segmentos. Assim sendo, além dos cálculos dos ângulos descritos pelos segmentos, foram criadas rotinas para se obter a sua aceleração, a partir de diferenças finitas.

Filtragem dos dados:

A localização de cada ponto de interesse no filme, é feita a partir da identificação de uma área de contraste. Desta forma, o “ponto” é na verdade o centro geométrico de uma região, delimitada a partir de parâmetros fornecidos ao sistema de vídeo. Esta sistemática de identificação implica em pequenas variações na posição do ponto, que podem representar grandes erros em termos de aceleração, pelo processo da dupla derivação. Por exemplo, ao ser filmado um objeto parado, espera-se que o sistema atribua a mesma posição para o objeto ao longo do tempo. Entretanto, pela sistemática de localização da posição do objeto (cálculo do centro geométrico da região de contraste) ocorrem variações. Estas variações darão uma noção de mobilidade, indicando que o objeto estaria se movendo, quando se calcula a derivada da posição. O erro aumenta ainda mais quando se deriva a velocidade para a obtenção da aceleração. Assim sendo, a filtragem do sinal de vídeo é uma etapa fundamental do processo, para que se evitem valores exagerados e irreais da aceleração dos segmentos. Neste trabalho optou-se por um filtro digital Butterworth de segunda ordem, com frequência de corte em 8 Hz, em função da característica dos eventos analisados (Bogert, 1994).

Solução das equações :

O sistema de três equações com três incógnitas precisa ser solucionado, ao longo de todo tempo de execução do evento, caracterizando equações matriciais. O MatLab fornece ampla facilidade para solução deste tipo de equação, um dos motivos pelos quais foi escolhido para esta tarefa.

Apresentação dos resultados:

Os resultados, forças e momentos internos resultantes, são apresentados em forma gráfica. Além destes, também os dados de entrada podem ser visualizados, em sua forma bruta e após as etapas de filtragem e conversão de unidades, para conferência e acompanhamento do processo passo a passo.

3.2 – Procedimento experimental e equipamentos utilizados

Em um primeiro momento serão apresentados os equipamentos utilizados, e os respectivos métodos utilizados para medição da diversas variáveis cinéticas e cinemáticas necessárias à solução do problema. Em seguida será apresentado o protocolo para medição dos parâmetros inerciais pelo método da imersão e com a utilização da Tomografia Computadorizada. Por fim, é apresentado como se dará a comparação dos valores de força articular obtidos através das três técnicas: tabelas antropométricas, tomografia computadorizada e método da imersão.

3.2.1 – Variáveis cinemáticas: Sistema de Vídeo Peak Performance

As variáveis cinemáticas medidas durante os eventos analisados, são obtidas com a técnica de cinemática, através da filmagem das cenas de interesse. Esta técnica de medição funciona a partir da localização de pontos específicos nos diversos quadros do filme contendo as cenas com as atividades de interesse. Estas marcas, geralmente locais anatômicos bem determinados, são localizados em cada indivíduo com auxílio de fitas reflexivas adesivas (Figura 3.2.1.1). Com ajuda de iluminação direcionada sobre os pontos anatômicos e refletida na direção da câmera de vídeo, somada aos recursos de abertura do diafragma, é possível transformar a atividade filmada em um conjunto de pontos brancos, sobre um fundo escuro, destacando os pontos de interesse. Estes pontos podem ser conectados por linhas que facilitam a visualização da posição do segmento (Figura 1.2).



Figura 3.2.1.1 – Identificação dos pontos anatômicos, para delimitação dos segmentos, através de marcas reflexivas.

Após a filmagem dos eventos é realizada a digitalização das cenas. Nesta etapa um software dedicado localiza os pontos no filme, associando-os a cada uma das articulações e identificando as coordenadas espaciais de cada ponto. Desta forma é possível obter a posição das articulações em cada quadro, ou o deslocamento entre um quadro e o subsequente. Entretanto, as coordenadas espaciais de cada ponto não estarão em unidades reais de distância, e sim em unidades adimensionais da tela do monitor (pixels). Faz-se necessária a conversão de unidades de tela para o padrão métrico. O procedimento usualmente utilizado é a filmagem de dois pontos separados por uma distância conhecida (padrão de calibração). Sabendo-se a distância métrica entre os dois pontos e a quantidade de pixels entre eles, através de uma relação linear, é possível converter as coordenadas de cada ponto, que estão inicialmente em pixels, em um valor em metros. Esta conversão de unidades é feita em uma das rotinas do software elaborado. Embora esta etapa devesse ser automática, isto é, os pontos serem identificados no automaticamente pelo software, intervenções do usuário são bastante comuns, como nos casos de ocultamento dos pontos de interesse, ou mesmo pela mudança do padrão de reflexão.

Cada ponto é representados por um par ordenado X,Y que identifica, em unidades adimensionais (pixels), a posição deste ponto na tela do monitor. Os resultados

obtidos nesta etapa são armazenados em um arquivo de formato matricial, com duas colunas para cada ponto de interesse (par X,Y), e o número de linhas relativo ao número de quadros digitalizados. Para cada segundo são necessárias 120 linhas do arquivo, em função a velocidade da câmera. No Anexo 5, a Tabela A5.1 mostra um arquivo típico para este sistema de coleta de dados. O evento representado é uma passada de uma corrida, com 0.83 segundos de duração.

O sistema de vídeo consta de uma câmera de vídeo de 120 quadros por segundo, vídeo cassete para gravação das filmagens, sistema de digitalização dos pontos de interesse e software dedicado (Figura 3.2.1.2). O Sistema Peak Performance é utilizado para medir o deslocamento de um indivíduo como um todo ou de segmentos corporais em diferentes situações de desempenho.



Figura 3.2.2.2 – Sistema de Vídeo Peak Performance, incluindo câmeras de vídeo, videocassete, monitor, microcomputador e quadro de calibração.

A grande vantagem desta técnica é efetuar as medições sem contato direto com o indivíduo, permitindo uma maior liberdade nas atividades desenvolvidas sem a presença de fios e cabos interligando o executante a algum sistema de medição. Por outro lado, alguns aspectos são importantes serem ressaltados. Os marcadores colados à superfície da pele (Figura 3.2.1.1) assumem que o movimento da pele e do osso são idênticos, e a técnica de segmentos conectados assume uma conexão rígida entre os ossos. Segundo Looze et al. (1992), o comprimento dos segmentos definidos entre duas

marcas pode variar durante os movimentos executados. Isto pode acontecer por real deformação dos segmentos, movimentos da pele ou ainda por erros de medição. Para os segmentos do membro inferior, os autores encontraram variações médias inferiores a 1 cm, utilizando a técnica da cinemetria. Segundo Bobbert et al. (1991), o movimento da pele relativo aos tecidos mais internos é uma grande fonte de erro nesta técnica, principalmente se picos de força de alta frequência estão para ser reconstruídos a partir dos dados de vídeo. Marcas reflexíveis colocadas sobre o quadril, joelho e tornozelo, apresentaram variações maiores que 2 cm quando avaliada a distância entre elas durante a fase de aterrissagem da corrida. Com esta preocupação presente, e procurando minimizar os efeitos da movimentação das marcas sobre a pele, Bobbert et al. utilizaram uma armação de madeira posicionada sobre a coxa e perna, articulada na região do joelho, onde prenderam as marcas reflexivas. Este sistema apresenta a desvantagem de que possíveis efeitos da compressão da estrutura na articulação do joelho na aceleração da parte superior da perna relativamente a parte inferior não podem ser estudados. Um segunda fonte de erro está na validade limitada das equações de movimento do corpo rígido. Segmentos corporais consistem de ossos e tecidos moles, e algum movimento relativo ocorre entre eles. Como resultado os dados de cinemática obtidos das marcas na pele podem não representar o movimento de todo segmento e mesmo quando estes deslocamentos são pequenos, eles se tornam uma importante fonte de erro para acelerações de alta frequência; um erro de deslocamento de 1 cm a 10 Hz implica em um erro de aceleração de $(2 \pi f)^2 \times 1 \text{ cm}$, ou quase 4g. É possível medir o deslocamento dos ossos diretamente, utilizando pinos transcutâneos (Lafortune et al., 1992), mas isto não garante a ausência de erros na dinâmica inversa porque a massa dos tecidos moles é uma parte significativa do segmento, e sua aceleração continuará desconhecida se somente o movimento dos ossos forem medidos (Bogert, 1994).

DeLuzio et al. (1993) avaliaram a acurácia de sistemas de vídeo, com auxílio de aparatos mecânicos monitorados por potenciômetros. Os erros encontrados pelos autores foram inferiores a 1 grau no plano sagital, simulando flexão/extensão do joelho.

O sistema de vídeo existente no Laboratório de Pesquisa do Exercício da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, foi avaliado

quanto a sua acurácia, em projeto independente (Loss et al., 1999), apresentando um erro na ordem de 0,5 %, no que se refere a quantificação dos deslocamentos.

3.2.2 – Variáveis cinéticas: plataforma de força AMTI

As variáveis cinéticas medidas durante os eventos analisados são as forças de contato com o solo. A medição destas forças é feita a partir de uma plataforma de força comercial, marca AMTI, modelo OR6-5. A plataforma AMTI, a base de strain-gauges, possibilita a medição das forças e momentos nas três dimensões, e está acoplada a um condicionador de sinais com opções de ganho de 1000 e 4000 vezes, alimentação simétrica de ± 10 volts, e conversor A/D 12 bits, fornecidos pelo fabricante. A taxa de aquisição utilizada foi de 120 Hz por canal, limitada por ser a máxima taxa possível para o sistema de vídeo.

A AMTI, fabricante da plataforma, fornece juntamente com a documentação que acompanha o produto, a “rotina de calibração do produto”. A cada um dos 6 canais (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y e M_z) está associada uma sensibilidade, a qual define a relação entre cada sinal de entrada na plataforma (força e momento) e o correspondente sinal de saída (tensão elétrica). Cada canal é desacoplado na medida em que são fornecidas as relações entre as outras cinco saídas com um sinal de entrada específica deste canal. A “matriz de calibração”, fornecida pelo fabricante pode ser vista no Anexo 5, Tabela A5.2. Não foi possível aferir a plataforma de força em todos os seus canais, pois o fabricante não disponibiliza a aplicação de forças horizontais. Foram aplicadas forças conhecidas (pesos mortos) apenas no eixo vertical (F_z), onde foi conferida a calibração deste canal e o seu desacoplamento com os demais.

Dentre todas as etapas de coletas de dados, a medição da força de reação com o solo é a mais prática, na medida em que a plataforma de força não requer nenhum procedimento de instalação. Os dados resultantes deste sistema de medição já estão em seu formato final, convertidos pelo próprio sistema na unidades adequadas, de força e momento. Um arquivo típico desta etapa é mostrada no Anexo 5, Tabela A5.3. Os dados são originalmente dispostos em seqüência. Por economia de espaço, e facilidade de compreensão, são representados em quatro colunas: tempo, F_x , F_y e M_z . Da mesma

forma que o arquivo de dados do sistema de vídeo, cada 120 linhas representam 1 segundo de coleta, conforme a taxa de aquisição da plataforma.

3.2.3 – Sincronização entre os sistemas de medição

Por se tratarem de dois sistemas de medição completamente independentes, com base de tempo próprias mas que operam concomitantemente, é preciso sincronizá-los. Este sincronismo é realizado primeiramente de forma eletrônica, com auxílio da Unidade de Sincronismo (US), equipamento pertencente ao Sistema Peak Performance. Em determinado instante durante o evento analisado, a US é programada para fornecer um sinal elétrico que varia de um nível digital zero para um, sendo enviado para o conversor A/D da plataforma de força, ao mesmo tempo que a câmera de vídeo recebe um sinal luminoso. Desta forma, os dois sistemas recebem simultaneamente um sinal proveniente de uma mesma fonte, e possuirão entre os seus dados de saída, um canal a mais, contendo a informação do sincronismo dos eventos. Posteriormente, quando os dados são lidos pelo software desenvolvido em MatLab, uma rotina se encarrega de sincronizar os eventos a partir deste canal (item 3.2.3).

3.2.4 – Parâmetros inerciais: método de imersão

O método da imersão, sugerido inicialmente por Harless (1860), e mais tarde aperfeiçoado por Dempster em 1955, foi escolhido pelo baixo custo envolvido, uma vez que todos os equipamentos necessários já se encontram disponíveis na Escola de Educação Física da UFRGS. Além da simplicidade, o método personaliza os resultados, identificando as características pessoais de cada indivíduo. Segundo Baumann (1995) existem diferenças significativa nas posições anatômicas, as quais não podem ser extraídas de procedimentos de escala, com dados oriundos de estudos em cadáveres. O método da imersão recebeu maior atenção dos pesquisadores antes do uso de técnicas como a tomografia computadorizada ou a ressonância magnética. Estas técnicas, reconhecidamente eficazes, embora também personifiquem os resultados, necessitam de equipamento sofisticado, tornando o custo das avaliações extremamente elevado. Com o fácil acesso a recursos como microcomputador, conversor

analógico/digital e célula de carga, a utilização do método de imersão volta a ser uma opção atraente por combinar baixo custo com qualidade dos resultados.

O material necessário para a utilização desta técnica consta de:

- tanque para imersão
- aparato para sustentação do indivíduo
- sistema de movimentação vertical
- sistema de medição de forças verticais

O tanque para imersão existente na Escola de Educação Física foi idealizado pelo professor Dr. Luiz Fernando Krueel (Krueel et al., 1995), de formato cilíndrico, com 1.20 m de diâmetro e 2.00 metros de altura, possui capacidade para 2000 litros. O abastecimento de água do tanque é feito através de mangueiras conectadas à piscina próxima ao tanque. A alimentação é feita a partir do sistema de injeção de água para a piscina, e o retorno se dá por diferença de altura. Desta forma, não há necessidade de um sistema independente para tratamento, aquecimento e bombeamento da água. A Figura 3.2.4.1 mostra o tanque e o aparato de sustentação do indivíduo durante uma coleta de dados.

O aparato de sustentação do indivíduo consta de uma armação de ferro em formato retangular. A movimentação vertical é feita por uma talha, com redução de 20:1, que está fixada a uma estrutura externa e ao aparato de sustentação. Uma fita métrica presa na lateral da armação de ferro permite acompanhar o quanto o indivíduo está imerso no tanque. Para medição das forças verticais é utilizada uma célula de carga presa entre o aparato de sustentação e a talha. A célula de carga, marca Alfa, modelo S-200, com capacidade máxima de 2000 N e sensibilidade de 0.5 N, está ligada a um condicionador de sinais e este a um conversor A/D de 14 bits, ambos da marca Computer Board, conectados a um microcomputador Pentium II 200 MHz. O sistema de aquisição, gerenciado pelo software SAD32 (Laboratório de Medições Mecânicas), opera a uma frequência de aquisição de 50 Hz, permitindo a utilização de filtros baixa que eliminam frequências indesejadas de 60 Hz. Esquemáticamente o sistema pode ser visualizada na Figura 3.2.4.2.



Figura 3.2.4.1 – Tanque para pesagem hidrostática.

Para o procedimento de determinação da massa dos segmentos, o indivíduo é mantido suspenso fora d'água, momento no qual seu peso é registrado. A seguir, com auxílio do sistema de deslocamento, o indivíduo é imergido parcialmente dentro do tanque. A medida que vai sendo imergido, o registro da medida de peso continua sendo realizado. O valor desta medida no entanto, vai diminuindo devido ao empuxo dos volumes que vão sendo submersos. Através destas medidas é possível chegar ao peso de cada segmento, e conseqüentemente à sua massa. Exemplificando: suponha-se que o sistema (aparato mais indivíduo) pese 750 N, e quando for imerso até o maléolo a célula de carga marque 700 N. A força de empuxo é igual ao peso do volume de água deslocado. Assim sendo, os 50 N de diferença entre os dois valores correspondem ao peso do volume de água deslocado pelos pés, mais o peso relativo ao volume de água deslocado pela estrutura de ferro. Com uma calibração prévia, é possível estabelecer a contribuição da estrutura para os valores do empuxo, e, conhecendo-se a densidade da

água, é possível estabelecer o volume de água deslocado que corresponde ao volume dos segmentos submersos. Uma vez estabelecido o volume dos segmentos corporais, basta multiplicar este valor pela densidade corporal, para se obter o peso do segmento.

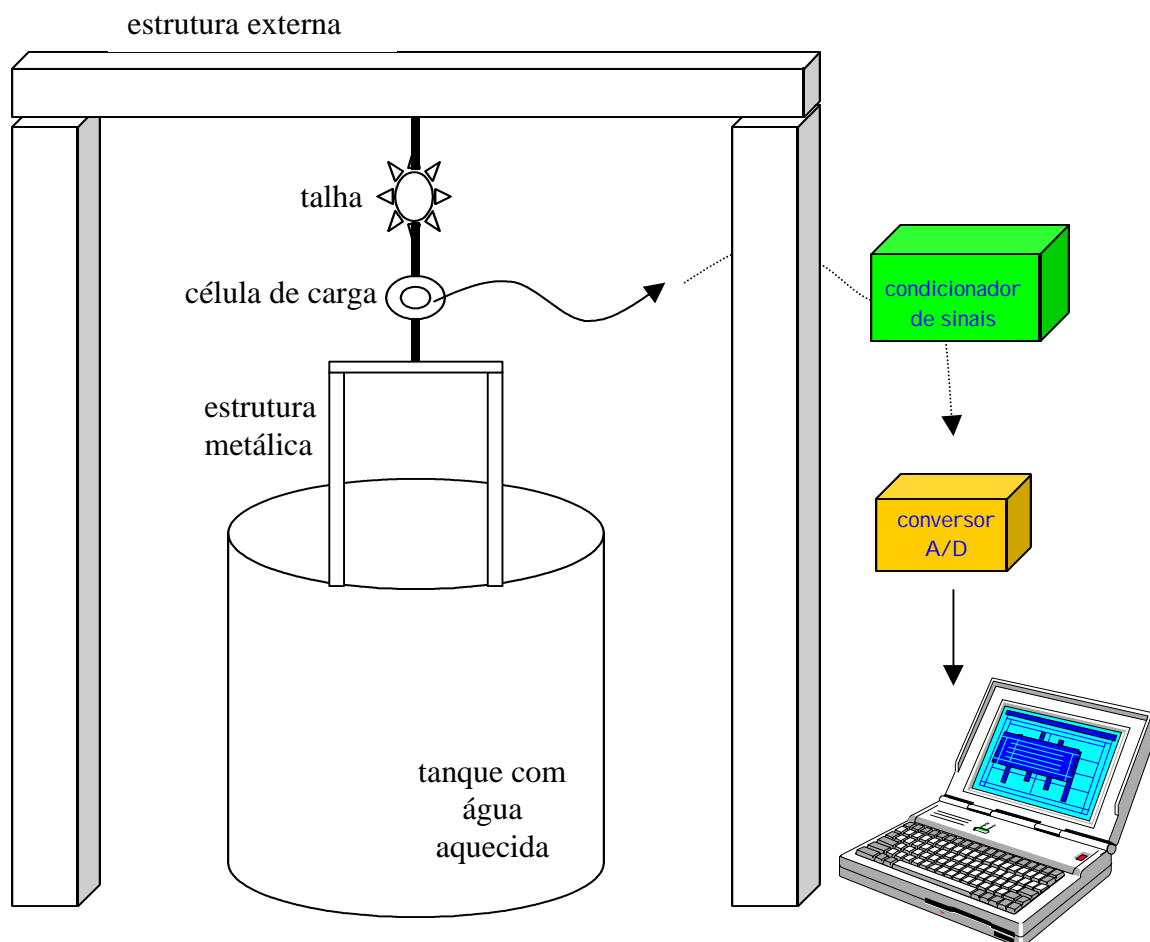


Figura 3.2.4.2 – Desenho esquemático para a pesagem hidrostática.

Embora semelhante no conceito, existem três aspectos que diferenciam a técnica aqui proposta dos métodos apresentados na literatura: **(I) a grandeza medida, (II) as porções do corpo submerso e (III) a determinação da densidade corporal.**

A primeira diferença está na maneira de determinar o volume de água deslocado. O método original era impreciso no momento em que procura medir o volume de água deslocado por variação da coluna de água próxima a parede do tanque, ou ainda pela quantidade de água que transbordasse. Ambas as formas estão sujeitas a

grandes erros em função da tensão superficial da água. O método aqui proposto, ao invés de medir diretamente o volume de água, irá medir, com um sistema assistido por computador, o peso do volume de água deslocado pela imersão parcial do corpo no tanque.

A segunda diferença se refere à forma de imersão dos segmentos corporais. Os segmentos não são submergidos de uma única vez, e sim gradativamente, dividindo a medição da massa em porções. Desta forma é possível obter valores parciais da massa do segmento, analogamente às técnicas de TC e IRM, que analisam o corpo dividindo-o em “fatias”. Realizando a imersão do corpo em porções de 2 cm por exemplo, além de determinar a massa do segmento, é possível obter uma distribuição da massa do segmento em função do eixo longitudinal do mesmo. Esta informação é extremamente valiosa para a determinação do momento de inércia do segmento, em torno de qualquer eixo transversal ao plano da análise.

A terceira diferença está na forma de determinação da densidade dos segmentos corporais. Os pesquisadores que se utilizaram deste método têm admitido a densidade corporal como unitária, ou têm-se utilizado de valores tabelados a partir de medições em cadáveres. Entretanto, medidas em cadáveres podem levar a erros na estimativa das densidades em determinados tecidos. A densidade do pulmão, para citar um exemplo extremo, foi reportada como 0.85 g/cm^3 em cadáveres (Erdmann e Gos, 1990), enquanto em tecidos vivos o valor é bem menor, entre 0.15 e 0.25 g/cm^3 (Pearsall e Reid, 1994). Embora a diferença em tecidos ósseos, musculares e adiposos (principal base de constituição do membro inferior) não seja tão acentuada, consiste em mais uma fonte de erro dentro do sistema. A literatura apresenta estudos, realizados em seres humanos saudáveis com o uso de TC (Wei e Jensen, 1995), onde além de apresentar os valores de densidade dos segmentos ao longo de seu eixo longitudinal, os autores sugerem equações de regressão, com base nos dados coletados. O trabalho de Wei e Jensen é utilizado como fonte para os dados de densidade corporal.

Os dados relativos aos pesos total e parciais são obtidos da célula de carga que encontra-se acoplada à estrutura e adquiridos por um computador através do software SAD32 na sua versão 2.59b. Para a medição das alturas parciais é colocada uma fita métrica presa à estrutura e, com auxílio de uma talha mecânica, pode-se fazer a descida gradual do indivíduo, que neste trabalho foi feita a cada 2 cm (Figura 3.2.4.1).

O indivíduo permanece cerca de 20 segundos em cada posição, para permitir que o sistema como um todo (indivíduo, célula de carga, estrutura e talha) volte a ficar imóvel após a movimentação, e a medida de força seja feita com a menor variação possível. A medida de tempo é feita através de um cronômetro manual operado por um avaliador. A taxa de aquisição utilizada é de 50 Hz. Assim sendo, dentro do intervalo de 20 segundos, são selecionados 10 segundos, totalizando 500 valores referentes à força peso medida. A média destas medidas é adotada como o valor da força vertical em cada posição de imersão.

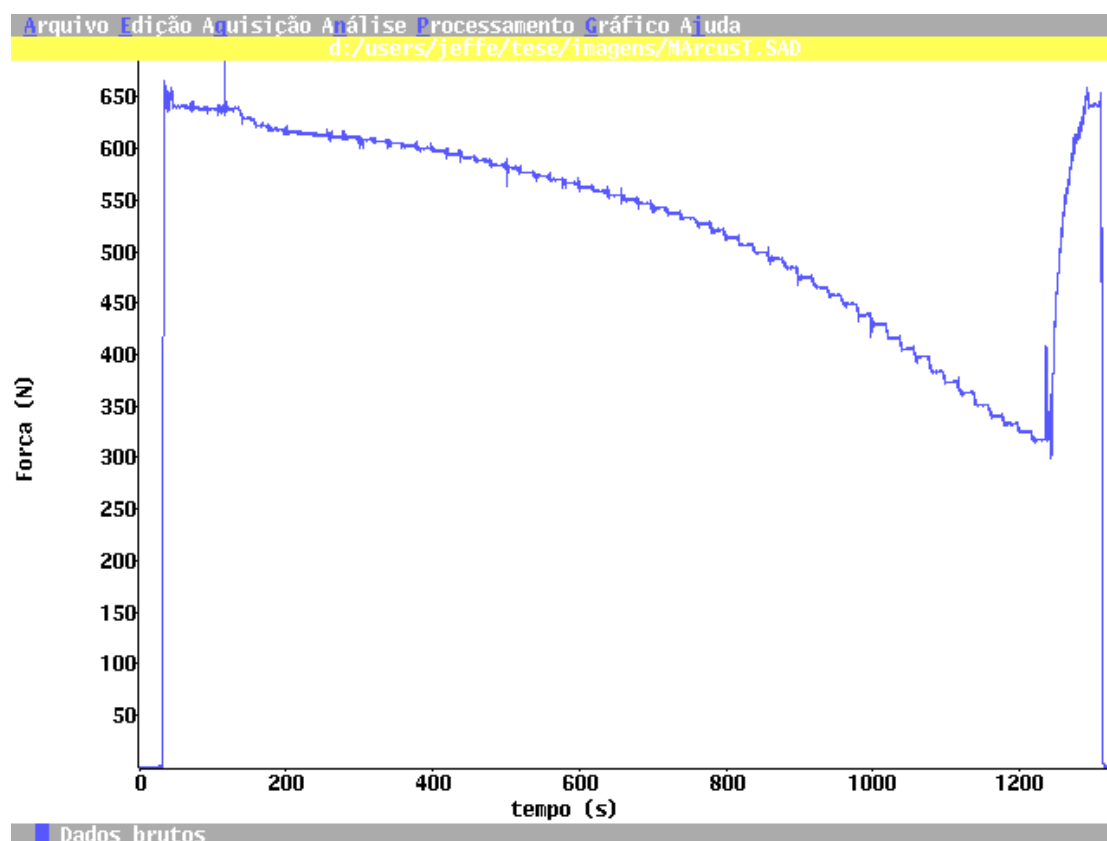


Figura 3.2.4.3 – Dados oriundos das medições no tanque de imersão.

A coleta de dados foi feita no centro natatório da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, onde se encontra o tanque para imersão. O ambiente das piscinas é bastante úmido, o que impede que sistemas de coleta de dados assistidos por computador permaneçam no local por tempo prolongado. Desta forma é necessário que para cada coleta se instale todos os equipamentos eletrônicos necessários: célula de carga, condicionador de sinais, e microcomputador com

conversor A/D. A preparação do indivíduo é rápida, na medida em que é necessário apenas a identificação dos pontos de interesse, entretanto a coleta de dados propriamente dita é bastante demorada. Como o indivíduo é imerso aos poucos no tanque, permanecendo 20 segundos em cada posição, a coleta pode demorar até quarenta minutos, para indivíduos altos. Por este motivo optou-se por uma imersão de dois em dois centímetros. Um gráfico típico desta etapa é mostrado na Figura 3.2.4.3.

Após a coleta dos dados, uma etapa de tratamento dos dados coletados inclui a filtragem do sinal, o recorte dos 10 segundos dentro de cada “janela” de 20 segundos, e o cálculo do valor médio entre os 500 valores existentes para cada porção do corpo submersa. A cada porção corresponde a um valor de empuxo (E_n), e o peso desta porção (P_n) é dado pela equação 3.2.4.1:

$$P_n = E_n * D_c / D_a \quad (3.2.4.1)$$

onde,

D_c densidade do corpo

D_a densidade da água

Pelo somatório de todas as porções é possível chegar ao peso de cada segmento, e conseqüentemente à sua massa. Dentro de uma análise bidimensional é possível localizar o centro de massa e o momento de inércia de cada segmento, admitindo-se que a massa de cada porção está homogeneamente distribuída, e seu centro de massa encontra-se no centro geométrico da porção. O centro de massa do segmento será dado pela equação 3.2.4.2:

$$CM_s = (mp_1 * d_1 + mp_2 * d_2 + \dots + mp_n * d_n) / m_s \quad (3.2.4.2)$$

onde:

mp_i massa da i ésima porção

d_i distância do centro da i ésima porção à extremidade proximal do segmento

m_s massa de todo o segmento

O momento de inércia, em torno de um eixo que passa pelo centro de massa, é calculado pela equação 3.2.4.3:

$$MI_s = mp_1*d_1^2 + mp_2*d_2^2 + \dots + mp_n*d_n^2 \quad (3.2.4.3)$$

onde,

MI_s – momento de inércia do segmento

mp_i – massa da i ésima porção

d_i – distância centro da i ésima porção ao centro de massa do segmento

A amostra contou com 10 acadêmicos da ESEF-UFRGS, todos indivíduos saudáveis, com idade entre 21 e 36 anos (em média 24,6 anos), altura entre 1,53 e 1,96 m (em média 1,73), e massa corporal entre 47,0 e 78,1 Kg (em média 67,5 Kg). Os dados são dispostos em uma tabela do Excel, como exemplificado para o segmento perna, na Tabela 3.2.4. As colunas estão identificadas por letras maiúsculas do alfabeto visando auxiliar a correspondência entre os resultados e a forma de obtenção (descrita detalhadamente a seguir). As linhas, identificadas por numeração seriada, representam os dados relativos a cada um das porções submersas de cada segmento (referenciados pelo sub-índice “i”). Por “porção de segmento” entenda-se cada parte do volume submerso do membro inferior correspondente a dois centímetros de altura (referenciadas pelo sub-índice “n”). A coluna intitulada “escala métrica” (coluna B) é previamente preenchida com os valores das posições em que foram realizadas as medições, e a coluna intitulada “gaiola” (coluna C), com os valores referente ao empuxo do aparato de sustentação do indivíduo, obtidos em uma calibração feita previamente. Os dados são digitados na coluna “peso+gaiola” (coluna D). As demais colunas, são calculadas a partir de equações descritas a seguir.

peso (coluna E) - peso líquido (indivíduo menos o aparato) é calculado pela soma das células das colunas "peso+gaiola" e "gaiola" ($E_n = C_n + D_n$).

empuxo (coluna F) - valor do empuxo de cada porção de segmento, correspondendo a diferença entre o peso de cada duas porções consecutivas, e dividido por dois, assumindo

simetria entre os membros inferiores que foram submergidos simultaneamente ($F_n = E_{n-1} - E_n$).

massa (coluna G) - valor da massa de cada porção de segmento, calculada pelo empuxo, a densidade da água e a densidade do corpo humano. A densidade da água foi medida em 1,00 kg/l, através do quociente entre a massa de uma amostra e o seu respectivo volume. A densidade do corpo humano foi obtida através das equações de regressão propostas Wei e Jensen (1995), apresentadas no item 2.5.8 ($G_n = F_n * \text{densidade do corpo} / \text{densidade da água}$).

CMparcial (coluna H) - cálculo parcial da posição do centro de massa em cada segmento, através do produto entre a massa de cada porção e a distância do centro desta porção ao piso do aparato de sustentação do indivíduo ($H_n = G_n * [B_n - 1]$).

Cmseg prox (coluna I) - cálculo do centro de massa de cada segmento, relativo a sua extremidade proximal, através do somatório de todos os valores da coluna "CMparcial" relativos ao segmento desejado, dividido pela massa total do segmento ($I_i = \sum H_n / J_n$).

Massa Segm (coluna J) – massa de cada segmento calculada pelo somatório de todas as porções de massa ($J_i = \sum G_n$).

MIparcial (coluna K) – cálculo parcial do momento de inércia para cada segmento do indivíduo, através do produto da massa pelo quadrado da distância de cada porção ao centro de massa do segmento ($K_n = G_n * \{[I_i - (B_n - 1)] / 100\}^2$).

Mom de inércia (coluna L) – momento de inércia de cada segmento, calculado pelo somatório de todas as parciais ($L_i = \sum M_n$).

Tabela 3.2.4 – Tabela de dados referente a pesagem hidrostática do segmento perna do indivíduo número 2. As colunas, identificadas por letras maiúsculas do alfabeto, apresentam descrição no texto referente a respectiva obtenção dos valores. As linhas, identificadas por numeração seriada, representam cada um das porções submersas de cada segmento.

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L
Indivíduo 2												
1.	Posição	Escala métrica (cm)	Gaiola(-1)	Peso+gaiola	peso	EMPUXO	MASSA	CMparcial	Cmsegm prox	Massa Segm	MIpacial	Mom de inércia
2.
3.
4.
5.	Maleolo	6,000	-1,669	49,317	47,648	0,063	0,066	0,331		PERNA	0,000	PERNA
6.		8,000	-1,663	49,214	47,550	0,049	0,053	0,374		2,864	0,002	0,024
7.		10,000	-1,634	49,024	47,390	0,080	0,088	0,789	PERNA	.	0,003	.
8.		12,000	-1,606	48,825	47,219	0,085	0,093	1,026	14,916	.	0,002	.
9.		14,000	-1,605	48,667	47,062	0,079	0,086	1,115	%	.	0,002	.
10.		16,000	-1,568	48,492	46,924	0,069	0,076	1,137	0,414	.	0,001	.
11.		18,000	-1,567	48,255	46,689	0,117	0,128	2,182	.		0,001	
12.		20,000	-1,558	48,004	46,446	0,121	0,133	2,521	.		0,001	
13.		22,000	-1,521	47,654	46,132	0,157	0,172	3,615	.		0,001	
14.		24,000	-1,515	47,274	45,759	0,187	0,205	4,720	.		0,000	
15.		26,000	-1,505	46,874	45,370	0,195	0,215	5,367			0,000	
16.		28,000	-1,497	46,513	45,016	0,177	0,196	5,285			0,000	
17.		30,000	-1,471	46,115	44,644	0,186	0,207	5,996			0,000	
18.		32,000	-1,436	45,718	44,283	0,181	0,202	6,254			0,000	
19.		34,000	-1,428	45,296	43,868	0,207	0,233	7,683			0,001	
20.		36,000	-1,399	44,937	43,538	0,165	0,186	6,523			0,001	
21.		38,000	-1,399	44,549	43,150	0,194	0,221	8,163			0,002	
22.		40,000	-1,371	44,173	42,801	0,174	0,200	7,786			0,003	
23.	Joelho	42,000	-1,347	43,851	42,504	0,149	0,172	7,045			0,003	
24.		
25.		

3.2.5 – Determinação dos parâmetros inerciais pelo método da tomografia computadorizada

Genericamente a imagem radiográfica consiste de um conjunto de informações tridimensionais mostradas em uma representação bidimensional. Um especialista pode extrair deste tipo de representação informações relevantes, especialmente quando se realizam diversas imagens, a partir de vários ângulos. Entretanto, existem métodos para obtenção de imagens pertencentes a um único plano de um corpo. Estes métodos são chamados de tomografia. A mais simples forma de tomografia é a Tomografia Linear. O cabeçote emissor de raios-x move-se ao longo de um caminho linear, de modo que o feixe de raio-x que atravessa o corpo passa através de um ponto fixo (Figura 3.2.5.1). Se o filme se mover simultaneamente com o tubo de raios-x, a projeção de um ponto pertencente a um determinado plano sempre incidirá no mesmo local do filme, de forma que a imagem referente a este plano será ressaltada sobre o filme. Imagens referentes a outros planos do corpo aparecerão desfocadas devido ao movimento.

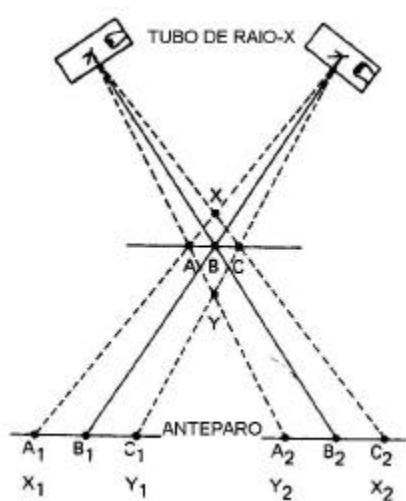


Figura 3.2.5.1 - Tomografia Linear mostrando como a imagem de um objeto contido no plano ABC permanece no mesmo lugar a medida que o filme se move, enquanto objetos posicionados em locais como X e Y produzem um "borrão" na imagem. Extraído de Edwin (1998).

Uma das formas mais complexas de tomografia é a Tomografia Transversal Axial, que permite imagens de seções transversais do corpo analisado. Para tal é necessário que o cabeçote emissor de raios-x e o filme façam um movimento de rotação ao redor do corpo, como mostrado na Figura 3.2.5.2.

Desde que este método de tomografia foi desenvolvido na década de 70, diversas inovações foram introduzidas. Atualmente a técnica é conhecida por Tomografia Computadorizada, ou simplesmente TC. A figura final é a mesma que se pretende com a tomografia transversal axial, uma "fina fatia" de uma seção transversal de um determinado corpo. A TC é uma imagem digital produzida por um computador a partir de um grande número de feixes emitidos em diferentes ângulos através do corpo. O computador reconstrói a imagem e a apresenta na tela, que pode ser gravada em meio magnético como um arquivo de imagem, utilizando-se diversos formatos de arquivo.

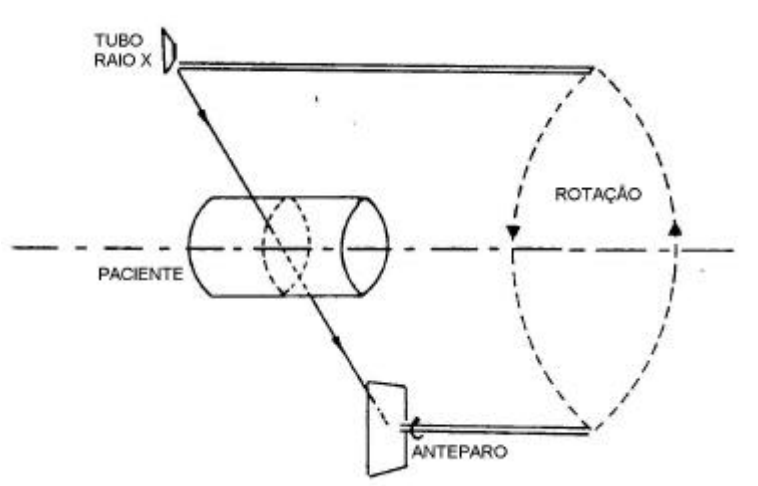


Figura 3.2.5.2 - Tomografia Axial Transversal. O filme permanece em uma posição vertical enquanto o cabeçote de raios-x e o filme fazem um movimento de rotação em torno do corpo analisado. Extraído de Edwin (1998).

Deste modo, as imagens de Tomografia Computadorizada (TC) são representações bidimensionais de uma seção transversal corporal tridimensional. Para cada corpo analisado são realizadas diversas imagens. Cada imagem é composta por um conjunto de pixels (elemento de superfície), correspondentes a um conjunto de voxels (elemento de volume). Os voxels tem a mesma área dos pixels, entretanto eles são dotados de uma terceira dimensão, de maneira que um dado pixel na imagem de TC representa a média das propriedades do tecido incluídas no voxel. Cada pixel da imagem bidimensional da TC possui um número específico que pode variar entre -1000 e +3095 (4096 valores). O valor numérico de cada pixel corresponde a um específico tom de cinza na imagem. Estes valores são chamados "números de TC" ou Unidades de Hounsfield (UH), que serão dependentes das propriedades físicas dos

tecidos compreendidos no voxel. Variações nos valores da TC são baseadas numa escala usando a água como referência (0 UH). A TC pode diferenciar tecidos *in vivo* baseada nas características de atenuação à passagem do feixe de raios-x, que dependem basicamente da densidade do material e do número de elétrons por unidade de massa. Alterações da densidade do material pertencente ao voxel irão afetar diretamente o número de TC do pixel. Tecidos são formados primariamente por carbono, nitrogênio, oxigênio e hidrogênio. A razão elétrons/massa para o C, N, e O é 0.5, entretanto a razão para o H é 1.0. Desta forma uma maior proporção de hidrogênio no tecido adiposo, por exemplo, permite separá-lo bem de outros tecidos. Além destes fatores, os números de TC também são afetados pela energia do feixe de raios-x, que se ajusta automaticamente ao longo da varredura em função dos diferentes tecidos e espessuras encontradas, de modo a proporcionar uma imagem o mais clara possível. TC pode discernir gordura e músculo primeiramente devido a suas diferentes características de atenuação. Gordura apresenta valores de atenuação em uma faixa negativa (-190 a -30 UH), enquanto músculos tem uma atenuação positiva (0 a 100 UH), assim sendo, o tecido adiposo é indicado por áreas mais escuras comparativamente a região compreendida por músculos na imagem de TC. Ossos apresentam alta atenuação na TC o que se reflete na imagem através de regiões bastante claras (Figura 3.2.5.3).

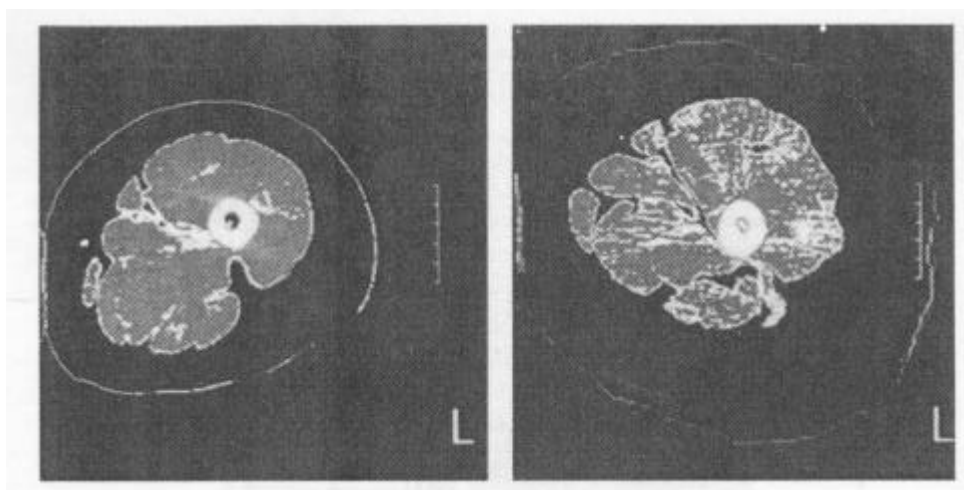


Figura 3.2.5.3 - Imagem de Tomografia Computadorizada de uma região da perna, obtidas de um indivíduo mais magro (esquerda) e outro mais obeso (direita). Extraído de Goodpaster (2000).

A metodologia para obtenção dos parâmetros inerciais dos segmentos do membro inferior, está baseada no modelo proposto por Huang e Wu (1976) inicialmente com o propósito de medir a densidade dos tecidos, e aprimorada mais tarde por Huang e Suarez (1983), com a finalidade de avaliar a geometria e a distribuição de massa no corpo humano. A técnica consiste em realizar a varredura da Tomografia computadorizada na região de interesse, juntamente com alguns materiais de densidade homogênea e conhecida. Neste estudo, os materiais selecionados foram: água, solução gelatinosa, alumínio e acrílico.



Figura 3.2.5.4 - Testes realizados no Tomógrafo Computadorizado do Centro de Diagnóstico por Imagens do Hospital São Lucas. A esquerda do voluntário os cilindros utilizados com materiais de densidade conhecida.

O alumínio e o acrílico, por serem comercializados em barras cilíndricas tiveram mantidos seu formato original (1200 mm de comprimento com \varnothing de 25 mm). A água e a solução gelatinosa foram acondicionadas em tubos de pvc com as mesmas dimensões. A água utilizada foi bi-destilada, enquanto a solução gelatinosa foi preparada com a mesma água e com gelatina em folha, marca Oetker, numa proporção de 10 gramas de gelatina (6 folhas), para cada 100 ml de água. A Figura 3.2.5.4 ilustra o momento de realização de uma coleta de dados no Centro de Diagnóstico por

Imagens do Hospital São Lucas da PUCRS. Imagens típicas da TC são mostradas na Figura 3.2.5.5.

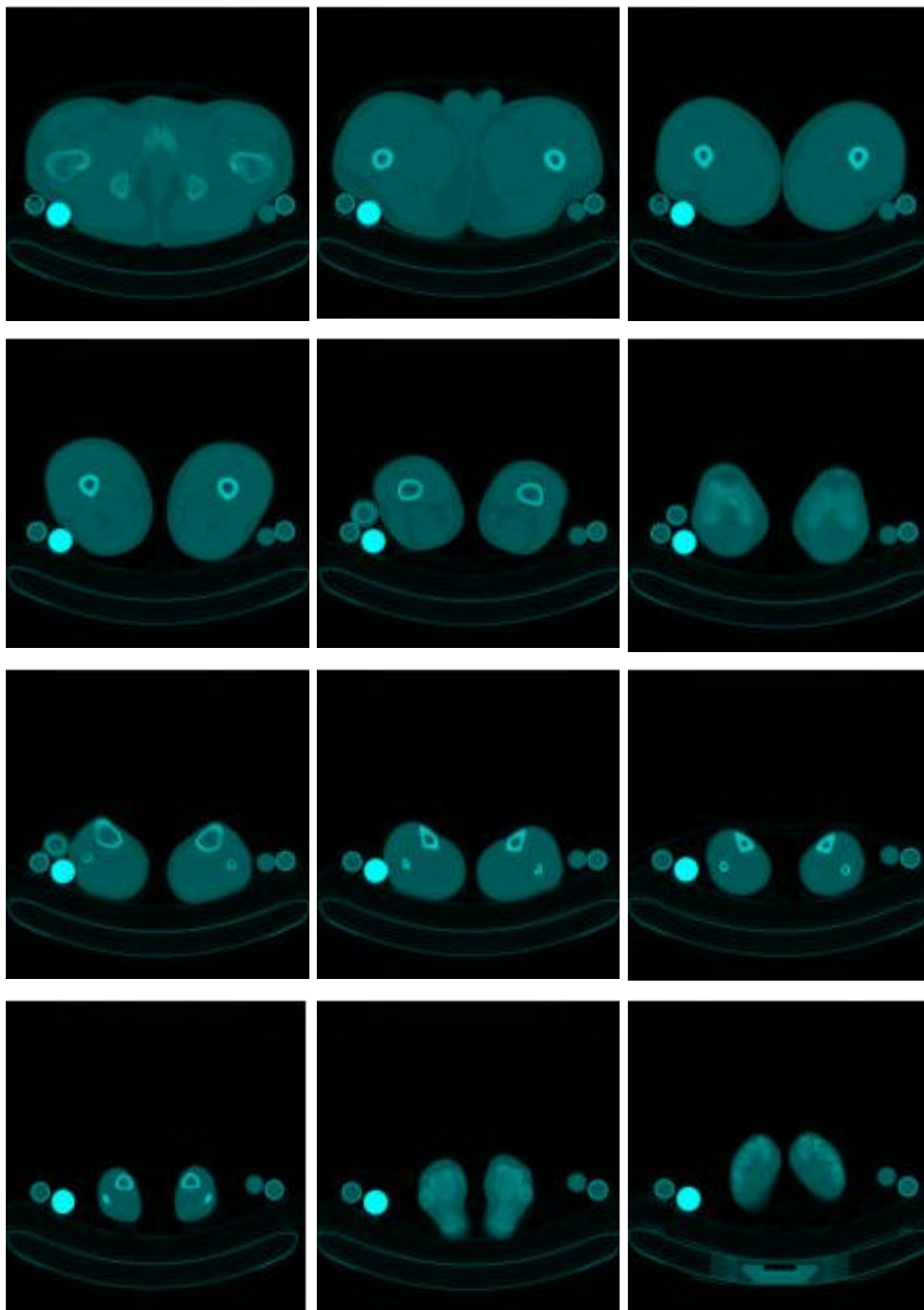


Figura 3.2.5.5 - Imagens da Tomografia Computadorizada mostrando a seção transversal dos membros inferiores, em várias regiões, juntamente com os materiais utilizados (Resolução 512x512).

As imagens da Figura 3.2.5.5 representam imagens a cada 8 cm aproximadamente. O tomógrafo permite varreduras de até 0.1 mm, o que significaria uma excelente definição na distribuição dos tecidos do corpo humano. Entretanto, a dose de raios-x a que estaria exposto o indivíduo neste caso seria extremamente elevada. Optou-se assim por imagens a cada 5 mm, o que representa uma pior resolução na medição, porém um menor tempo de exposição à radiação.

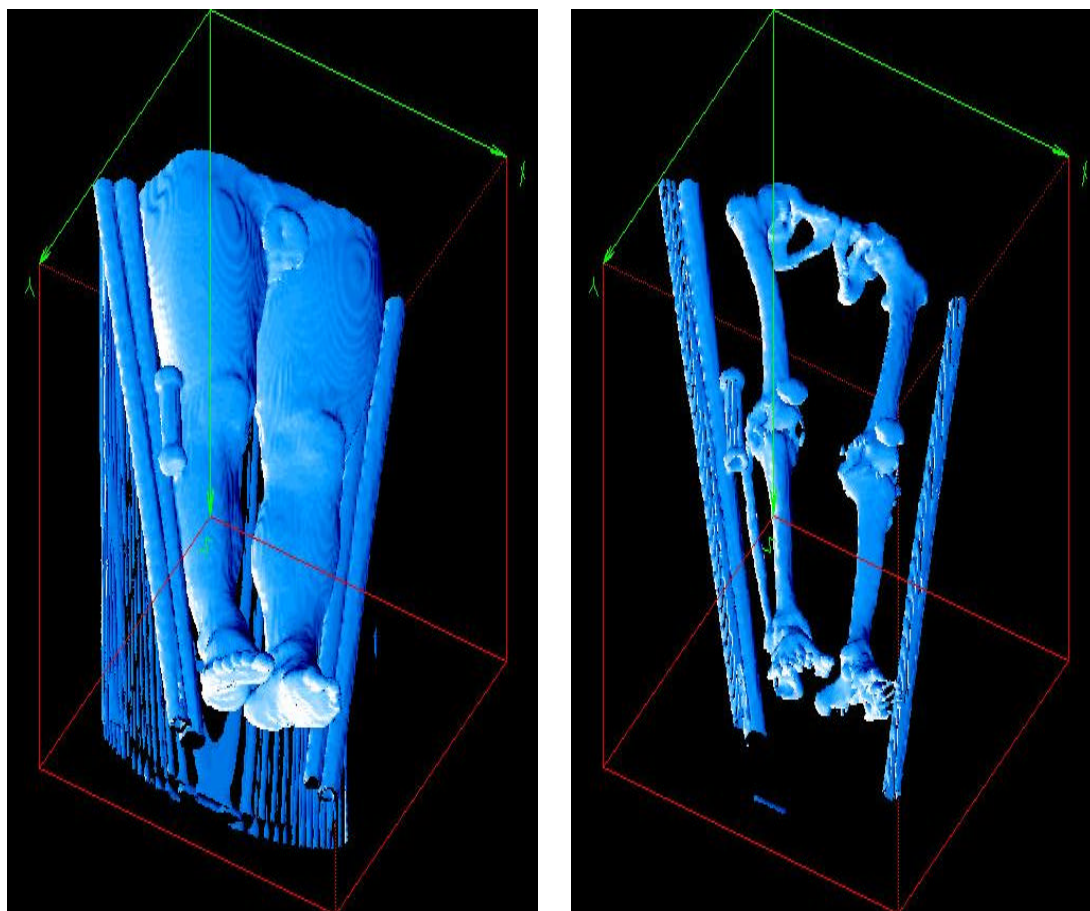


Figura 3.2.5.6 – Imagens geradas a partir das varreduras transversais da tomografia, com auxílio do software IDL (Resolução 512x512). A direita apenas os pontos de maior densidade.

Por esta técnica foram analisados três indivíduos, entre os dez utilizados no estudo completo. Durante as medições com o primeiro voluntário, por tratar-se da primeira realização do protocolo de medição, alguns dados foram perdidos, e não foi possível a obtenção das imagens dos pés. Corrigido o problema, optou-se por não

expor novamente o mesmo indivíduo ao exame completo. Os testes realizados duraram em média uma hora cada um, incluindo o tempo de preparação do paciente, varredura do tomógrafo, geração dos arquivos de imagem formato “dycom”, e transferência destas imagens para um CD. Os três indivíduos analisados geraram no total 567 imagens de 516 KB cada, totalizando 293 MB de informação.

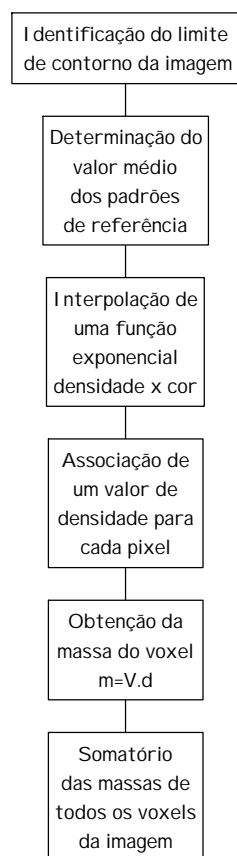


Fig. 3.2.5.7 – Determinação da massa de cada seção scaneada na tomografia

Um software escrito em IDL 5.3 (Interactive Data Language) foi gerado para calcular os parâmetros inerciais a partir das imagens de tomografia. Por se tratar de uma linguagem específica, o trabalho contou com a colaboração do Dr. Michael Steinmayer, que ajudou na elaboração das rotinas necessárias. Um fluxograma simplificado para determinação da massa de cada seção scaneada na tomografia pode ser acompanhado na Figura 3.2.5.7. Com o uso do programa gerado em IDL foi possível inclusive recriar os volumes scaneados pela tomografia a partir das imagens de varredura (Figura 3.2.5.6).

3.2.6 – Determinação dos parâmetros inerciais pelo método de tabelas antropométricas

Os parâmetros inerciais obtidos a partir de tabelas antropométricas são de farta citação na literatura, quando se trata do cálculo da força articular (Andrews, 1974; Winter, 1979; Bobbert et al. 1991; Engin e Tümer, 1993; Eng e Winter, 1995; Bogert et al. 1996; Beynnon et al. 1996; Glitsch e Baumann, 1997; Levin et al. 1998;

Bogert et al. 1999). A facilidade na obtenção destes valores torna bastante atraente o uso deste recurso. Entretanto, características individuais não são respeitadas quando a massa, o centro de massa e o momento de inércia, são obtidos a partir da massa total do indivíduo e do tamanho dos seus segmentos. Os valores aqui utilizados serão aqueles sugeridos por Dempster (1955), Clauser (1969), por serem os mais citados na literatura.

A proposta de Dempster (1955) para determinação dos parâmetros inerciais é baseada nos valores médios, encontrados a partir da segmentação de oito cadáveres. Assim sendo, a partir do peso total do indivíduo, e do tamanho dos seus segmentos é possível calcular a massa e o centro de massa de cada um. Com relação ao momento de inércia Dempster sugere que se usem diretamente os valores por ele encontrados. Hay (1974) sugere que “*seria apropriado se o peso e a estatura do indivíduo de interesse se aproximassem o máximo possível dos cadáveres medidos por Dempster*”. Os coeficientes de predição, sugeridos a partir do estudo de Dempster (1955) estão na Tabela 3.2.6.1.

Tabela 3.2.6.1 – Parâmetros inerciais calculados para os indivíduos deste estudo a partir das tabelas antropométricas de Dempster (1955). M – massa do segmento; CM – centro de massa do segmento; MI – momento de inércia do segmento.

Segmentos	M [% peso corporal]	CM [% tamanho do segmento]*	MI [kg.m ²]
pé	0,014	0,429	0,003
perna	0,045	0,433	0,042
coxa	0,097	0,433	0,098

* a partir da articulação proximal do segmento

Outro estudo bastante citado na literatura é o trabalho de Clauser (1969). A proposta de Clauser para determinação dos parâmetros inerciais difere do trabalho de Dempster na medida em que não é baseada apenas no peso total do indivíduo. Clauser analisou 13 cadáveres, medindo para cada um deles 73 variáveis antropométricas. A partir destas medições estabeleceu equações de regressão, com um, dois e três termos, para predizer o peso dos segmentos. As equações de regressão

propostas por Clauser para cada um dos segmentos do membro inferior, indicando o nível de correlação obtida em cada uma delas, são apresentadas na Tabela 3.2.6.2.

Tabela 3.2.6.2 – Equações de regressão propostas por Clauser (1969) para a massa dos segmentos do membro inferior.

SEGMENTO	EQUAÇÃO	R
pé	$0,009 * P$	0,810
	$0,005 * P + 0,033 * CT$	0,882
	$0,003 * P + 0,048 * CT + 0,027 * TP$	0,907
perna	$0,135 * CP$	0,933
	$0,141 * CP + 0,042 * TC$	0,971
	$0,111 * CP + 0,047 * TC + 0,074 * CT$	0,979
coxa	$0,120 * P$	0,893
	$0,074 * P + 0,138 * CC$	0,933
	$0,074 * P + 0,123 * CC + 0,027 * CI$	0,944

onde:

- P massa do indivíduo [Kg]
 CT menor circunferência do tornozelo [cm]
 TP comprimento do pé, do maléolo até o ponto mais distal do pé [cm]
 CP máxima circunferência da perna [cm]
 TC distância do trocanter maior ao topo da cabeça [cm]
 CC circunferência da coxa, medida logo abaixo da nádega [cm]
 CI dobra cutânea medida na crista ilíaca superior [mm]

3.2.7 – Eventos analisados

O método sugerido para o cálculo da força articular supõe uma situação bidimensional. O critério para considerar a atividade ocorrendo em apenas um plano foi obtido através da plataforma de força, onde a força de reação horizontal, perpendicular a direção de propagação, não poderia exceder 5 % do valor máximo da força de reação vertical. Dentre as várias possibilidades de atividades físicas que poderiam se enquadrar nesta limitação, optou-se por analisar:

- caminhada
- corrida de baixa velocidade
- agachamento

- salto com amortecimento
- salto sem amortecimento
- prótese instrumentada

Caminhada (protocolo): cada indivíduo foi orientado para caminhar normalmente, na velocidade que estivesse mais habituado, cuidando para pisar na plataforma de força sempre com o pé direito (lado que estava sendo filmado), de modo que todo o pé ficasse na região da plataforma, sem contato com meio externo. Caso o indivíduo alterasse sua marcha, aumentando ou diminuindo a passada para cumprir esta determinação, o teste era invalidado e nova coleta era realizada. O evento foi repetido tantas vezes quantas fossem necessárias para que se obtivessem três passadas consideradas válidas.

Corrida de baixa velocidade (protocolo): ocorreu de maneira similar a caminhada, com a característica de apoio unipodal, ou seja, o indivíduo apoiava apenas um dos pés no chão de cada vez, havendo uma fase aérea (sem contato com o solo) entre cada apoio.

Agachamento (protocolo): cada indivíduo iniciava próximo a plataforma de força a uma distância que lhe permitisse, com apenas uma passada, ficar completamente dentro do domínio desta. Após o comando o indivíduo entrava na plataforma, permanecendo em uma posição ereta, pés unidos, com joelhos e quadris estendidos, ombros aduzidos com os braços soltos ao longo do corpo, durante um tempo não inferior a dois segundos. O agachamento ocorria em seguida, consistindo de uma flexão de quadris e joelhos até que estes chegassem próximos a um ângulo de noventa graus. O uso dos membros superiores para manutenção do equilíbrio era permitido, e dependia da estratégia de cada indivíduo. A posição mais agachada era mantida por um período curto, após o qual o indivíduo voltava à posição ereta. Havendo desequilíbrios durante a fase de descida ou subida o teste era invalidado. O evento era repetido tantas vezes quantas fossem necessárias para que se obtivessem três agachamentos considerados válidos. Por permanecer com os dois pés simultaneamente na plataforma de força, e considerando o movimento de agachamento simétrico, os valores calculados eram ao final divididos por dois, considerando-se uma distribuição de carga de 50% para cada segmento.

Salto com amortecimento (protocolo): cada indivíduo iniciava próximo à plataforma de força a uma distância que lhe permitisse, com apenas uma passada, ficar completamente dentro do domínio desta. Após o comando o indivíduo entrava na plataforma, permanecendo em uma posição ereta, pés unidos, com joelhos e quadris estendidos, ombros aduzidos com os braços soltos ao longo do corpo, durante um tempo não inferior a dois segundos. O salto consistia em impulsionar-se para cima a uma altura em torno de 30 cm, mantendo os pés juntos, e retornar ao solo, com os dois pés simultaneamente, mantendo-os dentro dos limites da plataforma. O indivíduo era instruído a flexionar os joelhos e quadris imediatamente após o contato com o solo, com o intuito de amortecer a queda. A estratégia de amortecimento ficava a cargo de cada indivíduo, procurando-se sempre evitar situações de desequilíbrio. Havendo desequilíbrios durante a fase de subida ou descida o teste era invalidado. O evento era repetido tantas vezes quantas fossem necessárias para que se obtivessem três saltos considerados válidos. Por permanecer com os dois pés unidos, e considerando o movimento de salto simétrico, os valores calculados eram ao final divididos por dois, considerando-se uma distribuição de carga de 50% para cada segmento.

Salto sem amortecimento (protocolo): cada indivíduo iniciava próximo a plataforma de força a uma distância que lhe permitisse, com apenas uma passada, ficar completamente dentro do domínio desta. Após o comando o indivíduo entrava na plataforma, permanecendo em uma posição ereta, pés unidos, com joelhos e quadris estendidos, ombros aduzidos com os braços soltos ao longo do corpo, durante um tempo não inferior a dois segundos. O salto consistia em impulsionar-se para cima a uma altura mínima (1 ou 2 cm), suficiente apenas para o indivíduo perder contato com o solo. O indivíduo era instruído a não flexionar os joelhos e quadris mantendo-os rígidos no momento da queda. O retorno ao solo era feito com os calcanhares, não sendo permitido tocar o solo primeiramente com a ponta dos pés. Havendo desequilíbrios durante a fase de subida ou descida o teste era invalidado. O evento era repetido tantas vezes quantas fossem necessárias para que se obtivessem três saltos considerados válidos. Por permanecer com os dois pés unidos, e considerando o movimento de salto simétrico, os valores calculados eram ao final divididos por dois, considerando-se uma distribuição de carga de 50% para cada segmento.

3.3 – Avaliação do modelo

Para avaliar o modelo, os dados provenientes do cálculo foram confrontados com valores de força obtidos a partir da instrumentação de uma prótese de joelho (Cervieri, 2000). Foram colados quatro extensômetros de resistência elétrica formando uma ponte de Wheastone completa, em uma próteses de membro inferior Otto Bock (Figura 3.3), de forma a medir as deformações axiais do componente em estudo e desta forma avaliar as forças que estão atuando no sistema. Foram utilizados sensores do tipo *strain gages* da marca KYOWA, modelo KFG-1-120-C1-23, para alumínio. O sujeito escolhido foi o que apresentou a melhor marcha durante a análise feita por Tonon, 1998. Esse sujeito é um amputado unilateral, desarticulado de joelho esquerdo com massa de 79 kg, 22anos e usa a prótese há 2 anos.

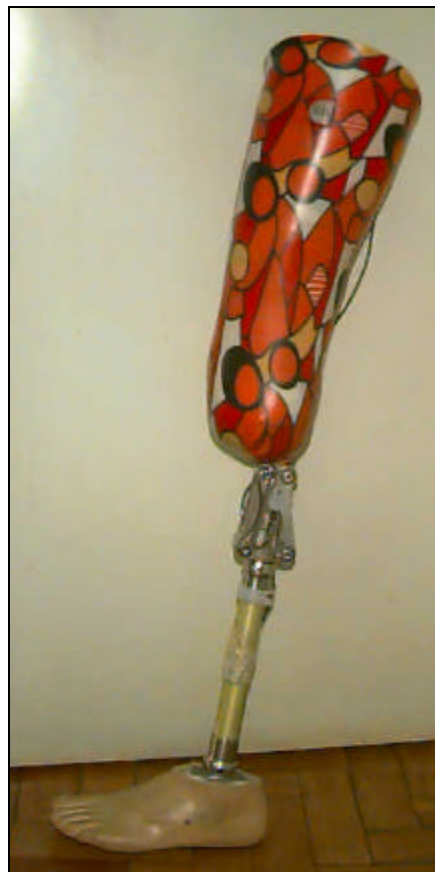


Figura 3.3 - Prótese modular Otto Bock utilizada nos ensaios.

Escolheu-se a prótese do tipo modular por apresentar componentes de fácil instrumentação, além de proporcionar ao paciente uma marcha mais semelhante a normal; o encaixe foi usado com uma fixação de silicone para permitir maior aderência da prótese ao coto, já que pequenos deslocamentos, causados por folgas na prótese, causam erros nos cálculos, principalmente na avaliação das acelerações. Revestimentos, tanto na parte do adaptador quanto no joelho não foram usadas, pois estes acrescentariam erro na medida, porque diminuem a rigidez do sistema. O pé dinâmico foi escolhido devido à rigidez no tornozelo, já que a habilidade crescente em mover o tornozelo implica em estabilidade decrescente. Este tipo de pé é indicado para pacientes ativos, pois possuem grande capacidade de deformação elástica gerando maior amortecimento no choque do calcanhar, passagem dinâmica entre a fase de apoio e a fase de balanço, melhor compensação e absorção nos terrenos irregulares e adaptação a várias alturas de salto de sapatos.

O protocolo consistiu de caminhadas sobre a plataforma de força.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos são apresentados em três grupos. Primeiramente serão mostrados os valores obtidos para os parâmetros inerciais (segundo Clauser, Dempster, tomografia computadorizada e pesagem hidrostática). Posteriormente são apresentados os valores obtidos com a prótese instrumentada, comparativamente aos valores calculados pela dinâmica inversa. E por fim, os valores obtidos para as forças e torques articulares resultantes nas diversas situações (caminhada, corrida, salto com flexão, salto sem flexão, e agachamento), utilizando-se as rotinas desenvolvidas para dinâmica inversa a partir de cada um dos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais.

4.1 – Parâmetros Inerciais

Os resultados obtidos a partir dos diversos métodos, Dempster (1955), Clauser (1969), pesagem hidrostática e tomografia computadorizada, são mostrados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Parâmetros inerciais calculados para os indivíduos deste estudo a partir dos diversos métodos.

amostra	segmento	massa [Kg]				centro de massa* [m]				momento de inércia [Kgm ²]		
		Dempster	Clauser	Tomografia (Esq. / Dir.)	Este estudo	Dempster	Clauser	Tomografia (Esq. / Dir.)	Este estudo	Dempster	Tomografia (Esq. / Dir.)	Este estudo
Indivíduo 1	pé	0,917	0,590	-	0,995	0,090	0,094	-	0,093	0,003	-	0,001
	perna	2,948	2,817	2,523/2,863	2,484	0,156	0,134	0,176/0,174	0,186	0,042	0,068/0,080	0,052
	coxa	6,354	7,860	7,362/7,822	7,425	0,182	0,156	0,238/0,230	0,257	0,098	0,153/0,177	0,143
Indivíduo 2	pé	0,687	0,442	-	0,421	0,073	0,076	-	0,073	0,003	-	0,000
	perna	2,210	2,111	-	2,864	0,156	0,134	-	0,186	0,042	-	0,024
	coxa	4,763	5,892	-	8,666	0,156	0,134	-	0,220	0,098	-	0,085
Indivíduo 3	pé	0,970	0,624	-	0,612	0,090	0,094	-	0,096	0,003	-	0,001
	perna	3,119	2,980	-	2,680	0,173	0,148	-	0,202	0,042	-	0,041
	coxa	6,722	8,316	-	6,856	0,182	0,156	-	0,267	0,098	-	0,215
Indivíduo 4	pé	0,839	0,539	0,669/0,847	0,608	0,094	0,099	0,098/0,106	0,106	0,003	0,003/0,003	0,001
	perna	2,696	2,576	3,171/3,471	3,185	0,182	0,156	0,151/0,179	0,172	0,042	0,050/0,064	0,040
	coxa	5,810	7,188	10,18/10,56	10,086	0,199	0,171	0,182/0,192	0,195	0,098	0,201/0,210	0,343
Indivíduo 5	pé	0,958	0,616	0,690/0,790	0,677	0,094	0,099	0,091/0,107	0,094	0,003	0,003/0,003	0,001
	perna	3,078	2,941	3,761/4,001	3,643	0,199	0,171	0,168/0,172	0,165	0,042	0,055/0,067	0,056
	coxa	6,635	8,208	13,83/14,09	13,413	0,242	0,208	0,171/0,185	0,130	0,098	0,140/0,178	0,284
Indivíduo 6	pé	0,843	0,542	-	0,689	0,090	0,094	-	0,089	0,003	-	0,001
	perna	2,709	2,589	-	3,113	0,173	0,148	-	0,157	0,042	-	0,038
	coxa	5,839	7,224	-	10,087	0,208	0,179	-	0,191	0,098	-	0,165
Indivíduo 7	pé	0,875	0,563	-	0,747	0,073	0,076	-	0,081	0,003	-	0,000
	perna	2,813	2,688	-	4,158	0,169	0,145	-	0,159	0,042	-	0,039
	coxa	6,063	7,500	-	9,385	0,204	0,175	-	0,196	0,098	-	0,350
Indivíduo 8	pé	0,878	0,624	-	0,714	0,073	0,076	-	0,077	0,003	-	0,000
	perna	2,822	2,980	-	3,958	0,156	0,134	-	0,152	0,042	-	0,056
	coxa	6,082	8,316	-	11,465	0,173	0,149	-	0,183	0,098	-	0,265
Indivíduo 9	pé	1,071	0,689	-	1,213	0,099	0,103	-	0,126	0,003	-	0,002
	perna	3,443	3,290	-	4,698	0,212	0,182	-	0,208	0,042	-	0,044
	coxa	7,421	9,180	-	11,682	0,268	0,231	-	0,285	0,098	-	0,156
Indivíduo 10	pé	0,983	0,632	-	0,995	0,086	0,090	-	0,075	0,003	-	0,001
	perna	3,159	3,019	-	3,369	0,160	0,137	-	0,152	0,042	-	0,050
	coxa	6,809	8,424	-	7,568	0,186	0,160	-	0,205	0,098	-	0,326

* a partir da articulação proximal do segmento

Comparando os valores apresentados na Tabela 4.1, entre os parâmetros inerciais dos segmentos obtidos através dos diferentes métodos, é possível confirmar, como esperado, a grande diferença entre os dados obtidos de tabelas antropométricas e os demais métodos. Diferenças superiores a 100% tomando como base o estudo de Dempster (1955) (coxa do indivíduo número 5), e superior a 76% para as estimativas a partir de Clauser(1969) (pé do indivíduo número 9), quando comparados contra a pesagem hidrostática. Quando comparados os valores das tabelas antropométricas com os dados de tomografia as diferenças superiores a 100% se confirmam para o indivíduo número 5. Embora com uma amostra reduzida, os dados da tomografia apresentam resultados bastantes semelhantes ao valores obtidos através da pesagem hidrostática.

A tomografia permitiu ainda, a localização do centro de massa de cada porção scaneada dentro de uma perspectiva bidimensional, referente a área de secção transversal de cada imagem. Nas diversas secções analisadas o posicionamento do centro de massa sempre esteve dentro de uma região circular de raio 30% do raio de um círculo que circunscrevia a imagem total. Entretanto, os demais métodos utilizados não permitem a comparação com este resultado, tampouco foram encontradas menções na literatura a este respeito. A validade desta informação é questionável na medida em que a medição com a tomografia foi feita em decúpto dorsal, com a musculatura relaxada, e com a compressão dos tecidos moles posteriores, situação que não ocorre em nenhuma dos eventos analisados. O posicionamento predominantemente vertical, além da contração e relaxamento da musculatura durante a execução das tarefas analisadas, pode alterar completamente a posição do centro de massa de cada secção. Além disto, a característica bidimensional do modelo, que localiza cada segmento a partir de dois pontos em cada uma de suas extremidades, é uma limitação que por si só carrega erros de maior ordem do que aqueles gerados a partir da suposição que o centro de massa de cada porção do segmento estaria sobre o eixo longitudinal do segmento.

4.2 – Prótese instrumentada

Como a instrumentação da prótese somente permitia a medição de força na direção axial, analisaram-se as forças somente na fase de apoio do membro inferior

esquerdo, ou seja, desde o toque do calcanhar com o solo até a retirada dos dedos, fase final de apoio da caminhada.

A Figura 4.2 mostra os resultados obtidos para a força a partir da instrumentação realizada, comparativamente aos resultados fornecidos pelo software para o que seria a “articulação do joelho”, durante a fase de apoio da caminhada.

A partir da Figura 4.2 é possível verificar uma aceitável coincidência entre os valores medidos e os calculados. O momentos em que a diferença é mais acentuada correspondem aos picos de força. Este aumento na diferença pode ser parcialmente explicado pela contribuição das forças inerciais (relativas a massa dos segmentos). Para o teste realizado a partir da prótese, os dados dos parâmetros inerciais foram mensurados diretamente, uma vez que esta permitia a desmontagem. Com relação ao segmento coxa, este era composto, além da parte de encaixe, pelo coto do indivíduo. Os parâmetros deste segmento foram então otimizados, a partir de tabelas antropométricas, levando-se em consideração o grau de amputação do indivíduo. Esta otimização sem dúvida contribuiu para um aumento no erro na determinação da força.

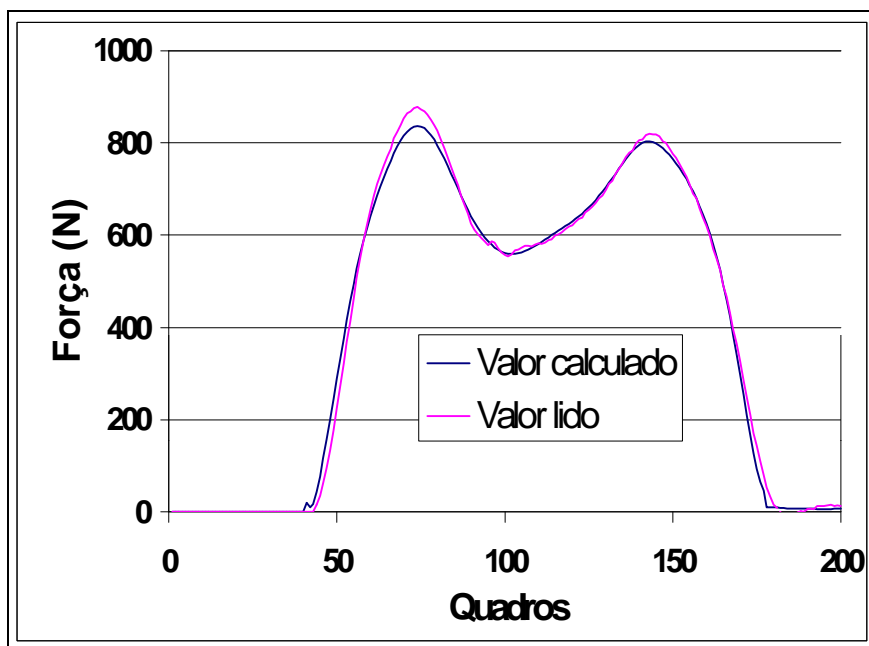


Figura 4.2 - Gráfico comparativo dos valores de força da prótese instrumentada (valor lido) e da força obtida pelo método da dinâmica inversa (valor calculado), durante uma passada de caminhada.

Uma das limitações referentes ao teste apresentado é apresentar apenas os dados de força axial. Outra questão que pode ser levantada é com relação a rigidez dos segmentos analisados. As partes móveis da prótese apresentam um comportamento muito mais próximo daquele preconizado pelas equações do movimento (mecânica dos corpos rígidos) do que os segmentos humanos, constituídos de tecidos moles com distribuição variada da massa. Entretanto, o teste com a prótese mostra a viabilidade do modelo. Testes envolvendo medições em humanos normais certamente contarão com uma parcela maior de erro relativo a estas questões. Mesmo assim, os erros deverão ser sistemáticos, permitindo comparações de um mesmo indivíduo em diferentes situações de análise.

4.3 – Cálculo das forças internas

A partir da técnica da dinâmica inversa e com base nos parâmetros inerciais obtidos através dos diferentes métodos, foram calculados os valores de força e momento resultante para as articulações do tornozelo, joelho e quadril. Com o uso das rotinas desenvolvidas no MatLab foi possível avaliar qual a influência da diversas formas de obtenção dos parâmetros inerciais no valor final da força e momento resultante, nas três grandes articulações do membro inferior. Foram realizados vários eventos, considerados ocorrendo no mesmo plano, incluindo variações de amplitude e velocidade dos segmentos avaliados. Contrariando as expectativas, não houve diferenças relevantes, em nenhum dos eventos analisados, entre os valores encontrados, para quaisquer dos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais. Em virtude da semelhança dos resultados, serão apresentados a seguir, apenas os resultados gráficos relativos ao indivíduo número cinco, que apresentou uma das maiores variações entre os valores obtidos para os parâmetros inerciais dos seus segmentos. Todos os demais indivíduos apresentaram diferenças inferiores.

Os dados dos todos indivíduos são apresentados no Anexo 6.

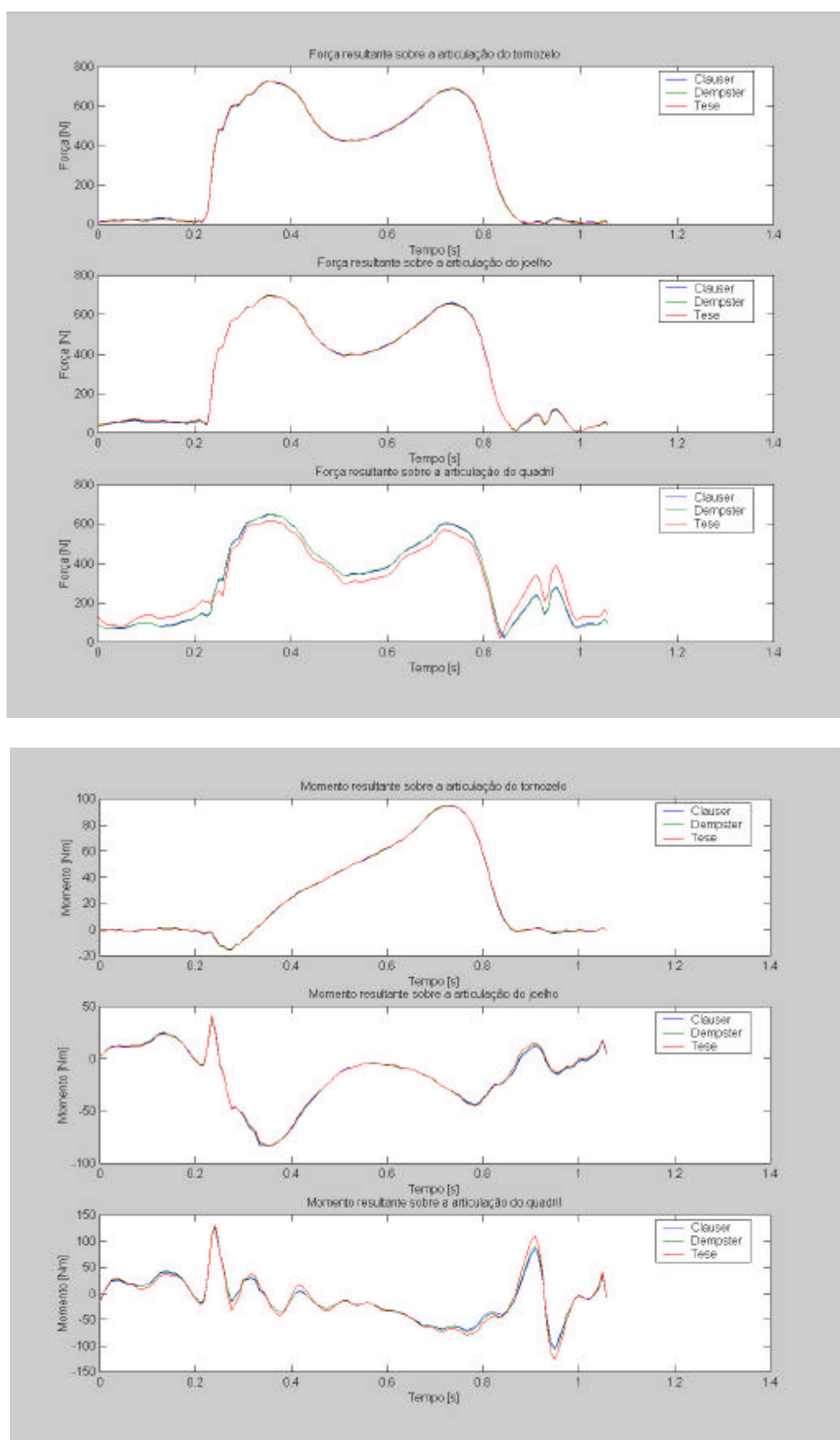


Figura 4.3.1 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 5. Velocidade média da caminhada de aproximadamente de 1,6 m/s.

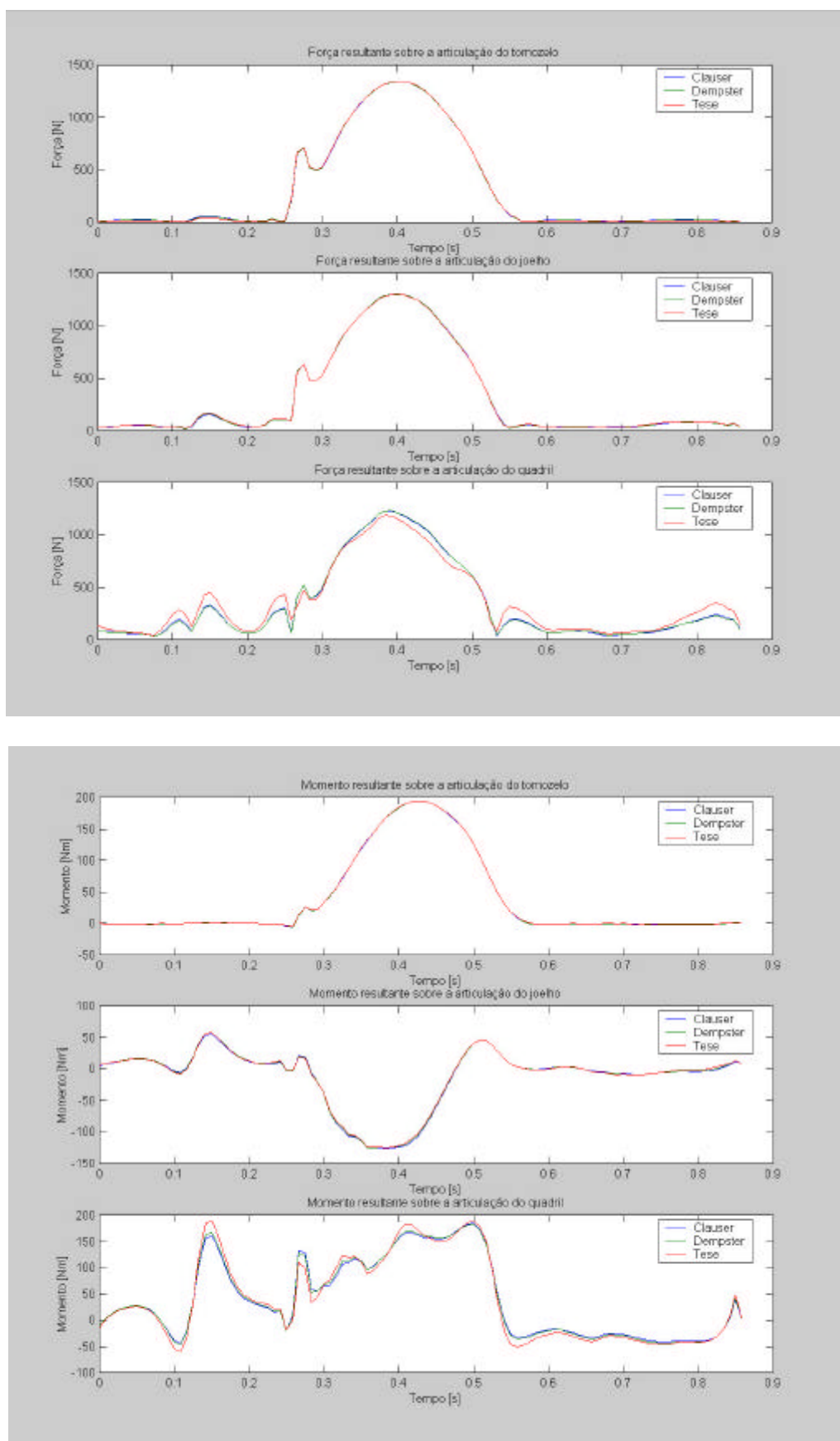


Figura 4.3.2 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 5. Velocidade média da corrida de aproximadamente de 2,7 m/s.

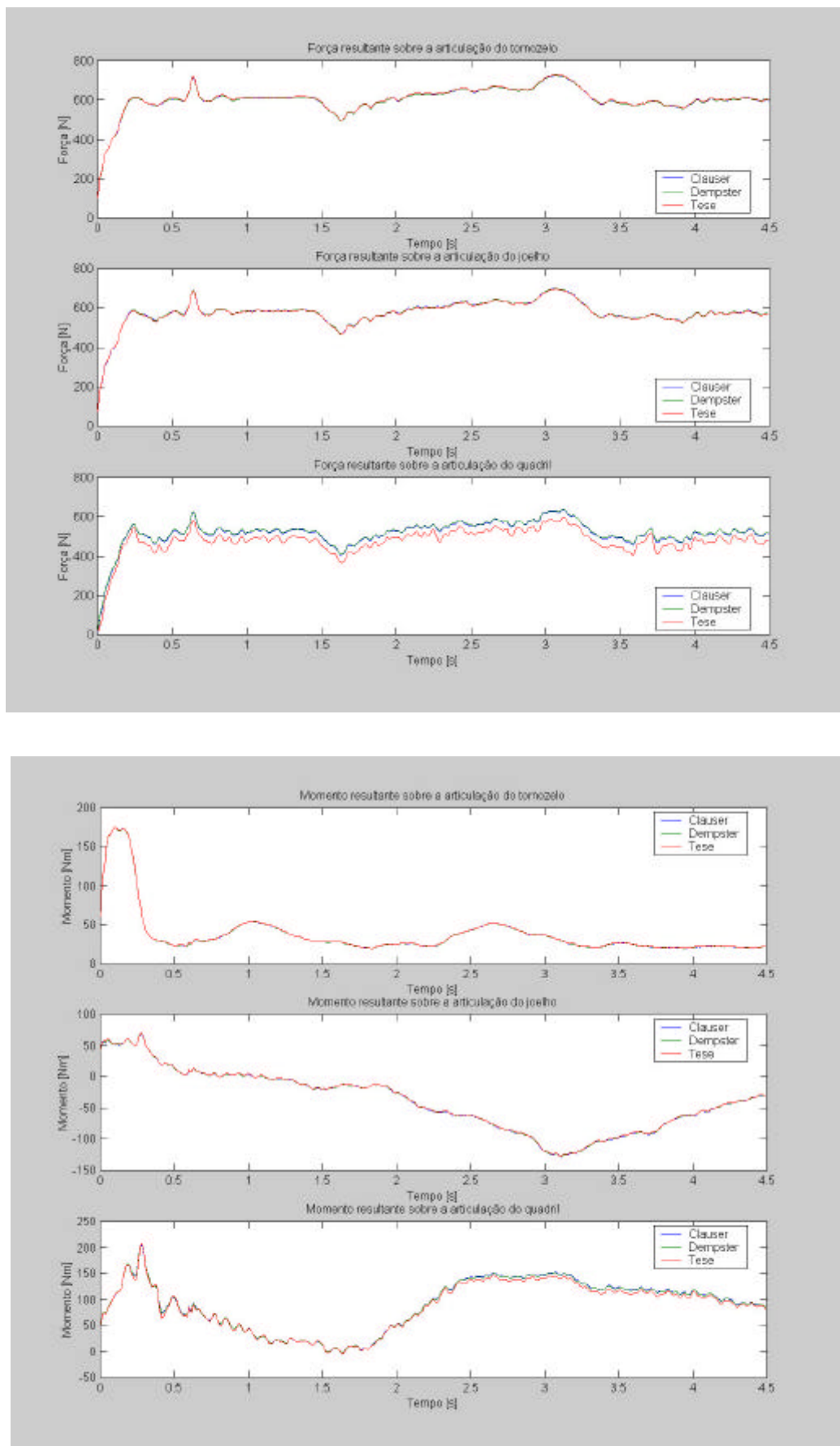


Figura 4.3.3 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 5.

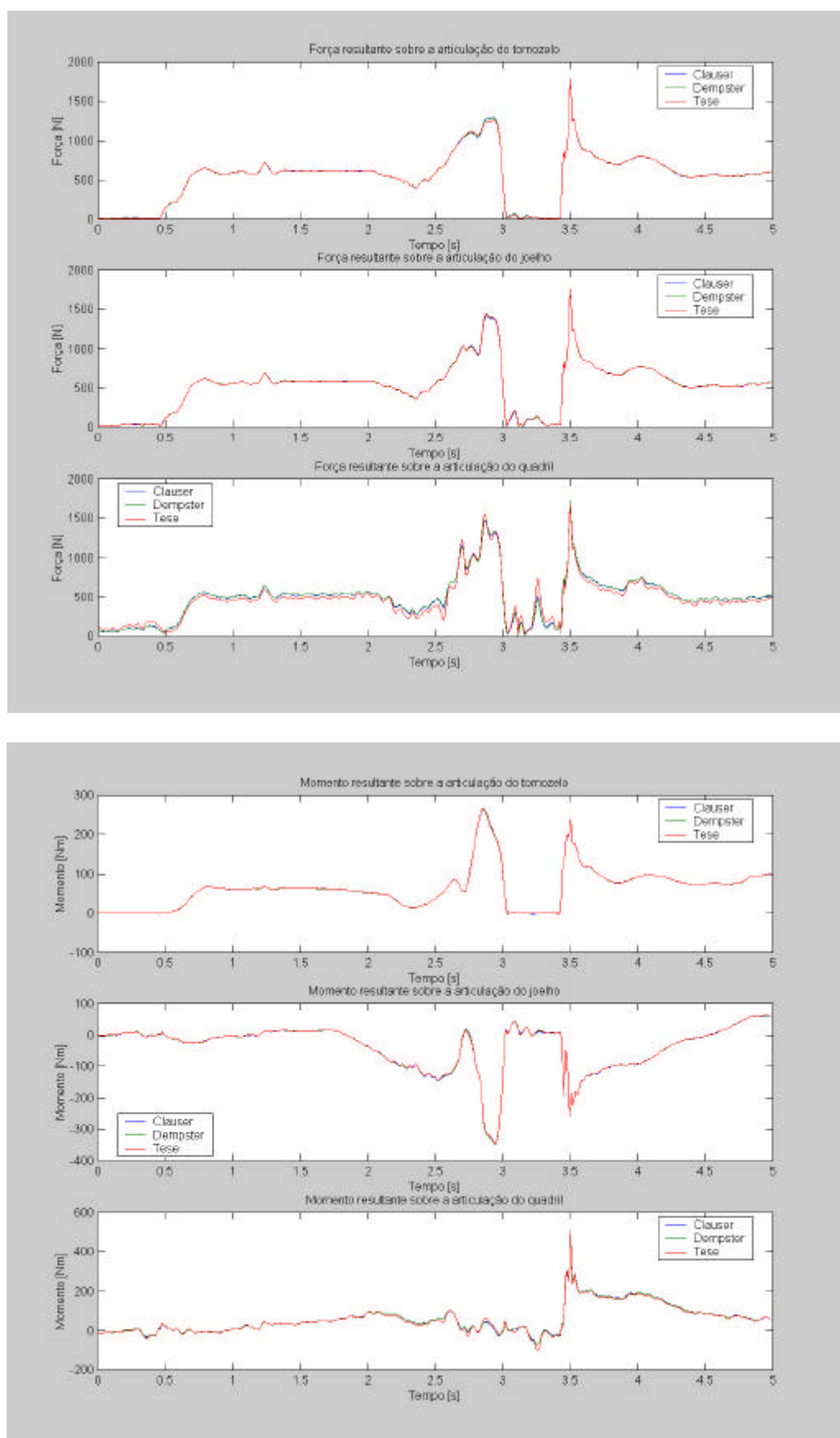


Figura 4.3.4 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 5.

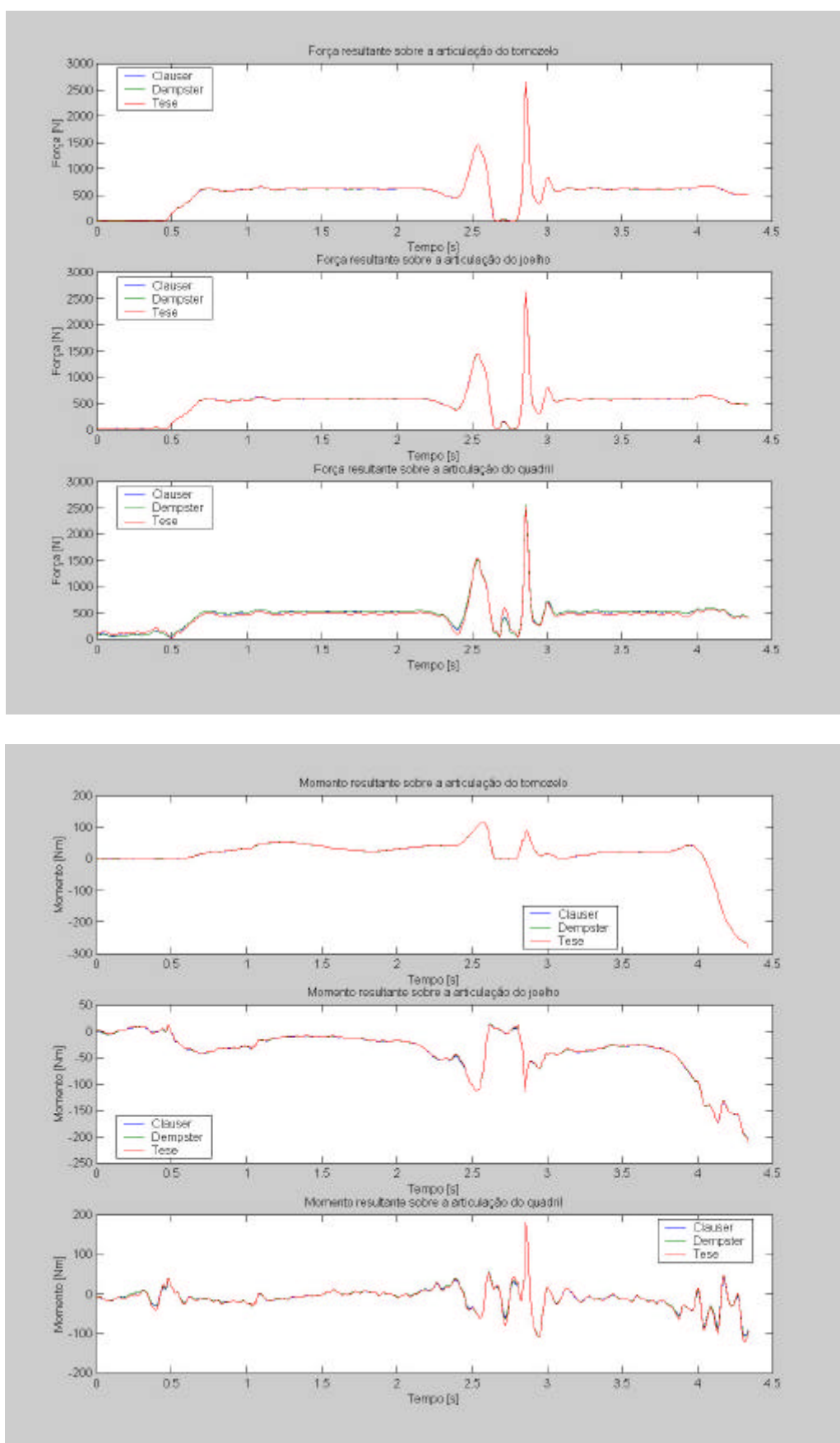


Figura 4.3.5 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 5.

Uma rápida análise nos gráficos parece apontar uma pouca influência dos diferentes métodos de obtenção dos parâmetros inerciais no resultado final da força e do momento resultante sobre as articulações. Com relação a esta constatação, algumas considerações são feitas.

Os valores obtidos para a força e momento resultante são muito semelhantes durante a etapa de maior intensidade de força e momento, nas três articulações estudadas, e em todos os eventos analisados. Diferenças maiores podem ser verificadas na articulação do quadril, principalmente na corrida e na caminhada. Entretanto, especificamente com relação a estes eventos, existe uma variação maior do ponto articular do quadril num plano médio-lateral (perpendicular ao plano da lente da câmera), característica da caminhada e mais acentuada ainda na corrida, levando a se reconsiderar a hipótese de bidimensionalidade no movimento desta articulação.

Os valores obtidos para a força e momento resultante são muito semelhantes durante a etapa de maior intensidade de força e momento, nas três articulações estudadas, e em todos os eventos analisados. Diferenças maiores podem ser verificadas fora dos momentos de maior intensidade de força e momento. Isto se deve a contribuição de cada uma das parcelas que concorrem para o cálculo da força e do momento resultante. Com relação à força em cada segmento, os termos são as forças distais e proximais, o peso do segmento e a componente inercial, devido à aceleração do objeto (Equação 3.1.6 e 3.1.7, Capítulo 3). Iniciando a análise pelo segmento pé, quando este não está em contato com o solo, a força na articulação proximal (tornozelo) é dada única e exclusivamente por componentes que dependem dos parâmetros inerciais: o peso e a componente inercial. A força distal, durante a fase aérea de qualquer movimento, é nula. Deste modo, os valores encontrados para a força proximal são altamente dependentes dos parâmetros inerciais. A Figura 4.3.6 mostra apenas a fase aérea da passada de uma corrida. Nesta fase do movimento as diferenças entre os valores obtidos chegam a ser da ordem de 50% para o tornozelo e 13% para o joelho. A partir do momento em que o pé faz contato com o solo, e à medida em que o peso do corpo é transferido de um apoio para o outro, a componente distal da força cresce e atinge valores muito superiores às parcelas associadas aos parâmetros inerciais.

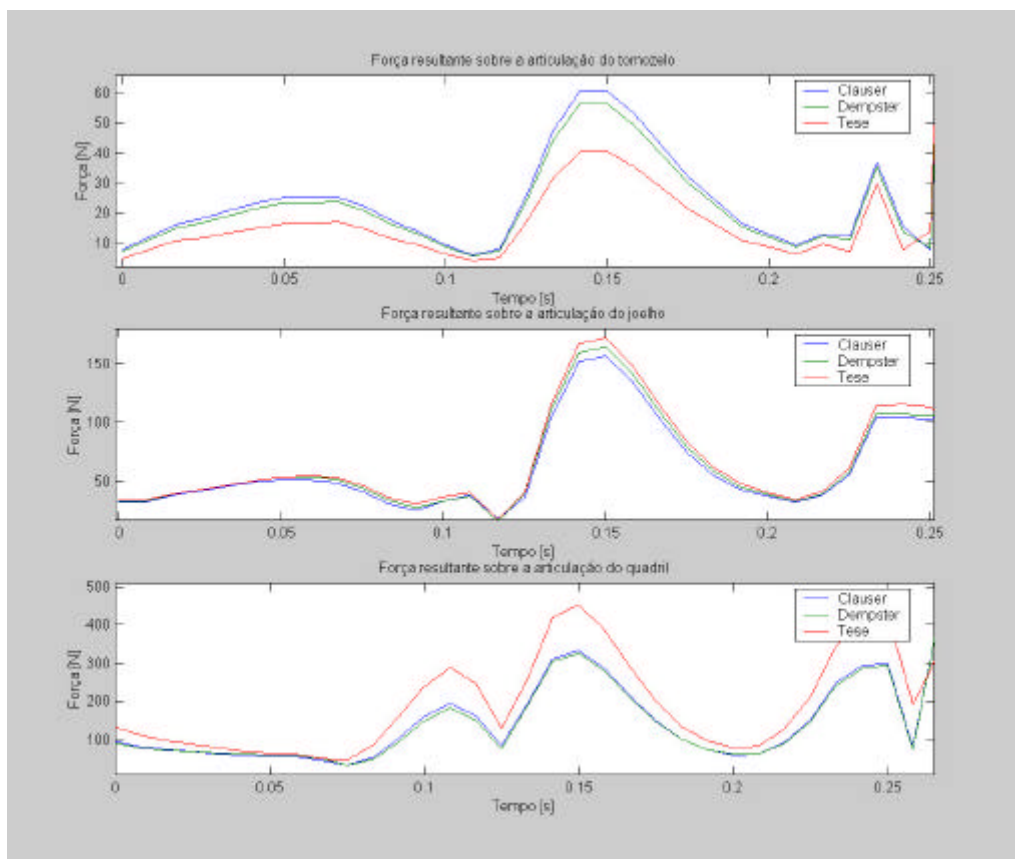


Figura 4.3.6 – Valores de força em função do tempo durante a fase aérea da corrida, referente ao indivíduo número 5.

A Figura 4.3.7 mostra o momento de força máxima durante mesma passada na corrida. As diferenças nesta etapa são inferiores a 0,4 %, para joelho e tornozelo. Isto ilustra que a força proximal na articulação do segmento pé será extremamente dependente da força distal (força de contato com o solo). De maneira similar, o segmento perna apresentará uma força na articulação do joelho (força proximal do segmento perna) dependente principalmente da força na articulação no tornozelo (força distal do segmento perna), caracterizando a transferência da força de contato do corpo contra o solo ao longo dos segmentos.

Outra questão que chama a atenção é com relação ao instante em que a força atinge o seu ponto máximo. Analisando a Figura 4.3.7 nota-se claramente que o pico de força no quadril ocorre alguns instantes antes do pico de força no joelho e tornozelo, que são coincidentes entre si no tempo, embora o joelho já esteja começando a decair a força enquanto o tornozelo ainda permanece no valor máximo. É importante salientar

que este momento de força máxima corresponde a um momento de impulsão, quando o indivíduo vai perder o contato com o solo, e não ao momento da aterrissagem, quando o indivíduo impacta o calcanhar com o solo. Neste caso, a componente inercial da parcela de força que concorre à articulação do quadril é que está fazendo a diferença. Analisando as diversas componentes responsáveis pela força resultante ao longo do tempo, nota-se que a componente da força distal (articulação do joelho) atinge seu ponto máximo no mesmo instante que a força nas articulações do joelho e tornozelo. Entretanto, a parcela correspondente à força inercial, que depende da aceleração e da massa deste segmento, possui valores elevados imediatamente antes deste instante de força distal máxima, contribuindo para que o pico de força resultante seja deslocado levemente no tempo. Esta situação não acontece com todos os indivíduos, porém repete-se com alguma frequência.

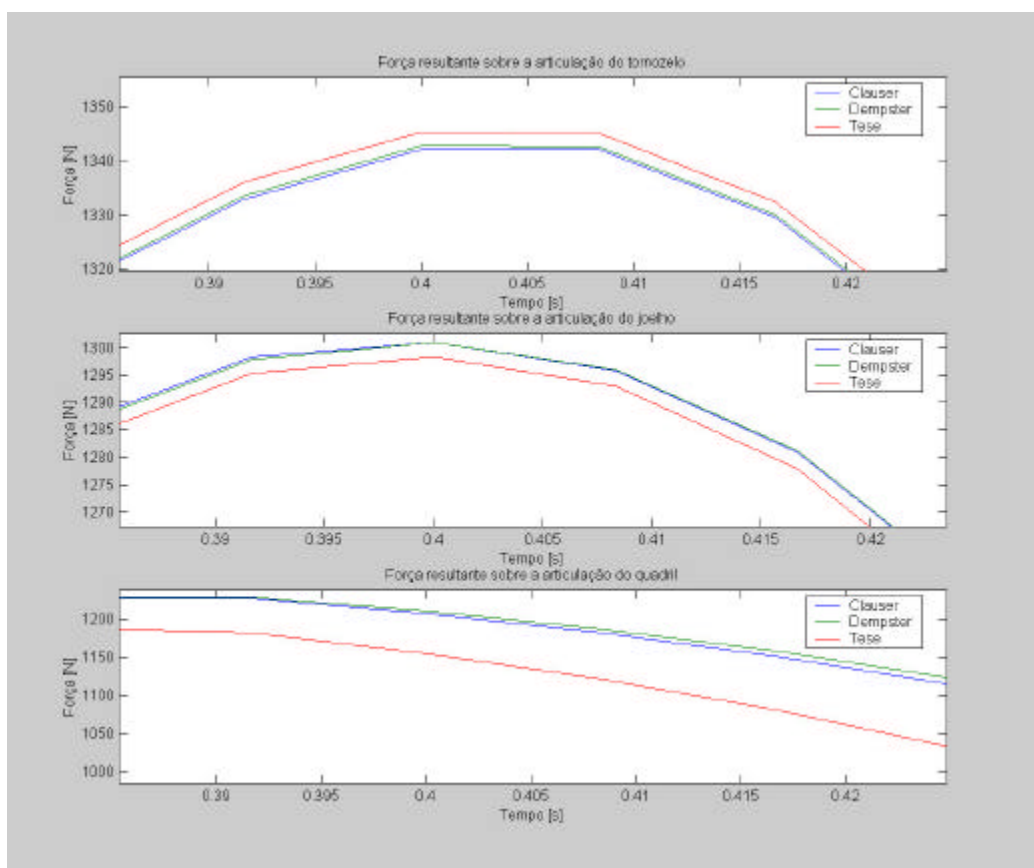


Figura 4.3.7 – Valores de força em função do tempo durante o momento de força máxima de uma passada na corrida, referente ao indivíduo número 5.

Embora não fosse objetivo deste trabalho comparar as forças entre as diversas situações executadas, foi elaborado uma tabela com os valores máximo de cada força interna para cada articulação. Para uma melhor comparação entre indivíduos os valores de força foram normalizados pelo peso de cada indivíduo. Os valores normalizados para a força máxima para cada articulação, nos diversos eventos realizados, podem ser visualizados na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Valores máximos de força obtidos para cada articulação, expressos em percentual do peso corporal de cada indivíduo. Parâmetros inerciais obtidos utilizando o método de imersão proposto neste estudo.

Indivíduos	Articulação	Eventos				
		CAM	COR	AGA	SCA	SSA
Indivíduo 1	T	117	203	69	175	-
	J	109	192	66	172	-
	Q	89	181	54	160	-
Indivíduo 2	T	119	208	87	181	296
	J	115	194	85	181	294
	Q	102	181	78	184	286
Indivíduo 3	T	115	273	92	451	542
	J	107	255	90	450	541
	Q	99	236	84	448	539
Indivíduo 4	T	121	224	61	149	220
	J	116	216	58	147	218
	Q	100	198	50	140	211
Indivíduo 5	T	119	233	60	160	230
	J	114	224	58	158	228
	Q	102	194	52	149	220
Indivíduo 6	T	126	221	92	214	313
	J	122	206	90	207	311
	Q	108	191	82	195	303
Indivíduo 7	T	121	224	61	149	220
	J	116	216	58	147	218
	Q	100	198	50	140	211
Indivíduo 8	T	140	274	70	188	271
	J	134	264	68	186	268
	Q	120	228	61	176	258
Indivíduo 9	T	114	197	67	327	-
	J	108	184	65	326	-
	Q	88	171	61	324	-
Indivíduo 10	T	124	243	62	167	-
	J	119	234	60	165	-
	Q	107	202	54	156	-

T – Tornozelo; J – Joelho; Q – Quadril; CAM – Caminhada; COR – Corrida; AGA - Agachamento; SCA – Salto com Amortecimento; SSA – Salto sem Amortecimento.

A partir da média dos valores de força máxima, obtida para cada evento, é possível classificar, por ordem crescente, as atividades executadas. Um gráfico de barras, com os respectivos desvios padrão, é mostrado na Figura 4.3.8, para a força na articulação do joelho.

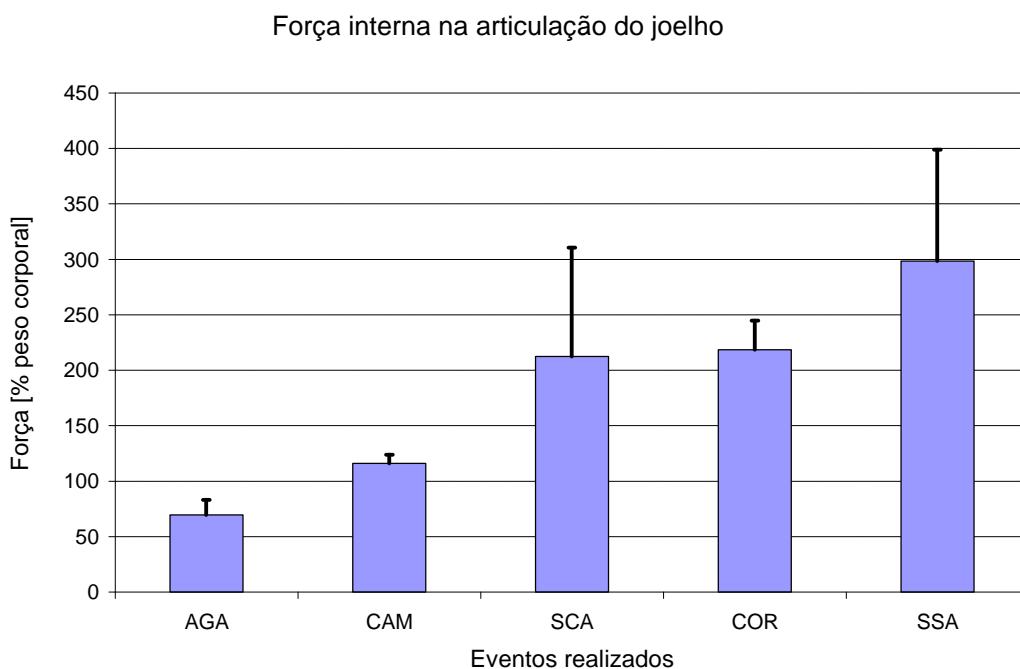


Fig. 4.3.8 – Valores médios das forças internas na articulação os eventos analisados. AGA – agachamento; CAM – caminhada; SCA – salto com amortecimento; COR – corrida; SSA – salto sem amortecimento.

A análise mecânica de cargas sobre as várias estruturas (ossos, articulações, músculos, ligamentos) do corpo humano tem sido um tópico importante de investigação em biomecânica. As pesquisas são estimuladas por questões inerentes à medicina esportiva, ergonomia e reabilitação. Em cada uma destas áreas se assume implicitamente que forças excessivas são prejudiciais, potencialmente responsáveis por lesões, e que uma redução destas forças pode ser benéfica. Um bom entendimento dos fatores e mecanismos que contribuem para cargas excessivas é fundamental para prevenção destas lesões e aplicação de métodos terapêuticos.

Forças internas no corpo humano podem mudar drasticamente em função da variação da velocidade do movimento. Além disso, estas forças podem depender de variáveis antropométricas, como tamanho e massa do corpo, e das propriedades mecânicas dos tecidos e materiais acessórios, como por exemplo rigidez dos músculos, ligamentos e calçados. Pesquisas nesta área tem auxiliado a desvendar a complexa relação entre as cargas mecânicas e todas estas variáveis.

Os efeitos fisiológicos das cargas em tecidos vivos são usualmente estudados em experimentos com animais, onde as cargas podem ser diretamente medidas com instrumentação, e as propriedades destes tecidos podem ser determinadas com precisão em testes *post mortis*. Alguns destes métodos usados para análise de cargas em animais são aplicados em humanos, porém muitos são extremamente invasivos. Por esta razão, a maioria dos estudos de forças no corpo humano se utilizam de métodos indiretos, como a análise eletromiográfica, análise cinemática, dinâmica inversa, ou simulação computadorizada. Estes métodos indiretos tem muitas limitações e estão sujeitos a resultados bastante incorretos.

Assim sendo, o objetivo deste trabalho foi explorar a influência dos diversos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais no cálculo das cargas internas na articulação do joelho, baseado na dinâmica inversa e na instrumentação disponível nesta Universidade. Embora a abordagem matemática seja bidimensional, o modelo sugerido procura contemplar uma lacuna das pesquisas na área: a personalização da determinação dos parâmetros corporais.

O método de determinação da massa, do centro de massa e momento de inércia dos segmentos, aqui sugerido, permite a personalização das medições, não recorrendo a índices médios obtidos a partir de medições feitas em outras amostras populacionais, como a grande maioria dos métodos revistos na literatura. Desta forma, os parâmetros inerciais de cada segmento referem-se ao indivíduo em questão, contribuindo para uma melhor e mais fidedigna avaliação da força na articulação do joelho.

Sendo o membro inferior uma estrutura complexa, articulada tridimensionalmente, um modelo bidimensional sofre certamente limitações, falhando em não considerar os efeitos de rotação e adução/abdução em planos transversais. Modelos tridimensionais podem ser implementados, embora o problema seja

parcialmente reduzido a um “problema quase plano”, pela definição estática das articulações com apenas um grau de liberdade (Glitsch e Baumann, 1997), ou ainda pela divisão do problema em planos perpendiculares entre si, combinando diversas análises bidimensionais (Eng e Winter, 1995). Entretanto o número de parâmetros necessários para caracterizar o comportamento cinemático cresce drasticamente (Collins, 1995). Considerando o mecanismo do membro inferior apenas no plano sagital, o entendimento de algumas funções e interações dos componentes musculoesqueléticos pode ser obtido, antes de se confrontar com a complexidade de um modelo de três dimensões.

A partir do modelo aqui apresentado, serão possíveis análises de diversas situações, comparando-se atividades realizadas segundo diferentes estratégias mecânicas e musculares. O método proposto, contribui para uma utilização mais ampla dos recursos humanos e materiais disponíveis em nossa Universidade, na medida em que uma nova linha de pesquisa será formada a partir deste trabalho.

As próximas etapas do trabalho incluem a adaptação do modelo para utilização em membros superiores, comparação entre e intra-indivíduos durante a realização de atividades físicas, e a ampliação do modelo para análise tridimensionais.

5 – CONCLUSÕES

A partir dos objetivos propostos, e com base nos resultados apresentados, é possível afirmar que:

- o método apresentado para o cálculo da força articular, baseado na dinâmica inversa, se mostrou adequado, na medida em que os valores encontrados foram confrontados com uma prótese instrumentada (Cervieri, 2000). Além disto, os valores encontrados em humanos são compatíveis com aqueles apresentados pela literatura (Risher et al, 1997; Glitsch e Baumann, 1997);
- o protocolo de medição dos parâmetros inerciais, baseado na pesagem hidrostática, identifica as características morfológicas individuais, sendo possível a obtenção da massa, do centro de massa, e do momento de inércia em torno de um eixo transversal ao plano sagital, para os segmentos dos membros inferiores;
- a medição dos parâmetros inerciais, com base no método da tomografia computadorizada, é uma alternativa para medições *in vivo*, entretanto, as diferenças encontradas para os valores obtidos por este método não justificam a utilização de uma técnica dispendiosa;
- existem grandes diferenças nos valores da massa, posição do centro de massa e momento de inércia, obtidos através das diferentes técnicas (tabelas antropométricas, pesagem hidrostática e tomografia computadorizada);

- no que se refere à fase aérea dos eventos realizados, os diversos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais, afetam sobremaneira o valor calculado para as forças internas, através da dinâmica inversa;
- o método da obtenção dos parâmetros inerciais (massa, posição do centro de massa e momento de inércia) através da pesagem hidrostática, é fortemente recomendável para a utilização no cálculo da força articular pelo método da dinâmica inversa, quando se trata da análise da fase aérea de uma atividade física, devido a personificação dos resultados para os diversos segmentos e a influência destes valores sobre o valor final das forças internas;
- no que se refere a fase de contato com o solo dos eventos realizados, os diversos métodos de obtenção dos parâmetros inerciais, não apresentam diferenças significativas no valor máximo calculado para as forças internas, através da dinâmica inversa;
- o método da obtenção dos parâmetros inerciais (massa, posição do centro de massa e momento de inércia) através de tabelas antropométricas, é o mais indicado para a utilização no cálculo da força articular pelo método da dinâmica inversa, quando se trata da análise da etapa de contato com o solo de uma atividade física, devido a sua facilidade e dispensa de quaisquer equipamentos para obtenção dos resultados;

O presente projeto pretende contribuir para a implantação da tecnologia de avaliação das cargas internas do corpo humano no nosso país. No Brasil, em particular, é necessário implantar esta área de estudos imediatamente, para que se possa ir além dos objetivos deste trabalho. O conhecimento das forças produzidas por músculos sinergistas e antagonistas durante movimentos do corpo humano, constitui-se em outro desafio que não foi enfrentado neste trabalho, mas que só poderá ser cogitado a partir das propostas aqui apresentadas.

6 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Andrews JG. Biomechanical analysis of human motion. *Kinesiology.*, (IV):32-42, 1974
- Andrews JG, Hay JG. Biomechanical considerations in the modeling of muscle function. *Acta Morphol Neerl-Scand.* 21:199-223, 1983
- AMTI. *Instruction Manual - Model OR6-5 Biomechanics plataform.* Massachusetts, 1991.
- Baca A. Precise determination of anthropometric dimensions by means of image processing methods for estimating human body segment parameter values. *J Biomech.*, 29(4):563-567, 1996
- Baumann W. Procedimento para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano – aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. VI Congresso Brasileiro de Biomecânica, 1995.
- Bergmann G., Graichen F, Siraky J, Jendrzynski H, Rohlmann, A. Multichannel strain gauge telemetry for orthopaedic implants. *J Biomech.*, 21(2):169-176, 1988
- Bergmann G., Graichen, F., Rohlmann, A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *J Biomech.*, 24:969-990, 1993
- Bergmann G., Kniggenndorf H, Graichen, F., Rohlmann, A. Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J Biomech.*, 28(7):817-827, 1995
- Beynon B, Yu J, Huston D, Fleming B, Johnson R, Haugh L, Pope MH. A sagittal plane model of the knee and cruciate ligaments with application of a sensitivity analysis. *J Biomed Eng.*, 118(2):227-239, 1996
- Bobbert MF, Schmhardt Hc, Nigg BM. Calculation of ground reaction force estimates during running from positional data. *J Biomech.*, 24(12):1095-1105, 1991
- Bogert, A.J. van den, Read, L. e Nigg, B.M., A method for inverse dynamic analysis using accelerometry. *J Biomech*, Vol. 29(7):949-954, 1996.
- Bogert, A.J. van den, Read, L. e Nigg, B.M., An analysis of hip joint loading during walking, running and skiing. *Med Sci in Sports & Exerc*, 31(1):131-142, 1999

- Bogert, A.J. van den, Analysis and simulation of mechanical loads on the human musculoskeletal system: a methodological overview. *Exerc Sport Sci Ver*, 22:23-51, 1994
- Bresler B, Frankel JP. The forces and moments in the leg during level walking. *Transactions of ASME*, 72:27-36, 1950
- Carlson CE, Mann RW, Harris WH. A radio telemetry device for monitoring cartilage surface pressure in the human hip. *IEEE Transactions on Biomedical Eng.* 21(4):257-264, 1974.
- Cervieri, A., Instrumentação de prótese de joelho para medição de forças de compressão. Dissertação de mestrado. Programa de Pós-Graduação Engenharia Mecânica, UFRGS, Porto Alegre, 2000.
- Challis JH. An examination of procedures for determining body segment attitude and position from noisy biomechanical data. *Med. Eng. Phys*, 17(2):83-90, 1995
- Cholewicki J, McGill SM. EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle force in an indeterminate biomechanical model. *J Biomech*, Vol. 27(10):1287-1289, 1994.
- Clauser CE, McConville JT, Young JW. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. AMRL Technical Report, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio, 1969
- Collins JJ. The redundant nature of locomotor optimization laws. *J Biomech.*, 28(3):251-267, 1995
- Davy DT et al. Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty. *J Bone and Joint Surgery.*, 70(1):45-50, 1989
- DeLuzio KJ, Wyss UP, Li J, Costigan PA. A procedure to validate three-dimensional motion assessment systems. *J Biomech.*, 26(6):753-759, 1993
- Dempster WT. Space Requirements of the seated operator. WADC Technical Report (TR-55-159). Wright-Patterson Air Force Base - Ohio, 1955
- Edwin GA, *Basic Physics for Medical Imaging*. Redwood Books, Great Britain, 1998
- Elftman H. Forces and energy changes in the leg during walking. 13:339-356, 1938
- Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? *J Biomech.*, 28(6):753-758, 1995
- Engin AE, Tumer ST. Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg. *J Biomech Eng.*, 115(2): 137-143, 1993
- Erdmann WS, Gos T. Density of trunk of young and medium age people. *J Biomech.*, 23(9):945-947, 1990
- Gilbert JA, Maxwell GM, McElhaney JH, Clippinger FW. A system to measure the forces and moments at the knee and hip during level walking. *J Orthopaedic Res.* 2:281-288, 1984
- Goodpaster BH, Thaete FL, Kelley DE, Composition of Skeletal Muscle Evaluated with Computed Tomography. *Ann NY Acad Sci.* 904: 18-24, 2000

- Gould III, J.A., *Fisioterapia na Ortopedia e na Medicina do Esporte*; Segunda edição, São Paulo, Editora Manole, 1993.
- Glitsch U, Baumann W. The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. *J Biomech.*, 30(11-12): 1123-1131, 1997
- Gregor RJ, Abelew TA. Tendon force measurements and movement control: a review. *Med Sci Sports Exerc.*, 26(11): 1359-1372, 1994
- Hall SJ. *Biomecânica básica*. Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, pp. 81, 1993
- Hamill, J., Knutzen, K. *Bases biomecânicas do movimento humano*. Ed. Manole, São Paulo. 1999.
- Hanavan EP. A mathematical model of the human body. Technical Report, Aerospace Medical Research Laboratory (TR-64-102). Wright-Patterson Air Force Base, 1964
- Hatze, H. A new method for the simultaneous measurement of the moment of inertia, the damping coefficient and the location of the centre of mass of a body segment in situ. *J Biomech.*, 34:217-226, 1975
- Hatze, H. A method for describing the motion of biological system. *J Biomech.*, 9:101-104, 1976
- Hatze, H. A complete set of control equations for human musculo-skeletal system. *J Biomech.*, 10:709-805, 1977
- Hatze, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. *J Biomech.*, 13:833-843, 1980
- Hay JG. The center of gravity of the human body. *Kinesiology.*, (III):20-44, 1973
- Hay JG. Moment of inertia of the human body. *Kinesiology.*, (IV):43-52, 1974
- Hay, J. *The Biomechanics of Sports techniques*; Segunda edição, Prentice-Hall, Englewood Cliffs. USA 1978.
- Hay, J., Reid, J. *As bases anatômicas e mecânicas do movimento humano*. Prentice-Hall, Englewood Cliffs. USA 1985.
- Hefzy MS, Grood ES. Review of knee models. *Appl Mech Rev*, 41(1):1-13, 1988
- Hefzy MS, Yang H. A three-dimensional anatomical model of the human patello-femoral joint, for the determination of patello-femoral motions and contact characteristics. *J Biomed Eng.*, 15(4): 289-302, 1993
- Herzog W, Read LJ. Lines of action and moment arms of the major force-carrying structures crossing the human knee joint. *J Anat.*, 182(Pt 2): 213-230, 1993
- Herzog W, Archambault JM, Leonard TR, Nguyen HK. Evaluation of the implantable force transducer for chronic tendon-force recordings. *J Biomech.*, 29(1): 103-109, 1996
- Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond.*, 126:136-195, 1938
- Hoppenfeld, S., *Propedêutica Ortopédica Coluna e Extremidades*; São Paulo, Editora Atheneu, 1997.
- Hoshino A, Wallace WA. Impact-absorbing properties of the human knee. *J Bone Joint Surg.*, 69(5): 807-811, 1987

- Hoy MG, Zajac FE, Gordon ME. A musculoskeletal model of the human lower extremity: the effect of muscle, tendon, and moment arm on the moment-angle relationship of musculotendon actuators at the hip, knee, and ankle. *J Biomech.*, 23(2):157-169, 1990
- Huang HK, Suarez FR. Evaluation of cross-sectional geometry and mass density distributions of humans and laboratory animals using computerized tomography. *J Biomech.*, 16(10):821-832, 1983
- Jensen RK. Estimation of the biomechanical properties of three body types using a photogrammetric method. *J Biomech.*, 11:349-358, 1978
- Kruel LFM, Ávila AOV, Sampedro RMF, Moro ARM. Protótipo para pesagem hidrostática. *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Brasília. 191-196, 1995.
- Levin O, Mizrahi J, Shoham M. Standing sway: iterative estimation of the kinematics and dynamics of the lower extremities from force-plate measurements. *Biological Cybernetics*, 78:319-327, 1998
- Loch DA, Luo ZP, Lewis JL, Stewart NJ. A theoretical model of the knee and ACL: theory and experimental verification. *J Biomech.*, Vol. 25(1):81-90, 1992.
- Loss JF, Gaya CS, Vaz MA. Avaliação do erro de medição em pequenos deslocamentos do sistema Peak Performance (versão 5.3). *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Florianópolis, 275-279, 1999.
- Kapandji IA. *Fisiologia Articular*. Vol. 2, 4ª Ed. Editora Manole, São Paulo, pp. 88, 1980
- Kaufman KR, Kovacevic N, Irby SE, Colwell CW Instrumented implant for measuring tibiofemoral forces. *J Biomech.*, 29(5):667-671, 1996
- Kellis E. Quantification of quadriceps and hamstring antagonist activity. *Sports Med*, 25(1):37-62, 1998
- Kenedi RM. Biomechanics and Related Bioengineering Topics. Pergamon Press, Oxford. 1965, pp 360-380.
- Kim S, Pandy MG. A two-dimensional dynamic model of the human knee joint. *Biomed Sci Instrum.*, 29: 33-46, 1993
- Kingma I, Toussaint HM, De Looze MP, Dieen JH. Segment inertial parameters evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segmental model. *J Biomech.*, 29(5):693-704, 1996
- Ladin Z, Wu G. Combining position and acceleration measurements for joint force estimation. *J Biomech.*, 24(12):1173-1187, 1991
- Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech.*, 25(4):347-357, 1992
- Levin O, Mizrahi J, Shoham M. Standing sway: iterative estimation of the kinematics and dynamics of the lower extremities from force-plate measurements. *Biological Cybernetics*, 78:319-327, 1998
- Loch DA, Luo ZP, Lewis JL, Stewart NJ. A theoretical model of the knee and ACL: theory and experimental verification. *J Biomech.*, 25(1): 81-90, 1992

- Lu TW, O'Connor JJ. Lines of action and moment arms of the major force-bearing structures crossing the human knee joint: comparison between theory and experiment. *J Anat.*, 189(Pt 3):575-585, 1996
- McGinnis, PM. Biomechanics of sport and exercise. Human Kinetics, Illinois, pp 25-34, 1999
- Mungiole M, Martin PE. Estimating segment inertial properties: comparison of magnetic resonance imaging with existing methods. *J Biomech.*, 23(10):1039-1046, 1990
- Netter, FH. *Atlas de Anatomia Humana*, 3º Edição, Ed. Artmed, Porto Alegre, pp 479, 1998
- Nunamaker DM, Perren SM. Force measurements in screw fixation. *J Biomech.*, 9:669-675, 1976
- Pearsall, DJ e Reid, JG, The Study of Human Body Segment Parameters in Biomechanics. *Sports Med*, 18(2):126-140, 1994
- Plagenhoef S, Evans FG, Abdelnour T. Anatomical data for analyzing human motion. *Research Quarterly*, 54(2):169-178, 1983
- Rabuffetti M, Baroni, G. Validation protocol of models for centre of mass estimation. *J Biomech.*, 32:609-613, 1999
- Reynolds E, Lovett RW, A method of determining the position of the center of gravity in its relation to certain bony landmarks in the erect position. *Am J Physiol*, 24:286-293, 1909.
- Rydell NW, Forces acting in the femoral head prothesisments in screw fixation. *Acta orthop scand*, 37(88):1-132, 1966
- Risher DW, Schutte LM, Runge CF. The use of inverse dynamics solutions in direct dynamics simulations. *J Biomech Eng*, 119:417-422, 1997
- Rocha PECP, *Medidas e Avaliação em Ciências do Esporte*. Sprint Editora, Rio de Janeiro, 1995
- Rolf C, Westblad P, Ekenman I, Lunderg A, Murphy N, Lamontagne M, Halvorse K. An experimental in vivo method for analysis of local deformation on tibia, with simultaneous measures of ground reaction forces, lower extremity muscle activity and joint motion. *Scand J Med Sci Sports.*, 7(3): 144-151, 1997
- Sacco, I.C.N. *Características da massa corporal humana e suas propriedades inerciais utilizadas para o estudo de modelos antropométricos biomecânicos*. Projeto de iniciação científica – Escola de Educação Física da USP. São Paulo 1994.
- Sarfaty O, Ladin Z. A Vídeo-based system for the estimation of the inertial properties of body segments. *J Biomech*, 26(8):1011-1016, 1993
- Schuldt K, Ekholm J, Nemeth G, Arborelius UP, Harms-Ringdahl K. Knee load and muscle activity during exercises in rising. *Scand J Rehabil Med Suppl.*, 9: 174-188, 1983
- Singerman R, Berilla J, Kotzar G, Daly J, Davy DT. A six-degree-of-freedom transducer for in vitro measurement of patellofemoral contact forces. *J Biomech.*, 27(2): 233-238, 1994

- Singerman R, Berilla J, Davy DT Direct in vitro determinatio of the patellofemural contact force for normal knees. *J Biomed Eng.*, 117(1): 8-14, 1995
- Singerman R, Davy DT, Goldberg VM. Effects of patella alta and patella infera on patellofemoral contact forces. *J Biomech.*, 27(8): 1059-1065, 1994
- Spence, AP. *Anatomia Humana Básica*. 2º Edição, Ed. Manole, São Paulo, pp 189, 1991
- Tumer ST, Engin AE. Three-body segment dynamic model of the human knee. *J Biomech Eng.*, 115(4A): 350-356, 1993
- Yeadon MR, Morlock M. The apropriate use os regression equations for the estimation of segmental inertial parameters. *J Biomech.*, 22(6/7):683-689, 1989
- Vaughan, CL. *An optimization approach to closed loop problems in biomechanics*. Iowa: University of Iowa, 1980. Tese de doutorado.
- Wei C, Jensen RK. The application of segment axial density profiles to a human body inertial model. *J Biomech.*, 28(1): 103-108, 1995
- Wimmer MA, Andriacchi TP. Tractive forces during rolling motion of the knee: implications for wear in total knee replacement. *J Biomech.*, 30(2): 131-137, 1997
- Winter DA. *Biomechanics of human moviment*. Wiley, New York. 1979

ANEXO 1

(Glossário)

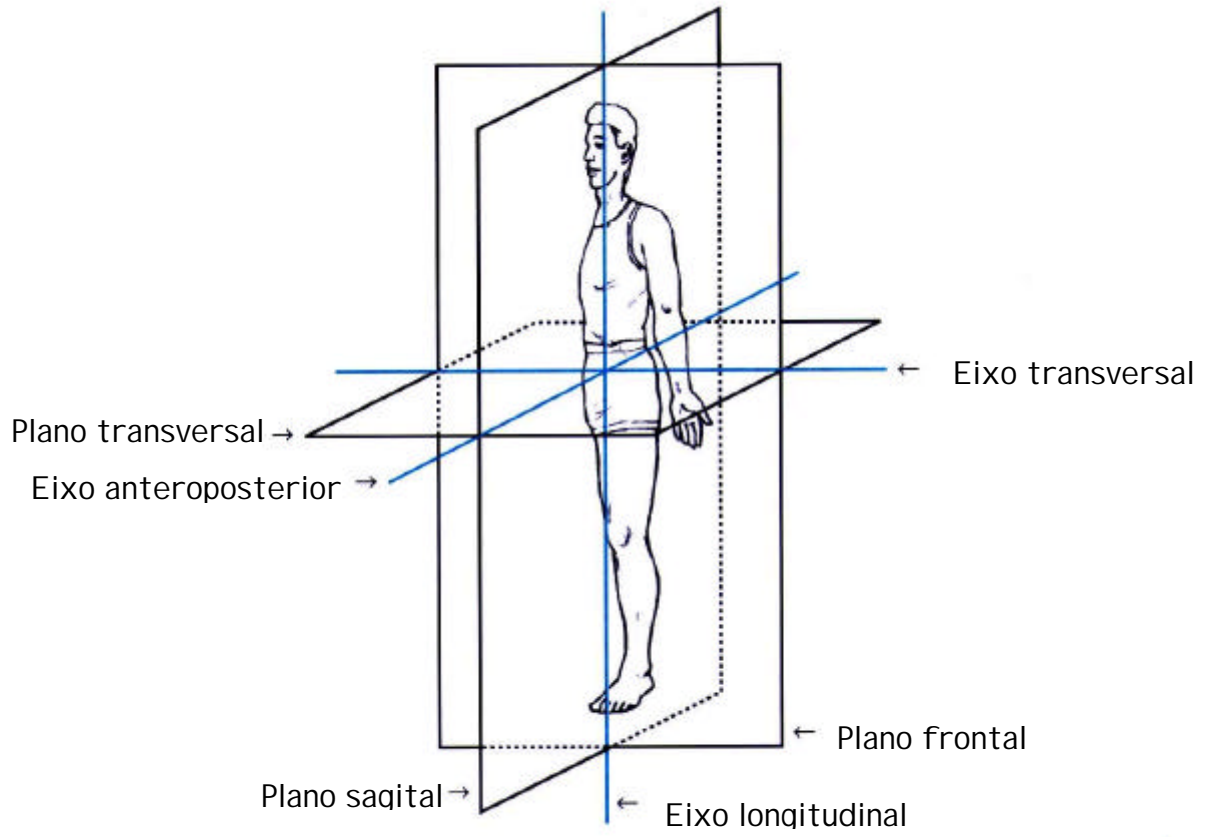
articulação	zona de união entre dois ossos
articulação do quadril	Articulação compreendida pelos ossos da pelve e fêmur; ver Anexo 2
articulação do tornozelo	Articulação compreendida pelos ossos tibia, fíbula e tálus; ver Anexo 2
articulação patelo-femural	Articulação compreendida pelos ossos fêmur e patela; ver Anexo 2
articulação tibiofemural	Articulação compreendida pelos ossos fêmur e tibia; ver Anexo 2
biarticular	designação dos músculos que cruzam duas articulações
bíceps femural	músculo da região posterior da coxa que cruza duas articulações: quadril e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender o quadril; ver Anexo 2
cápsula articular	estrutura fibrosa que mantém juntas as superfícies articulares
cartilagem articular	revestimento das superfícies articulares com composição parecida ao osso, porém mais hidratada e mais elástica; principal função: proteger o osso subjacente
côndilo femural	extremidade distal do fêmur, parecidos com os suportes de uma cadeira de balanço;
crista ilíaca antero-superior	ponto anatômico específico do osso ilíaco; ver Anexo 2
disco articular	mesmo que menisco; ver Anexo 2, item F
extremidade distal	posição do segmento situada o mais distante da linha média do corpo; ver Anexo 2
extremidade proximal	posição do segmento situada o mais próximo da linha média do corpo; ver Anexo 2
fáscia muscular	material que recobre as fibras musculares
fêmur	osso que compõe a coxa; ver Anexo 2
flexores plantares	músculos que compõem o tríceps sural
gastrocnêmio	músculo da parte posterior da perna (panturrilha) que cruza as articulações do joelho e do tornozelo; divide-se em uma porção lateral e outra medial; principais funções: flexionar o joelho e o tornozelo; ver Anexo 2
glúteo máximo	músculo componente das nádegas; principal função: estender o quadril; ver Anexo 2
iliopsoas	músculo interno que vai da coluna até a coxa; principal função: flexionar o quadril; ver Anexo 2
inserção	uma das extremidades onde está fixado o músculo; a outra chama-se origem
isquiotibiais	grupo muscular compreendido pelo bíceps femural, semitendinoso e semimembranoso
ligamento	banda de tecido fibroso que une dois ossos adjacentes
ligamento colateral lateral	ver Anexo 2, item F
ligamento colateral medial	ver Anexo 2, item F
ligamento cruzado anterior	ver Anexo 2, item F

ligamento cruzado posterior	ver Anexo 2, item F
meniscos	estrutura intra-articular que fornece proteção suplementar e melhora a congruência articular
musculatura agonista	grupo de músculos que quando ativados realizam a função desejada
musculatura antagonista	grupo de músculos que se opõem a função desejada
origem	uma das extremidades onde está fixado o músculo; a outra chama-se inserção
patela	osso menor componente do joelho, antigamente chamado de rótula; ver Anexo 2
pelve	conhecida popularmente como bacia é formada pelos ossos ísquio, ilíaco e púbis
plano frontal	ver Anexo 2
plano sagital	ver Anexo 2
plano transversal	ver Anexo 2
platô tibial	<u>extremidade proximal</u> da tíbia onde apoia-se o fêmur
quadríceps	grupo muscular compreendido pelo reto femural, vasto medial, vasto intermédio e vasto lateral.
reto femural	músculo da região anterior da coxa, cruzando duas articulações: quadril e joelho; principais funções: estender o joelho e flexionar o quadril; ver Anexo 2
sacro	osso situado entre os dois ilíacos, é formado pela fusão das cinco últimas vértebras
semimembranoso	músculo da região posterior da coxa, cruzando duas articulações: quadril e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender o quadril; ver Anexo 2
semitendinoso	músculo da região posterior da coxa, cruzando duas articulações: quadril e joelho; principais funções: flexionar o joelho e estender o quadril; ver Anexo 2
sóleo	músculo da parte posterior da perna (panturrilha); principal função: flexionar o tornozelo; ver Anexo 2
tecido adiposo	conjunto de células especializadas em armazenar gordura
tecido conjuntivo	tecido mais abundante do corpo, une, sustenta e reforça outros tecidos do corpo, protege e isola órgãos internos e compartimentaliza estruturas tais como os músculos
tendão	conjunto de fibras presente nas duas extremidade do músculo; possuem característica elástica porém com alta rigidez

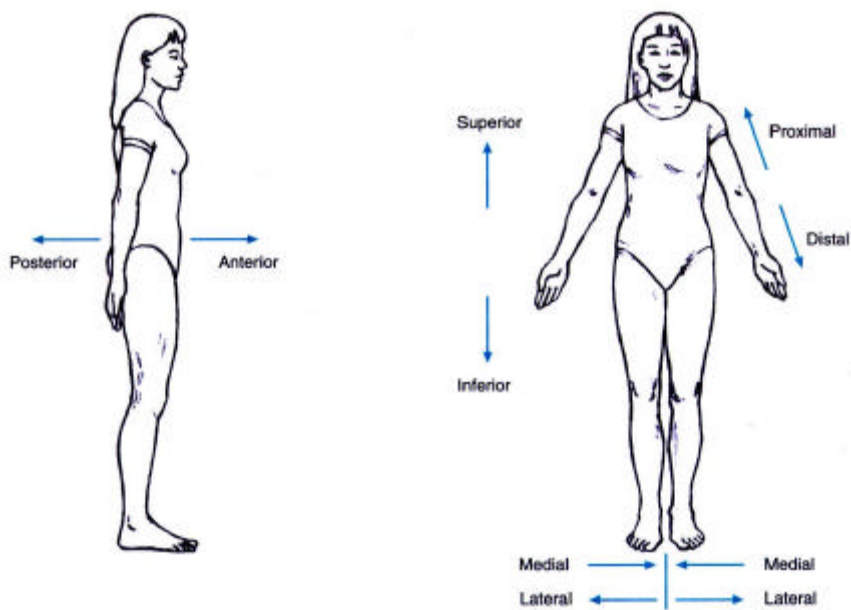
tendão patelar	continuação do grupo muscular <u>quadríceps</u> ; conecta a patela a tíbia; ver Anexo 2
tíbia	osso que fica entre o joelho e o tornozelo; ver Anexo 2
tibial anterior	músculo da parte anterior da perna; principal função: flexionar o tornozelo; ver Anexo 2
tornozelo	ver articulação do tornozelo
tríceps sural	grupo muscular compreendido pelo sóleo e gastrocnêmio
vasto intermédio	músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2
vasto lateral	músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2
vasto medial	músculo da região anterior da coxa; principal função: estender o joelho; ver Anexo 2

ANEXO 2

A - Planos e eixos anatômicos

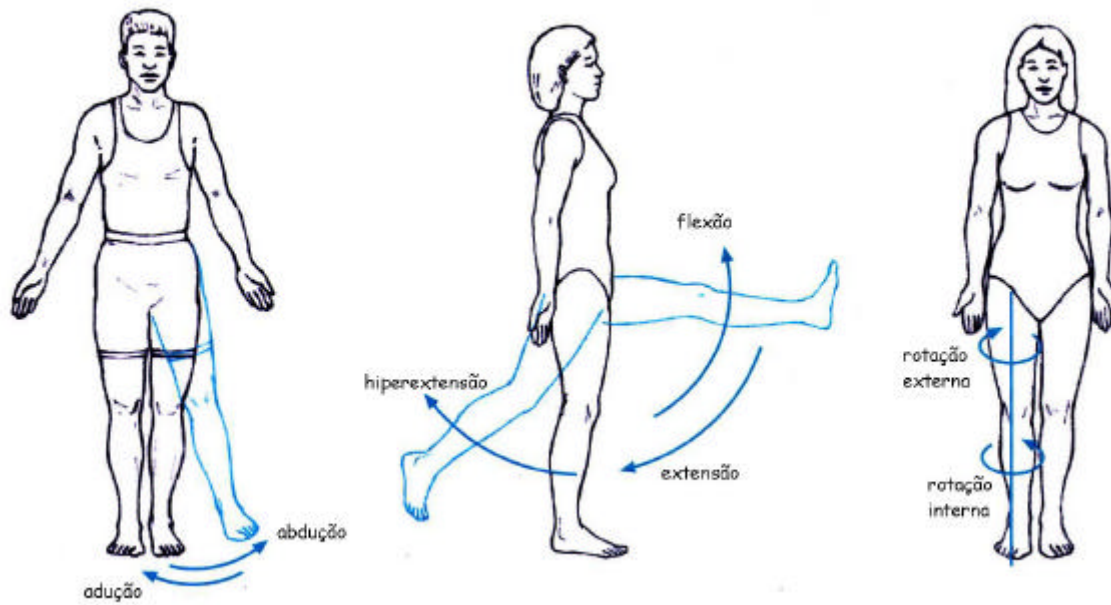


B - Posições anatômicas relativas

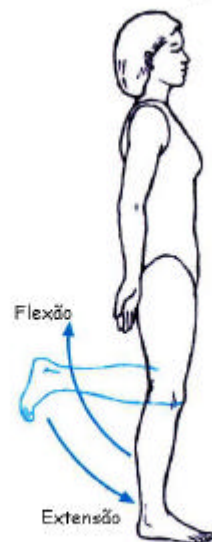


C - Nomenclatura dos movimentos do membro inferior

Movimentos do quadril

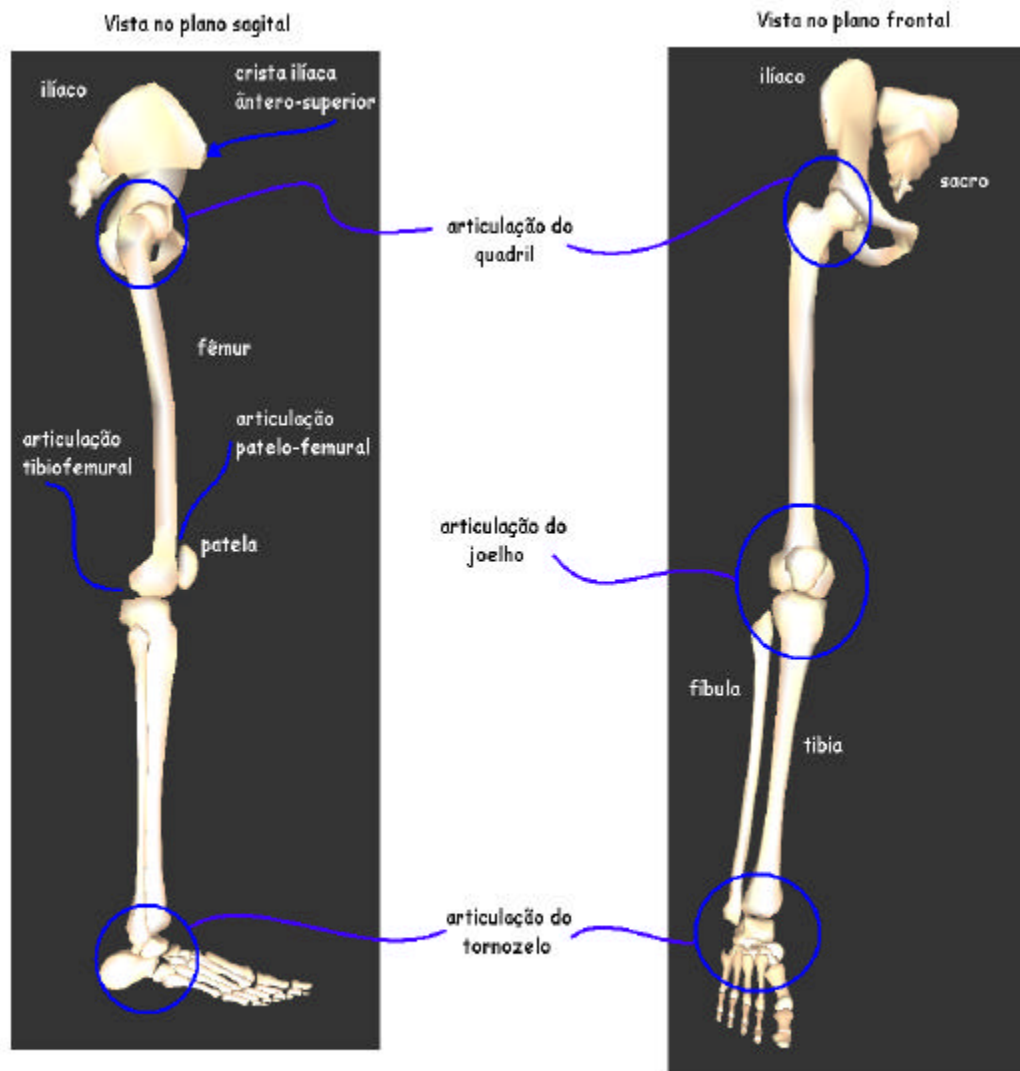


Movimentos do joelho

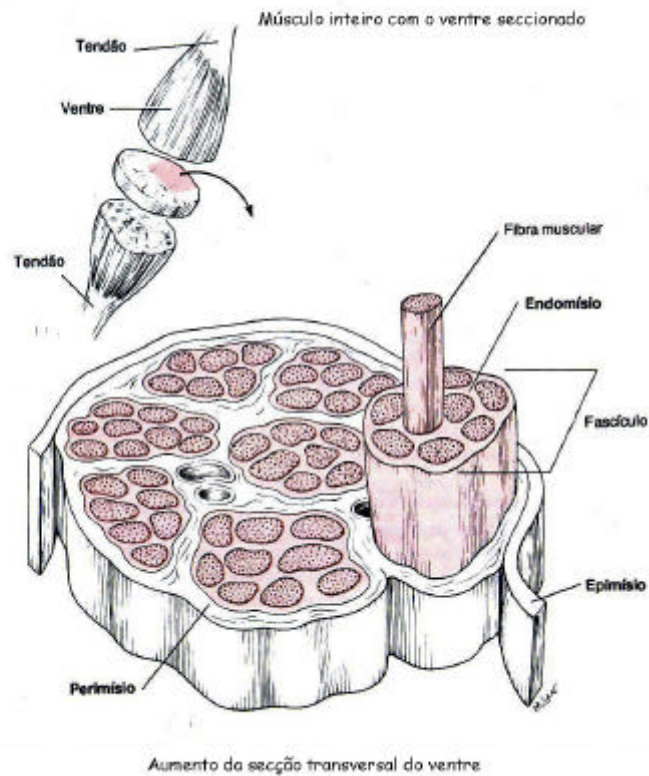


Movimentos do tornozelo

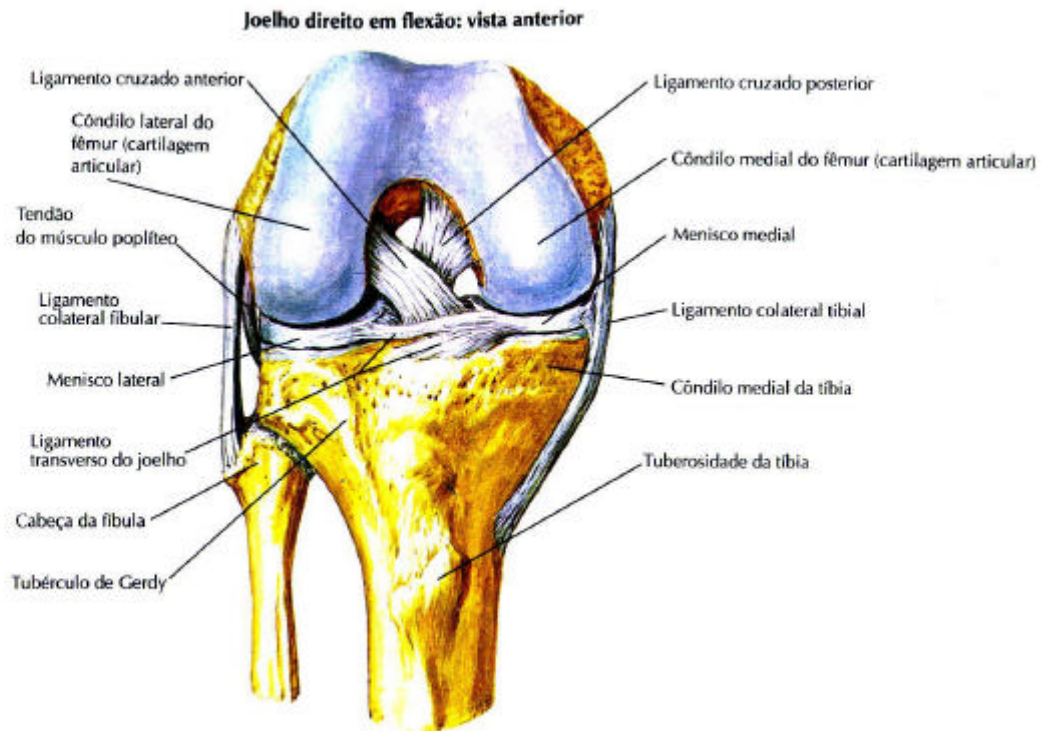


D - Articulações do membro inferior

E - Estrutura do músculo



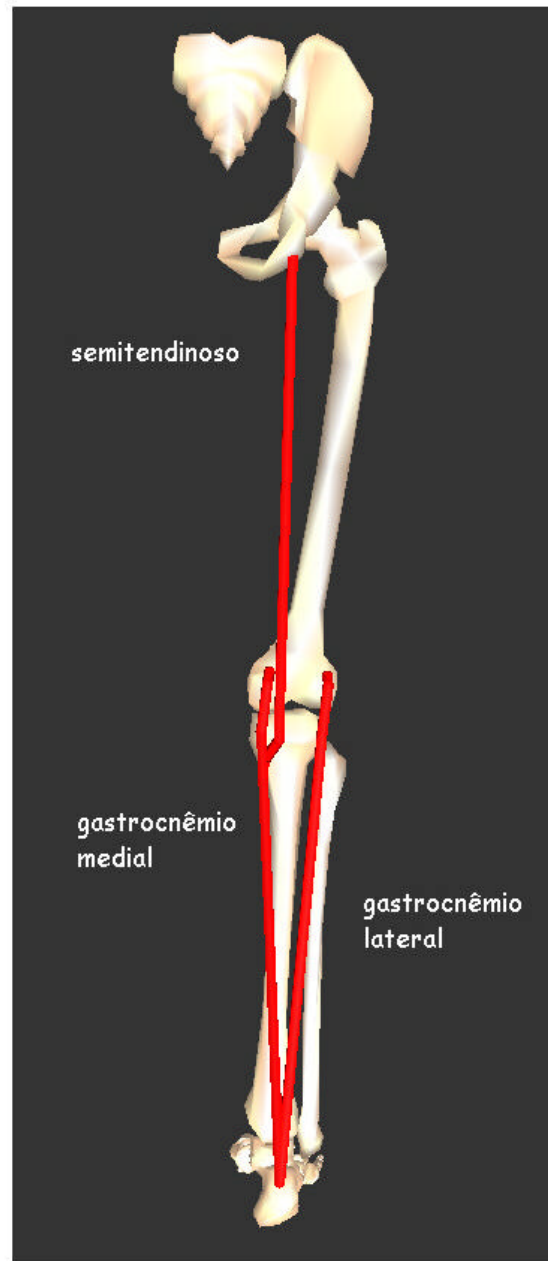
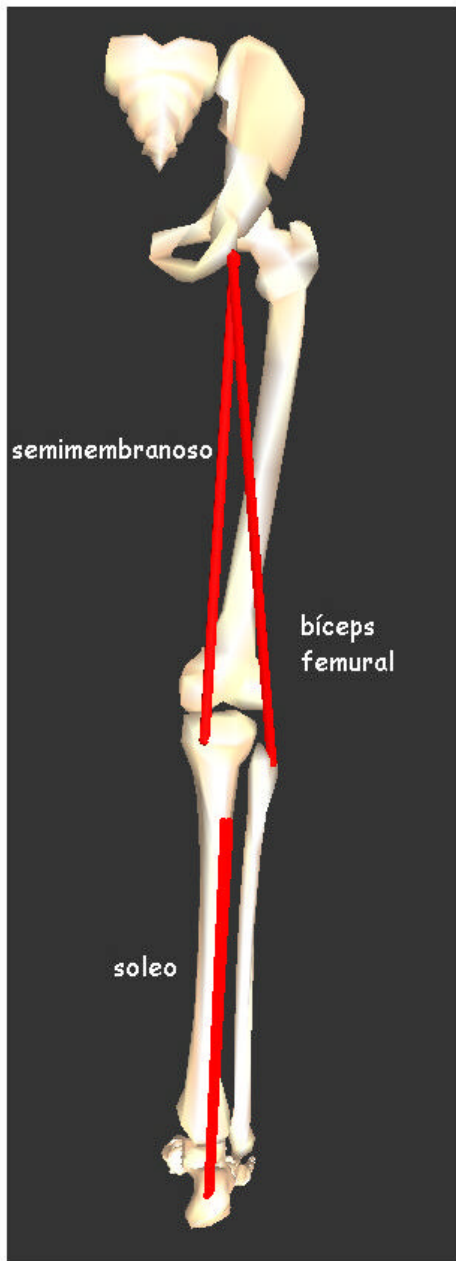
F - Estrutura do joelho



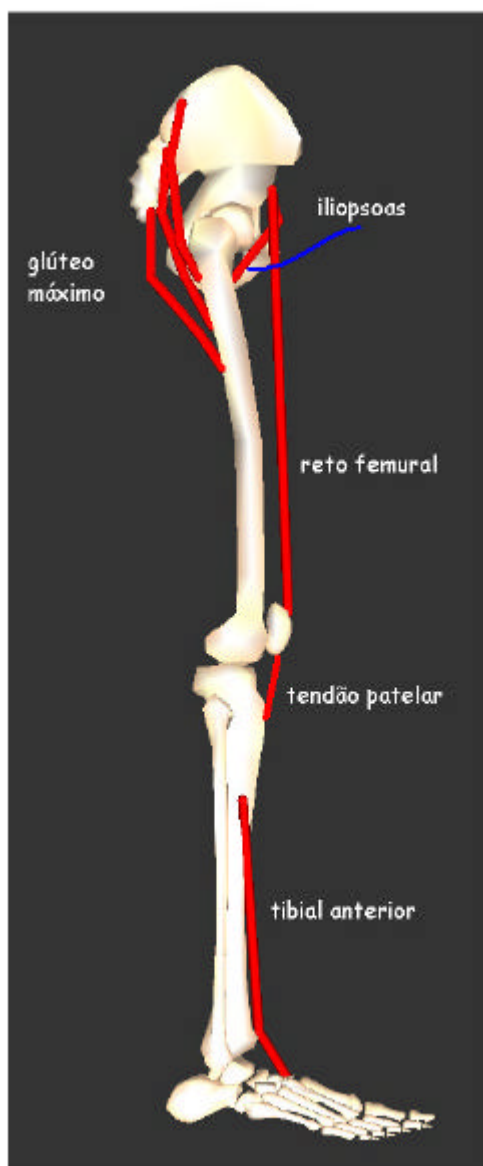
ANEXO 3

(Linha de ação das forças musculares)

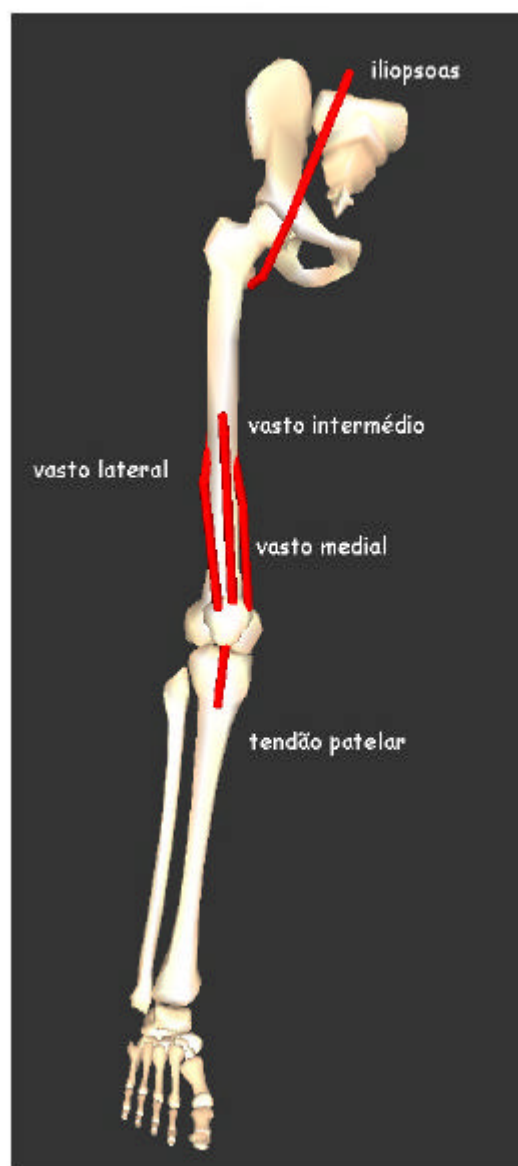
Vista posterior



Vista sagital



Vista anterior



ANEXO 4

(Rotinas do MatLab)

```
% Inverse Dynamics

% By: Ton van den Bogert and Jefferson Loss

% Date: February, 1999

% Report problems to jeffe@esef.ufrgs.br

clear

% define some constants

fsamp = 120;                % sampling frequency

dt = 1/fsamp;              % sampling interval
kfcut = 8;                 % cut-off frequency of kinematics(Hz)
ffcut = 40;                % cut-off frequency of force (Hz)
order = 2;                 % order of the filter
Yp = 0.039;                % height of forceplate surface relative to
forceplate origin
pretrigger = 0.5*fsamp;    % number of samples in force file before
trigger (0.5 sec)
nmarkers = 5;              % number of markers (not including sync)
aspectratio = 1/.8327036;  % vertical/horizontal pixel size
bw = 60;                   % body weight

% load video calibration data, calculate scale, origin, Rcam
load d:\users\jeffe\tese\invdyn\dados\fabri\calibra.rda
calibra = mean(calibra);
calibra = aspectcorr(calibra, aspectratio);
p1 = calibra(7:8);
p2 = calibra(9:10);
p3 = calibra(1:2);
origin = calibra(3:4);
p5 = calibra(5:6);
scale = 1/norm(p2-p1);
tilt = atan2(p5(2)-p3(2),p5(1)-p3(1));
Rcam = [cos(tilt) sin(tilt) ; -sin(tilt) cos(tilt)];

% now we can get XY meters from raw pixel coordinates:

%     XYmeters = scale*(Rcam*XYpixels - origin)

% define the model parameters for segments thigh, shank, foot
m = [.103*bw , 0.043*bw, 0.015*bw];
I = [0.14, 0.043, 0.020];
```

```

fcm = [0.43, 0.43, 0.4];

% load data and store in matrices frc(n x 3) and kin(n x 8)

% columns in frc:  Fx Fy M

disp('Loading force data...');

load d:\users\jeffe\tese\invdyn\dados\fab\fabagacl.prn
data = fabagacl;
[n,m1] = size(data);
nforce = n/3;
frc = [data(1:nforce,2) data(nforce+1:2*nforce,2)
data(2*nforce+1:3*nforce,2)];
frc(:,1) = frc(:,1) - mean(frc(1:10,1));
frc(:,2) = frc(:,2) - mean(frc(1:10,2));
frc(:,3) = frc(:,3) - mean(frc(1:10,3));

% columns in kin:  Xtoe Ytoe Xmal Ymal Xknee Yknee Xhip Yhip
disp('Loading kinematic data...');
load d:\users\jeffe\tese\invdyn\dados\fab\fabagacl.rda
data = fabagacl;
data = aspectcorr(data, aspectratio);
[nframes,ncol] = size(data);
kin = zeros(nframes,ncol-2);

% apply calibration to get X,Y in meters relative to origin

for i=1:nframes

    for j=1:2:nmarkers*2

        XYpix = data(i,j:j+1);

        XYmet = scale*(Rcam*XYpix' - origin');

        kin(i,j:j+1) = XYmet';
    end
end
sync = find(data(:,10)>370);
firstkin = sync(1);

% do the low-pass filtering for force data

ffrc = matfiltfilt(dt, ffcut, order, frc);

% do the low-pass filtering for kinematic data

fkin = matfiltfilt(dt, kfcut, order, kin(:,1:10));

% synchronize force and video

```

```

if (pretrigger > firstkin)

    fstart = pretrigger + 1 - firstkin;

    ndata = min([nframes nforce-fstart]); % ndata is the number of
frames for analysis

    ffrf = ffrf(fstart:fstart+ndata-1,:);

    fkin = fkin(1:ndata,:);
else
    fstart = firstkin + 1 -pretrigger;
    ndata = min([nframes-fstart nforce]); % ndata is the number of
frames for analysis
    ffrf = ffrf(1:ndata,:);
    fkin = fkin(fstart:fstart+ndata-1,:);
end

% extract variables from the matrices

Rhip = fkin(:,7:8);
Rknee = fkin(:,5:6);
Rankle = fkin(:,3:4);
Rtoe = fkin(:,1:2);
Fgrf = ffrf(:,1:2);
Xp = (ffrf(:,3)+ffrf(:,1)*Yp)./ffrf(:,2); % center of pressure

% 2-D point of application in kinematic coordinate system

Rgrf = [Xp, zeros(ndata,1)];

Mgrf = zeros(ndata,1);

% calculate segment angles

A(:,1) = atan2(Rhip(:,2) - Rknee(:,2), Rhip(:,1) - Rknee(:,1));
% thigh

A(:,2) = atan2(Rknee(:,2) - Rankle(:,2), Rknee(:,1) - Rankle(:,1));
% shank

A(:,3) = atan2(Rankle(:,2)- Rtoe(:,2), Rankle(:,1)- Rtoe(:,1));
% foot

% remove -pi to pi transitions
for i=2:ndata
    for j=1:3
        while (A(i,j)-A(i-1,j) > 2.5),
            A(i,j) = A(i,j) - 2*pi;
        end
        while (A(i,j)-A(i-1,j) < -2.5),
            A(i,j) = A(i,j) + 2*pi;
        end
    end
end

% calculate segment CM positions
R(:,1:2) = Rhip + fCM(1)*(Rknee - Rhip); % thigh CM
R(:,3:4) = Rknee + fCM(2)*(Rankle - Rknee); % shank CM

```



```

R(:,5:6) = Rankle + fCM(3)*(Rtoe - Rankle);           % foot CM

% segment angular accelerations (Add) using 3-point finite difference
Add(1,:) = [0,0,0];
for i=2:ndata-1
    Add(i,:) = (A(i+1,:) - 2*A(i,:) + A(i-1,:))/dt^2;
end
Add(ndata,:) = [0,0,0];

% calculate CM accelerations using 3-point finite differences

Rdd(1,:) = [0,0,0,0,0,0];

for i=2:ndata-1
    Rdd(i,:) = (R(i+1,:) - 2*R(i,:) + R(i-1,:))/dt^2;
end
Rdd(ndata,:) = [0,0,0,0,0,0];

% uncomment these for a quasi-static analysis

%Rdd = zeros(size(Rdd));

%Add = zeros(size(Add));

% do the inverse dynamics for foot, shank, thigh

[Fankle, Mankle] = inv2d(R(:,5:6), Rankle, Rgrf, Fgrf, Mgrf,
Rdd(:,5:6), Add(:,3), m(3), I(3));
[Fknee, Mknee] = inv2d(R(:,3:4), Rknee, Rankle, Fankle, Mankle,
Rdd(:,3:4), Add(:,2), m(2), I(2));
[Fhip, Mhip] = inv2d(R(:,1:2), Rhip, Rknee, Fknee, Mknee,
Rdd(:,1:2), Add(:,1), m(1), I(1));

% base de tempo

t=0;

for i=1:ndata
    Time(i)=t;
    t=t+dt;
end

%dados de entrada de força

figure(2)

title('Dados de entrada - cinética');

subplot(221);

```

```

plot(frc(:,1:2));

title('Forças (sinal bruto)');ylabel('Força [N]');xlabel('Quadros');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(222);
plot(frc(:,3));
title('Momento (sinal bruto)');ylabel('Torque
[Nm]');xlabel('Quadros');
subplot(223);
plot(Time,ffrc(:,1:2));
title('Forças (sinal tratado)');ylabel('Força [N]');xlabel('Tempo
[s]');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(224);
plot(Time,ffrc(:,3));
title('Momento (sinal tratado)');ylabel('Torque [Nm]');xlabel('Tempo
[s]');

%dados de entrada de posição
figure(3)
title('Dados de entrada - cinemática');
subplot(221);
plot(data(:,1:2));
title('Dados de entrada - cinemática: Ponta do pé');ylabel('Posição
[pixel]');xlabel('Quadros');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(223);
plot(Time,fkin(:,1:2));
title('Dados de entrada - cinemática: Ponta do pé');ylabel('Posição
[m]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(222);
plot(data(:,3:4));
title('Dados de entrada - cinemática: Calcanhar');ylabel('Posição
[pixel]');xlabel('Quadros');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(224);
plot(Time,fkin(:,3:4));
title('Dados de entrada - cinemática: Calcanhar');ylabel('Posição
[m]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0);

figure(4)
title('Dados de entrada - cinemática');
subplot(221);
plot(data(:,5:6));
title('Dados de entrada - cinemática: Joelho');ylabel('Posição
[pixel]');xlabel('Quadros');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(223);
plot(Time,fkin(:,5:6));
title('Dados de entrada - cinemática: Joelho');ylabel('Posição
[m]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0);
subplot(222);
plot(data(:,7:8));
title('Dados de entrada - cinemática: Quadril');ylabel('Posição
[pixel]');xlabel('Quadros');

```

```

legend('Horz','Vert',0);
subplot(224);
plot(Time,fkin(:,7:8));
title('Dados de entrada - cinemática: Quadril');ylabel('Posição
[m]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0);

% plot the results
figure(1)
title('Resultados das forças e momentos sobre as articulações');
subplot(321);
plot(Time,Fhip);
title('Quadril');ylabel('Força [N]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0)
subplot(322);
plot(Time,Mhip);
title('Quadril - Torque [Nm]');ylabel('Flexor <==          ==>
Extensor');xlabel('Tempo [s]');
subplot(323);
plot(Time,Fknee);
title('Joelho');ylabel('Força [N]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0)
subplot(324);
plot(Time,Mknee);
title('Joelho - Torque [Nm]');ylabel('Extensor <==          ==>
Flexor');xlabel('Tempo [s]');
subplot(325);
plot(Time,Fankle);
title('Tornozelo');ylabel('Força [N]');xlabel('Tempo [s]');
legend('Horz','Vert',0)
subplot(326);
plot(Time,Mankle);
title('Tornozelo - Torque [Nm]');ylabel('Dorsi <==
==> Planti');xlabel('Tempo [s]');

zoom

for i=1:ndata

    Coxa(i)=((fkin(i,7)-fkin(i,5))^2+(fkin(i,8)-fkin(i,6))^2)^.5;
    %distancia entre o quadril e o joelho

    Perna(i)=((fkin(i,3)-fkin(i,5))^2+(fkin(i,4)-fkin(i,6))^2)^.5;
    %distancia entre o quadril e o joelho
    Fjoelho(i)=(((Fknee(i,1))^2)+((Fknee(i,2))^2))^2)^.5;
end

figure(5)
subplot(211);
plot(Coxa);
title('Tamanho da coxa');ylabel('Comprimento [m]');xlabel('Quadros');
subplot(212);
plot(Perna);
title('Tamanho da perna');ylabel('Comprimento
[m]');xlabel('Quadros');

```

```
figure(6)
title('Força resultante sobre a articulação do joelho');
plot(Time,Fjoelho);
title('Força resultante sobre a articulação do joelho');ylabel('Força
[N]');xlabel('Tempo [s]');
```

```
figure(7)
title('Forças sobre a articulação do joelho');
plot(Time,Fknee);
title('Forças sobre a articulação do joelho');ylabel('Força
[N]');xlabel('Tempo [s]');
```

Subrotinas:

```
function [result] = aspectcorr(data,ratio)
[nrows,ncols] = size(data);
result(:,2:2:ncols) = data(:,2:2:ncols)*ratio;
result(:,1:2:ncols) = data(:,1:2:ncols);
```

```
function c = cross2d(a,b)

c = a(:,1).*b(:,2) - b(:,1).*a(:,2);
```

```
function [result] = matfiltfilt(dt, fcut, order, data);
```

```
fcut = fcut/(sqrt(2)-1)^(0.5/order);
[b,a] = butter(order, 2*fcut*dt);
[n,m] = size(data);
for i=1:m
    result(:,i) = filtfilt(b,a,data(:,i));
end
```

```
function [Fp, Mp] = inv2d(RCM, Rp, Rd, Fd, Md, aCM, alfa, m, I)
```

```
% 2-D inverse dynamics calculation for one segment
% input:
% RCM:          position(x,y) of center of mass of the segment
% Rp, Rd:      position(x,y) of proximal and distal endpoint of segment
% Fd, Md:      force(x,y) and moment acting on this segment at distal
endpoint
% aCM:          acceleration(x,y) of segment center of mass
% alfa:         angular acceleration
% m,I,fCM      mass, moment of inertia, relative position of CM

% output:
% Fp:          force(x,y) at proximal endpoint (force acting on proximal
segment!)
% Mp:          moment at proximal endpoint
```

```
g = -9.80665;
```

```
% calculate Fp
Fp(:,1) = m*aCM(:,1) - Fd(:,1);          % horizontal
Fp(:,2) = m*aCM(:,2) - Fd(:,2) - m*g;    % vertical
```

```
% calculate Mp
```

```
Mp = I*alfa - Md - cross2d(Rd-RCM,Fd) - cross2d(Rp-RCM,Fp);  
% invert, to get force on proximal segment (action = -reaction)  
Fp = -Fp;  
Mp = -Mp;
```

ANEXO 5

(Formato dos dados coletados)

Tabela A5.1 – Arquivo do Sistema Peak Performance representado a posição de quatro pontos anatômicos, mais um canal para sincronismo, durante a passada de uma corrida de um dos voluntários deste estudo. Os cabeçalhos não acompanham o arquivo, foram colocados para facilitar a observação.

Pé X	Pé Y	Torn X	Torn Y	Joelho X	Joelho Y	Quadril X	Quadril Y	Sinc X	Sinc y
91,000	79,010	72,000	102,713	123,429	165,796	63,333	227,081	2,000	12,290
102,000	79,010	80,571	101,710	129,000	168,262	67,000	229,129	2,000	3,512
112,000	79,010	88,571	100,832	132,571	169,558	70,400	230,710	0,0	0,0
122,333	79,303	97,000	99,787	138,400	171,891	74,000	232,641	0,0	0,0
132,571	79,763	105,714	98,825	142,571	173,070	77,600	234,572	0,0	0,0
143,000	80,473	114,000	98,104	146,571	174,700	82,400	236,855	0,0	0,0
153,000	80,766	123,000	97,446	151,000	176,163	86,000	238,786	0,0	0,0
162,000	81,644	131,000	96,568	155,000	177,041	91,000	240,542	0,0	0,0
171,200	82,873	139,000	95,690	159,000	177,919	96,000	242,737	0,0	0,0
180,400	84,102	147,000	95,690	163,000	178,797	99,600	244,229	0,0	0,0
188,000	85,155	155,000	95,690	166,571	179,090	104,400	246,512	0,0	0,0
196,571	86,159	162,571	94,938	170,571	179,215	109,600	247,741	0,0	0,0
204,333	87,204	169,000	95,690	173,429	179,842	114,400	250,023	0,0	0,0
210,800	88,316	176,000	95,032	177,429	180,218	118,400	250,901	0,0	0,0
217,000	89,545	183,000	95,690	181,000	179,968	123,600	252,130	0,0	0,0
225,000	91,008	188,571	94,938	184,571	180,469	128,000	252,833	2,000	4,389
240,000	92,179	205,000	95,397	195,000	179,968	141,600	253,886	0,0	0,0
245,000	92,764	209,000	94,812	199,000	179,090	146,000	254,588	0,0	0,0
249,000	92,471	213,429	94,060	203,000	178,212	150,400	253,886	0,0	0,0
252,000	92,617	217,000	93,349	206,571	177,459	155,000	253,125	0,0	0,0
255,600	92,003	220,571	93,307	209,429	176,581	159,600	253,184	0,0	0,0
259,600	91,125	224,000	92,179	213,429	175,954	163,600	252,306	0,0	0,0
260,000	90,423	226,571	91,301	217,429	174,826	168,000	251,077	0,0	0,0
264,400	87,965	229,000	89,837	221,429	173,948	172,400	249,497	0,0	0,0
266,000	86,472	232,000	88,667	225,429	173,070	176,400	248,619	0,0	0,0
268,400	84,453	234,000	87,789	228,571	171,941	180,000	247,565	0,0	0,0
270,400	81,819	234,000	86,911	232,571	170,311	184,000	246,687	0,0	0,0
272,000	79,888	238,000	84,278	236,000	168,555	188,571	245,182	0,0	0,0
273,600	77,606	239,600	81,819	239,429	166,548	192,400	243,351	0,0	0,0
275,000	75,499	240,400	80,942	242,571	164,416	197,000	242,298	0,0	0,0
276,800	71,636	242,571	80,013	246,000	162,410	201,600	241,244	158,316	373,797
278,000	70,231	245,600	80,590	250,571	159,902	206,400	238,962	158,316	374,675
276,800	71,636	242,571	80,013	246,000	162,410	201,600	241,244	158,316	373,797
278,500	69,353	245,600	80,590	250,571	159,902	206,400	238,962	158,421	374,675
279,000	67,598	246,000	79,888	255,000	160,654	210,000	237,908	159,368	374,166
279,600	66,895	248,000	80,766	261,000	161,532	214,000	237,030	158,316	374,675
280,000	66,281	248,400	80,064	266,000	162,190	218,000	236,153	158,316	373,797
280,400	66,544	249,600	80,590	270,286	161,908	221,600	236,855	158,316	374,675
280,000	66,281	249,600	80,064	274,286	161,281	224,000	236,153	158,700	373,981
280,400	66,544	249,600	80,590	278,000	159,776	228,000	235,275	158,316	374,675
280,400	66,017	250,000	79,888	280,571	158,271	230,400	234,924	158,000	373,981
280,000	66,720	250,000	80,766	283,000	156,557	233,600	234,748	158,700	374,859
280,400	66,017	250,000	79,888	284,571	155,261	237,600	234,221	158,700	373,981
281,000	66,720	250,400	80,590	287,000	153,631	242,000	233,519	158,316	374,675
281,000	65,842	250,400	80,064	289,333	152,753	246,000	232,641	158,000	373,981
281,000	66,720	250,400	80,590	291,000	151,875	249,600	233,343	158,700	374,859

Pé X	Pé Y	Torn X	Torn Y	Joelho X	Joelho Y	Quadril X	Quadril Y	Sinc X	Sinc y
281,000	65,842	251,000	80,181	293,333	150,997	252,400	232,817	159,158	374,166
281,000	65,842	250,400	80,590	295,000	150,119	256,000	233,519	158,700	374,859
281,000	65,842	251,600	80,415	300,571	147,736	265,000	231,178	158,700	373,981
281,000	65,842	252,000	80,766	301,333	146,608	267,333	230,885	158,316	374,675
281,000	65,842	251,333	80,766	302,571	146,232	270,000	230,885	158,316	373,797
281,000	65,842	252,000	80,766	304,000	145,730	272,000	230,885	158,700	374,859
281,000	65,842	251,600	81,468	304,000	144,852	274,000	230,885	158,800	373,981
281,200	65,491	252,000	80,766	305,000	144,852	277,600	231,588	158,316	374,675
281,000	65,842	252,000	81,644	306,000	144,852	280,400	232,465	158,700	373,981
281,600	65,140	252,000	81,644	306,000	144,267	284,000	231,763	158,316	374,675
281,000	65,842	252,000	81,644	306,000	144,852	288,000	232,641	159,368	374,166
281,000	64,964	252,000	82,522	307,000	144,852	292,000	233,519	158,667	374,859
281,000	65,842	252,400	83,224	307,000	145,730	296,000	234,397	158,000	373,981
281,000	64,964	254,000	84,278	307,333	146,608	299,429	235,149	158,316	374,675
281,000	65,842	254,000	85,155	307,714	147,736	303,429	236,027	158,700	373,981
281,600	65,140	254,000	86,033	309,429	148,865	307,000	237,030	158,316	374,675
281,600	65,315	256,000	86,911	310,000	150,119	310,000	237,908	158,316	373,797
281,000	64,964	257,000	88,374	312,000	151,290	314,000	238,786	158,000	374,859
281,600	65,315	256,000	86,911	310,000	150,119	310,000	237,908	158,316	373,797
281,000	64,964	257,000	88,374	312,000	151,290	314,000	238,786	158,316	374,675
282,000	64,964	259,000	89,837	313,000	152,753	318,667	240,542	158,800	373,981
282,000	64,964	260,000	91,301	315,000	154,509	322,400	242,122	158,700	374,859
282,000	64,964	262,000	92,179	316,571	155,763	326,000	243,176	0,0	0,0
282,400	64,788	264,000	93,934	318,571	156,892	329,600	244,229	0,0	0,0
283,000	64,964	266,000	95,397	321,429	158,773	333,600	245,107	0,0	0,0
283,000	64,964	268,000	96,568	322,571	160,152	338,000	247,126	0,0	0,0
283,600	65,666	270,000	97,446	325,429	161,783	342,000	248,443	0,0	0,0
283,600	65,491	273,000	99,202	327,429	163,162	346,400	249,145	0,0	0,0
283,600	66,017	276,000	100,665	330,000	164,166	351,000	249,906	0,0	0,0
285,600	66,895	278,000	101,835	332,000	165,043	355,200	249,848	0,0	0,0
285,600	67,773	280,571	103,089	334,571	166,298	360,000	250,199	0,0	0,0
286,400	69,705	283,600	105,171	338,571	166,925	364,000	251,077	0,0	0,0
288,000	71,109	284,000	106,225	342,000	167,677	369,000	251,662	0,0	0,0
289,600	72,163	286,400	108,332	346,000	168,336	373,000	251,369	0,0	0,0
292,000	74,621	289,000	110,029	350,000	167,897	377,000	251,662	0,0	0,0
293,600	75,674	291,600	112,194	355,000	167,677	382,000	251,077	0,0	0,0
296,400	77,606	294,000	113,248	359,000	167,458	386,400	250,374	0,0	0,0
298,400	78,835	296,286	114,753	363,000	166,799	389,600	250,901	0,0	0,0
300,400	79,712	299,333	115,882	368,000	165,921	394,000	250,199	0,0	0,0
303,600	80,942	302,400	117,111	372,571	164,918	398,000	249,321	0,0	0,0
305,600	82,171	305,429	118,390	377,000	164,166	402,000	248,443	0,0	0,0
308,400	83,751	309,429	119,268	381,556	162,995	406,000	247,565	0,0	0,0
312,000	84,716	313,000	119,686	386,000	161,751	410,000	246,102	0,0	0,0
315,000	85,741	317,000	120,271	391,429	159,902	414,400	244,229	0,0	0,0
319,000	86,326	320,571	120,396	396,000	158,898	418,000	243,176	0,0	0,0
323,000	86,911	325,000	121,149	401,000	157,362	422,000	241,420	0,0	0,0
327,000	87,204	330,000	122,027	407,429	155,512	425,600	239,489	0,0	0,0
331,600	87,965	335,429	122,278	412,571	154,383	429,600	237,206	0,0	0,0
337,000	88,960	340,571	122,152	419,000	152,534	433,000	236,153	0,0	0,0
342,571	89,670	345,429	122,779	424,750	151,217	436,400	233,695	0,0	0,0
348,571	90,548	352,571	123,657	431,000	150,119	440,000	232,641	0,0	0,0
355,429	91,175	358,571	123,030	437,000	149,241	443,600	231,588	0,0	0,0
362,000	91,740	365,000	123,783	444,000	147,486	446,400	229,305	0,0	0,0
369,000	91,593	372,000	123,124	450,286	146,106	450,000	228,252	0,0	0,0
376,571	92,053	378,444	123,685	458,000	145,510	452,400	227,549	0,0	0,0
384,800	91,827	385,000	122,905	463,556	145,632	456,000	226,935	0,0	0,0
392,333	91,886	393,000	123,431	470,444	144,950	458,000	227,374	0,0	0,0
400,000	91,301	399,556	122,807	477,333	145,437	461,600	226,671	0,0	0,0

Tabela A5.2 – Matriz de calibração da plataforma AMTI, modelo OR6-5.

Excitação (V_0) igual a 10 volts.

Canais	F_x' [$\mu V/V_0$]	F_y' [$\mu V/V_0$]	F_z' [$\mu V/V_0$]	M_x' [$\mu V/V_0$]	M_y' [$\mu V/V_0$]	M_z' [$\mu V/V_0$]
F_x [N]	1,492	-0,004	0,034	-0,013	-0,004	-0,005
F_y [N]	0,007	1,497	-0,023	0,002	-0,001	-0,013
F_z [N]	0,004	0,000	5,830	0,0013	-0,013	-0,002
M_x [Nm]	0,000	0,000	0,000	0,586	0,001	-0,002
M_y [Nm]	0,000	0,000	0,000	0,001	0,584	0,000
M_z [Nm]	0,003	0,001	0,001	0,000	0,002	0,299

Tabela A5.3 – Dados de força e momento fornecidos pela plataforma de força durante uma passada da corrida do voluntário 5 deste estudo.

Tempo	F_x – Força horizontal ântero-posterior	F_y – Força horizontal médio-lateral	F_z – Força vertical	M_z – Momento médio lateral
0	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.00833333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.01666667	-0.01947	0.096042	-2.2603	-0.60889
0.025	-0.00873	0.101901	-2.25932	-0.75586
0.03333334	0.005918	0.090182	0.581011	-0.75439
0.04166667	-0.01068	0.101413	-2.26567	-0.75488
0.05	0.003477	0.083835	0.580034	-0.6084
0.05833333	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
0.06666667	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.075	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
0.08333334	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
0.09166667	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.1	-0.00092	-0.64615	0.586382	-0.60889
0.10833333	0.012266	0.089206	0.574663	-0.75439
0.11666667	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.125	0.011777	0.083346	0.580034	-0.60938
0.13333334	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
0.14166667	-0.00482	0.094577	-2.26665	-0.60986
0.15000001	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.15833333	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
0.16666667	-0.00092	-0.64615	0.586382	-0.60889
0.175	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.18333334	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.19166666	0.00543	0.084323	0.586382	-0.60938
0.2	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084

Tempo	F_x	F_y	F_z	M_z
0.20833333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.21666667	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.22499999	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
0.23333333	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.24166666	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
0.25	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.25833333	0.00543	0.084323	0.586382	-0.60938
0.26666668	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
0.27500001	-0.00238	0.100924	-2.26567	-0.75586
0.28333333	-0.01947	0.096042	-2.2603	-0.60889
0.29166666	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.30000001	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.30833334	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.31666666	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
0.32499999	0.014219	0.089694	0.581011	-0.75537
0.33333334	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.34166667	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
0.34999999	0.003477	0.083835	0.580034	-0.6084
0.35833332	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.36666667	-0.01947	0.096042	-2.2603	-0.60889
0.375	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.38333333	-0.01703	0.102389	-2.25932	-0.75488
0.39166668	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
0.40000001	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.40833333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.41666666	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
0.42500001	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
0.43333334	0.003477	0.083835	0.580034	-0.6084
0.44166666	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
0.44999999	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
0.45833334	0.011777	0.083346	0.580034	-0.60938
0.46666667	-0.01947	0.096042	-2.2603	-0.60889
0.47499999	0.012754	0.103366	0.589312	-1.04736
0.48333332	-7.10785	-3.62906	17.66646	-1.65234
0.49166667	-18.4882	-5.92349	46.1816	-3.1499
0.5	-4.85297	-34.4274	459.9116	-5.3374
0.50833333	15.46686	4.958835	944.0712	5.255859
0.51666665	39.35943	40.06333	832.9326	0.688477
0.52499998	-76.1049	8.396335	857.7792	-10.0054
0.53333336	-167.825	-17.4943	848.6254	-13.0835
0.54166669	-155.105	-61.3112	865.5283	-14.8213
0.55000001	-182.986	-79.7702	1053.07	-14.6968
0.55833334	-194.285	-48.7824	1138.331	-13.646
0.56666666	-186.462	-33.9313	1235.102	-10.2534
0.57499999	-140.666	-46.5563	1326.153	-9.41553
0.58333331	-142.069	-48.8312	1340.161	-9.38721
0.59166664	-148.404	-57.0856	1374.065	-8.78955
0.60000002	-129.369	-69.5299	1385.317	-7.71631
0.60833335	-103.078	-81.9826	1396.596	-5.60645
0.61666667	-91.5244	-75.4357	1399.293	-4.08887
0.625	-87.3144	-72.5172	1387.725	-2.73682
0.63333333	-82.4091	-71.7506	1370.486	-1.67871
0.64166665	-73.102	-71.695	1353.273	-0.61719
0.64999998	-55.852	-70.0944	1327.585	0.311035
0.65833336	-38.6362	-66.9889	1296.221	0.800293
0.66666669	-23.0356	-62.3419	1242.097	1.429688
0.67500001	-8.20795	-56.1852	1182.307	1.472656
0.68333334	2.865781	-45.5944	1108.294	1.362793
0.69166666	14.6778	-35.7209	1034.328	1.102051
0.69999999	28.68658	-22.9328	963.2631	1.133301
0.70833331	49.36236	-12.3473	903.6728	1.165527
0.71666664	77.29449	1.917331	841.3022	1.791504
0.72500002	101.5723	14.02134	773.2514	1.820801
0.73333335	114.1627	21.72348	696.6176	1.677246
0.74166667	115.0855	24.28452	614.2792	1.356934
0.75	110.8624	26.11069	523.3789	1.316406
0.75833333	103.065	24.97837	438.1631	1.118652
0.76666665	91.63482	21.6102	355.7568	1.208496

Tempo	F_x	F_y	F_z	M_z
0.77499998	76.64166	15.27671	281.8574	0.999512
0.78333336	59.54498	10.33432	222.1411	0.794434
0.79166669	41.07721	5.341159	176.6499	0.297852
0.80000001	32.8316	5.476901	136.8774	0.117188
0.80833334	23.15729	1.94028	99.95406	-0.06934
0.81666666	15.6944	0.581393	68.6982	-0.24512
0.82499999	12.67389	0.665378	48.8354	-0.55518
0.83333331	8.1817	0.727389	28.93502	-0.57129
0.84166664	4.509336	0.013034	23.28365	-0.73193
0.85000002	3.730527	0.768893	14.75337	-0.59033
0.85833335	2.974668	0.066257	9.090776	-0.74316
0.86666667	2.223203	0.806491	6.254839	-0.74561
0.875	1.481992	0.81528	3.418901	-0.74951
0.88333333	0.728086	0.817721	0.57564	-0.60547
0.89166665	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
0.89999998	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
0.90833336	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
0.91666669	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
0.92500001	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
0.93333334	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
0.94166666	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
0.94999999	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
0.95833331	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
0.96666664	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
0.97500002	-0.00873	0.101901	-2.25932	-0.75586
0.98333335	0.003477	0.083835	0.580034	-0.6084
0.99166667	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
1	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.0083333	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
1.0166667	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.025	0.00543	0.084323	0.586382	-0.60938
1.0333333	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.0416666	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
1.05	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.0583333	-0.00678	-0.62906	-2.25932	-0.75635
1.0666667	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.075	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.0833334	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
1.0916667	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.1	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.1083333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.1166667	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.125	0.00543	0.084323	0.586382	-0.60938
1.1333333	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.1416667	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.15	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.1583333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.1666666	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
1.175	0.00543	0.084323	0.586382	-0.60938
1.1833333	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.1916667	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.2	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.2083334	0.009824	-0.64029	0.587358	-0.75586
1.2166667	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.225	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.2333333	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.2416667	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.25	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.2583333	0.001523	0.091647	0.593706	-0.75537
1.2666667	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.275	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.2833333	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.2916666	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.3	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.3083333	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.3166667	-0.00287	-0.63638	-2.26665	-0.61035
1.325	0.007871	0.090671	0.587358	-0.75537
1.3333334	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035

Tempo	F_x	F_y	F_z	M_z
1.3416667	-0.00043	0.091159	0.587358	-0.75439
1.35	-0.00922	-0.6354	-2.2603	-0.61035
1.3583333	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
1.3666667	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.375	0.001523	0.091647	0.593706	-0.75537
1.3833333	-0.01312	0.095065	-2.26665	-0.60889
1.3916667	0.005918	0.090182	0.581011	-0.75439
1.4	-0.00482	0.094577	-2.26665	-0.60986
1.4083333	-0.00287	0.084811	0.586382	-0.6084
1.4166666	-0.00482	-0.63687	-2.27299	-0.60938
1.425	-0.01068	0.101413	-2.26567	-0.75488
1.4333333	-0.01117	-0.63589	-2.26665	-0.60938
1.4416667	0.003477	0.083835	0.580034	-0.6084
1.45	0.007383	-0.64663	0.586382	-0.60986
1.4583334	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
1.4666667	-0.01117	0.095553	-2.2603	-0.60986
1.475	-0.00092	0.085299	0.59273	-0.60938
1.4833333	-0.00482	0.094577	-2.26665	-0.60986
1.4916667	0.001523	0.091647	0.593706	-0.75537

ANEXO 6

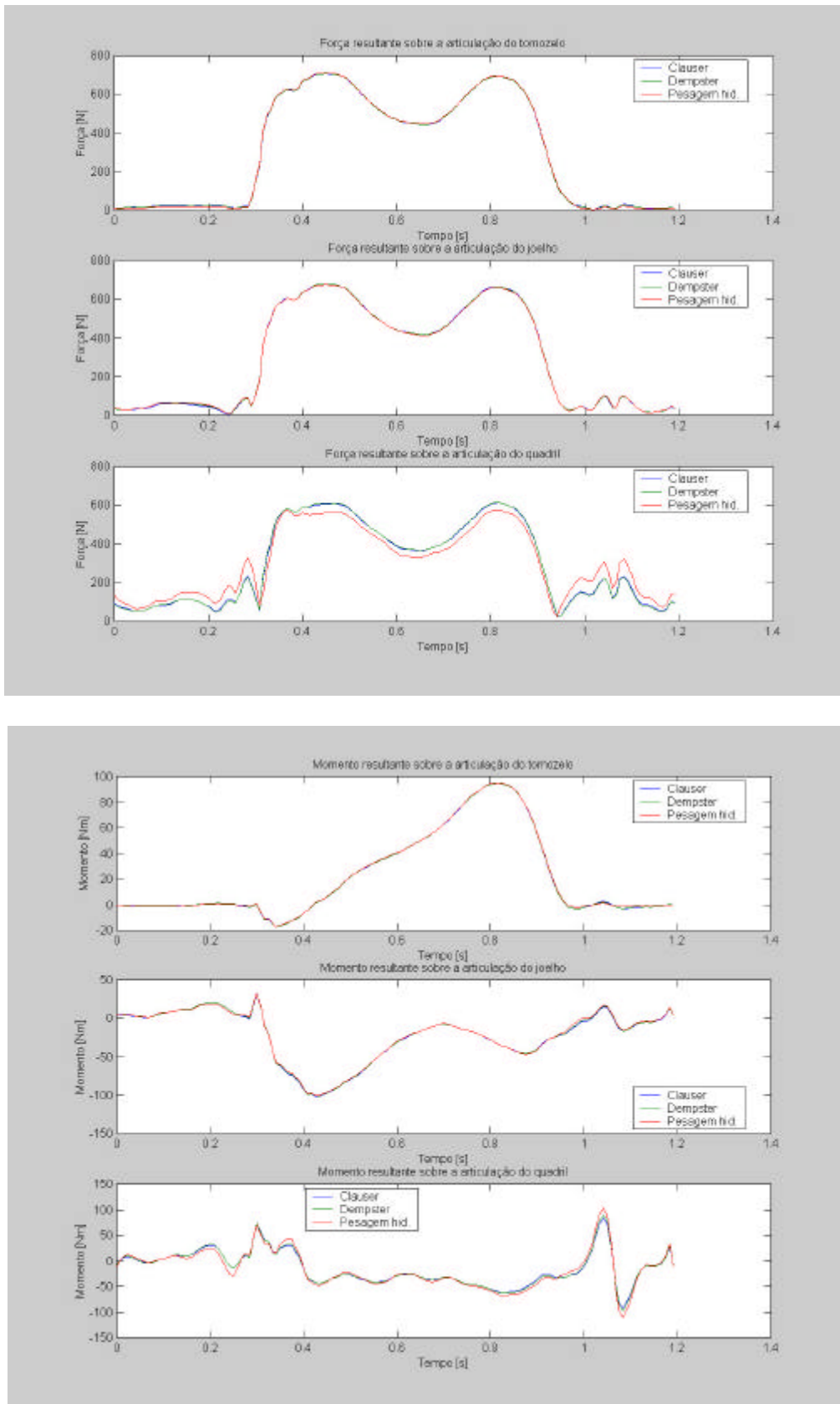


Figura A6.1 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 1.

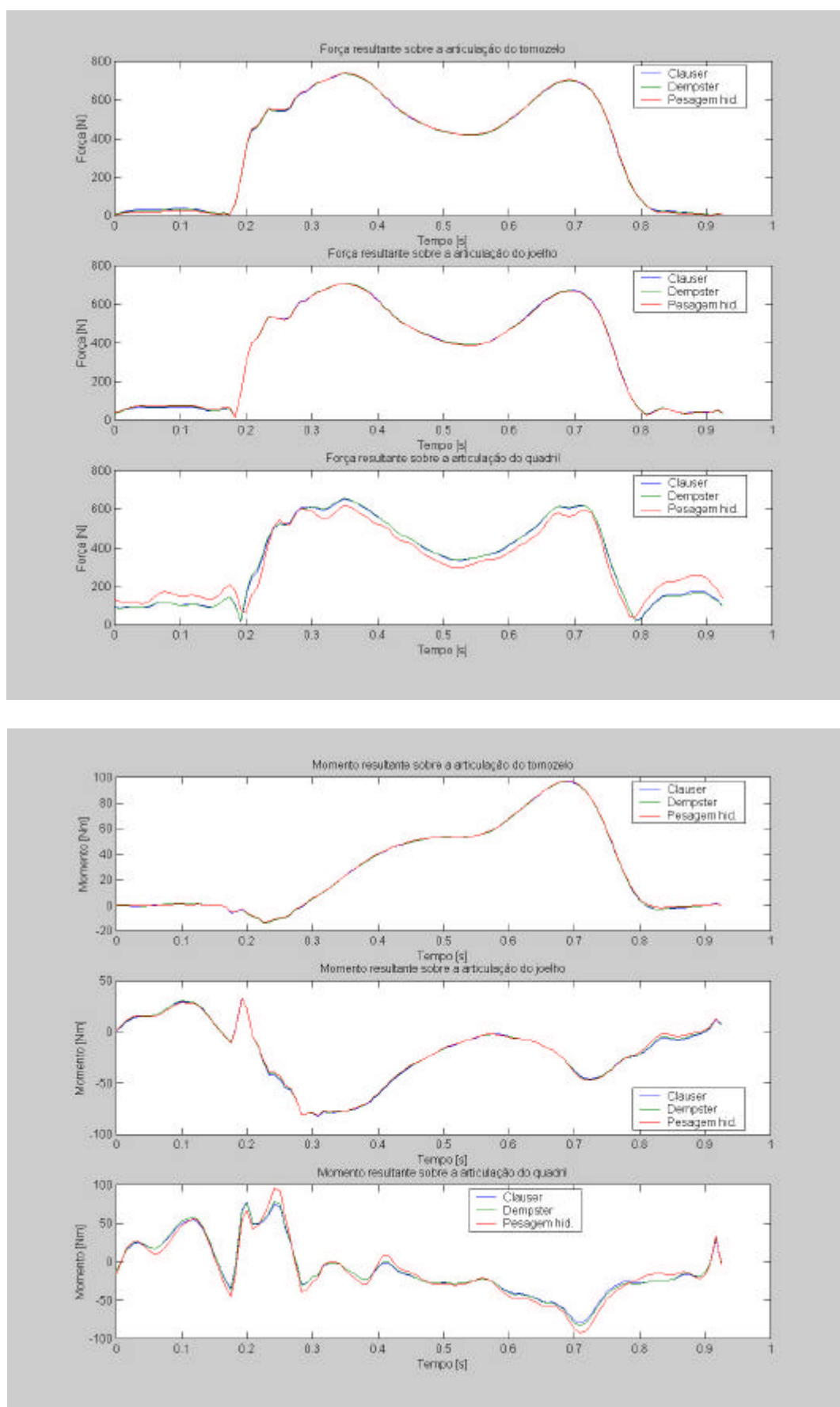


Figura A6.2 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 2.

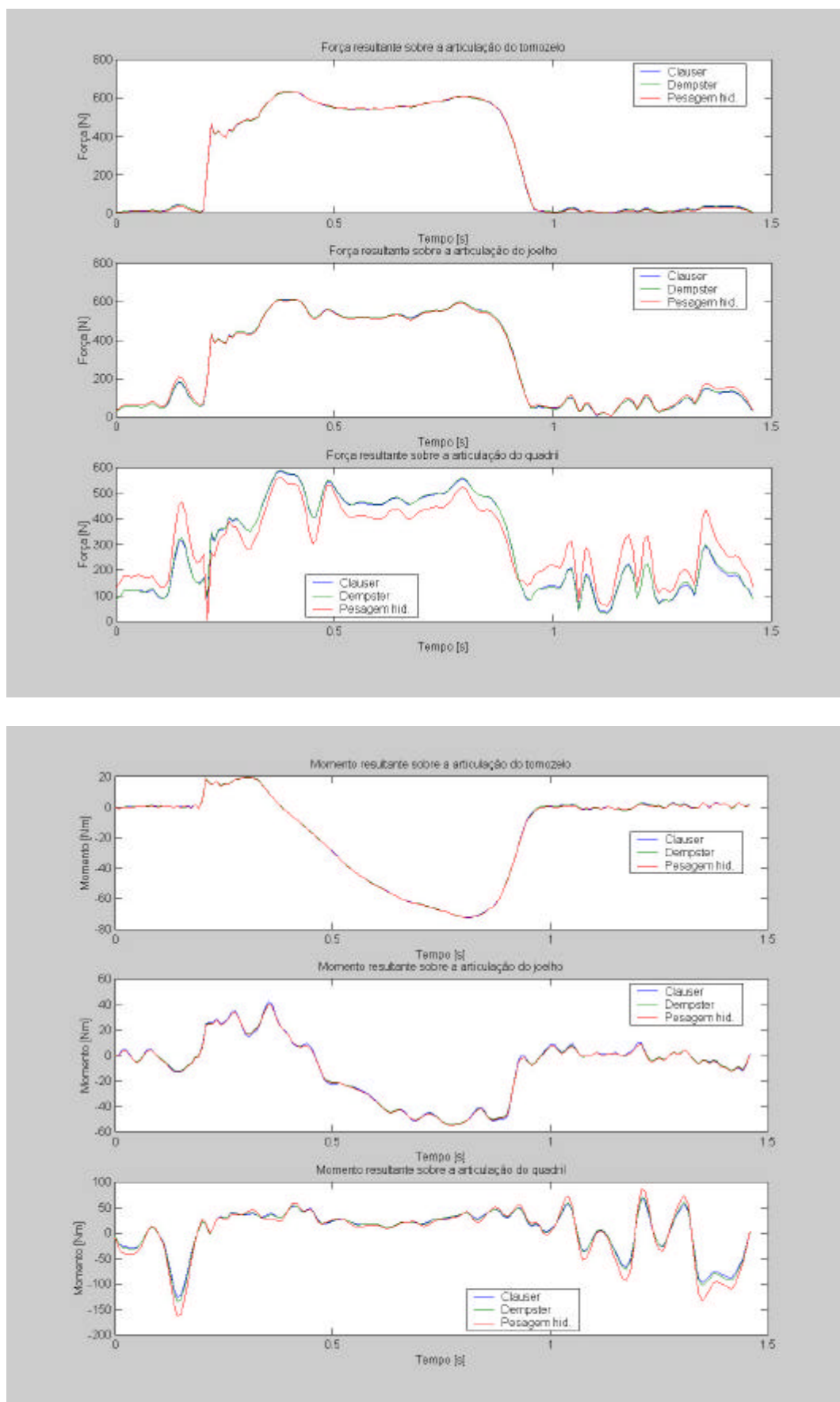


Figura A6.3 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 3.

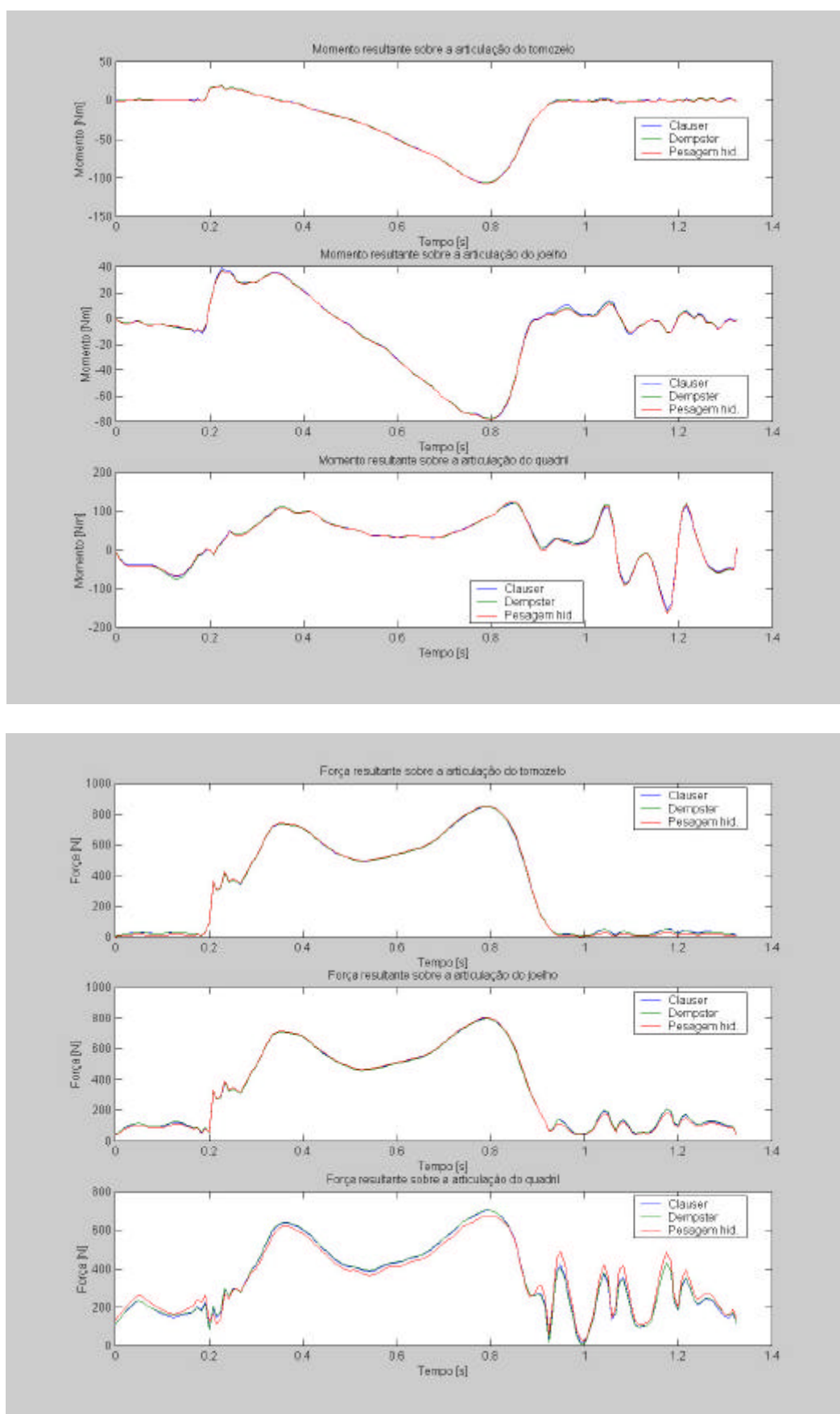


Figura A6.4 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 4.

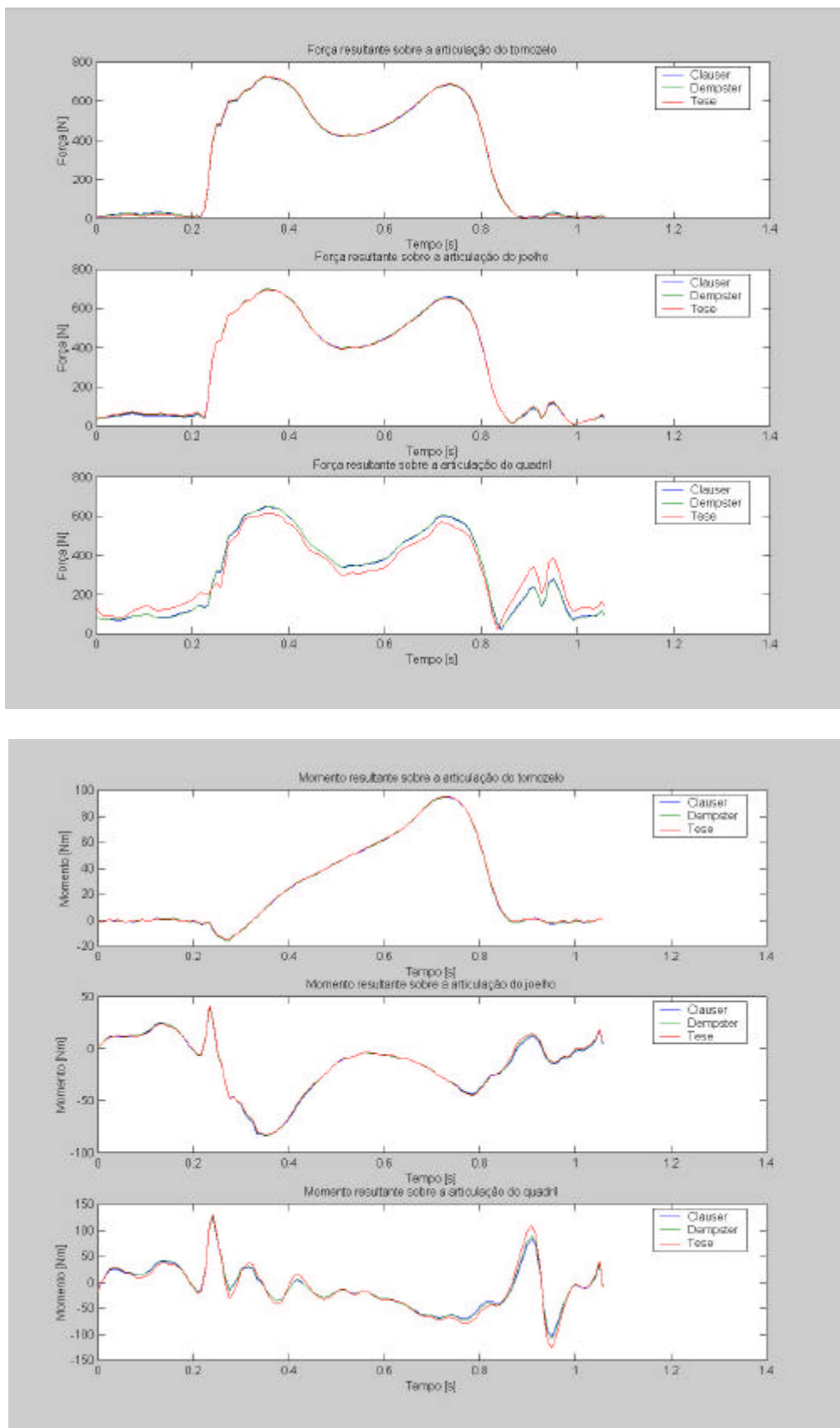


Figura A6.5 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 5.

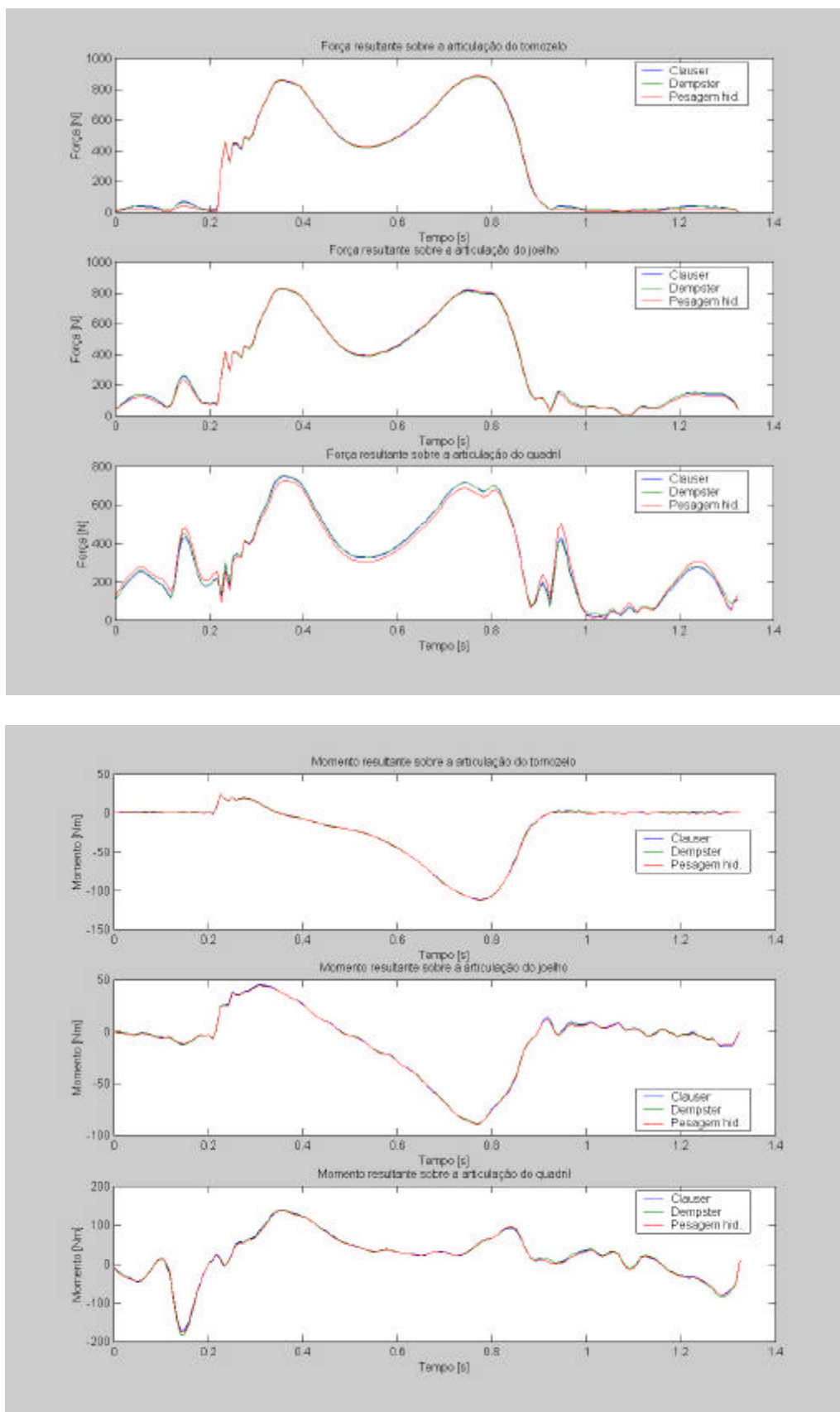


Figura A6.6 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 6.

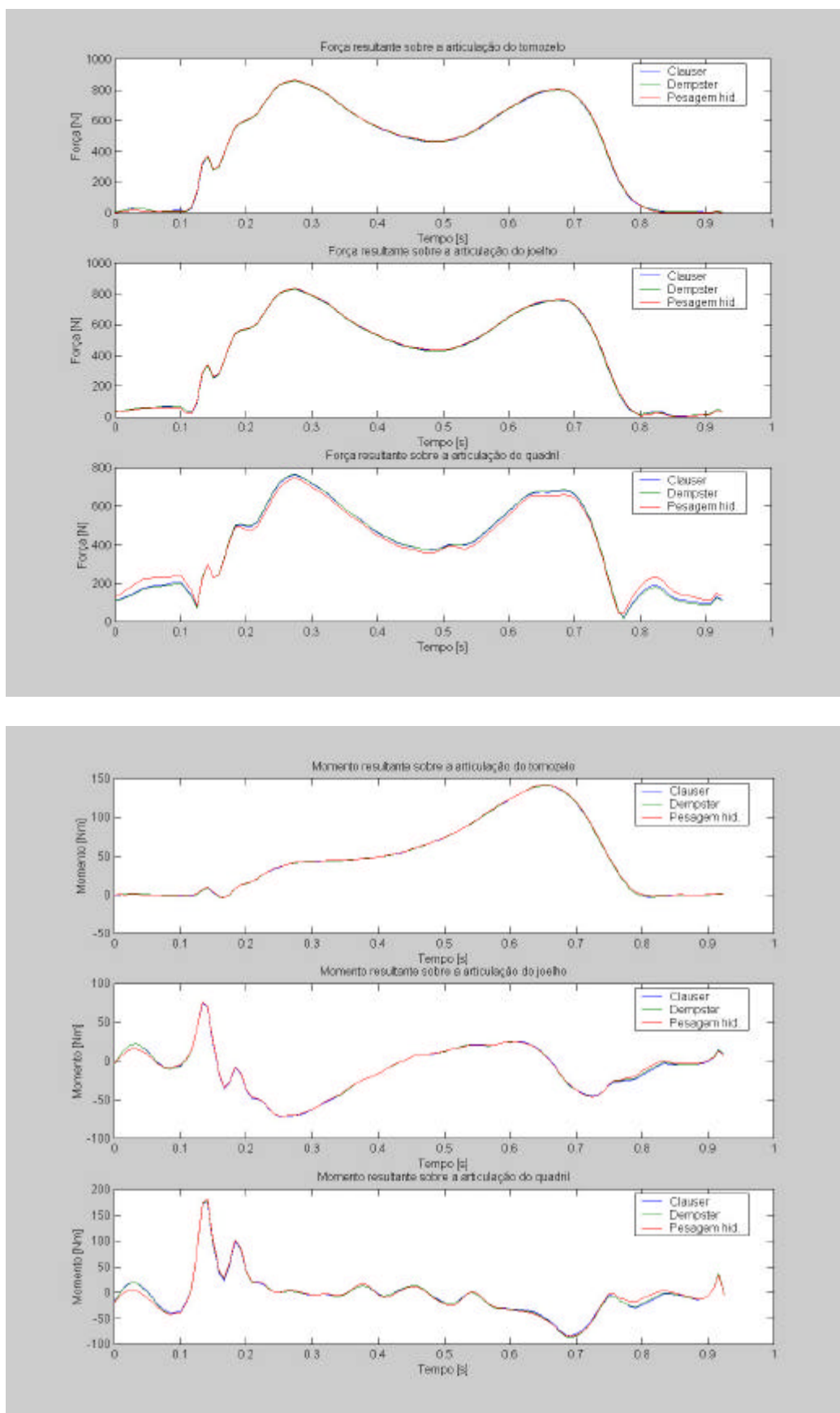


Figura A6.7 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 7.

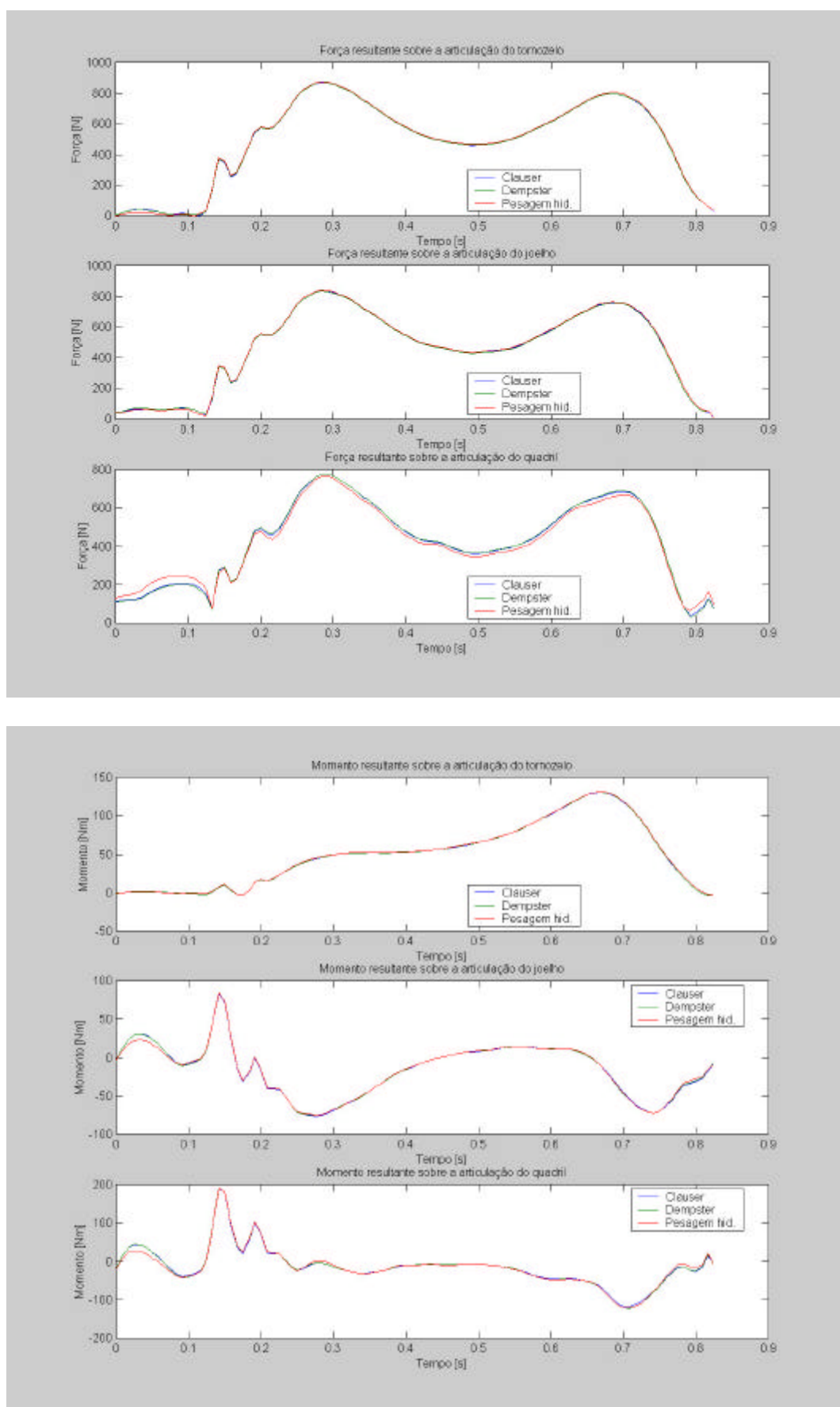


Figura A6.8 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 8.

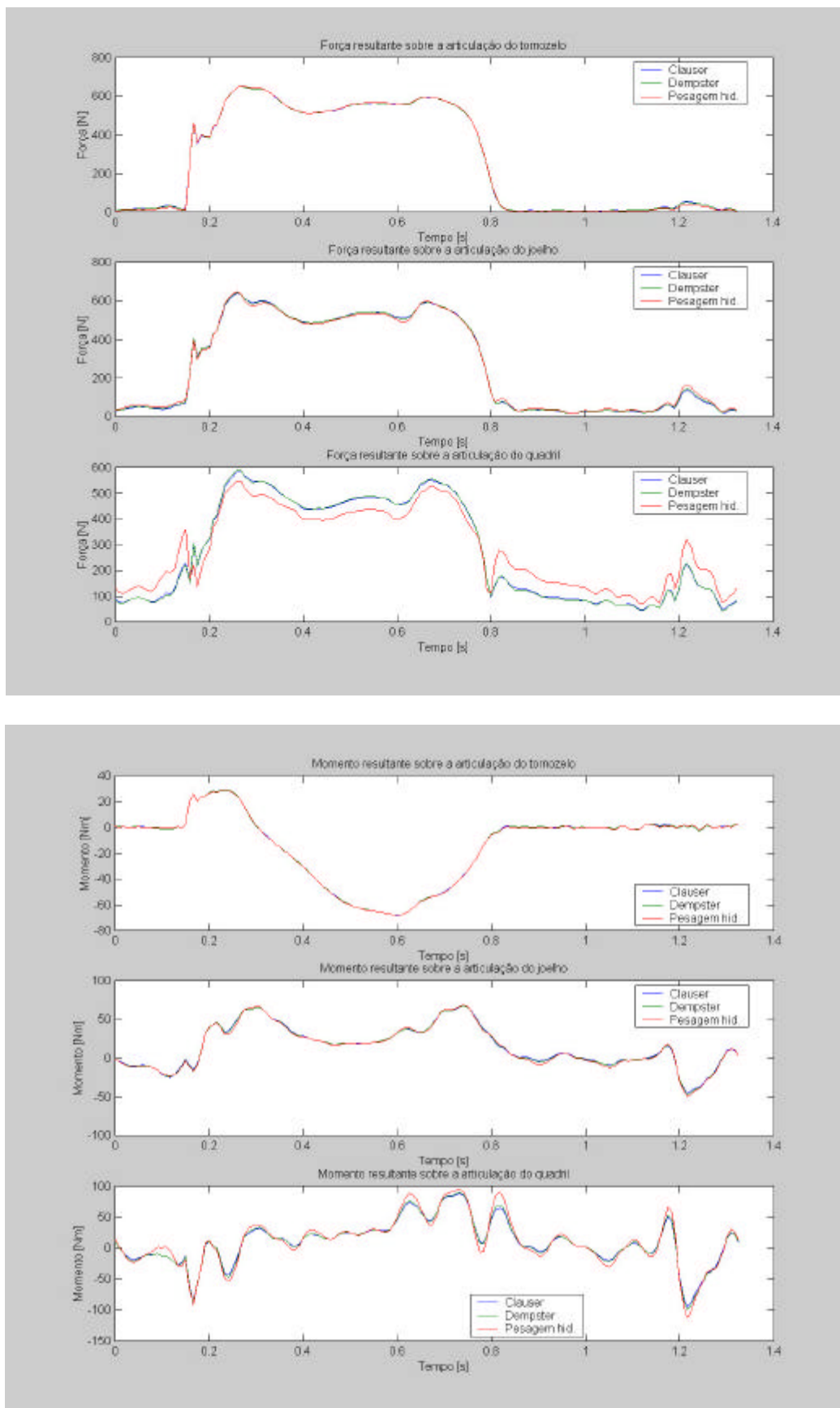


Figura A6.9 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 9.

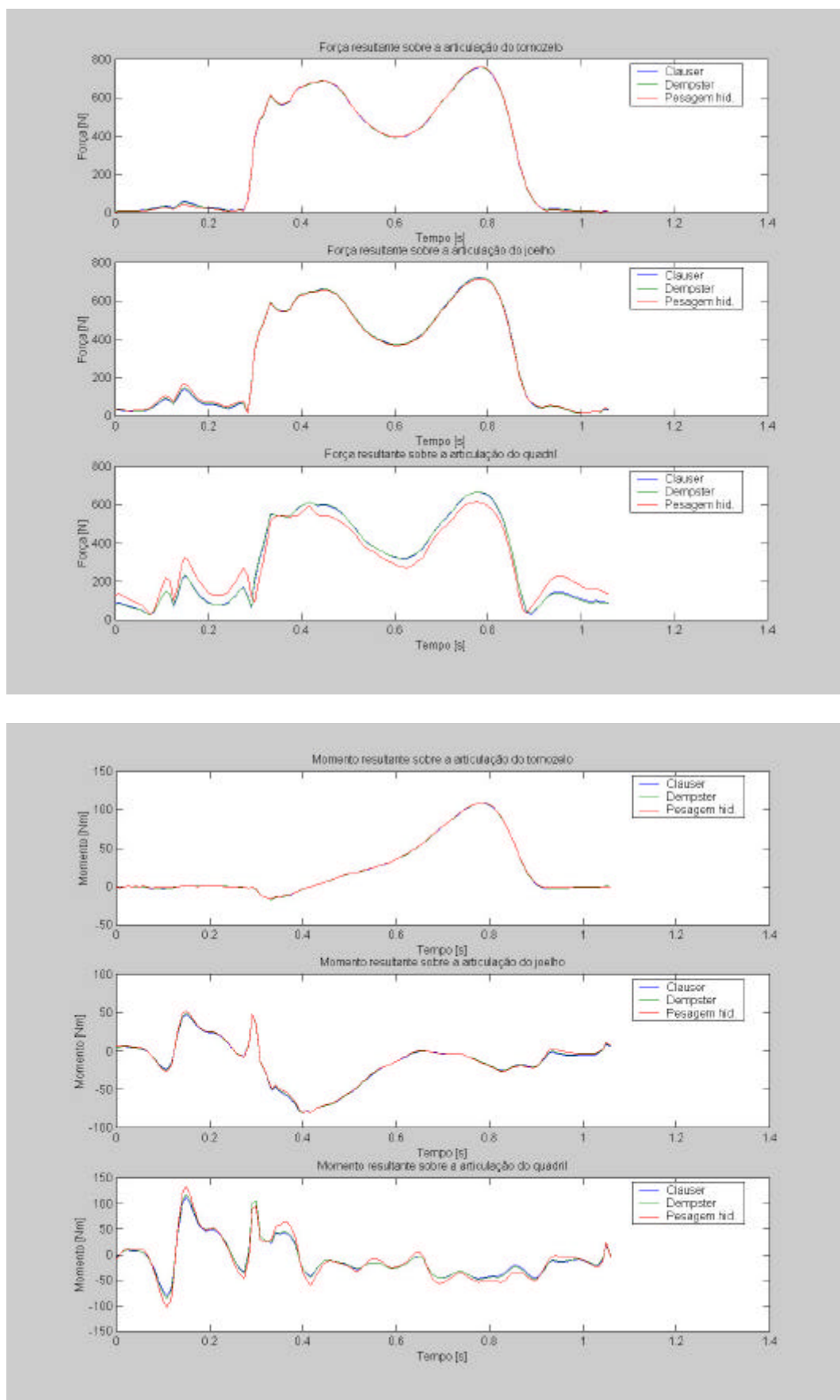


Figura A6.10 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma caminhada, referente ao indivíduo número 10.

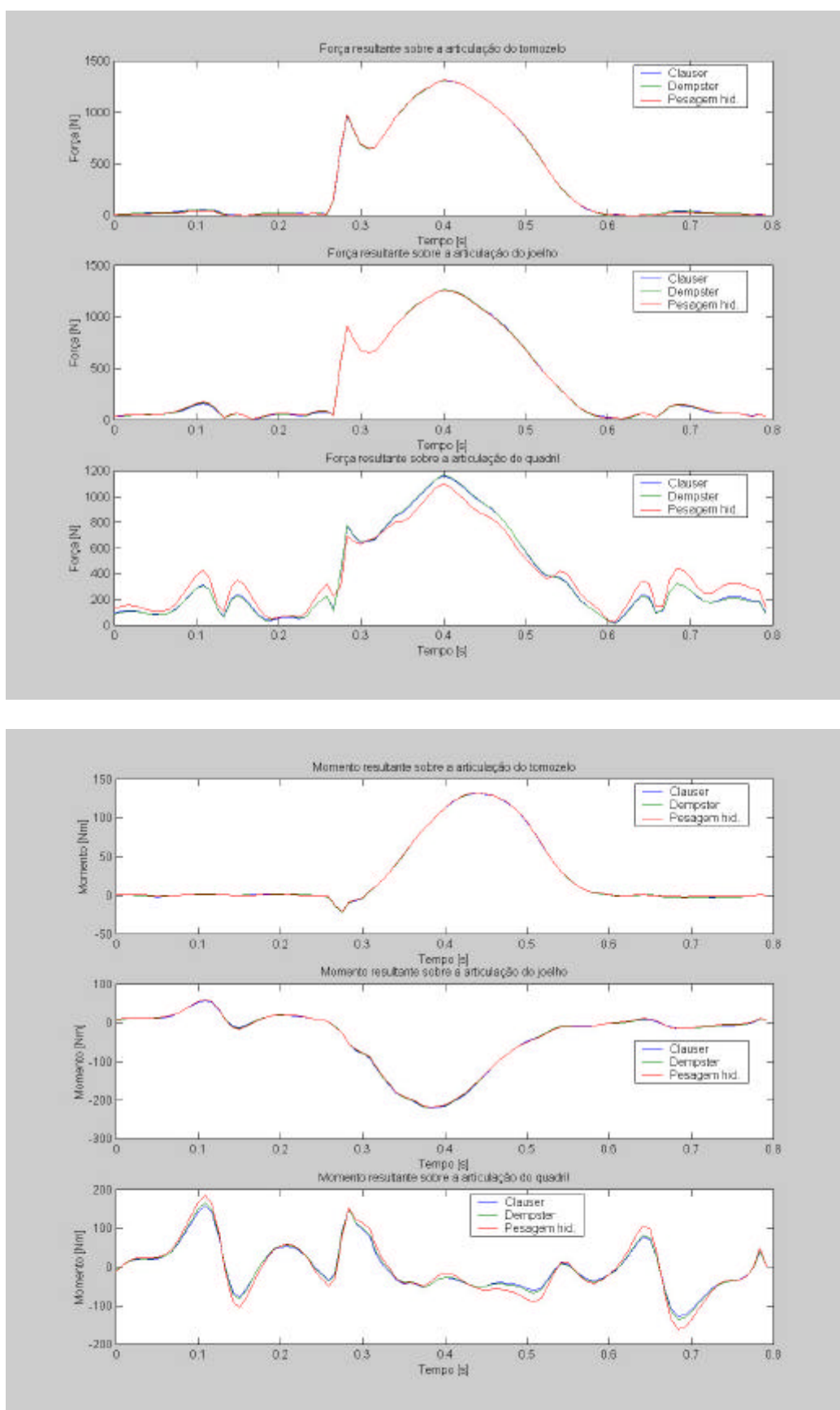


Figura A6.11 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 1.

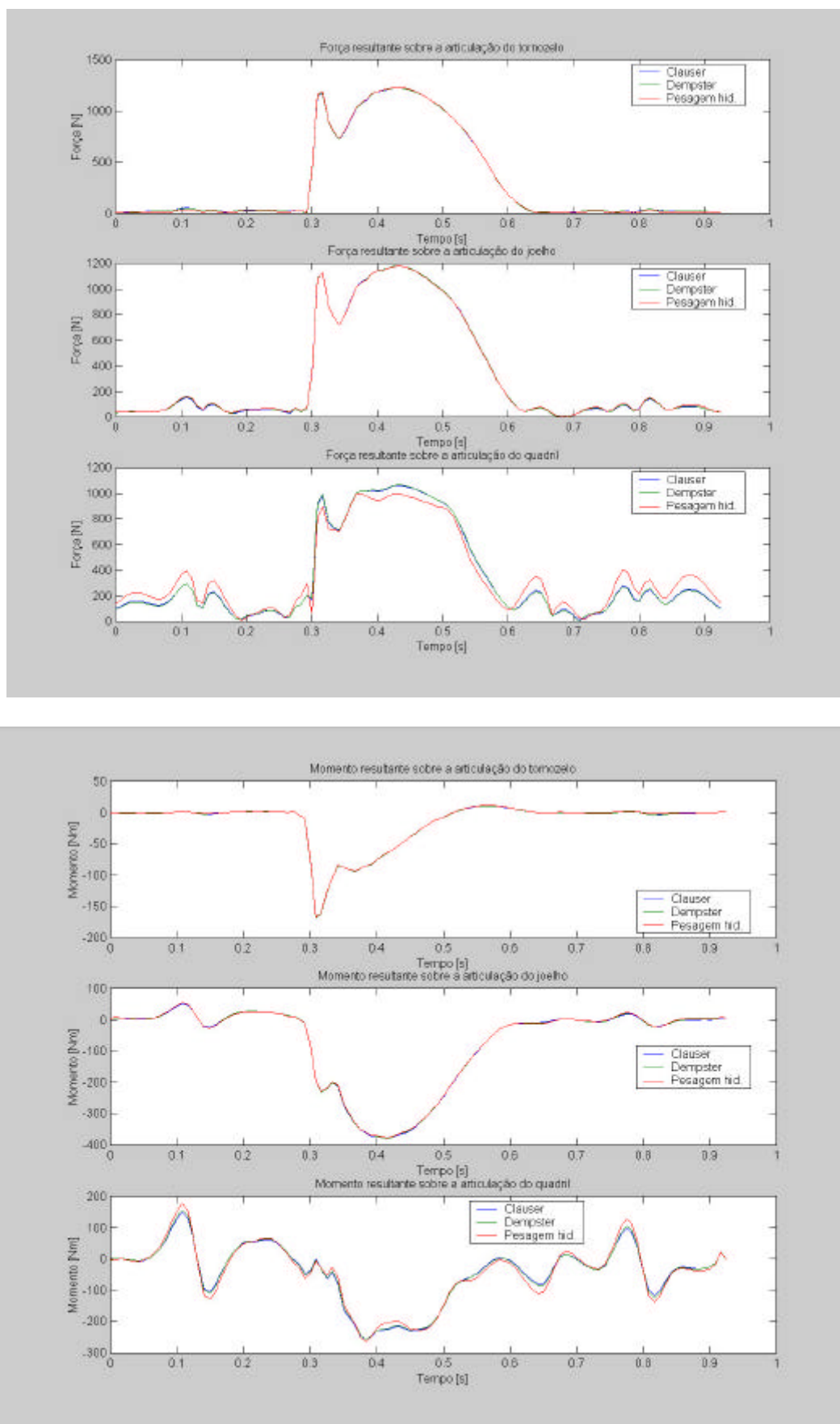


Figura A6.12 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 2.

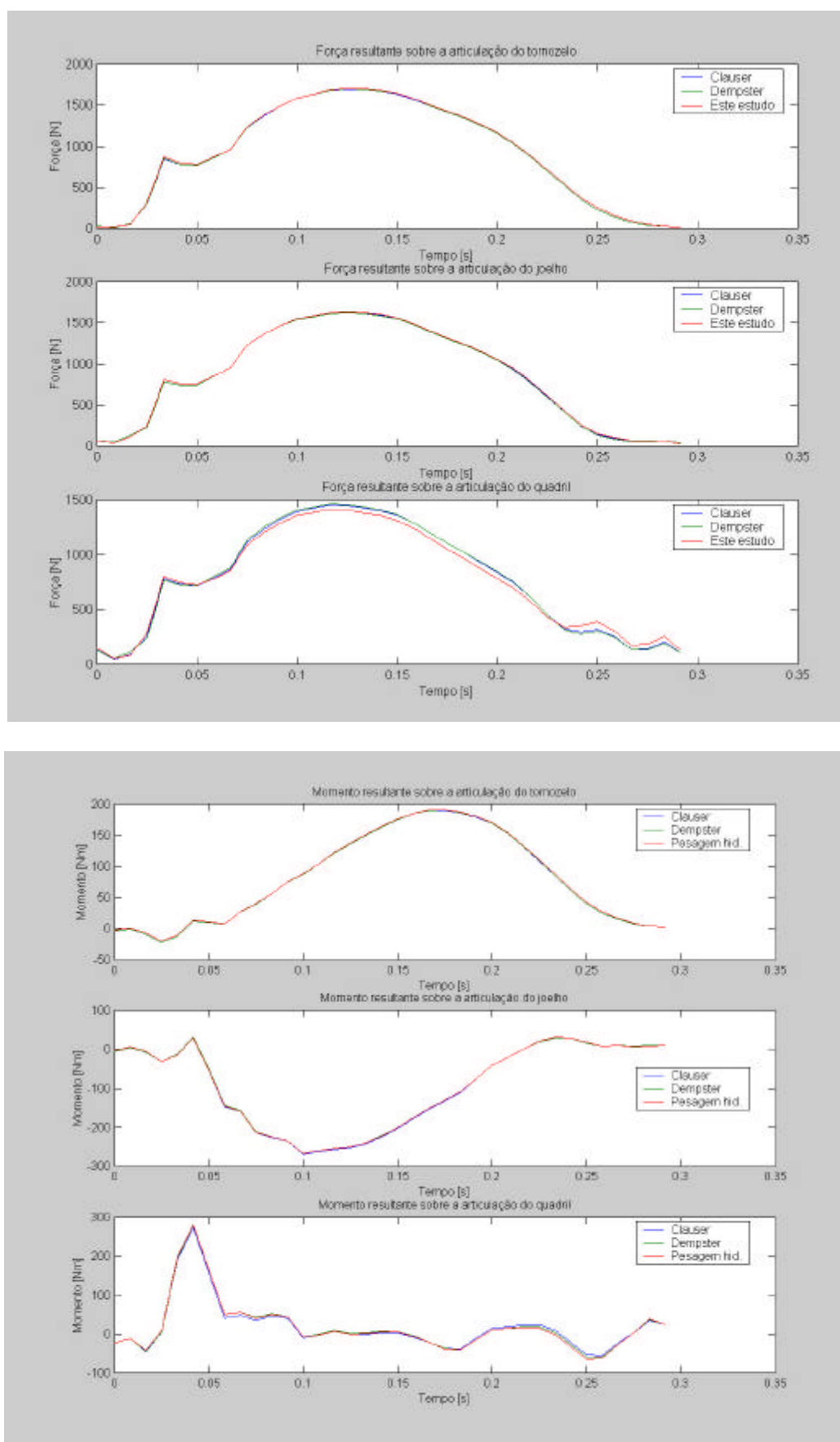


Figura A6.13 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 3.

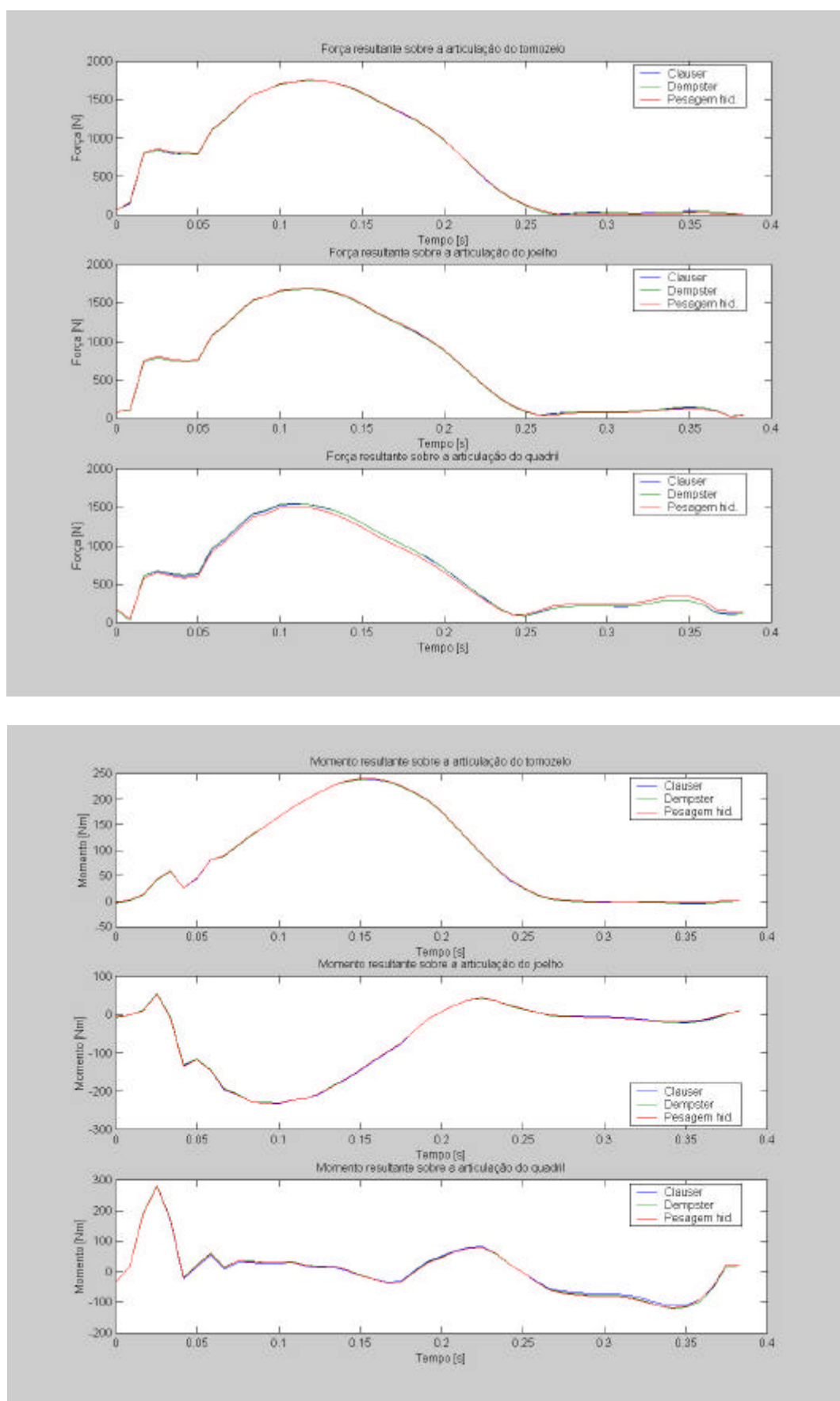


Figura A6.14 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 4.

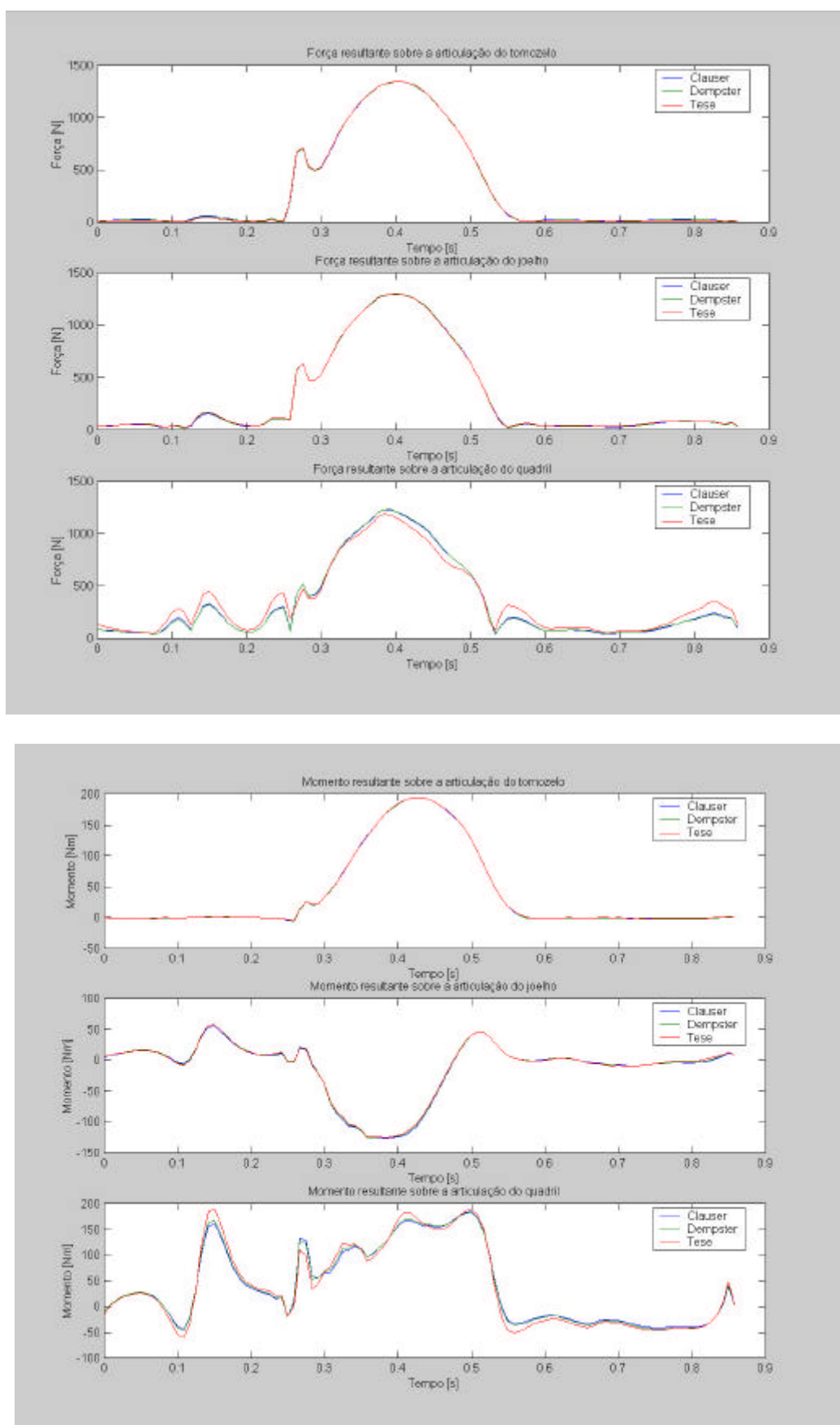


Figura A6.15 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 5.

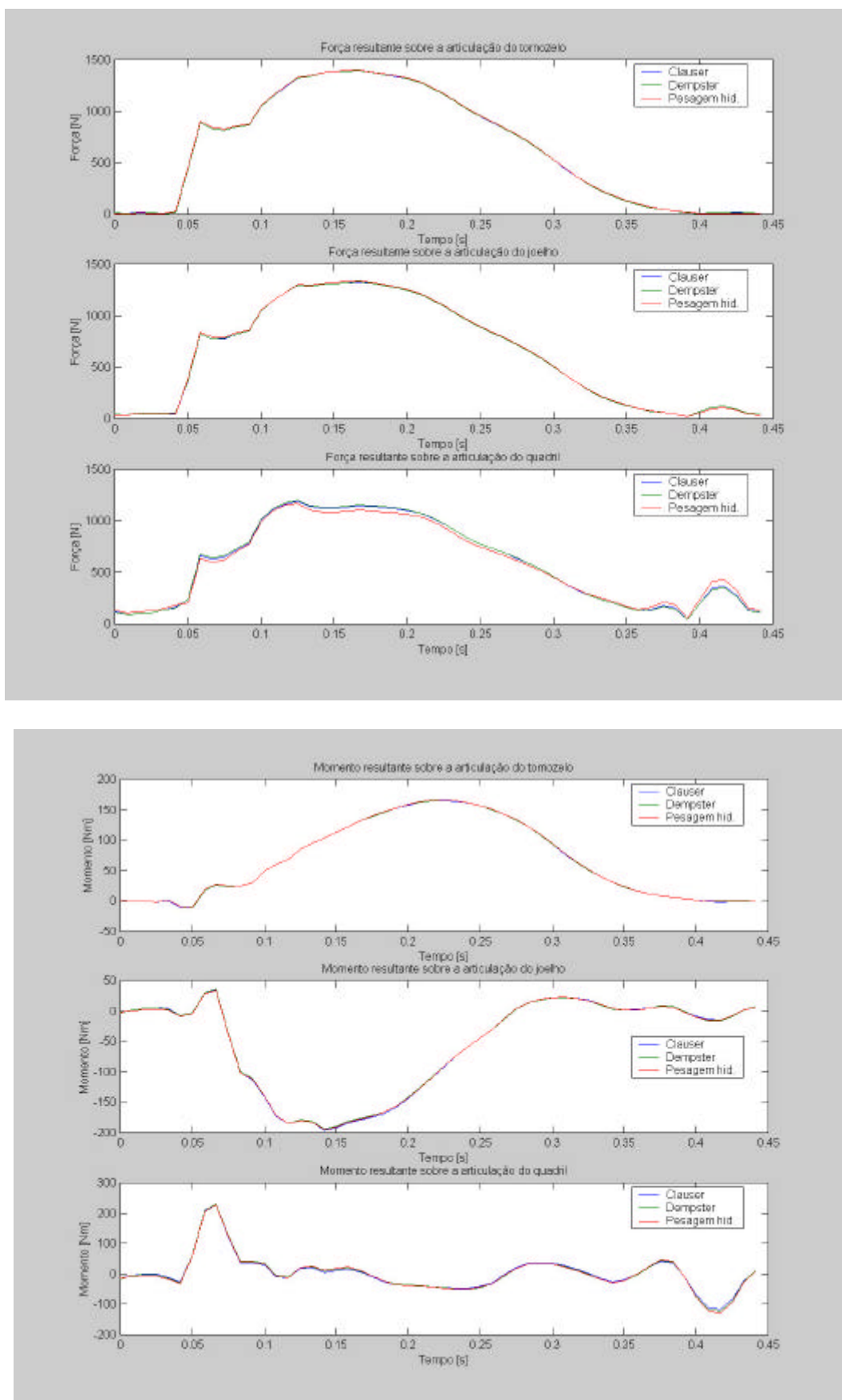


Figura A6.16 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 6.

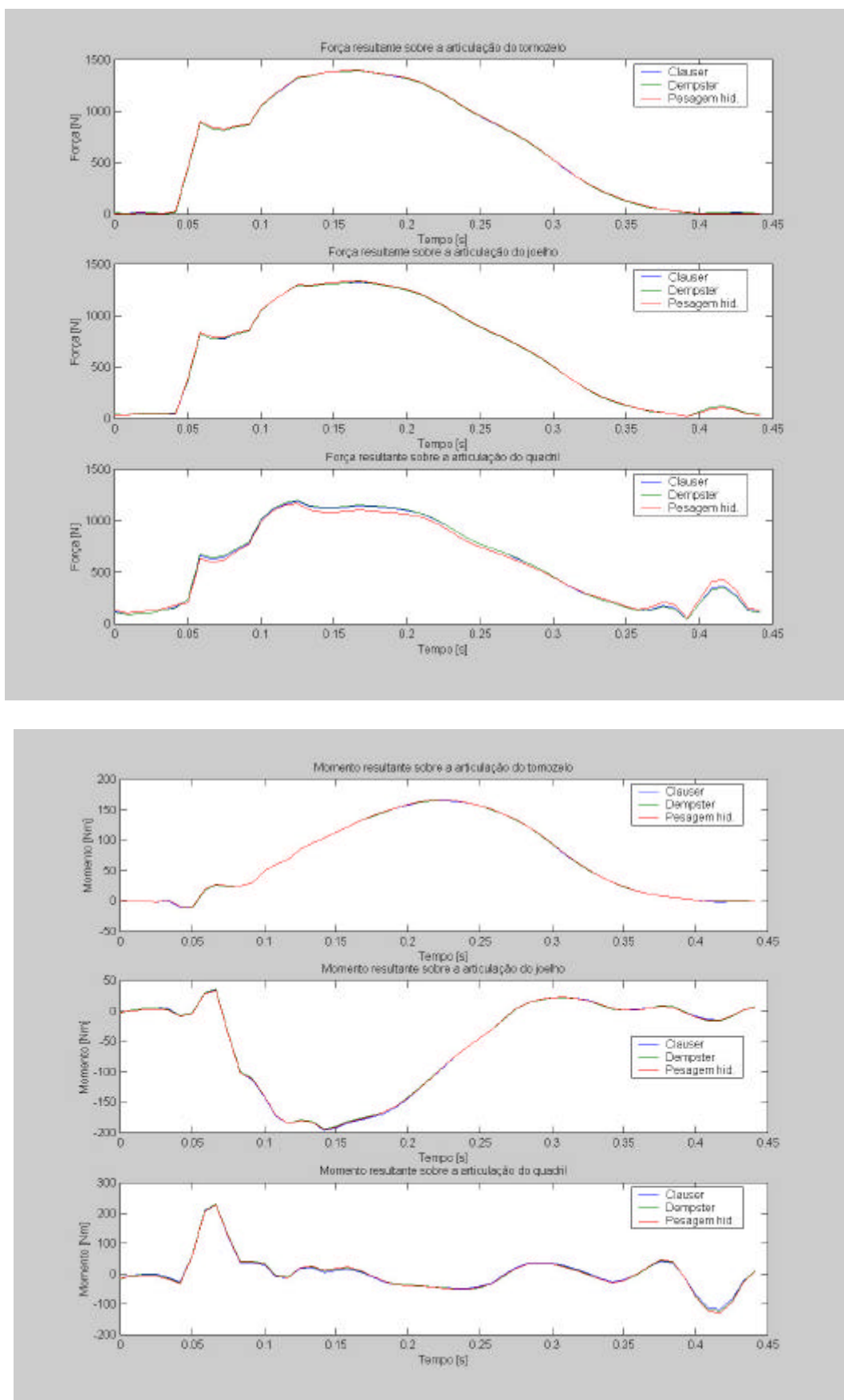


Figura A6.16 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 6.

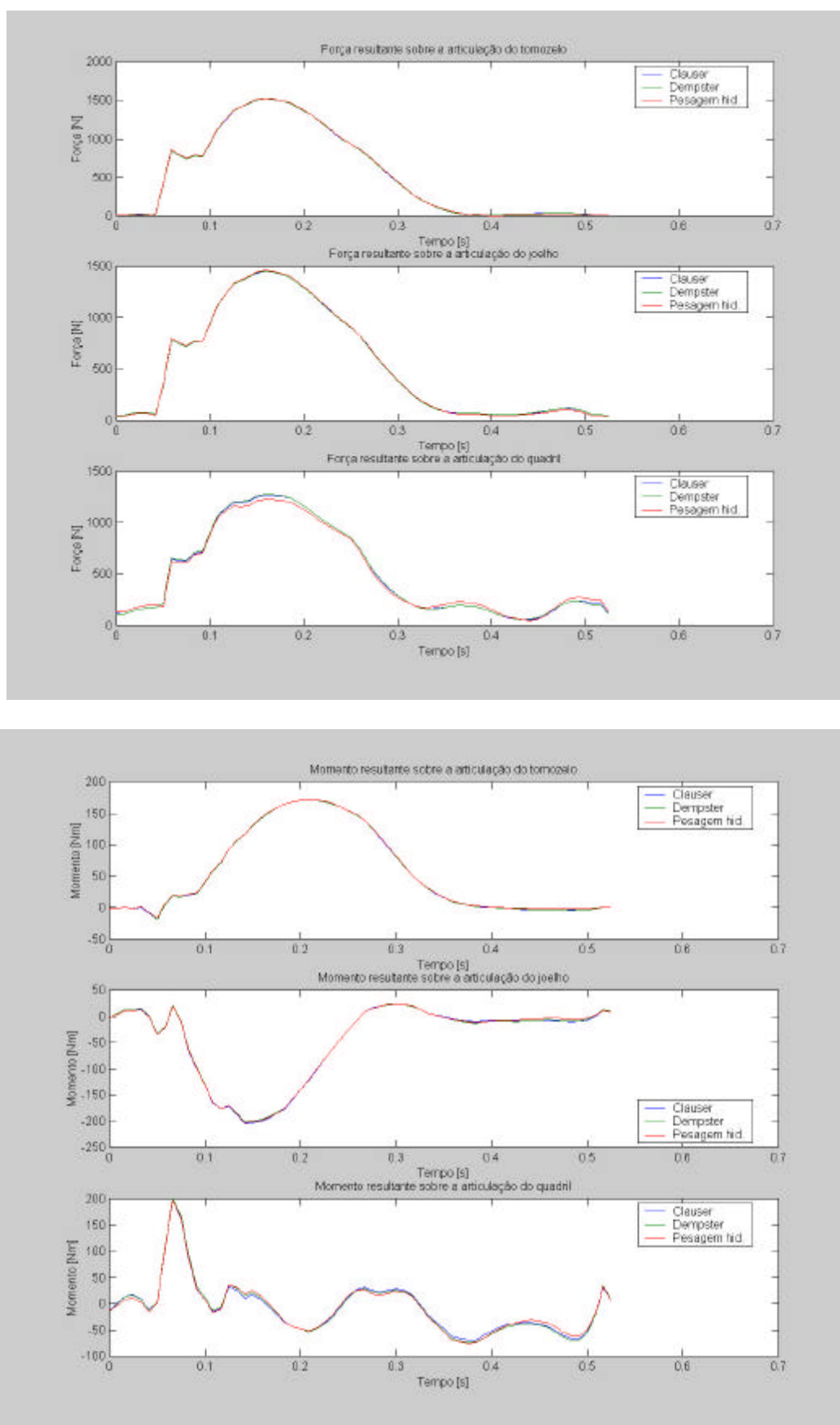


Figura A6.17 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 7.

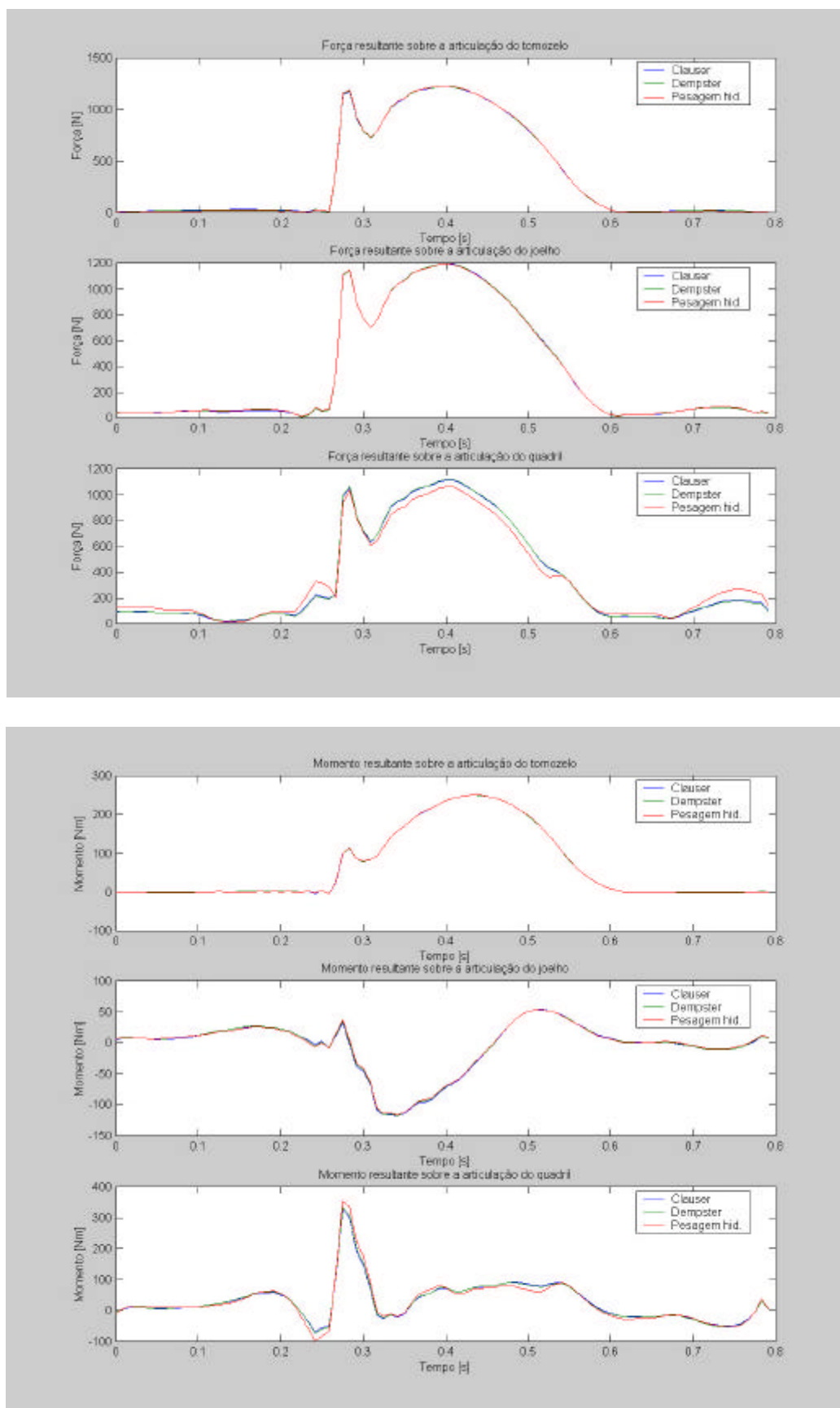


Figura A6.18 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 8.

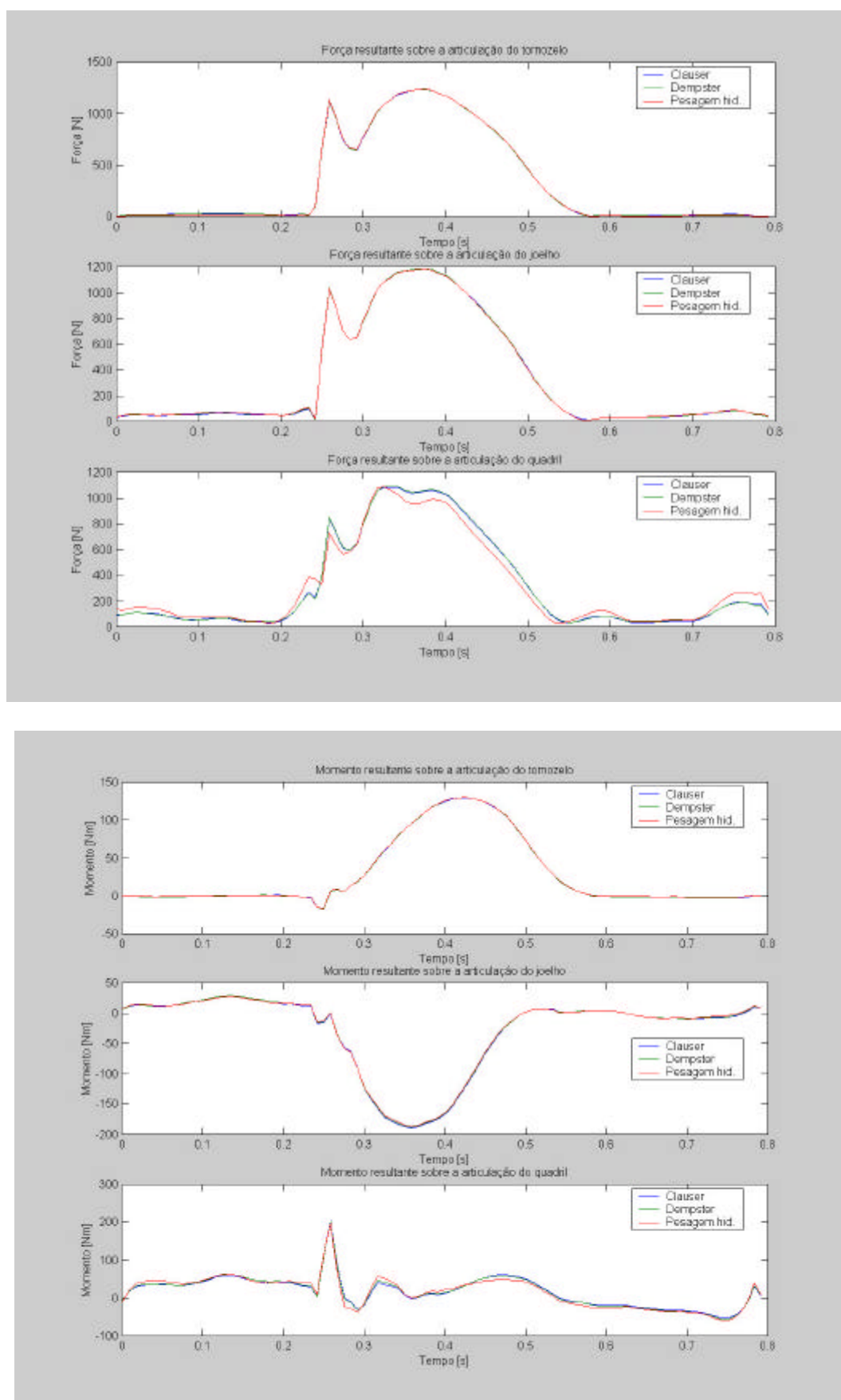


Figura A6.19 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 9.

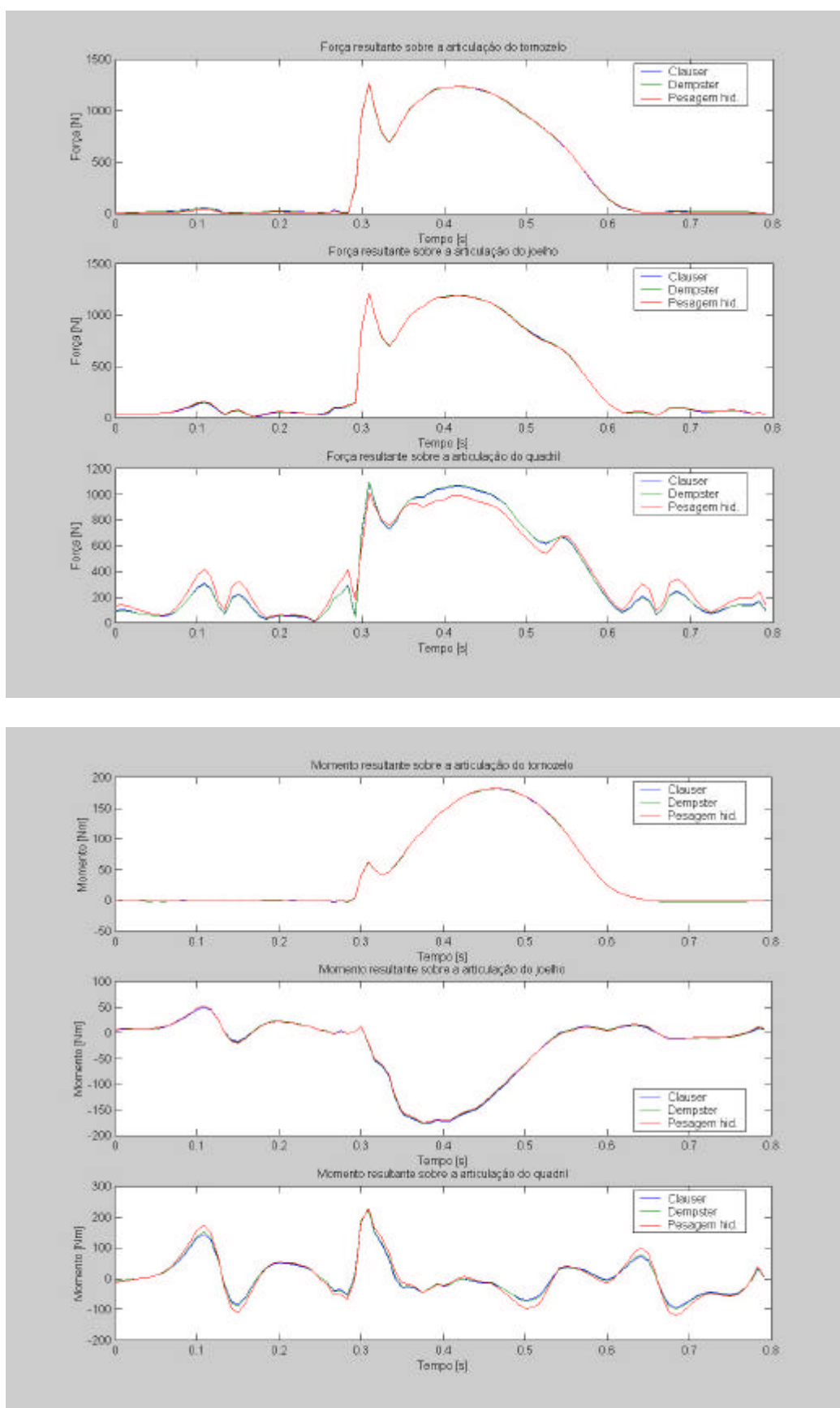


Figura A6.20 – Valores de força e momento em função do tempo durante uma passada de uma corrida, referente ao indivíduo número 10.

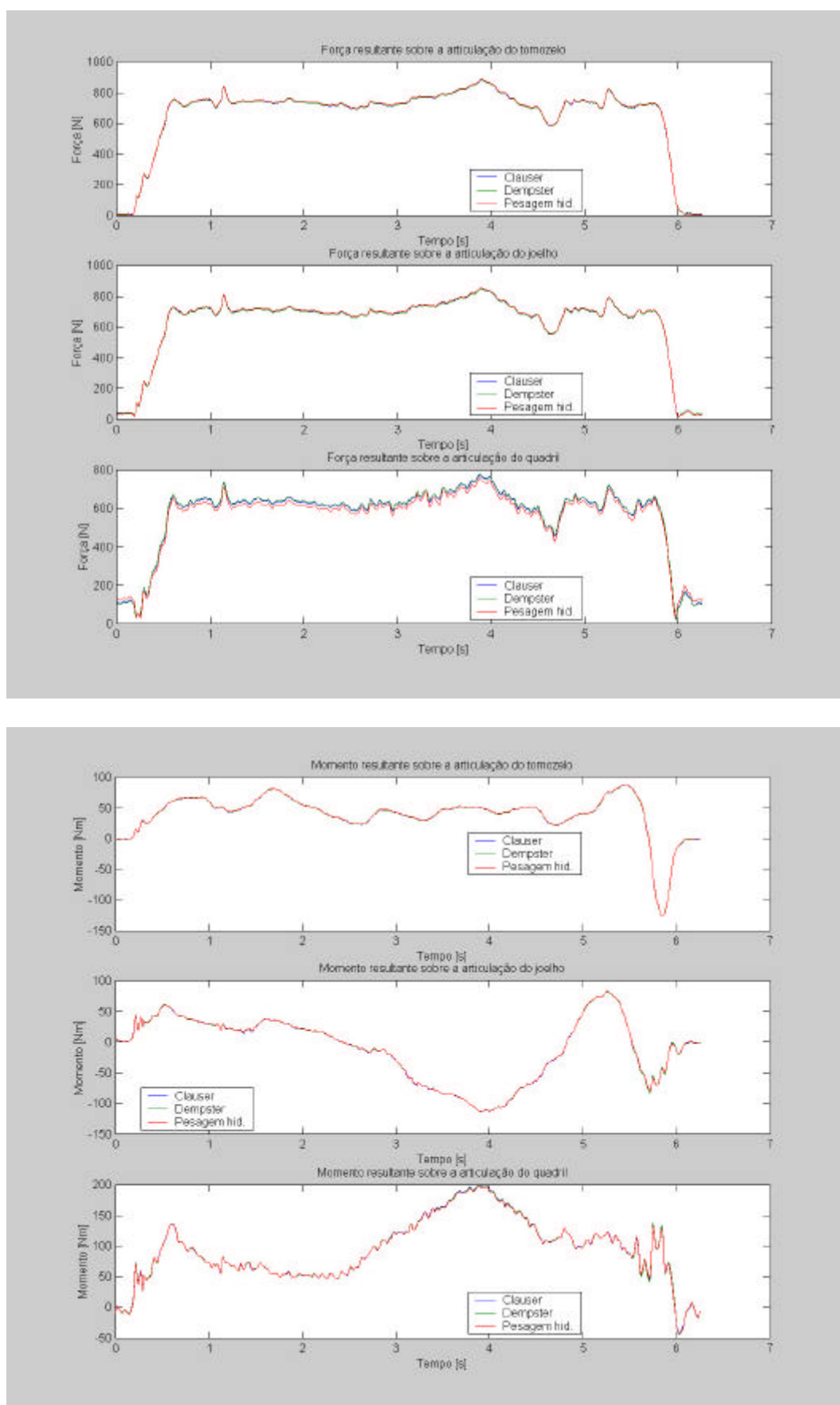


Figura A6.21 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 1.

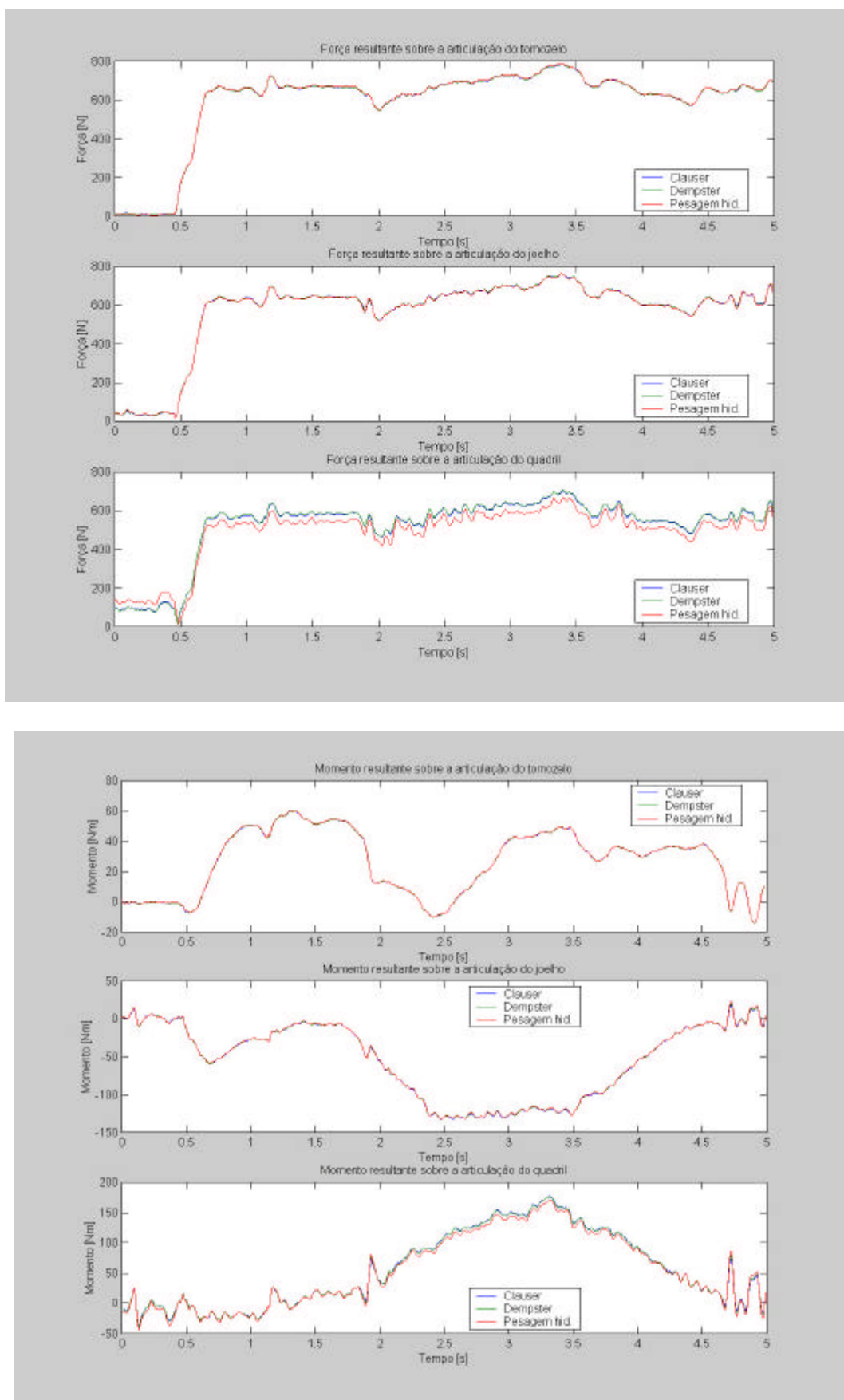


Figura A6.22 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 2.

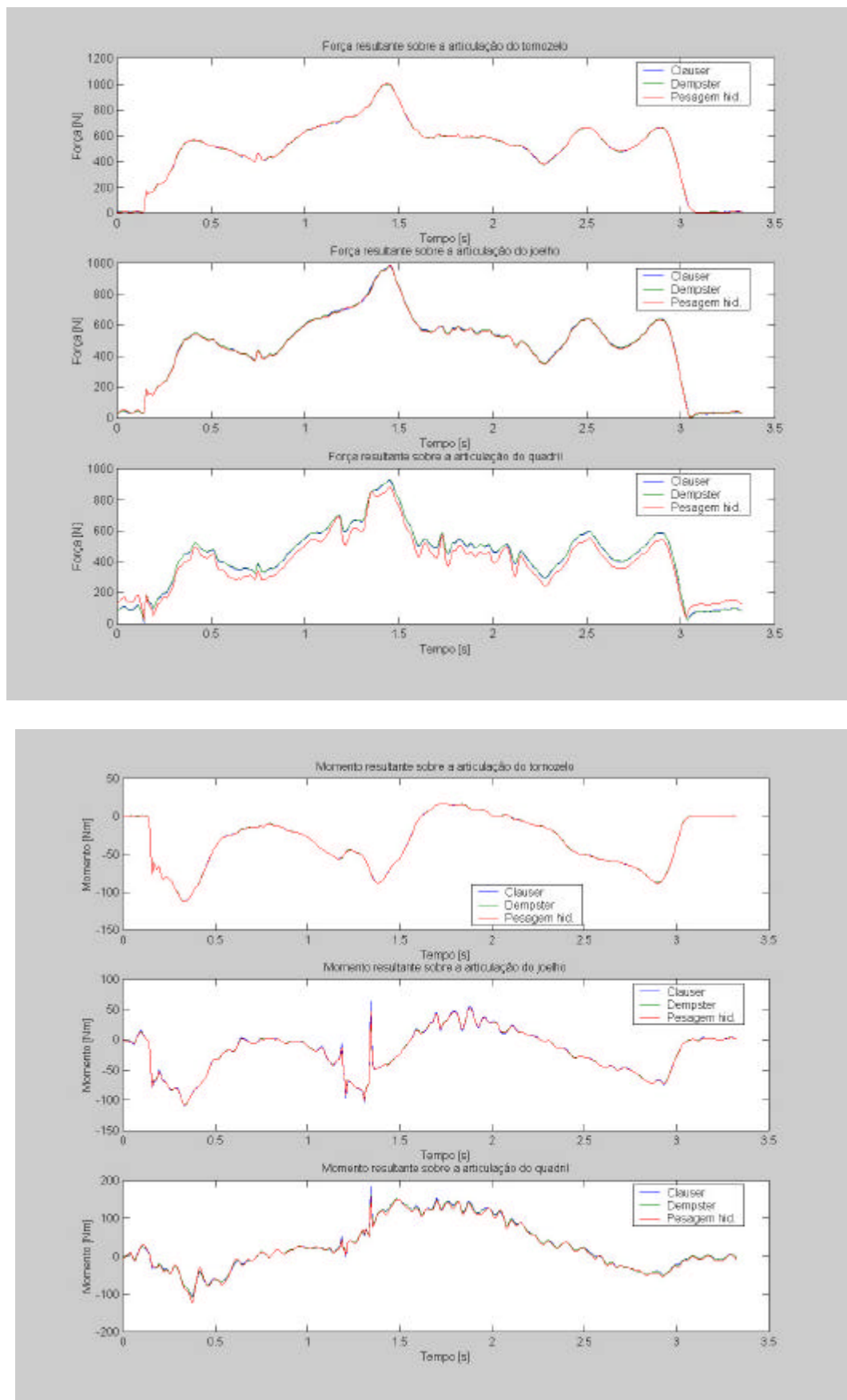


Figura A6.23 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 3.

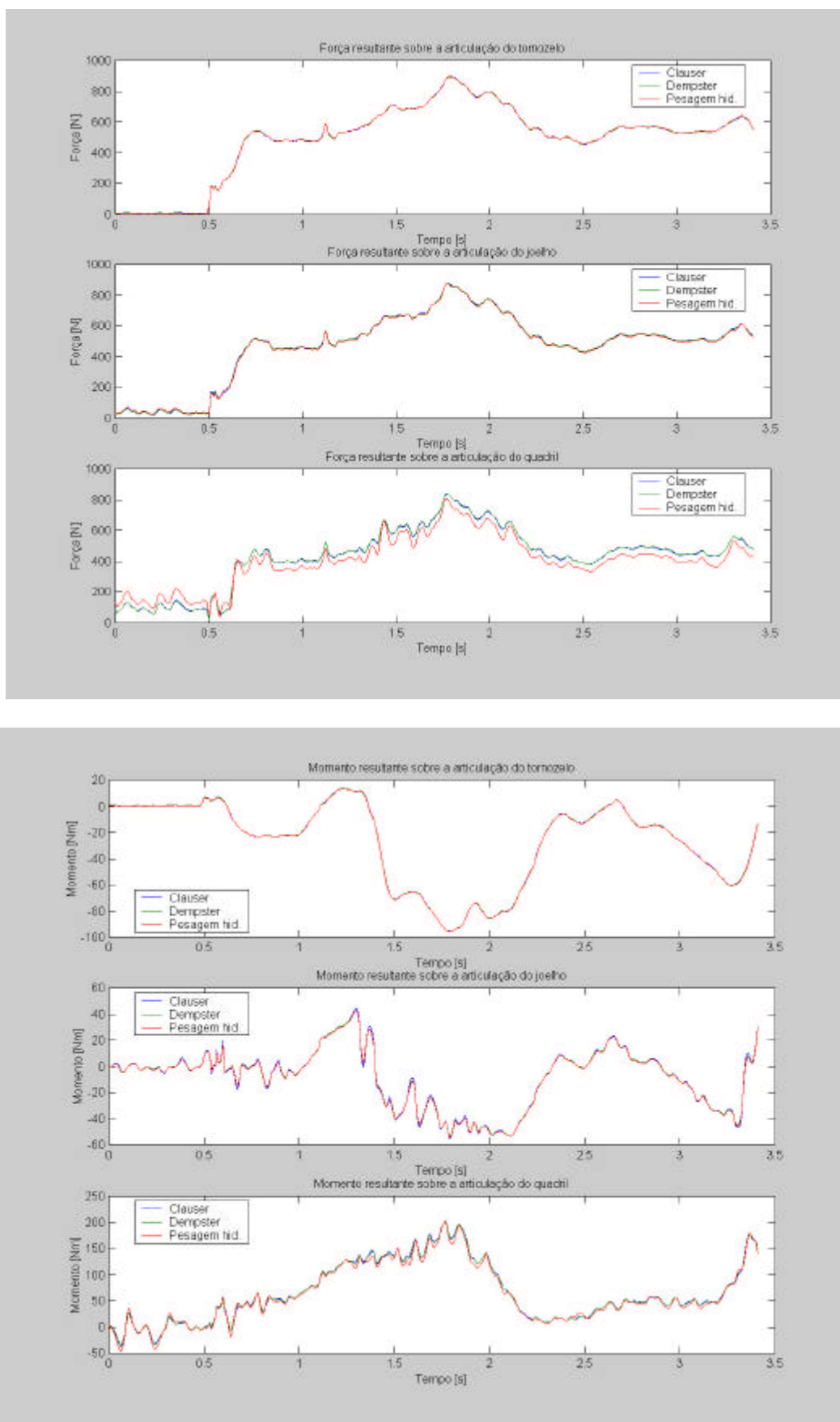


Figura A6.24 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 4.

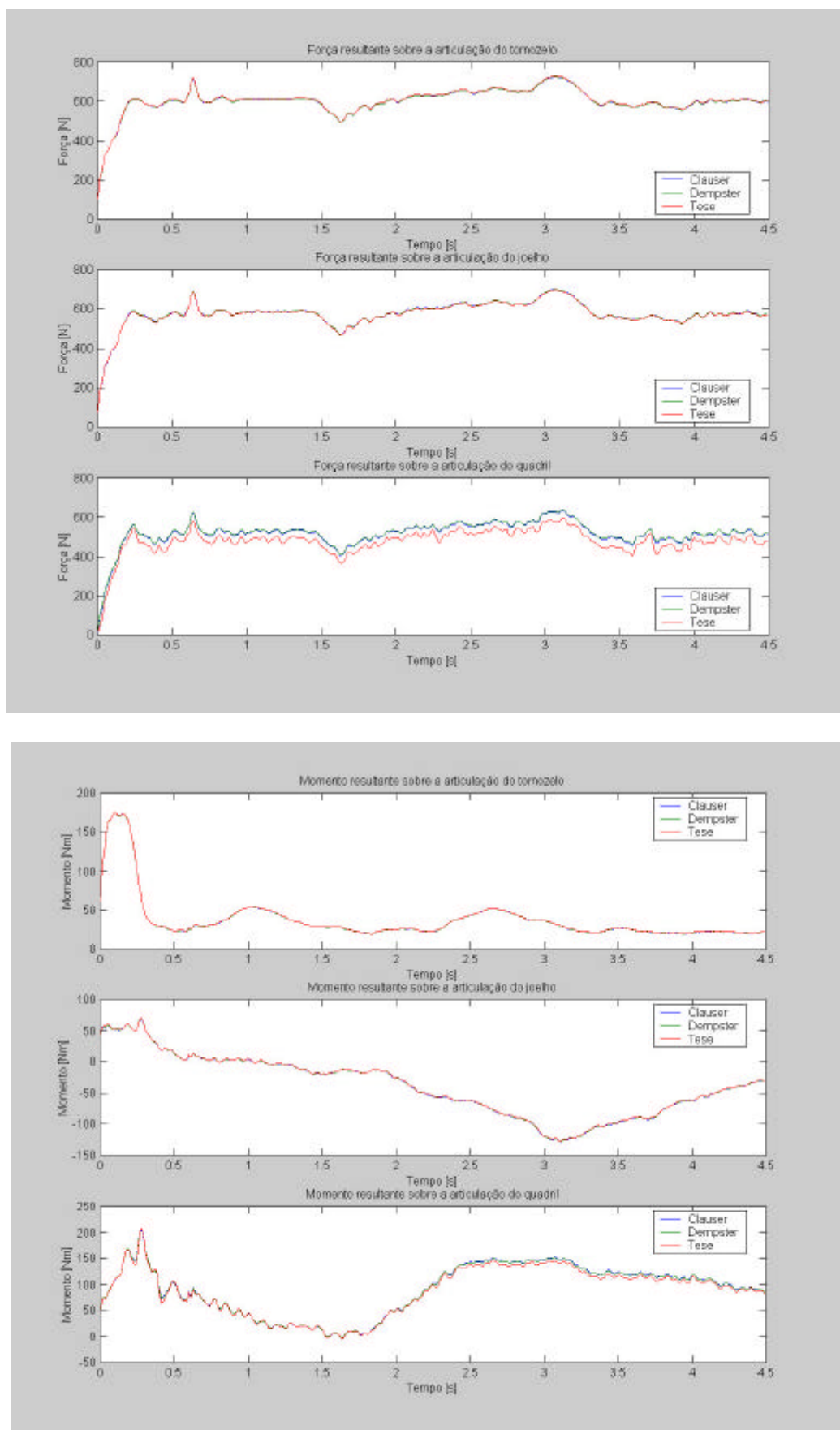


Figura A6.25 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 5.

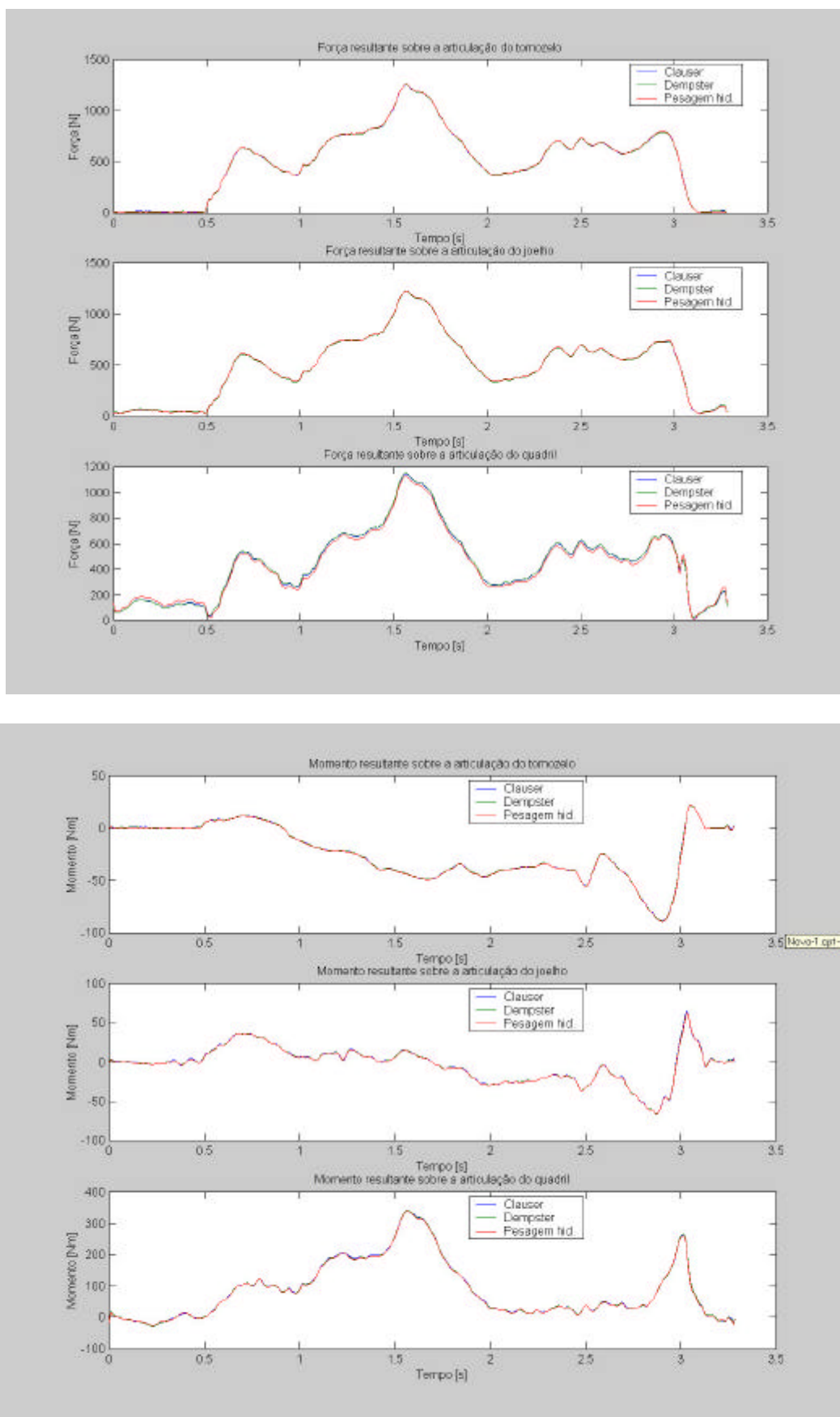


Figura A6.26 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 6.

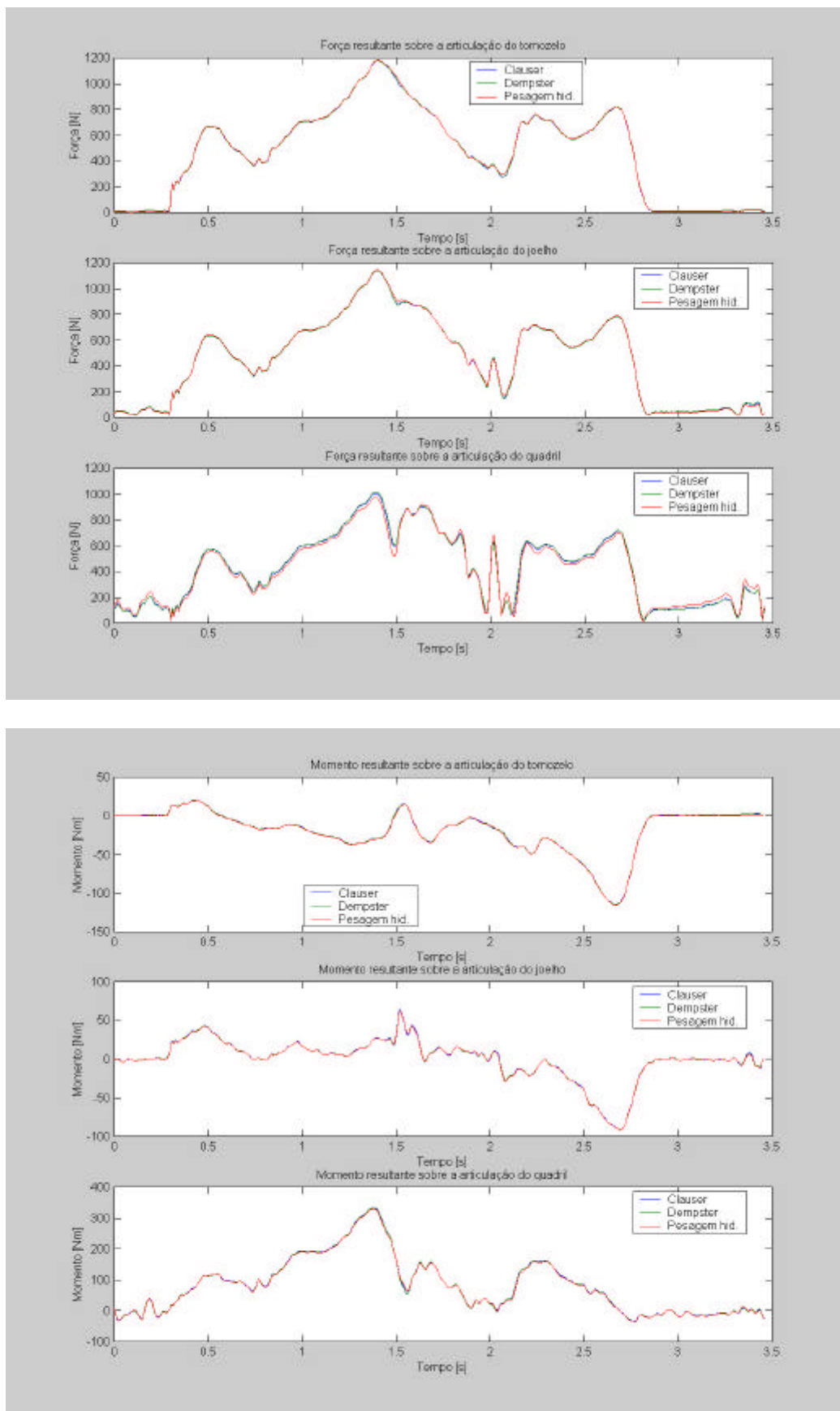


Figura A6.27 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 7.

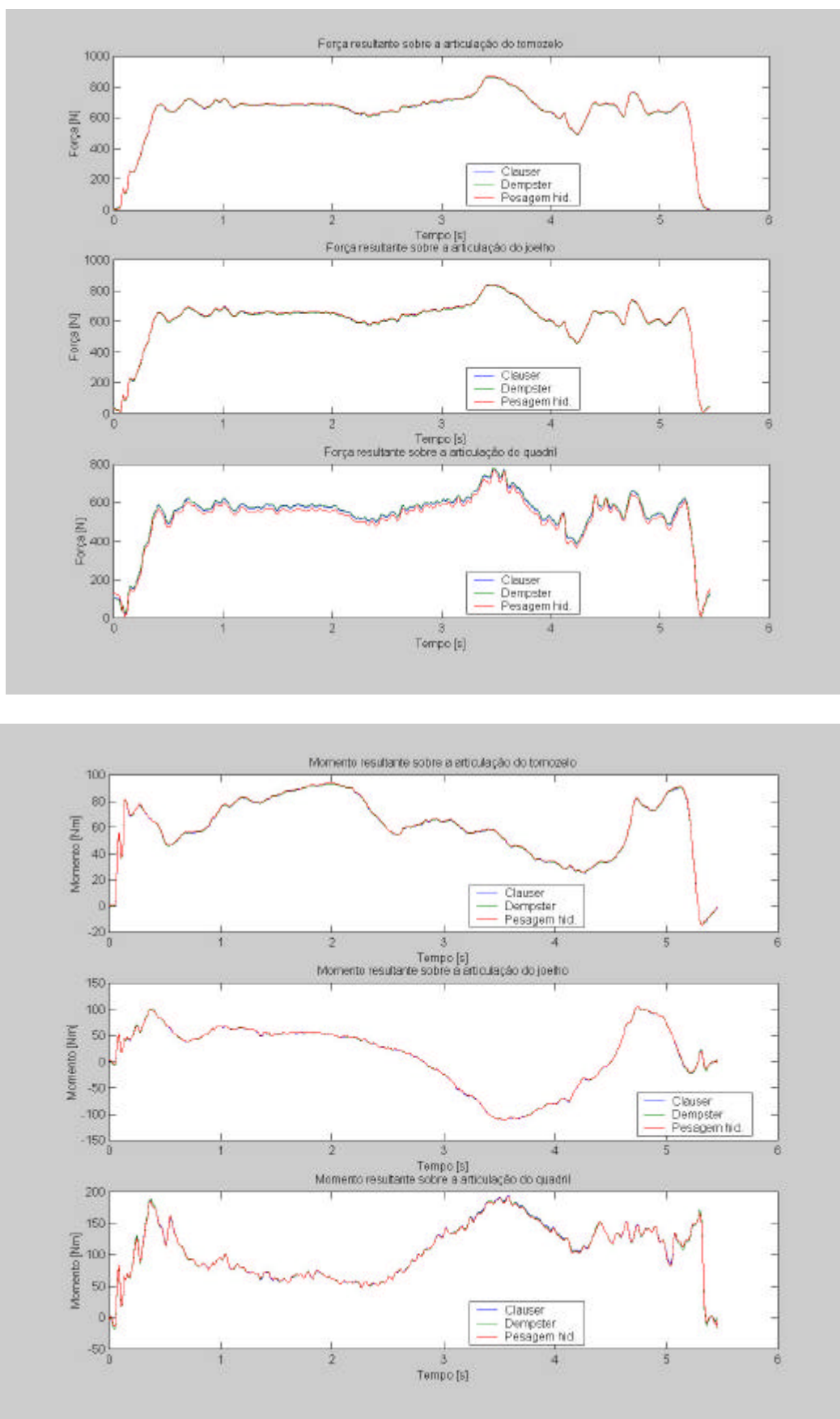


Figura A6.28 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 8.

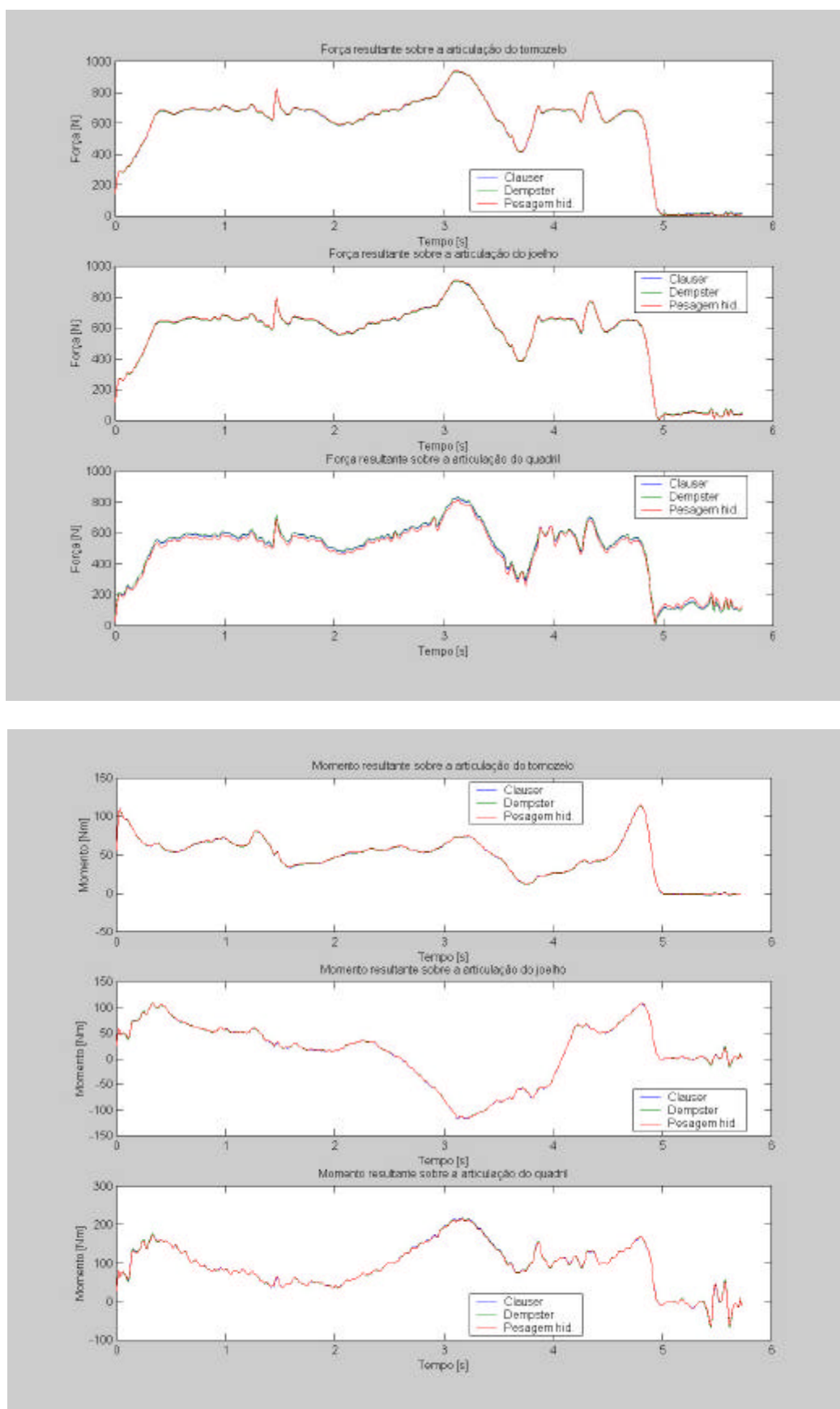


Figura A6.29 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 9.

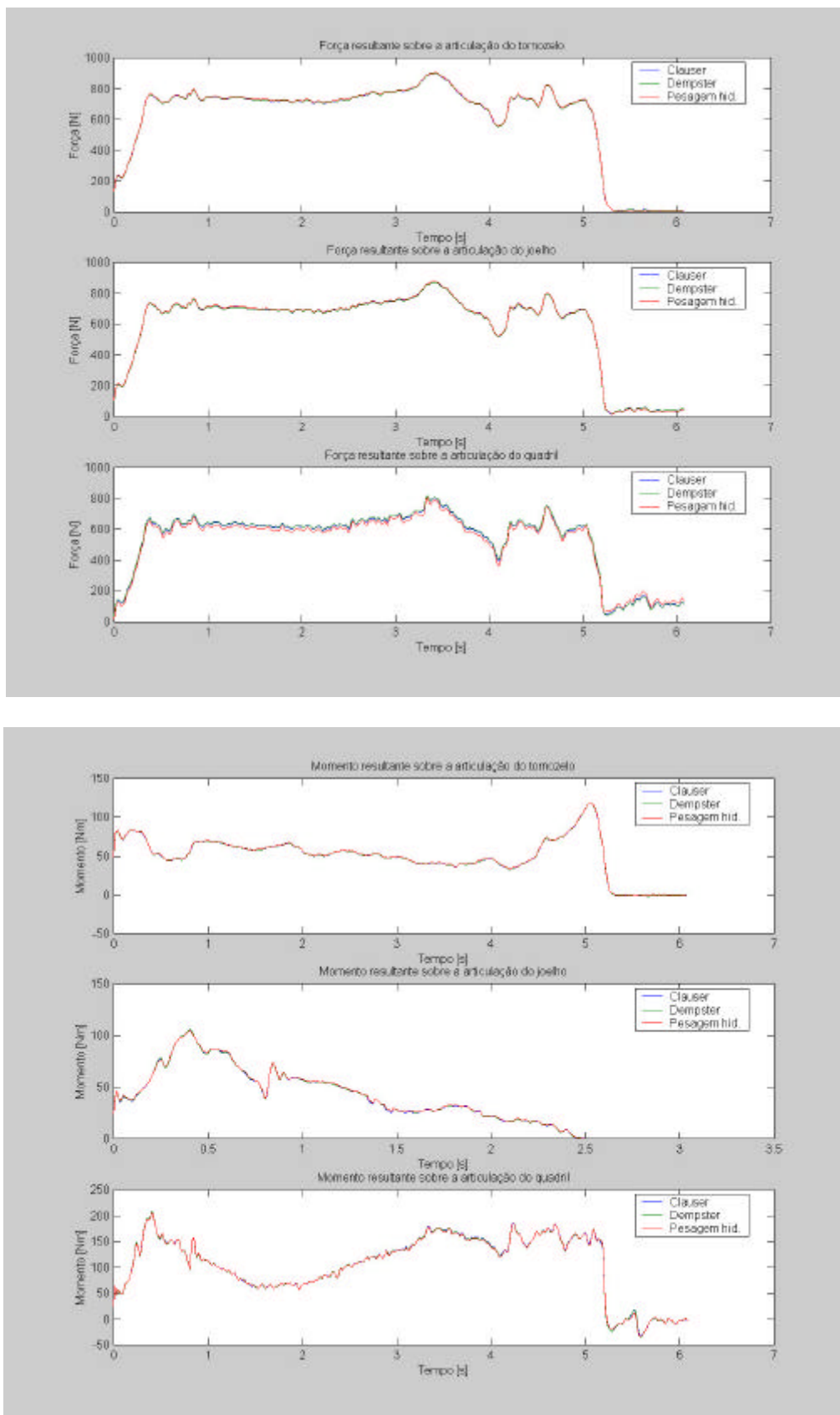


Figura A6.30 – Valores de força e momento em função do tempo durante um agachamento, referente ao indivíduo número 10.

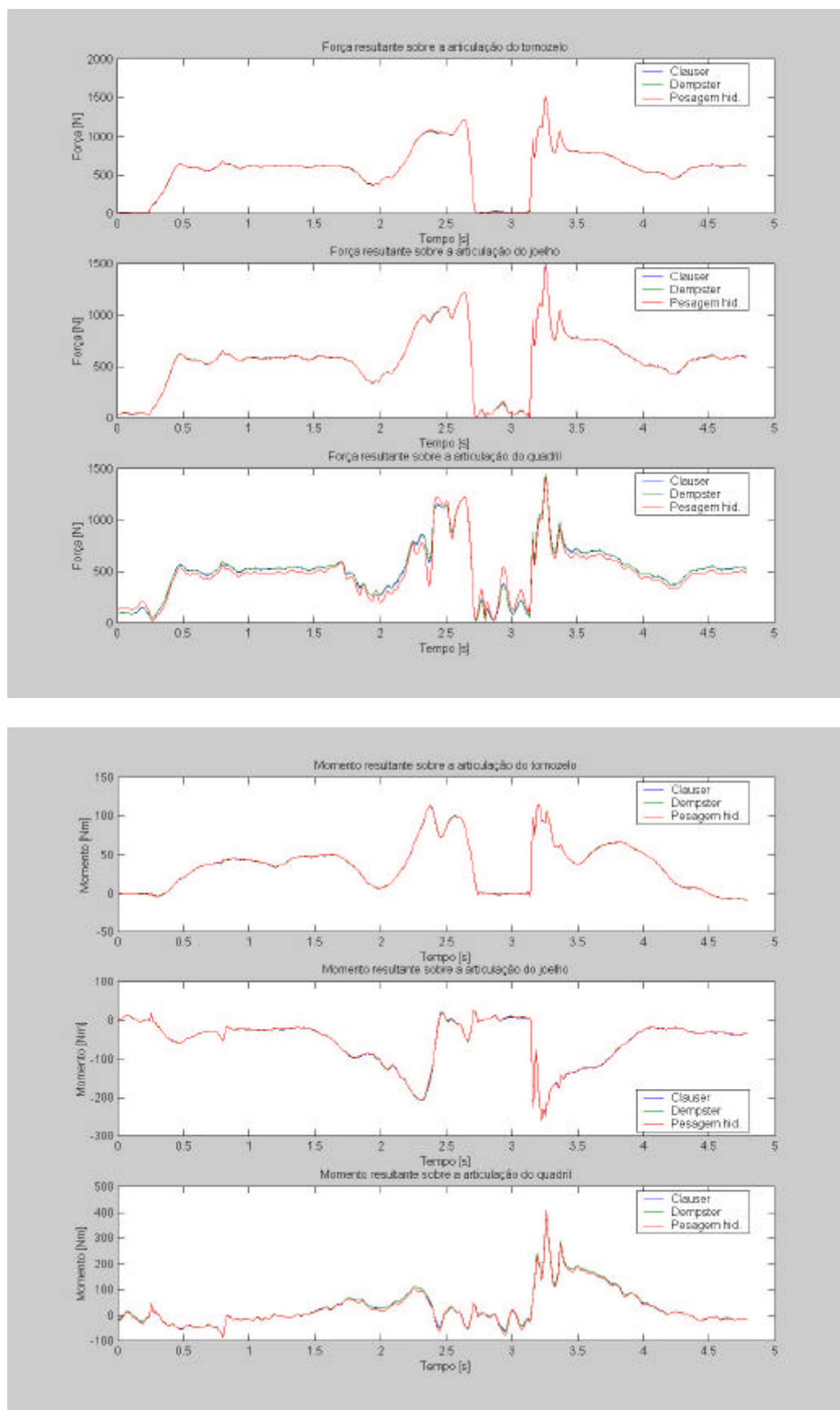


Figura A6.31 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 1.

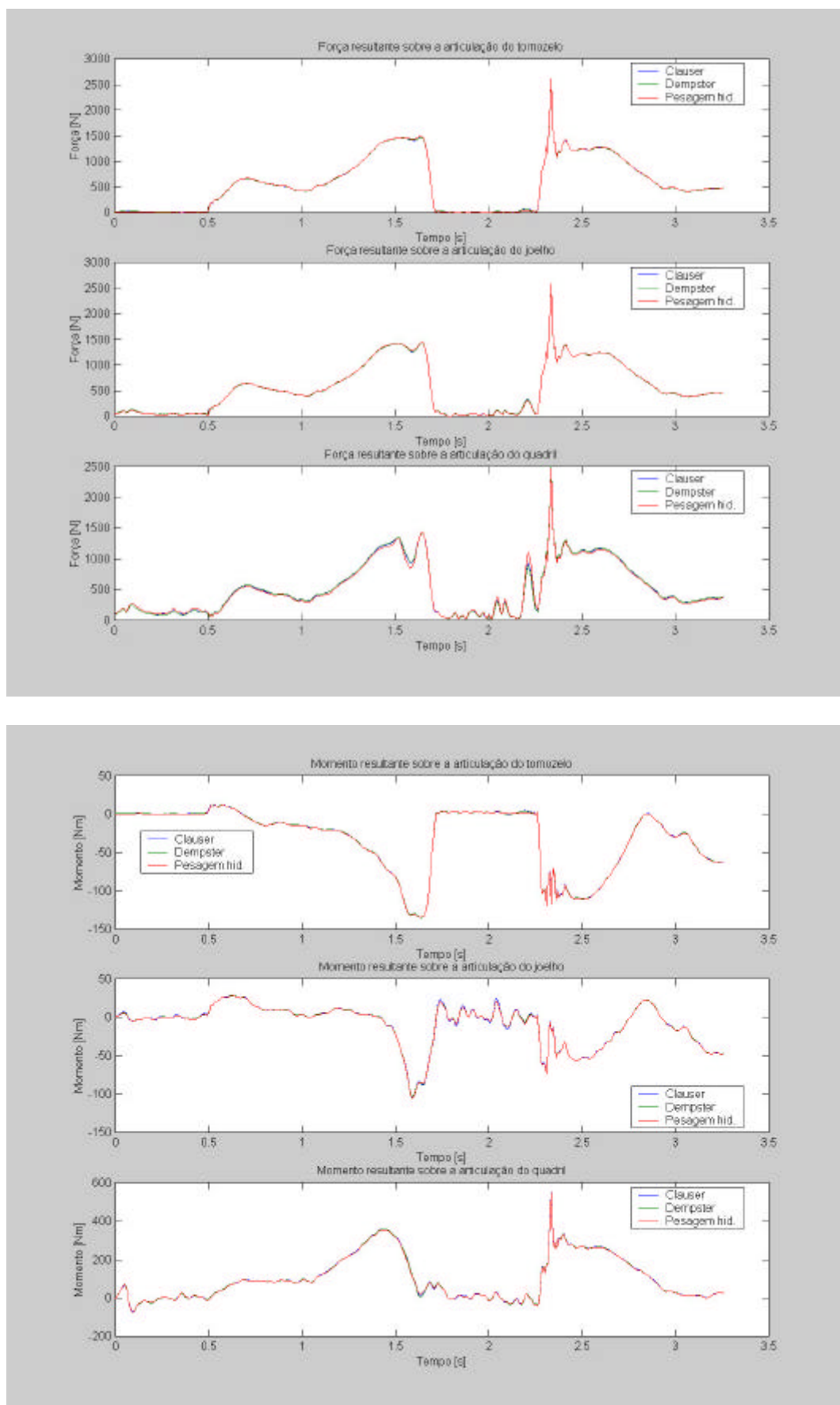


Figura A6.32 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 2.

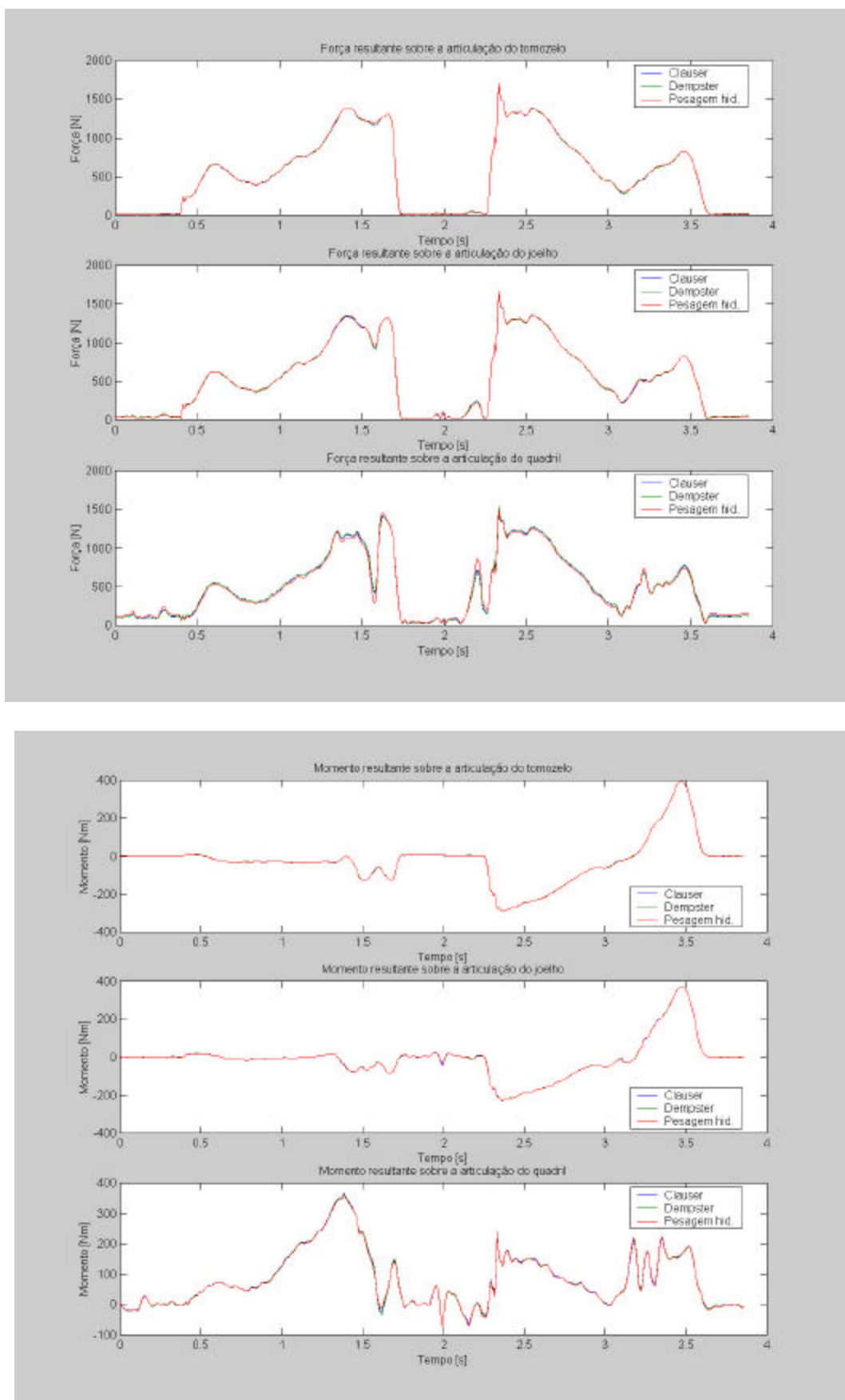


Figura A6.33 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 3.

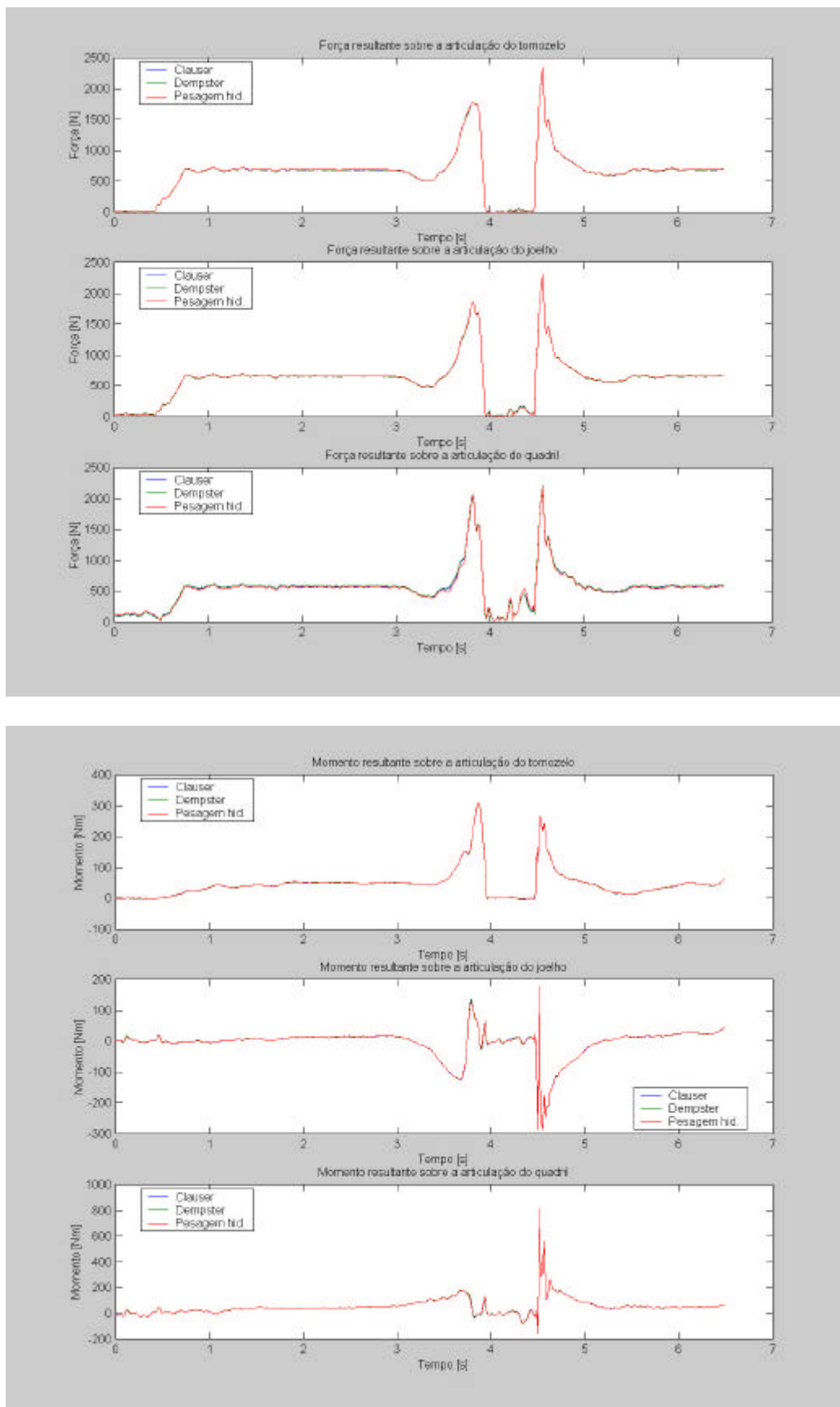


Figura A6.34 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 4.

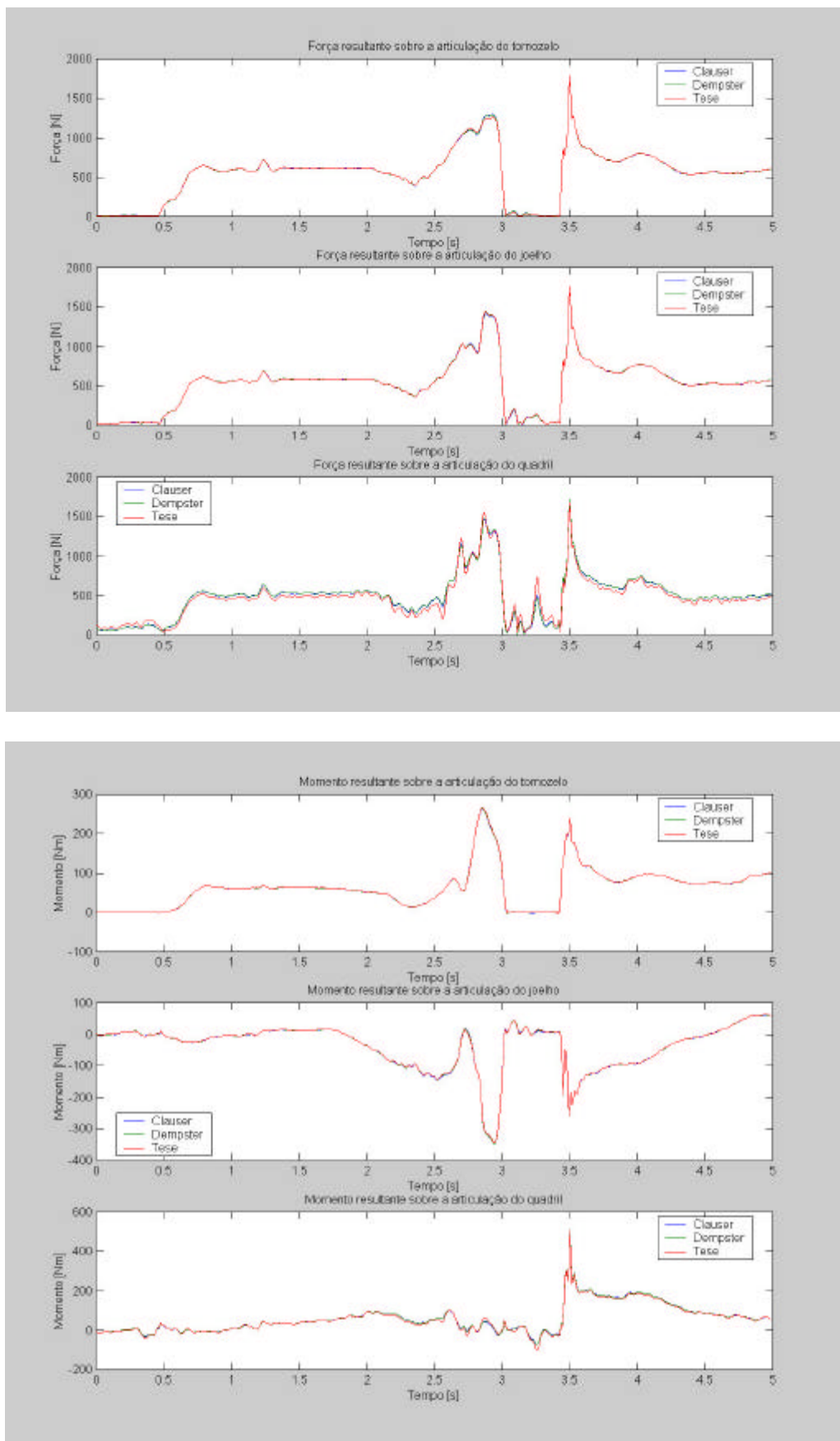


Figura A6.35 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 5.

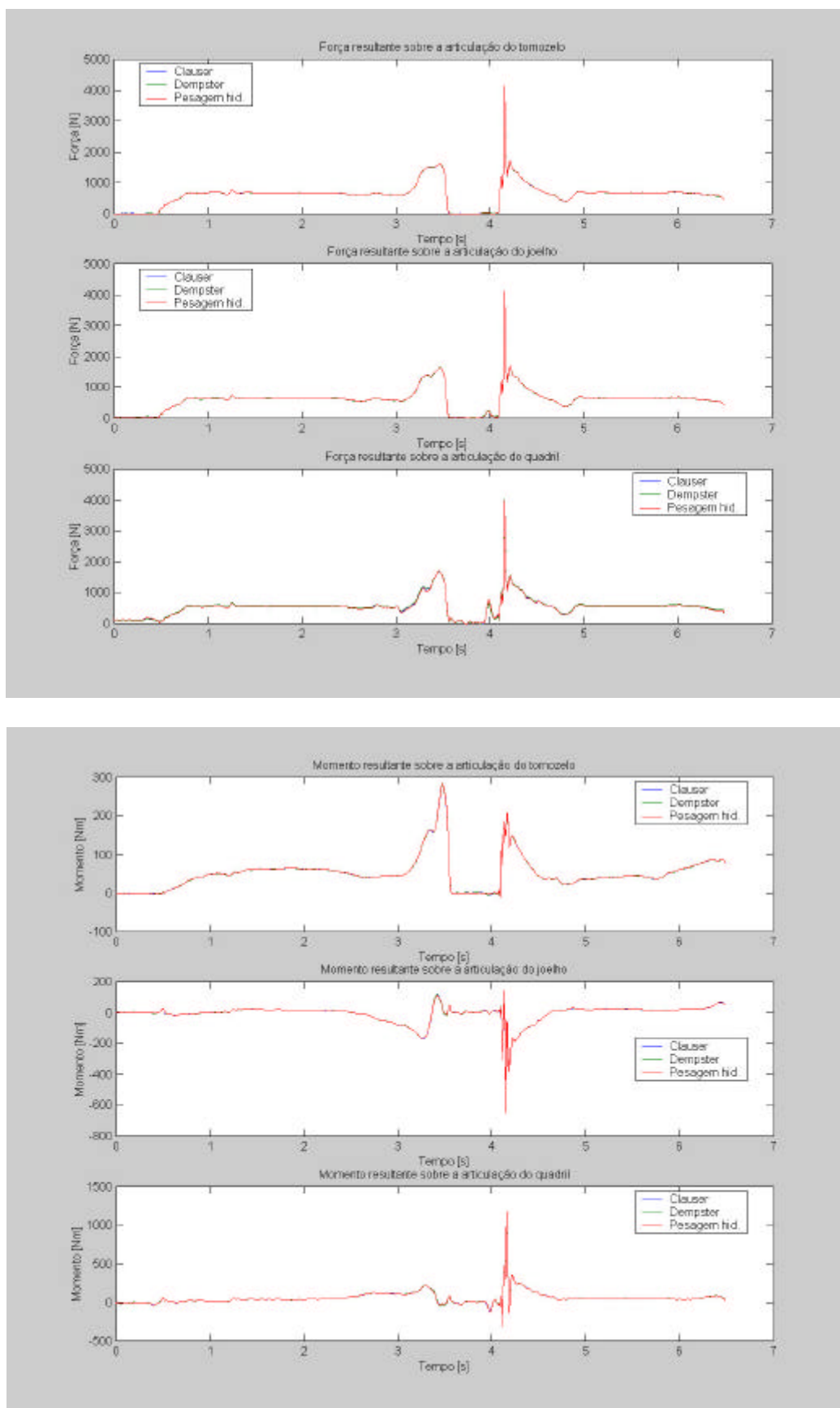


Figura A6.36 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 6.

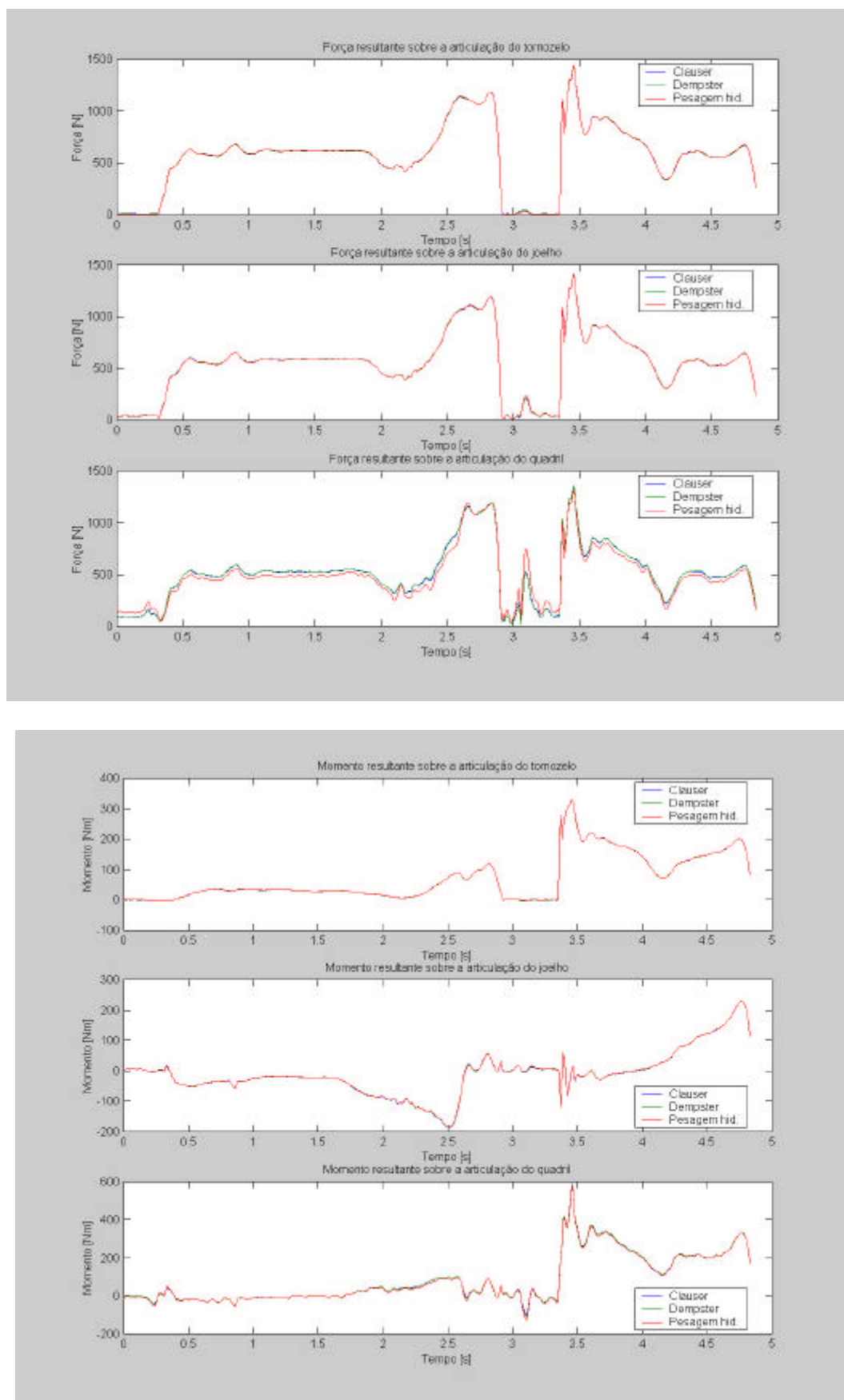


Figura A6.37 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 7.

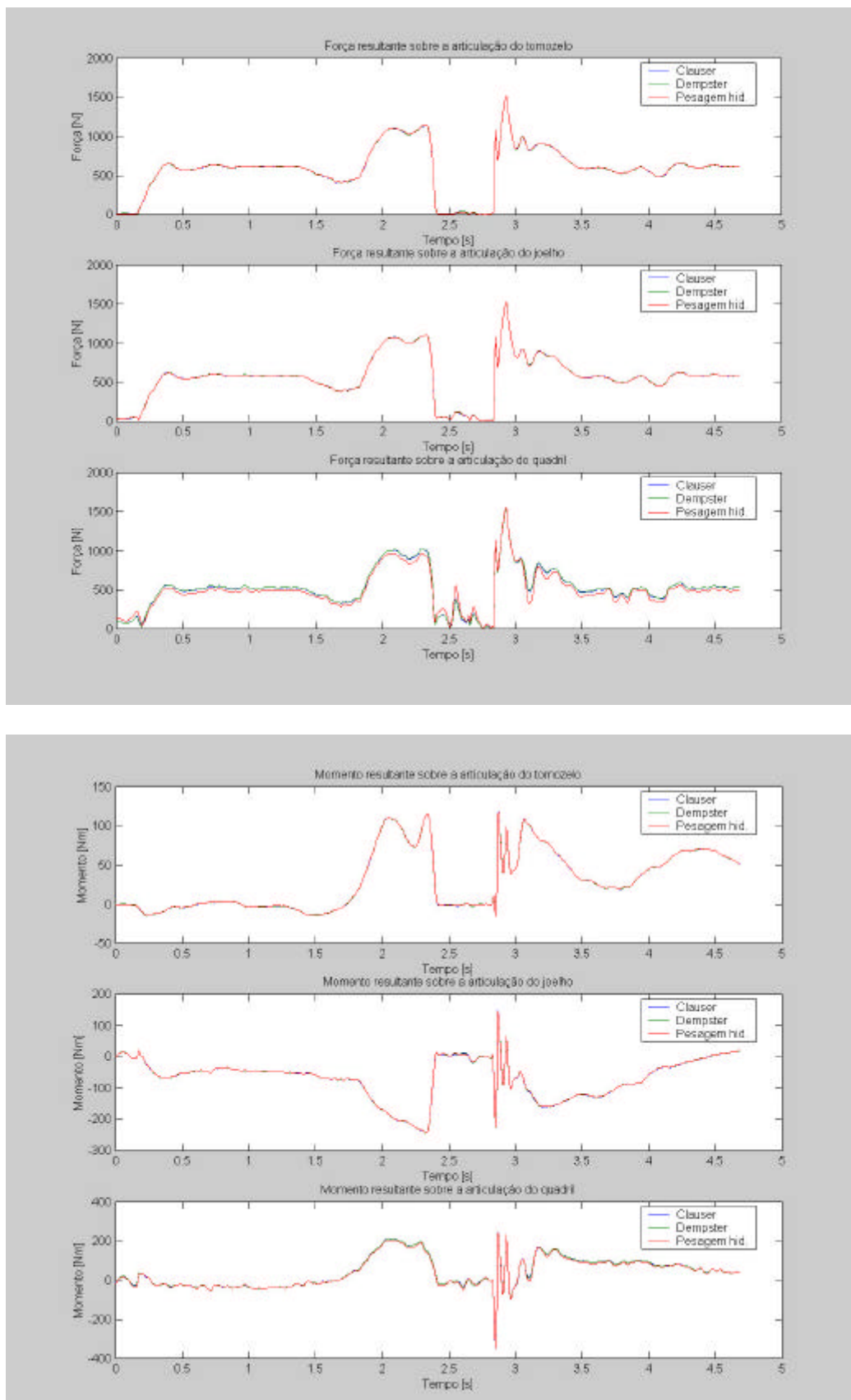


Figura A6.38 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 8.

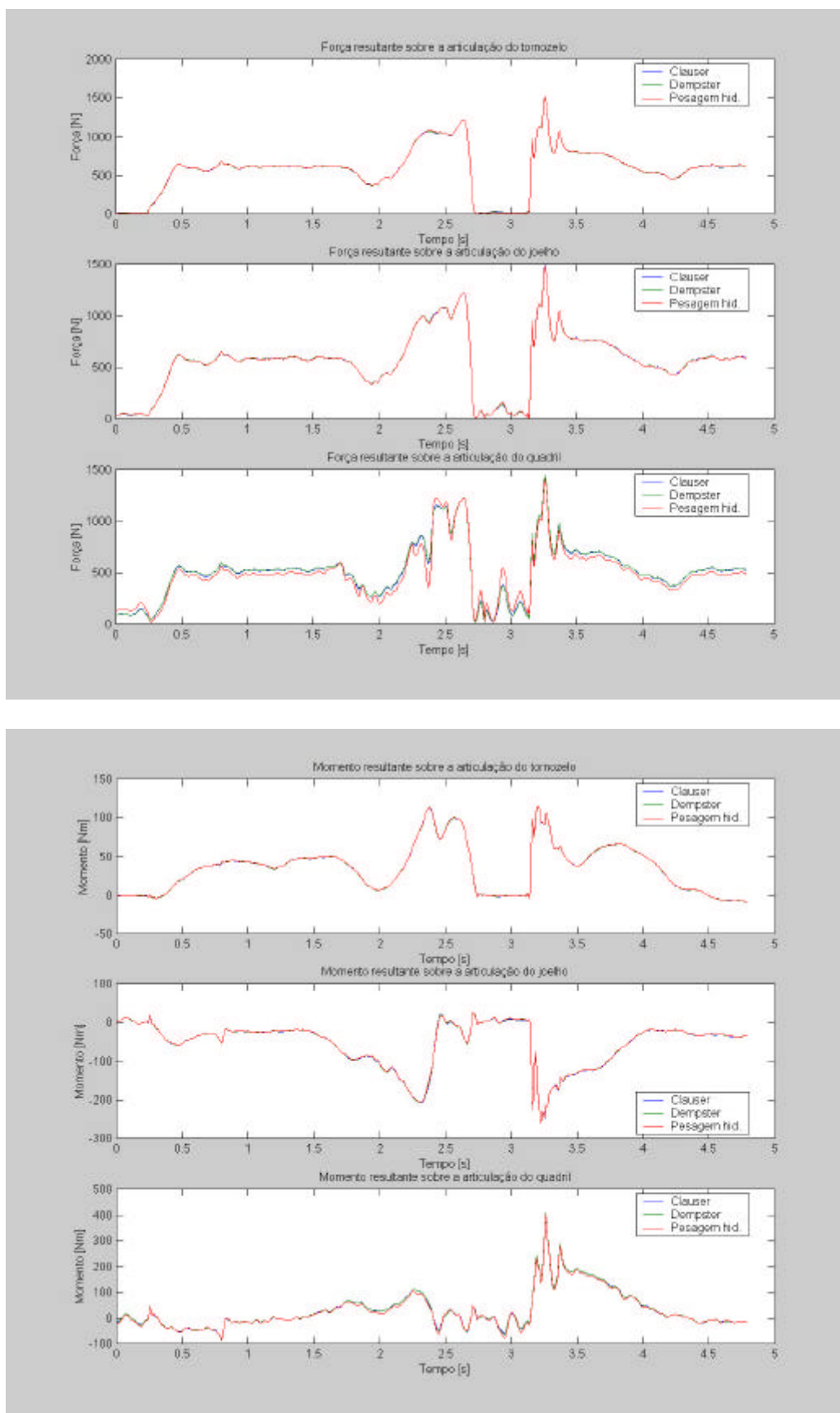


Figura A6.39 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 9.

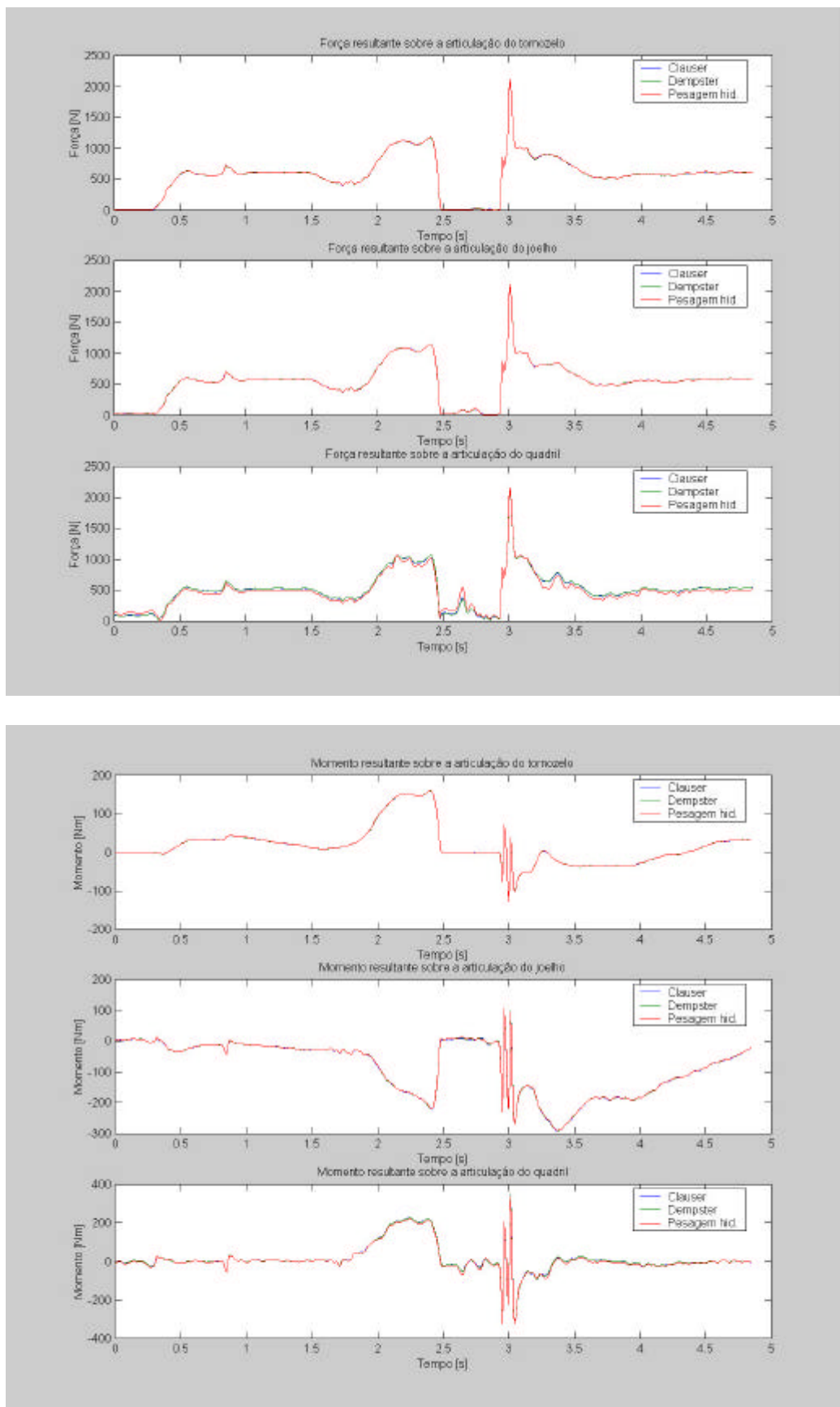


Figura A6.40 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto com amortecimento, referente ao indivíduo número 10.

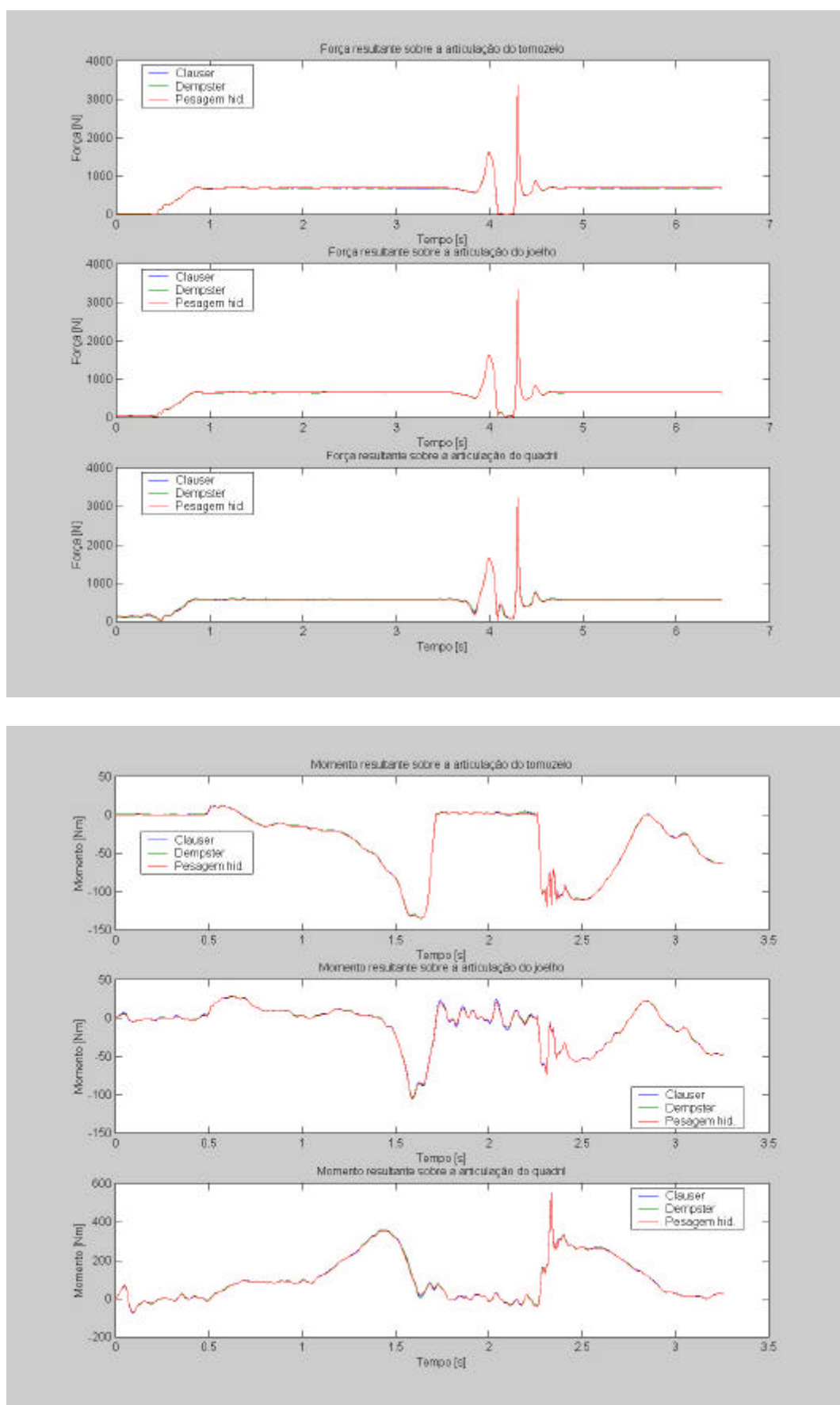


Figura A6.41 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 2.

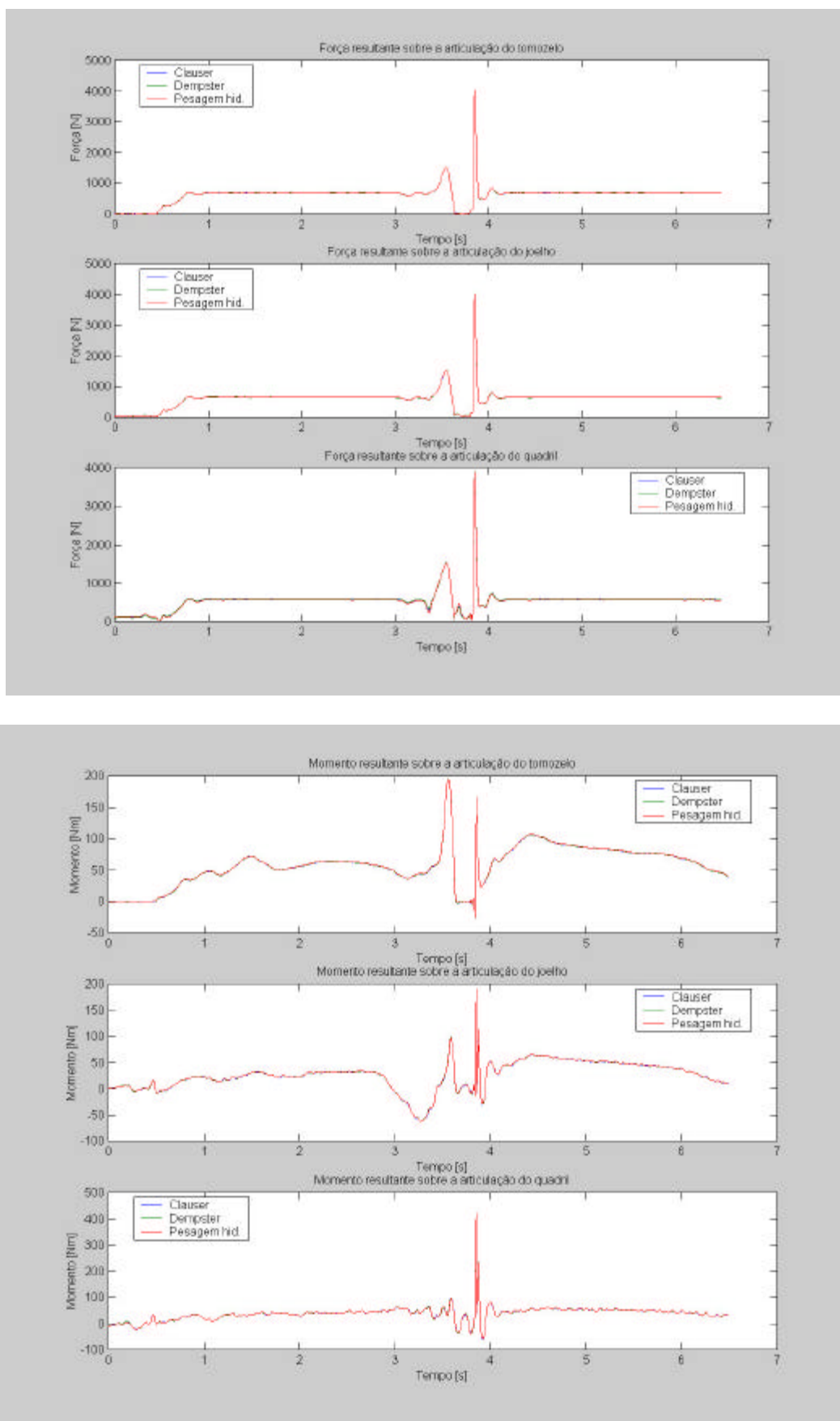


Figura A6.42 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 3.

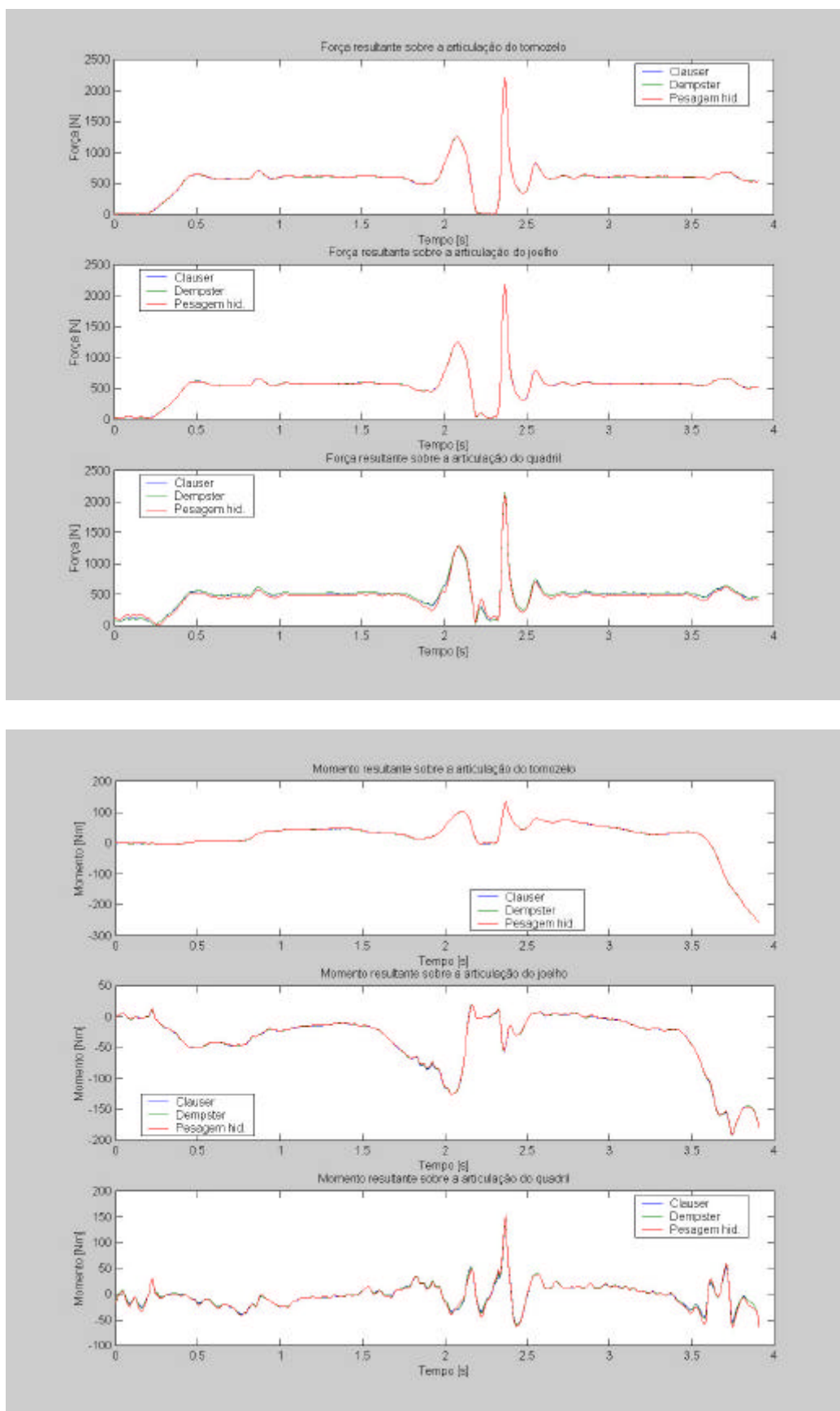


Figura A6.43 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 4.

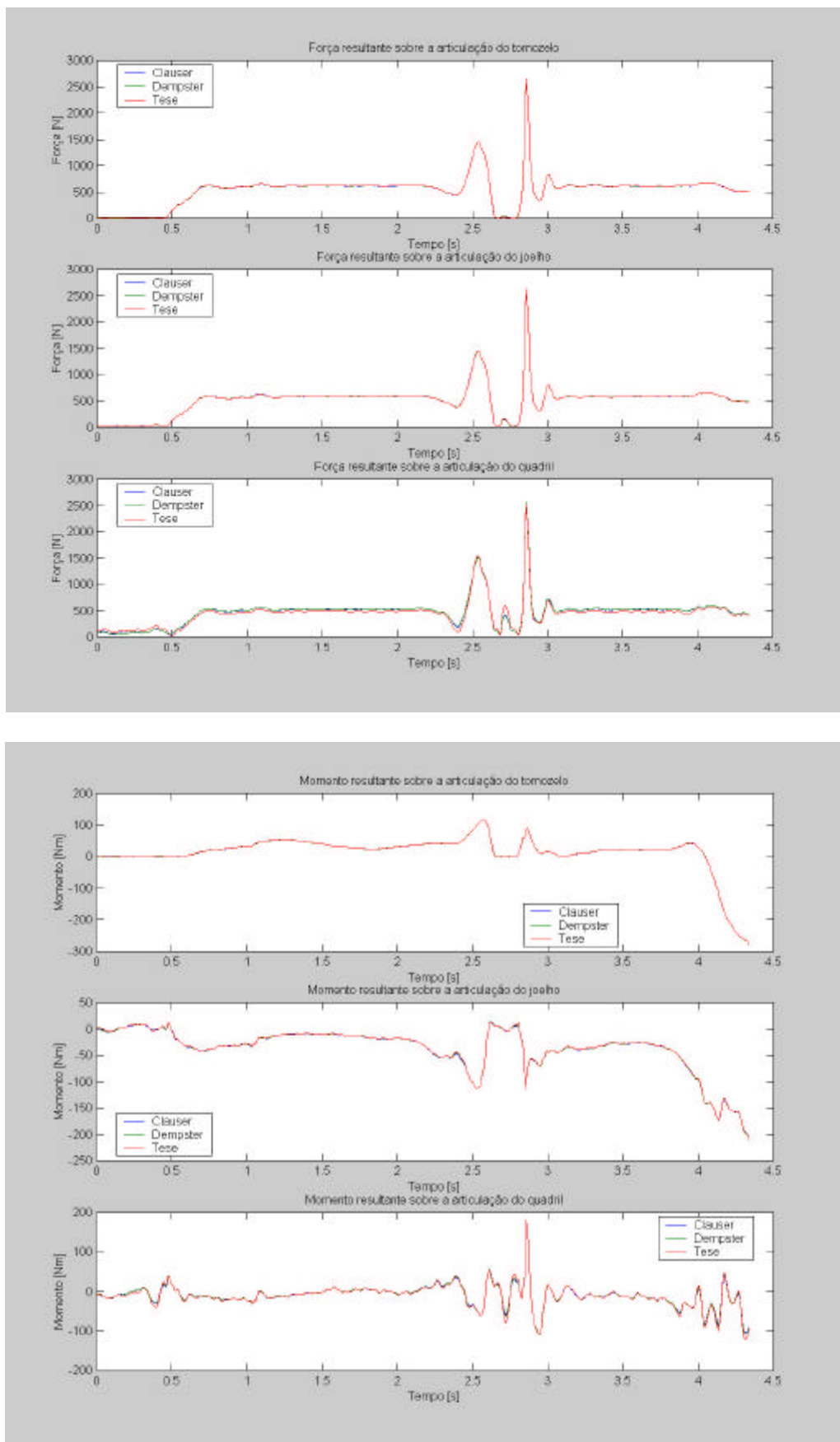


Figura A6.44 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 5.

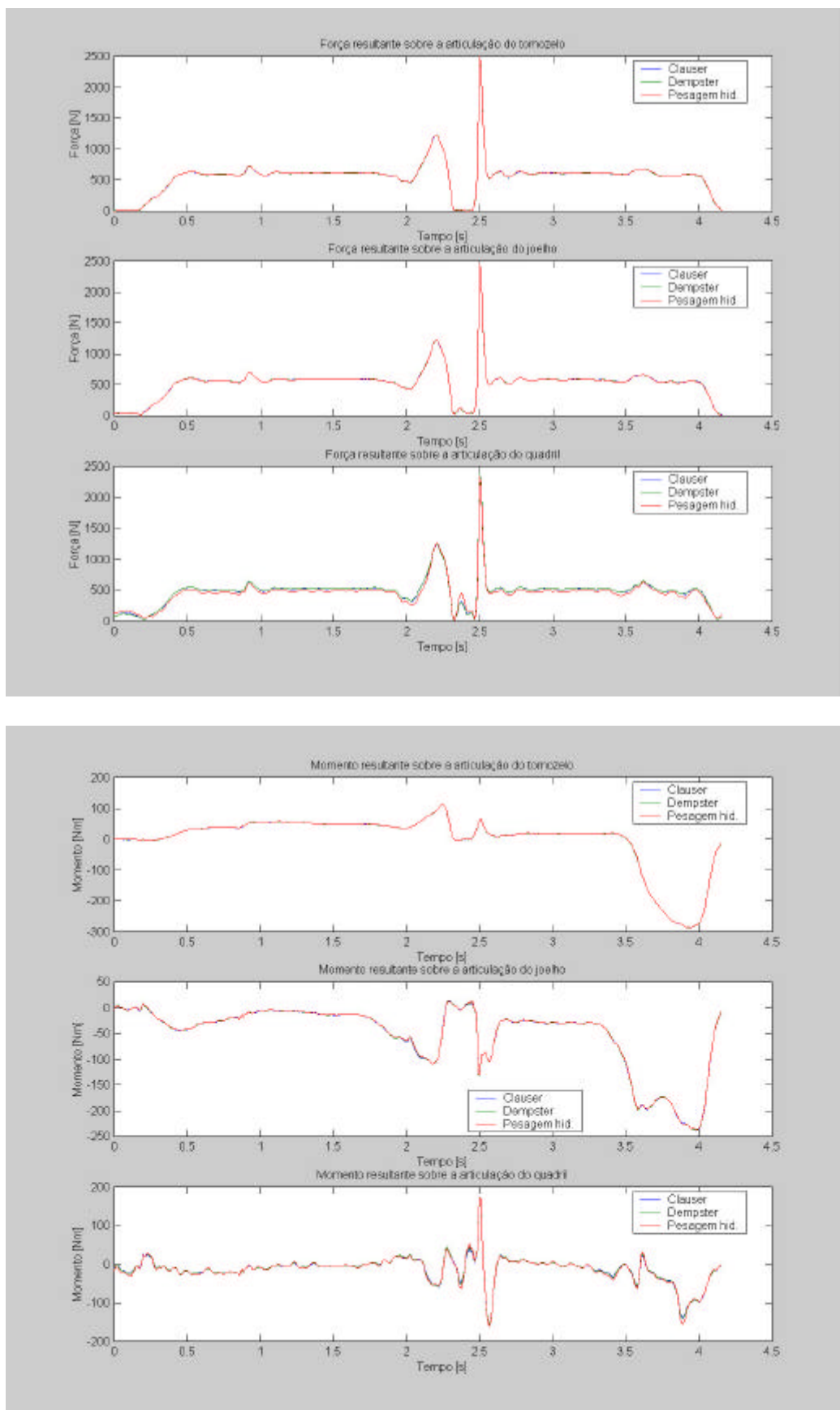


Figura A6.45 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 6.

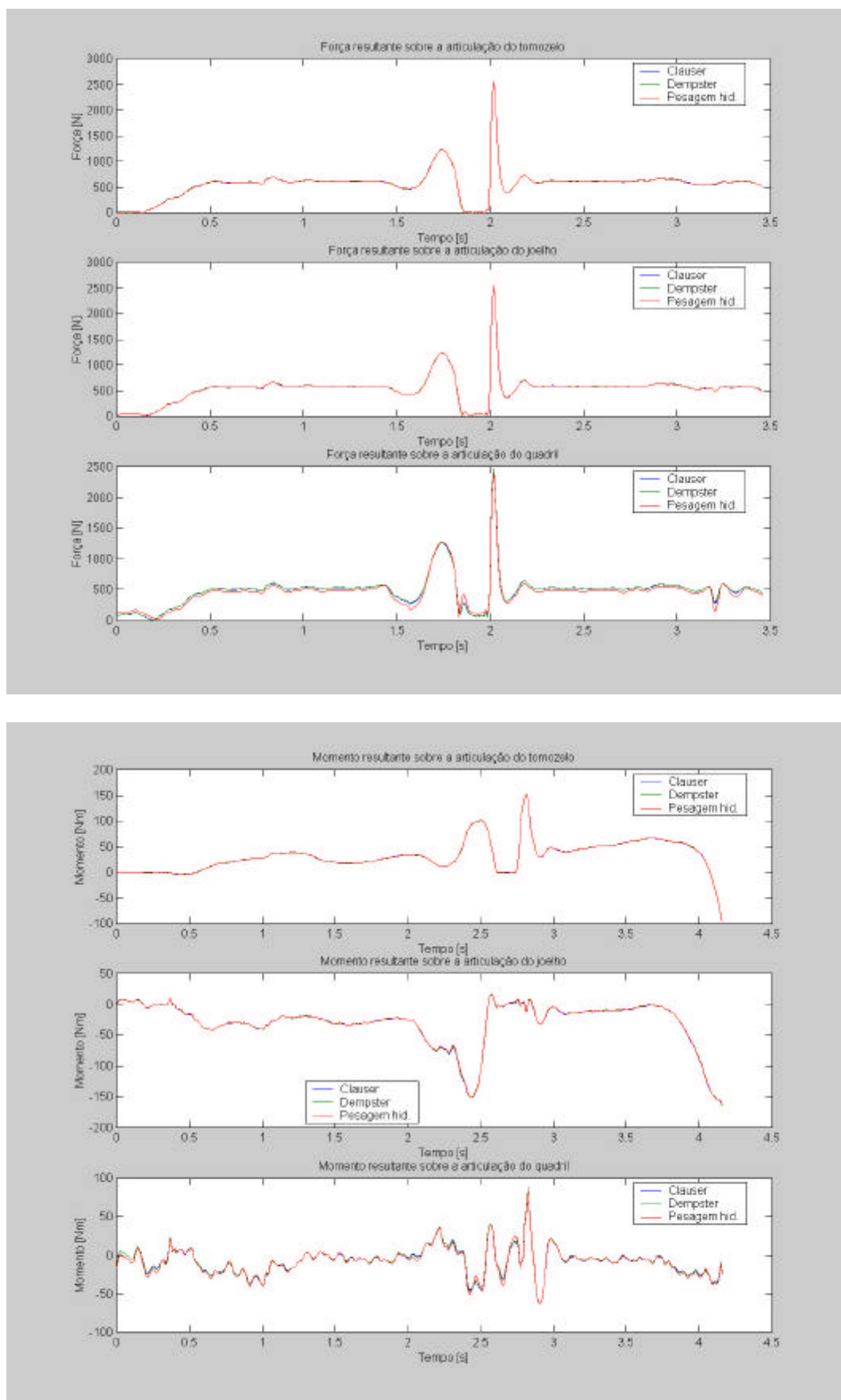


Figura A6.46 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 7.

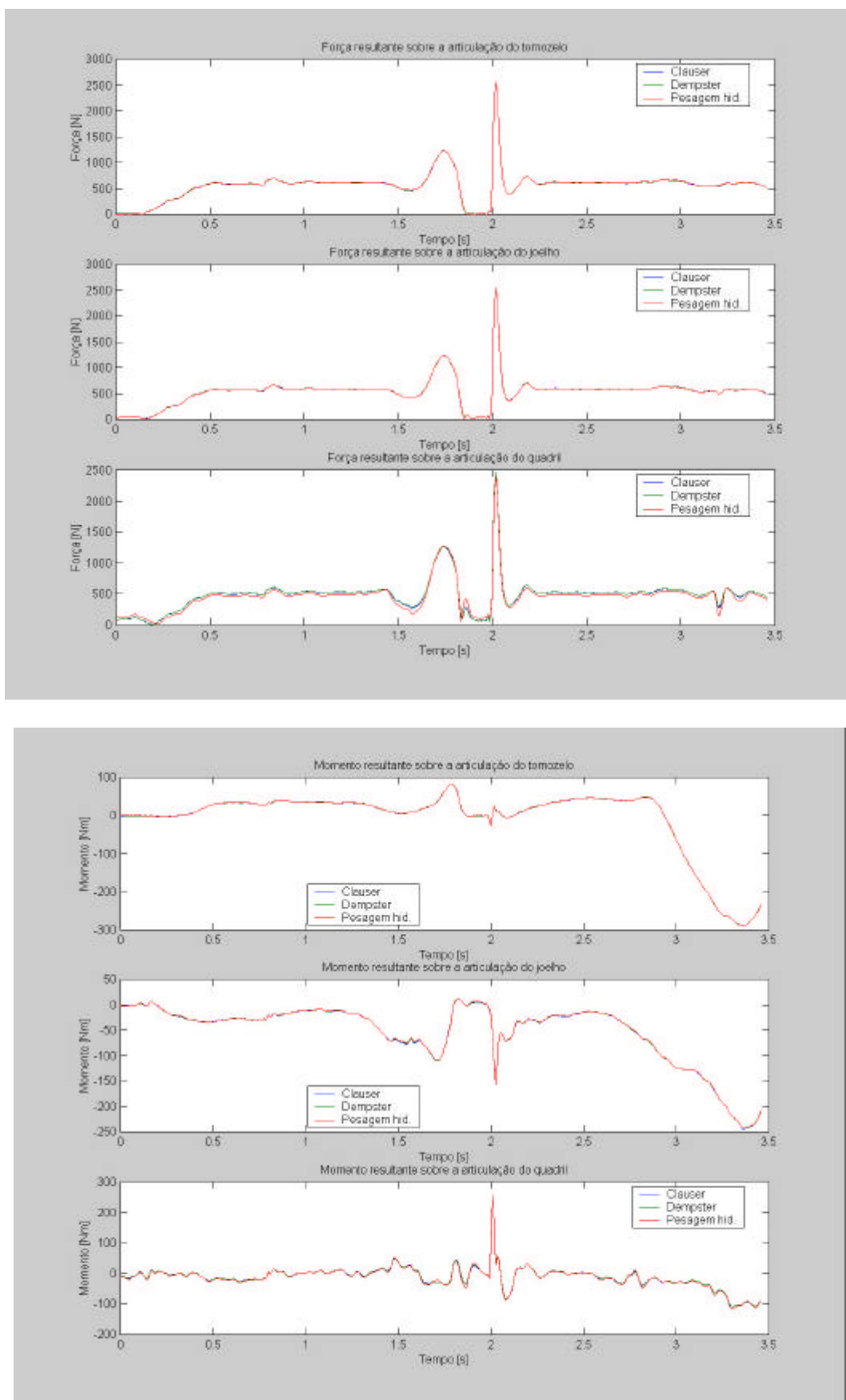


Figura A6.47 – Valores de força e momento em função do tempo durante um salto sem amortecimento, referente ao indivíduo número 8.