

UNESP
FACULDADE DE ENGENHARIA DO CAMPUS DE GUARATINGUETÁ

GUARATINGUETÁ

2008

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

RITA DE CÁSSIA RIGOTTI VILELA MONTEIRO

DINÂMICA DO APARELHO LOCOMOTOR EM SUJEITOS AMPUTADOS E
NÃO-AMPUTADOS DO MEMBRO INFERIOR

Tese apresentada à Faculdade de
Engenharia de Guaratinguetá,
Universidade Estadual Paulista, para a
obtenção do título de Doutor em
Engenharia Mecânica, na área de
Projetos e Materiais.

Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

Guaratinguetá
2008

Monteiro, Rita de Cássia Rigotti Vilela
M775d Dinâmica do aparelho locomotor em sujeitos amputados e
não-amputados do membro inferior / Rita de Cássia Rigotti
Vilela Monteiro.- Guaratinguetá : [s.n.], 2008
147 f.: il.
Bibliografia: f. 120-125
Inclui glossário

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,
Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá, 2008
Orientador: Prof. Dr. José Elias Tomazini

1. Biomecânica I. Título

CDU 620.1

DADOS CURRICULARES

RITA DE CÁSSIA RIGOTTI VILELA MONTEIRO

NASCIMENTO	01.12.1959
FILIAÇÃO	NICÉA RIGOTTI VILELA PAULO REZENDE VILELA
1978/1982	Graduada em Engenharia Civil - Unitau
1981/1983	Graduada em Tecnólogo em Processamento de Dados
1997/2000	Mestre em Engenharia Mecânica - Unitau
2001/2008	Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, nível Doutorado, na Universidade Estadual Paulista – UNESP do Campus de Guaratinguetá

Ao Fernando Luiz, cujo amor, cumplicidade e
compreensão deram-me força constantemente.
Ao Diego, pela compreensão da minha ausência.
À minha família, pelo carinho e apoio durante
toda a minha caminhada.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus, pelo dom da vida.

Ao Departamento de Engenharia Mecânica da UNESP – FEG, pelo apoio e incentivo, especialmente ao *Prof. Dr. José Elias Tomazini*, pela orientação, paciência e atenção durante todos esses anos de trabalho.

Um especial agradecimento ao Prof. Dr. Luiz Fernando Costa Nascimento, pelo apoio e dedicação do seu tempo para me auxiliar na parte estatística deste trabalho.

Aos demais professores e técnicos do laboratório da FEG/UNESP, em especial aos técnicos Urbano G. Oliveira, Pedro Antonio dos Santos e Walter Luiz Tupinambá, pela colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

À desenhista gráfica da FEG/UNESP, Lúcia Helena de Paula Coelho, pela atenção e auxílio prestados.

À secretária do Departamento de Engenharia Mecânica, Rosiléa Ribeiro de Matos, pela atenção concebida.

Às funcionárias da Seção de Pós-Graduação da FEG/UNESP, Regina Célia Galvão Faria Alves, Elisa Mara de Carvalho Nunes e Maria Cristina Silva de Oliva, pela dedicação e presteza no atendimento.

A toda equipe da ESC – Escola Superior de Cruzeiro, em especial ao Prof. Luiz Assad, à Arlene Quintanilha e a Profa. Regina Célia Jardim, pela atenção e apoio recebido.

Aos Prof. Dr. Vitor Reis e Prof. Dr. Ronaldo Gabriel da Universidade de Trás Montes e Alto Doro – Portugal pelo incentivo.

Aos participantes que aceitaram o convite para trabalhar na pesquisa e a tornaram possível.

Finalmente, a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para que este trabalho fosse realizado.

Este trabalho contou com o apoio da seguinte entidade:

ESC – Escola Superior de Cruzeiro

“O que vale na vida não é o ponto de partida e sim a caminhada. Caminhando e semeando, no fim, terás o que colher”.

Cora Coralina

MONTEIRO, R.C.R.V. **Dinâmica do aparelho locomotor em sujeitos amputados e não-amputados do membro inferior**. 2008. 147 f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

RESUMO

No corpo humano o sistema ósteo-articular dá a sustentação ao corpo humano e sobre ele o sistema muscular e outros tecidos que compõem o aparelho locomotor. Apesar da flexibilidade existente nos músculos, o estudo clássico da biomecânica considera os membros do aparelho locomotor humano como sendo corpos rígidos. Para analisar e estudar tais sistemas, os vários componentes devem ser identificados e suas propriedades físicas determinadas, a fim de se obter as equações que regem o seu movimento. Tal procedimento pode ser feito utilizando-se o modelo multicorpo, para o qual, neste trabalho, foi empregado o método de Kane. Os dados de entrada, como forças no pé durante a marcha, foram coletados por meio de uma plataforma de força, acoplada a uma esteira ergométrica que utilizou extensômetros, e, simultaneamente, com o auxílio de *LEDS*, foi possível obter dados da filmagem. Para este modelo físico foram utilizados programas, tais como AutoLev, Excel, AutoCad e Fortran. De posse do modelo, foram feitas as análises comparativas dos torques e forças verticais e horizontais no quadril e joelho de amputados e não-amputados, bem como a análise estatística não-paramétrica nos dois grupos, utilizando-se o método de Mann Whitney, com significância de $\alpha \leq 10\%$, na qual foi constatado que os torques no quadril dos amputados são estatisticamente diferentes dos torques dos não-amputados; já no joelho esta diferença ocorre em 50% do passo. Não foram encontradas diferenças significativas nas forças entre os dois grupos, exceto em alguns instantes do ciclo da marcha na força cortante.

PALAVRAS-CHAVE: Método de Kane. Marcha humana. Biomecânica. Aparelho locomotor. Amputados. Plataforma de força.

MONTEIRO, R.C.R.V. **Dynamic of the locomotor apparel at the lower limb of amputee and no amputee subjects**. 2008. 147 f. Thesis (Doctorate in Mechanical Engineering) - Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2008.

ABSTRACT

The osteo-articulate system is what gives the sustenance to the body and to the muscular and other tissue system that compose the locomotor apparel. In spite of the existent flexibility in the muscles, the classic study of the biomechanics considers the members of the human locomotor apparel as being rigid bodies. To analyze and to study such systems, the various components should be identified and their physical properties determined, in order to obtain the equations that govern their movement. Such procedure can be made using the multi-body model, for which, in this work, the method of Kane was used. The entrance data, as forces under the foot during the march, were collected using a platform of force, which is a treadmill with extensometers, and, simultaneously, with the aid of LEDS, it was possible to obtain data of the filming. For this physical model programs were used, such as: AutoLev, Excel, AutoCad and Fortran. By utilizing the model, it was possible to make the comparative analyses of the torques and vertical and horizontal forces in the hip and knee of amputee and no amputee, and also the nonparametric statistical analysis using Mann Whitney's method, with value of $\alpha \leq 10\%$, in which was verified that the torques in the hip of those amputees are different to the no amputee; in the knee this difference happens in between 50% of the steps. There were not found significant differences of forces among the two groups, there were exceptions in some moments of the gait cycle at the shear force.

KEYWORDS: Kane's method. Human gait. Biomechanics. Locomotor apparel. Amputee. Plate force.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

1	INTRODUÇÃO	24
1.1	OBJETIVO DO TRABALHO	25
1.2	ESTRUTURA DA TESE.....	26
2	FUNDAMENTOS TEÓRICOS	27
2.1	O ANDAR.....	27
2.2	CICLO DE MARCHA.....	30
2.2.1	Análise dos movimentos no quadril e joelho	35
2.3	FORÇAS ATUANTES NO JOELHO	40
2.4	MARCHA COM PRÓTESE	41
2.4.1	Amputação abaixo do joelho	42
2.5	TRABALHOS RELEVANTES EM AMPUTADOS	43
2.6	CINEMÁTICA APLICADA À BIOMECÂNICA.....	46
2.6.1	Plataformas de forças	48
2.6.2	Força de reação do solo	48
2.6.3	Carga vertical	49
2.6.3.1	Cisalhamento horizontal	51
2.7	O MÉTODO DE KANE PARA O ESTUDO DO SISTEMA MULTICORPOS	52
3	METODOLOGIA	55
3.1	MODELO DO APARELHO LOCOMOTOR	55
3.1.1	Modelo de segmento	57
3.1.2	Segmento com Prótese	59
3.1.3	Modelo matemático	61
3.2	CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA.....	64

3.2.1	Calibração	68
3.3	AQUISIÇÃO DE IMAGEM.....	70
3.4	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	77
3.5	PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL.....	78
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	79
4.1	SELEÇÃO DOS SUJEITOS.....	79
4.2	RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA AQUISIÇÃO DE IMAGEM.....	84
4.3	EXECUÇÃO DO MODELO DINÂMICO.....	91
4.4	ESFORÇOS NO APARELHO LOCOMOTOR.....	94
4.4.1	Torque no quadril	94
4.4.2	Torque no joelho	99
4.4.3	Força cortante no quadril	103
4.4.4	Força normal no quadril	107
4.4.5	Força normal no joelho	110
4.4.6	Força cortante no joelho	114
5	CONCLUSÕES	119
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	120
	REFERÊNCIAS.....	125
	APÊNDICE A – PROGRAMA EM AUTOLEV.....	128
	APÊNDICE B – APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA.....	131
	APÊNDICE C – TERMO DE CONSENTIMENTO E LIVRE ESCLARECIMENTO.....	132
	APÊNDICE D – MASSA DOS SUJEITOS (kg).....	133
	APÊNDICE E – GRÁFICO DOS MOVIMENTOS DOS AMPUTADOS.....	134
	APÊNDICE F – GRÁFICO DOS MOVIMENTOS DOS NÃO- AMPUTADOS.....	137
	GLOSSÁRIO.....	147

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	– Áreas para a análise biomecânica do movimento humano	28
FIGURA 2.2	– Contato inicial.....	30
FIGURA 2.3	– Dedos do pé oposto fora do chão.....	31
FIGURA 2.4	– Elevação do calcanhar	31
FIGURA 2.5	– Contato inicial do pé oposto	32
FIGURA 2.6	– Fase de início do pré-balanço	32
FIGURA 2.7	– Pé direito em balanço.....	33
FIGURA 2.8	– Final de balanço do pé direito	33
FIGURA 2.9	– Posições das pernas durante um único ciclo de marcha iniciado pela perna direita (sombreado).....	34
FIGURA 2.10	– Posição da perna direita no plano sagital durante um único ciclo de marcha	34
FIGURA 2.11	– Movimento do quadril no plano sagital	36
FIGURA 2.12	– Alinhamentos das forças em relação ao quadril	36
FIGURA 2.13	– Torque no quadril	37
FIGURA 2.14	– Movimento do joelho no plano sagital	38
FIGURA 2.15	– Torque no joelho no plano sagital	38
FIGURA 2.16	– Alinhamentos dos vetores em relação ao joelho.....	39
FIGURA 2.17	– Forças de compressão na articulação. (a) Vista lateral da articulação; (b) Composição das forças durante uma flexão leve do joelho e (c) quando em flexão acentuada.....	41
FIGURA 2.18	– Marcha do amputado abaixo do joelho	42
FIGURA 2.19	– Ciclo de marcha do amputado	43
FIGURA 2.20	– Sistemas de coordenadas tridimensionais	47
FIGURA 2.21	– Padrão normal das forças verticais	49
FIGURA 2.22	– Porcentagem do ciclo de marcha	51
FIGURA 2.23	– Força de Cisalhamento	51
FIGURA 3.1	– Modelo antropométrico proposto por Winter	55
FIGURA 3.2	– Modelo proposto para este trabalho.....	56

FIGURA 3.3	– Pé representado por um triângulo	57
FIGURA 3.4	– Cilindro com eixos	58
FIGURA 3.5	– Modelo da prótese sem articulação no pé	60
FIGURA 3.6	– Vista superior da prótese e foto do protetor do coto	60
FIGURA 3.7	– Modelo proposto com os ângulos qs	62
FIGURA 3.8	– Fluxograma do programa Autolev	63
FIGURA 3.9	– Armação metálica e os quatro suportes metálicos	64
FIGURA 3.10	– Suporte do anel e armação sobre os anéis.....	65
FIGURA 3.11	– Anel com o número de cada extensômetro	66
FIGURA 3.12	– Marcação no meio da esteira.....	67
FIGURA 3.13	– Detalhes da plataforma já montada.....	67
FIGURA 3.14	– Detalhes dos equipamentos utilizados para aquisição dos sinais de força.....	68
FIGURA 3.15	– Calibração vertical dos canais pares da plataforma	69
FIGURA 3.16	– Calibração horizontal dos canais ímpares da plataforma.....	69
FIGURA 3.17	– <i>Frame</i> com os <i>LEDs</i> e os pontos de referência	71
FIGURA 3.18	– Obtenção das coordenadas dos pontos no AutoCAD.....	72
FIGURA 3.19	– Modelo proposto com os ângulos qs	73
FIGURA 3.20	– Cálculo das forças na mão.....	74
FIGURA 3.21	– Esteira para avaliação da força na mão	76
FIGURA 3.22	– Gráfico da força na mão obtido através do EMG <i>system</i>	77
FIGURA 4.1	– Modelo proposto	82
FIGURA 4.2	– Para a curva do ângulo q_1	84
FIGURA 4.3	– Para a curva do ângulo q_2	85
FIGURA 4.4	– Para a curva do ângulo q_3	85
FIGURA 4.5	– Para a curva do ângulo q_4	86
FIGURA 4.6	– Para a curva do ângulo q_5	86
FIGURA 4.7	– Para a curva do deslocamento x_0	87
FIGURA 4.8	– Para a curva do deslocamento y_0	87
FIGURA 4.9	– Gráfico dos esforços no pé do sujeito amputado val.....	88

FIGURA 4.10 – Gráfico dos esforços no pé do sujeito não-amputado vn1	88
FIGURA 4.11 – Planilha Excel referente às forças medidas e calculadas	89
FIGURA 4.12 – Forças atuantes no ponto O	90
FIGURA 4.13 – Momento resultante no ponto 0	91
FIGURA 4.14 – Arquivo vn1.IN	92
FIGURA 4.15 – Fluxograma dos dados obtidos na plataforma de força para o sujeito Vn1, incluídos na sub-rotina <i>controls</i> do programa Vn1.FOR.....	93
FIGURA 4.16 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos não-amputados ...	94
FIGURA 4.17 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados	95
FIGURA 4.18 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados e nos não-amputados.....	95
FIGURA 4.19 - Gráfico comparativo do torque no quadril da amputada e do não-amputadas, grupo 1.....	96
FIGURA 4.20 – Gráfico comparativo do torque no quadril do amputado e dos não-amputados, grupo 2.....	97
FIGURA 4.21 – Gráfico comparativo do torque no quadril do amputado e dos não-amputados, grupo 3.....	97
FIGURA 4.22 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados com os sujeitos com dificuldades sobre a esteira.....	98
FIGURA 4.23 – Torque do segmento C sobre o B nos sujeitos não-amputados ...	100
FIGURA 4.24 – Torque do segmento C sobre o B nos sujeitos amputados	100
FIGURA 4.25 – Torque do segmento C sobre o B nos dois grupos de sujeitos	101
FIGURA 4.26 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 1	101
FIGURA 4.27 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 2.....	102
FIGURA 4.28 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 3.....	102
FIGURA 4.29 – Gráfico da força cortante atuante no quadril dos não- amputados	104

FIGURA 4.30 – Gráfico dos amputados da força cortante atuante no quadril dos amputados.....	104
FIGURA 4.31 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril dos não-amputados X amputados	105
FIGURA 4.32 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 1	105
FIGURA 4.33 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 2	106
FIGURA 4.34 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 3	106
FIGURA 4.35 – Gráfico da força normal atuante no quadril dos amputados	107
FIGURA 4.36 – Gráfico da força normal atuante no quadril dos não-amputados	108
FIGURA 4.37 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril dos não-amputados X amputados.....	108
FIGURA 4.38 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 1	109
FIGURA 4.39 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 2	109
FIGURA 4.40 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 3	110
FIGURA 4.41 – Gráfico da força normal atuante no joelho dos amputados.....	111
FIGURA 4.42 – Gráfico da força normal atuante no joelho dos não-amputados	111
FIGURA 4.43 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho dos não-amputados X amputados.....	112
FIGURA 4.44 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho– Grupo 1	112
FIGURA 4.45 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho– Grupo 2	113
FIGURA 4.46 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho– Grupo 3	113

FIGURA 4.47 – Gráfico da força cortante atuante no joelho dos amputados..... 114

FIGURA 4.48 – Gráfico da força cortante atuante no joelho dos não-amputados..... 115

FIGURA 4.49 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho dos não-amputados X amputados 115

FIGURA 4.50 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho – Grupo 1..... 116

FIGURA 4.51 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho – Grupo 2..... 116

FIGURA 4.52 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho – Grupo 3 117

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1	– Dados antropométricos	58
TABELA 3.2	– Materiais da prótese	59
TABELA 3.3	– Informações das próteses	61
TABELA 3.4	– Corpos e constantes.....	64
TABELA 3.5	– Pinos em relação aos canais.....	66
TABELA 4.1	– Características dos sujeitos da amostra amputados (n=3), massa (Kg) e estatura (m).....	79
TABELA 4.2	– Características dos sujeitos da amostra não-amputados (n=11), massa (Kg) e estatura (m).....	80
TABELA 4.3	– Tabela tempo do passo dos sujeitos amputados	81
TABELA 4.4	– Tabela tempo do passo dos sujeitos não-amputados	81
TABELA 4.5	– Comprimento de cada segmento dos sujeitos amputados	82
TABELA 4.6	– Comprimento de cada segmento dos sujeitos não- amputados.	83
TABELA 4.7	– Massas do sujeito um (Vn1)	83
TABELA 4.8	– Tabela dos grupos com características afins.....	96
TABELA 4.9	– <i>P-value</i> da comparação entre os torques no quadril	99
TABELA 4.10	– <i>P-value</i> da comparação entre os torques no joelho	103
TABELA 4.11	– <i>P-value</i> da comparação das forças cortantes no quadril	107
TABELA 4.12	– <i>P-value</i> da comparação das forças normais no quadril.....	110
TABELA 4.13	– <i>P-value</i> da comparação das forças normais no joelho	114
TABELA 4.14	– <i>P-value</i> da comparação das forças cortantes no joelho.....	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AM	-	Apoio médio
AP	-	Plano antero-posterior
AT	-	Apoio terminal
AVI	-	Áudio Vídeo <i>Interleave</i> – formato encapsulador de áudio e vídeo
CM	-	Centro de massa
FEG	-	Faculdade de Engenharia de Guaratinguetá
FAcort	-	Força cortante no ponto A
FBcort	-	Força cortante no ponto B
FAnor	-	Força normal no ponto A
FBnor	-	Força normal no ponto B
FRS	-	Força de reação do solo
IN	-	Arquivo com extensão ponto IN
L	-	Força do ligamento patelar
LED	-	<i>Light Emiting Diode</i> - Diodo emissor de luz
ML	-	Plano médiolateral
MPG	-	<i>Moving Picture Exterts Group</i> – padrão de compressão em vídeo
N	-	Newton
PB	-	Pré-balanço
PC	-	Pico do cisalhamento medial
PTB	-	<i>Patelar Tendon Bearing</i> - Referência ao tendão patelar
Q	-	Força do músculo quadríceps
R	-	Resultante de Q e L, ou força de compressão patelofemoral.
RC	-	Resposta à carga
SACH	-	<i>Solid Ankle cushion heel</i> - Tornozelo sólido e calcanhar acolchoado
SPSS	-	Programa estatístico
TDS	-	Teoria dinâmica de sistema
TAB	-	Torque que o corpo B exerce em A
TBC	-	Torque que o corpo C exerce em B

LISTA DE SÍMBOLOS

a	-	Aceleração vertical	m/s ²
A	-	Segmento do corpo relativo ao quadril	m
B	-	Segmento do corpo relativo à coxa	m
{a _i }	-	Vetor aceleração	m/s ²
α	-	Significância estatística	
α_p	-	Ângulo formado no pé triângulo	graus
β_p	-	Ângulo formado no pé triângulo	graus
γ_p	-	Ângulo formado no pé triângulo	graus
C	-	Segmento do corpo relativo à perna	m
D	-	Segmento do corpo relativo ao pé	m
d	-	Distância entre o ponto O até a mão apoiada na esteira	m
d 1	-	Distância entre o centro de massa até o ponto O	m
{f}	-	Vetor de força	N
F	-	Força de reação do solo (medida na plataforma de força)	N
F _{mão}	-	Força atuante na mão	N
F _o	-	Força atuante no ponto O	N
F _{pé}	-	Força atuante no pé	N
F1	-	Força vertical pico de resposta à carga	N
F2	-	Força vertical vale de apoio médio	N
F3	-	Força vertical pico de apoio terminal	N
{f _i }	-	Vetor força resultante que atua na partícula P _{ki}	N
{f _i *}	-	Vetor força de inércia	N
g	-	Aceleração gravitacional	m/s ²
H	-	Força horizontal	N
I	-	Ponto referente ao calcanhar do pé	
J	-	Ponto referente ao meio do pé	
L	-	Distância entre o ponto de referência até a mão na esteira	m
li	-	Segmento medido entre o ponto I ao centro do triângulo pé	m

l_j	- Segmento medido entre o ponto J ao centro do triângulo pé	m
l_r	- Segmento medido entre o ponto R ao centro do triângulo pé	m
M	- Massa do sujeito	kg
MA	- Massa do corpo A	kg
MB	- Massa do corpo B	kg
MC	- Massa do corpo C	kg
MD	- Massa do Corpo D	kg
m_v	- Massa do voluntário	kg
$M_{mão}$	- Momento da força da mão em relação ao ponto O	N.m
M_o	- Momento atuante no ponto O	N.m
m_i	- Massa da partícula	kg
n	- Número	
O	- Ponto referente à cintura	
ω	- Velocidade angular no ponto P	rad/s
P_s	- Peso do sujeito	N
P	- Ponto referente ao quadril	
P_{k_i}	- Partícula	
Q	- Ponto referente ao joelho	
R	- Ponto referente ao tornozelo	
$\{R^*\}$	- Vetor força de inércia generalizada	N
$\{R\}$	- Vetor força ativa generalizada	N
R_b	- Resultante do ângulo com flexão acentuada na articulação	
R_c	- Resultante do ângulo com flexão leve na articulação	
$\{u\}$	- Vetor velocidade generalizado	m/s
$\{v\}$	- Vetor velocidade	m/s
V	- Força vertical	N
$[vp]$	- Matriz velocidade parcial do ponto	m/s
XY	- Plano sagital	
XZ	- Plano transversal	
YZ	- Plano frontal	

1 INTRODUÇÃO

É comum ao ser humano construir conhecimentos a fim de solucionar questões que desenvolvam melhoria de qualidade de vida e conforto para si mesmo e para toda a coletividade; dessa forma, o homem desenvolve habilidades para lidar com situações das mais adversas, como também se preocupa com as possíveis limitações em relação à sua locomoção.

Atualmente, o Sistema Único de Saúde (SUS) oferece um número cada vez mais crescente de próteses para os sujeitos com amputação transtibial, ou seja, amputação abaixo do joelho. A prótese geralmente utilizada para amputações transtibiais é a PTB (*Patelar Tendon Bearing*) com o pé SACH (*solid ankle cushion heel* – tornozelo sólido e calcanhar acolchoado). Esse é um tipo de prótese que permite contato total do coto e facilita seu uso. Possui esse nome devido à capacidade de apoio do peso sobre o tendão patelar e parece constituir a melhor prótese para esse nível de amputação no momento. Entretanto, esse tipo de prótese apresenta limitação quanto ao andar, uma vez que não permite mobilidade no tornozelo, tornando o andar manco.

A idéia do trabalho foi estudar uma forma de se avaliar a eficiência de uma prótese, comparando a marcha de sujeitos amputados e de não-amputados. Os esforços (torques e forças) foram escolhidos como parâmetros para os dois grupos de sujeitos.

Assim, foi concebida a idéia de formular um modelo do aparelho locomotor humano e estudá-lo pelo método de Kane (KANE; LEVINSON, 1985), como uma ferramenta de modelagem para se obter valores de torques e forças nas juntas, o que possibilita a comparação dos torques e forças atuantes nos segmentos de indivíduos amputados e de não-amputados.

Para realizar a comparação dos torques e forças, na marcha, é fundamental o estudo da marcha humana quanto à investigação da cinemática de segmentos do corpo humano, ou seja, da harmonia do movimento (ZANCHI; PAPIÉ; CICIÉ, 2000); principalmente os conceitos de biomecânica desenvolvidos por Winter (1979).

Entretanto, é preciso considerar que cada pessoa possui um conjunto peculiar de formas, o qual deve ser estudado a fim de que se possa formular um modelo matemático que se ajuste ao maior número de sujeitos possíveis.

Para se obter as equações do movimento do sistema locomotor, a metodologia analítica empregada foi o Método de Kane, escolhido devido à facilidade de sistematização e à disponibilidade de programa computacional associado ao modelo.

Para obter os dados de força e as equações do movimento para o modelo dinâmico, um conjunto com onze sujeitos não-amputados e três amputados foi submetido a uma filmagem por trinta segundos; os dados das forças verticais e horizontais no pé foram coletados enquanto eles caminhavam sobre uma plataforma de força com inclinação de oito graus, no laboratório de Biomecânica da FEG – Unesp, em Guaratinguetá.

Os dados foram coletados através de filmagem digital e também do equipamento *EMG System*, durante a marcha dos sujeitos sobre a plataforma de força. Essas ferramentas foram utilizadas devido à fácil aplicação e custo acessível para a realização desta pesquisa.

Os resultados esperados neste trabalho foram as comparações dos torques e forças no quadril e joelho dos amputados e não-amputados e a análise estatística não-paramétrica para a pequena amostra dos dois grupos de sujeitos. Para obtenção dos resultados, foi proposta uma alteração no modelo antropométrico de Winter, criando-se um novo modelo. Além disso, construiu-se uma plataforma de força para obtenção dos dados simultaneamente com a aquisição das imagens. Assim, os processos citados acima foram elaborados para auxiliar nas análises clínicas dos amputados, sendo importante e de grande contribuição para os parâmetros de estudos de novos projetos, na medida em que pode colaborar com dados para minimizar os impactos que envolvam forças e torques em amputados no membro inferior.

1.1 OBJETIVO DO TRABALHO

Este trabalho tem como objetivo obter e comparar os torques e forças atuantes no quadril e no joelho de sujeitos amputados e de sujeitos não-amputados durante uma caminhada sobre uma plataforma de força acoplada a uma esteira ergométrica por um período de trinta segundos.

1.2 ESTRUTURA DA TESE

O trabalho foi desenvolvido com a seguinte estrutura de capítulos:

O capítulo 1 apresenta o posicionamento do problema da marcha em relação ao amputado e ao não-amputado, a relevância da investigação, a explicitação dos objetivos, e a estruturação geral do trabalho.

O capítulo 2 constitui-se de revisão bibliográfica inserida no contexto específico do trabalho quanto à marcha humana, apoiada nos princípios fundamentais da biomecânica da locomoção, na análise dinâmica dos sistemas de corpos rígidos e no método de Kane para o estudo desses sistemas de corpos.

No capítulo 3, fez-se a descrição metodológica da presente investigação, incluindo o delineamento da pesquisa e a composição da amostra; descreveu-se o dispositivo desenvolvido, definiu-se o protocolo experimental de análise e da metodologia para o tratamento matemático e estatístico dos dados.

Já, no capítulo 4, encontram-se a apresentação e a discussão dos resultados obtidos para torques e forças com onze sujeitos não-amputados e três amputados.

E, finalmente, no capítulo 5, expõem-se as conclusões pertinentes, voltadas à proposta e à concepção do presente trabalho.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Para entender a marcha de um amputado torna-se necessário, primeiramente, entender a marcha normal, pois há um padrão geral com a qual a marcha de um paciente possa ser comparada. Entretanto, existem dois fatores que precisam ser levados em consideração. O primeiro cobre ambos os sexos, uma gama extensiva de idades, de forma que um padrão normal apropriado precisa ser escolhido para o indivíduo a ser estudado. Por exemplo, se o resultado de um paciente feminino ancião for comparado com dados normais obtidos de ajustes físicos feitos em homens jovens, haverá grandes diferenças, porém considerando que a comparação com dados normais de outras mulheres anciãs pode mostrar a marcha de pacientes, dentro de limites normais, que são apropriados ao sexo e à idade. O segundo fator mostra que, embora a marcha de um paciente difira de algum modo do normal, não significa que seja inadequada, ou que deveria haver esforço para transformá-la em uma marcha normal. Daí a importância de entender a marcha normal e a terminologia utilizada para descrevê-la, antes de se analisar a marcha patológica. Portanto, deve-se primeiro apresentar uma revisão histórica, seguida de uma avaliação do ciclo de marcha, antes de se estudar em detalhes como as diferentes partes do sistema locomotor são utilizadas enquanto se caminha.

2.1 O ANDAR

O andar é definido como um simples método de locomoção, que envolve o uso das duas pernas, alternadamente, para prover apoio e propulsão (PERRY, 2005a).

David (2001), considera o andar como uma das principais habilidades do indivíduo. Diz, ainda, que, apesar de sua complexidade, ele se caracteriza por movimentos suaves, regulares e repetitivos e com surpreendente eficiência.

Dessa forma, andar envolve a mudança na posição do corpo de membros, no espaço e no tempo por meio da ativação recíproca da musculatura, em coordenação

com múltiplas articulações. Sua unidade fundamental, o ciclo do andar, é definida como uma seqüência de eventos que começa com a perna direita ou esquerda e continua até que o evento seja repetido sobre a mesma perna (DAVID, 2001).

Apesar de ser o mais descrito e analisado de todos os movimentos humanos, a compreensão dos mecanismos biomecânicos e de controle motor envolvidos na marcha humana é bastante limitada, segundo Winter (1991), provavelmente pela complexidade e número de variáveis envolvidas.

De acordo com Winter (1991), Baumann (1995) e Amadio (1997), os métodos de medição em biomecânica são a antropometria, a cinemática, a dinamometria e a eletromiografia.

A Figura 2.1 ilustra a inter-relação entre os métodos de medição e suas aplicações.

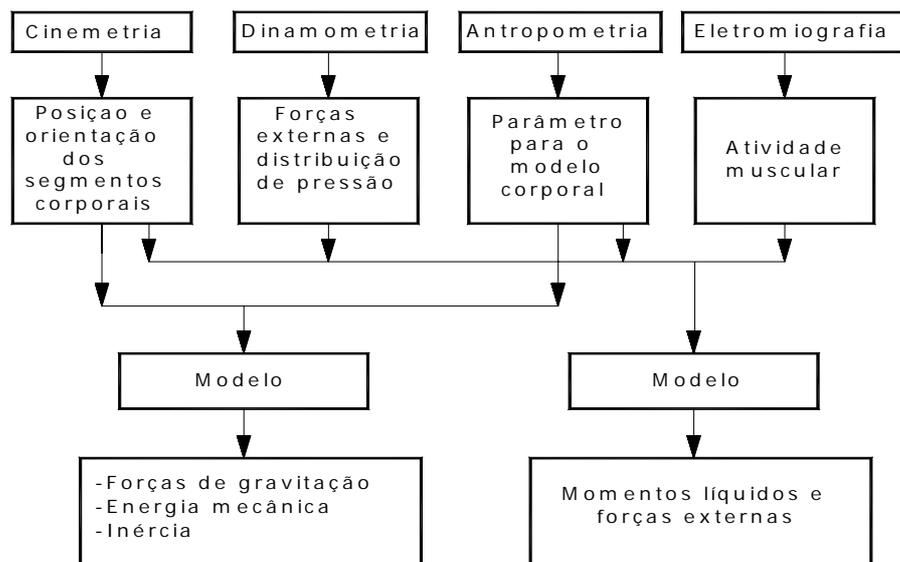


Figura 2.1 – Áreas para a análise biomecânica do movimento humano (BAUMANN, 1995)

Segundo Baker (2007), o primeiro estudo sobre biomecânica foi de Aristóteles, no período de 384 a 322 AC. A partir daí, muitos estudiosos trabalharam para a evolução da teoria do movimento humano e animal. Neste trabalho, cita-se Giovanni Borelli (1608–1679), haja vista ter sido o primeiro a concluir que as forças dentro dos tendões e músculos são consideravelmente maiores que as cargas externamente aplicadas (Biomecânica de tendões e músculos).

Vários trabalhos foram publicados no período de 1709 até 1891, mas foram os irmãos Weber que, em 1836, sintetizaram a anatomia e mecânica da marcha. Além disso, não se deve esquecer que um dos principais trabalhos sobre o movimento humano foi de Jules Etienne Marey (1830–1904), publicado em Paris. Na época tratava-se de um moderno trabalho de análise de marcha, embora não limitado somente ao movimento humano; incluía medidas de força. Realizou também um trabalho sobre marcha, em colaboração com seu então aluno, o estudante Gaston Carlet (1849–1892). Carlet desenvolveu um sapato com três transdutores de pressão construídos na sola e registrou as forças mostradas no chão pelo pé, utilizando várias técnicas experimentais. A tese de Carlet, publicada em 1872, relatou uma descrição sucinta do ciclo de marcha humana normal, estudo considerado essencialmente preciso (BAKER, 2007).

Já Muybridge fez a fotografia do movimento e Jules Amars foi o responsável pela construção pneumática da plataforma de força. Por sua vez, Elftman (1966) desenvolveu ambas as práticas de medir a reação de chão e a distribuição de pressão debaixo do pé e a análise teórica das forças, momento e energia na mudança da perna durante o caminhar. A partir de Elftman, todos os estudos sobre a marcha passaram a analisar as reações do solo com o auxílio de computadores e máquinas de filmagens (BAKER, 2007).

Para descrever as características típicas do padrão do andar, torna-se necessária a normalização dos dados, pois fatores antropométricos, como a estatura, comprimento dos membros inferiores e massa corporal, alteram o valor absoluto das variáveis estudadas.

Como o andar envolve a atividade integrada de vários músculos que atuam sobre várias articulações, e devido à sinergia e natureza antagonista de muitos músculos, é

possível adquirir um mesmo movimento, como o medido por meio da cinemática, que envolve diferentes combinações de padrões musculares. Em muitos casos, na presença de lesões e deformidades que dificultam o movimento, o indivíduo incorpora adaptações que são facilmente confundidas com problemas primários. Assim, diferenciar mecanismos de compensação e causas não é tarefa fácil. (WHITTLE, 1996).

2.2 CICLO DE MARCHA

O ciclo da marcha define-se como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos do caminhar, embora qualquer evento possa ser escolhido para definir o ciclo da marcha. Normalmente, é conveniente usar o momento no qual se dá o contato com o chão (contato inicial). Se for decidido começar com o pé direito, então o ciclo durará até que o pé direito tenha contato com o chão novamente (passada). O pé esquerdo passa pela mesma série de eventos do pé direito. Assim, a fase de apoio pode ser representada pela seqüência:

1. Contato Inicial – Instante em que o calcanhar do pé direito entra em contato com o solo (Figura 2.2).

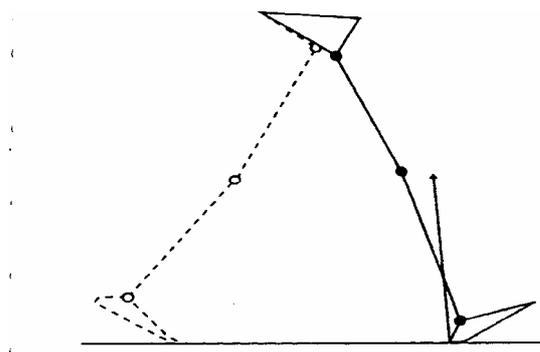


Figura 2.2 – Contato Inicial (WHITTLE, 1996)

2. Resposta à carga – Momento em que ocorre a resposta ao carregamento, como mostra a Figura 2.3.

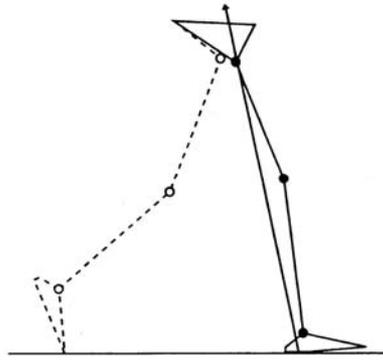


Figura 2.3 – Dedos do pé oposto fora do chão (WHITTLE, 1996)

3. Elevação do calcanhar – Instante em que ocorre a mudança da perna esquerda (Figura 2.4).

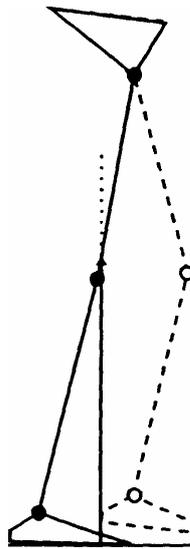


Figura 2.4 – Elevação do calcanhar (WHITTLE, 1996)

4. Apoio terminal – Impulso executado pelo pé direito, para início da mudança de passo (Figura 2.5).

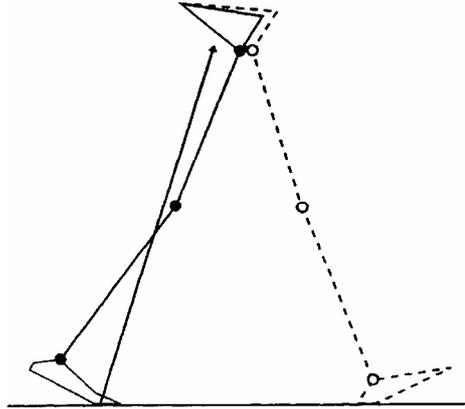


Figura 2.5 – Contato inicial do pé oposto (WHITTLE, 1996)

5. Pré-balanço – Término da fase de apoio, quando o pé direito começa a deslocar para haver a mudança de passo (Figura 2.6).

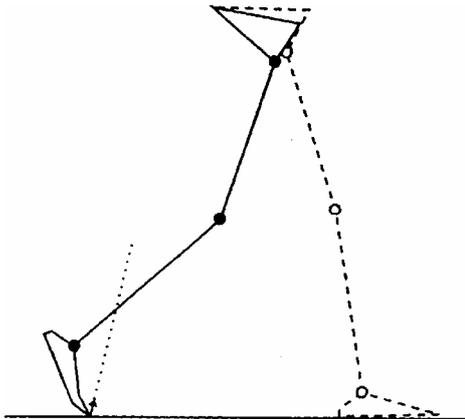


Figura 2.6 – Fase de início do pré-balanço (WHITTLE, 1996)

A fase de balanço pode ser representada pela seguinte seqüência:

1. Balanço Médio – Fase de apoio sobre a perna esquerda enquanto a direita encontra-se em balanço (Figura 2.7).

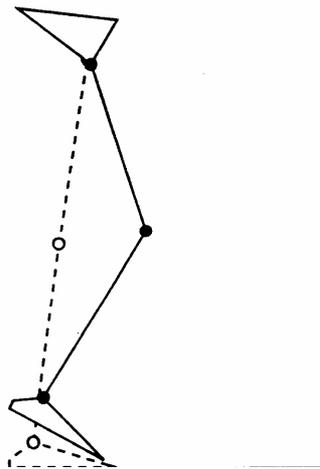


Figura 2.7 – Pé direito em balanço (WHITTLE, 1996)

2. Balanço terminal – Estágio final do balanço da perna direita, fechando-se o ciclo da marcha (Figura 2.8).

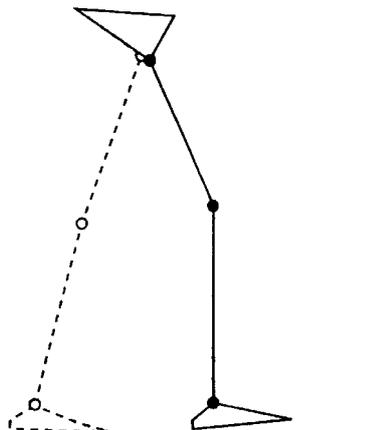


Figura 2.8 – Final de balanço do pé direito (WHITTLE, 1996)

A duração completa do ciclo da marcha é também conhecida como o tempo do ciclo, que é dividido em fase de apoio e em fase de balanço. A partir dos sete movimentos ilustrados acima, subdivide-se o ciclo da marcha em sete períodos: quatro ocorrem na fase de apoio, quando o pé está no chão; e três na fase de balanço, quando o pé está avançando pelo ar (Figura 2.9). A fase de apoio começa como contato inicial e se estende até a fase pré-balanço. Já a fase de balanço dura desde a fase de pré-balanço até o próximo contato inicial.

A Figura 2.10 mostra o gráfico utilizado para identificar os principais eventos ocorridos durante o ciclo da marcha, que representa todas as suas posições, inicializando e terminando com a perna direita.

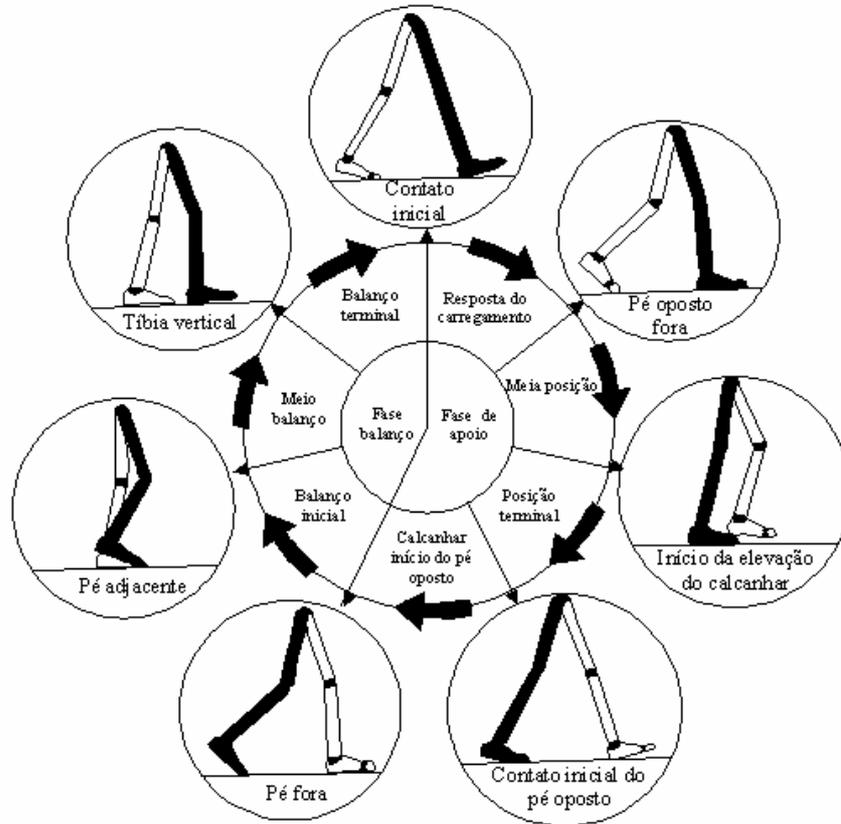


Figura 2.9 – Posições das pernas durante um único ciclo de marcha iniciado pela perna direita (sombreado). (WHITTLE, 1996)

A Figura 2.10 ilustra o ciclo da marcha, que mostra uma passada completa.

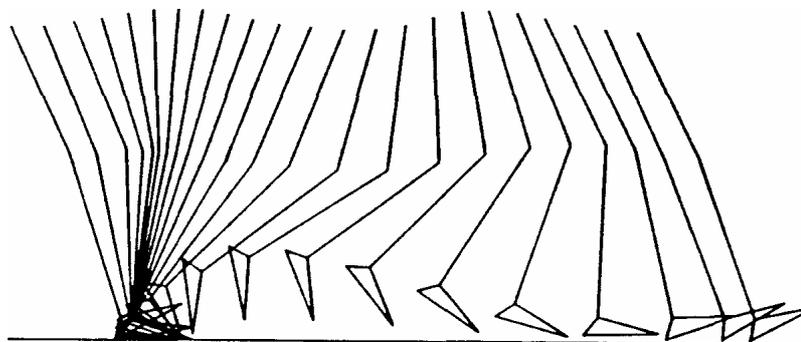


Figura 2.10 – Posição da perna direita no plano sagital durante um único ciclo de marcha (WHITTLE, 1996)

2.2.1 Análise dos movimentos no quadril e joelho

Para Perry (2005c), o quadril desloca-se por meio de dois movimentos durante a marcha normal: em extensão durante a fase de apoio; e em flexão na fase do balanço. A mudança de movimento de um sentido para outro é gradual, ocupando toda uma fase da marcha para cada mudança de direção.

O movimento no quadril em sua amplitude normal possui um arco médio de 40° , embora essa definição dos limites do movimento varie de acordo com a técnica de registro utilizada.

Para descrever o movimento no plano sagital do quadril, a Figura 2.11 ilustra que, no contato inicial, o quadril está fletido com, aproximadamente, 20 graus a partir da vertical. Durante a resposta à carga, a posição da coxa é relativamente estável, perdendo 2 graus ou 3 graus de flexão. Com o início do apoio médio, o quadril estende-se progressivamente. Continuando na mesma velocidade no apoio terminal, a coxa alcança o alinhamento neutro no ciclo de marcha. A coxa então assume uma postura alinhada posteriormente com um pico de extensão do quadril (20 graus). Durante o pré-balanço, o quadril inverte sua direção de movimento e começa a fletir. Uma posição neutra do quadril (0 grau) é alcançada no final do período de apoio, enquanto a coxa ainda mostra alguns graus de extensão. O movimento continua em flexão durante as duas primeiras fases do balanço. Durante o balanço inicial, o quadril alcança uma grande porção de sua amplitude de flexão com a coxa a 15 graus. Na posição final, a coxa está fletida a 25 graus e é mantida dentro de uma variação de 5 graus durante o balanço terminal. A Figura 2.11 mostra a amplitude de movimento do quadril.

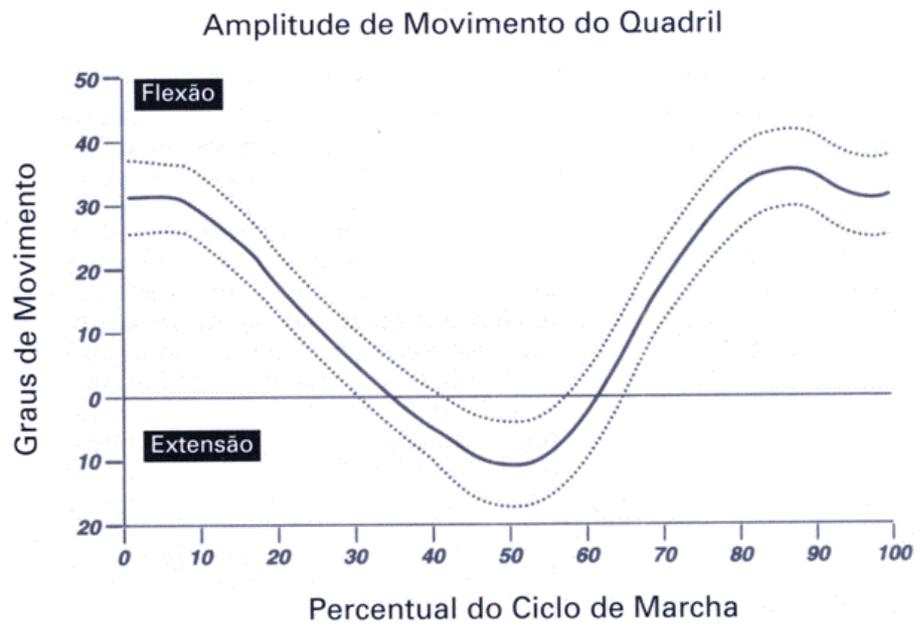


Figura 2.11 – Movimento do quadril no plano sagital (PERRY, 2005c)

No padrão de marcha normal, o torque no quadril suporta o peso da parte superior do sujeito durante a marcha. O maior torque fletor inicia no contato inicial na fase de apoio e vem rapidamente diminuindo, atravessando a linha zero para se tornar um torque extensor no final do apoio médio, como pode ser visto nas Figuras 2.12 e 2.13.

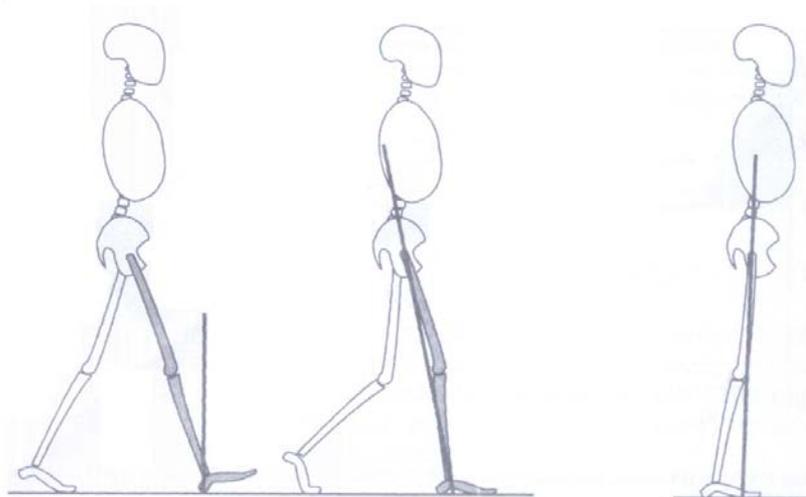


Figura 2.12 – Alinhamentos das forças em relação ao quadril (PERRY, 2005c)

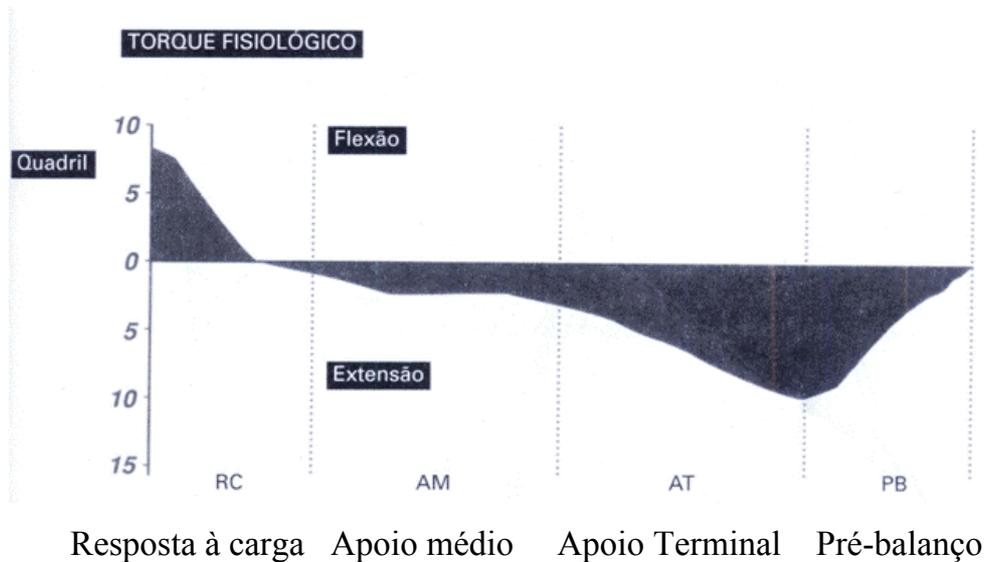


Figura 2.13 – Torque no quadril (PERRY, 2005c)

O joelho é a maior junta do corpo, no formato de uma dobradiça modificada, cuja principal função é a flexão. Além da flexão e da ação de extensão da perna no plano sagital, o joelho também permite uma rotação externa, e suporta grandes cargas. Além disso, é um componente essencial do sistema de acoplamento para locomoção humana e é extremamente vulnerável a danos (OZKAYA; NORDIN, 1999).

O joelho é também um dos principais elementos na marcha normal, responsável pela estabilidade e pela mobilidade no caminhar (PERRY, 2005a).

Já o movimento do joelho em graus tem o seguinte comportamento: no contato inicial, está fletido em torno de aproximadamente 5 graus; em seguida, o joelho flete rapidamente durante a fase de resposta à carga. Nesse instante, a flexão quase se iguala àquela que ocorre no balanço. Com o início do apoio simples, o joelho completa sua flexão na fase de apoio. Durante o restante do apoio médio, o joelho estende-se gradualmente chegando à flexão mínima, algumas vezes chegando à hiperextensão de aproximadamente 2 graus e persiste por um curto período de tempo antes que o joelho comece a fletir novamente; a segunda onda de flexão começa no final do apoio terminal chegando próximo de 50 graus no final da fase de pré-balanço, começando nesse instante a estender, até que se inicie um novo ciclo da marcha, como ilustra a Figura 2.14.

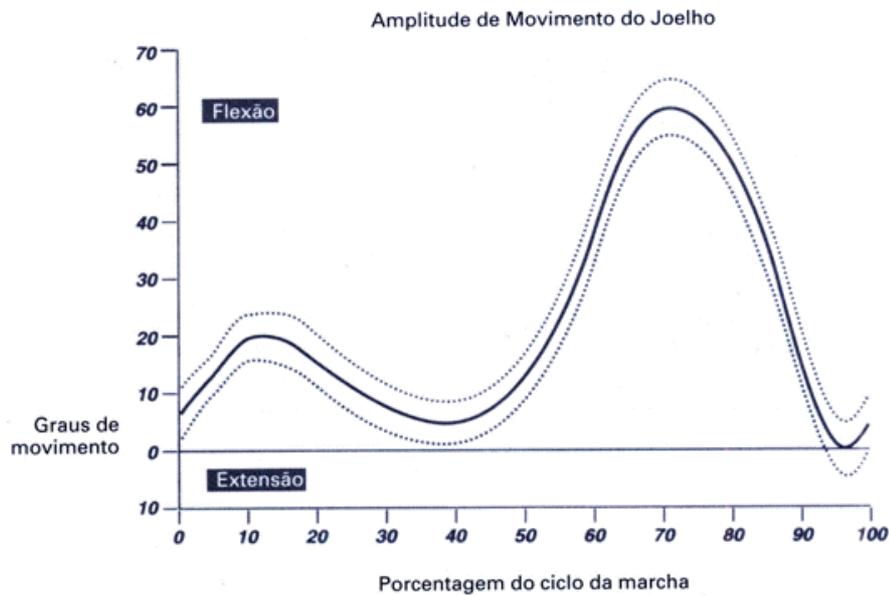


Figura 2.14 – Movimento do joelho no plano sagital (PERRY, 2005c)

O torque no joelho durante o ciclo de marcha tem quatro padrões, na seqüência flexões e extensões, de acordo com a Figura 2.15.

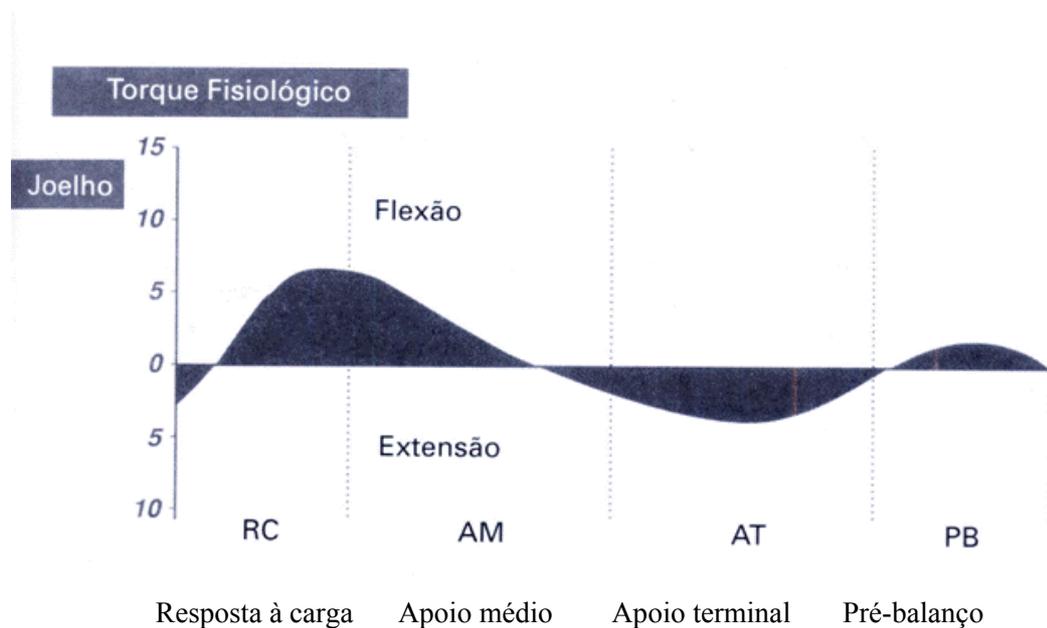


Figura 2.15 – Torque no joelho no plano sagital (PERRY, 2005c)

O impulso inicial do contato com o solo cria um vetor força vertical. A partir do ponto de contato com o solo, o vetor força está anterior ao joelho

(Figura 2.16). Isso promove um torque momentâneo durante a fase inicial do ciclo de marcha. Conforme o peso do corpo passa para o membro durante a fase de resposta à carga, o vetor, rapidamente, alinha-se com a fonte da força de reação do solo. Com o início do apoio simples, a relação entre a massa corporal e o membro de suporte começa a mudar (invertendo a direção do vetor). O efeito é um declínio progressivo no torque do joelho. Na metade do apoio médio, o torque é nulo. Além disso, o avanço da massa corporal sobre o pé de apoio move o vetor anterior ao joelho. Um torque extensor é gerado e aumenta progressivamente até a metade do apoio terminal. No pré-balanço, o vetor move-se novamente para posterior ao joelho, gerando um torque flexor.

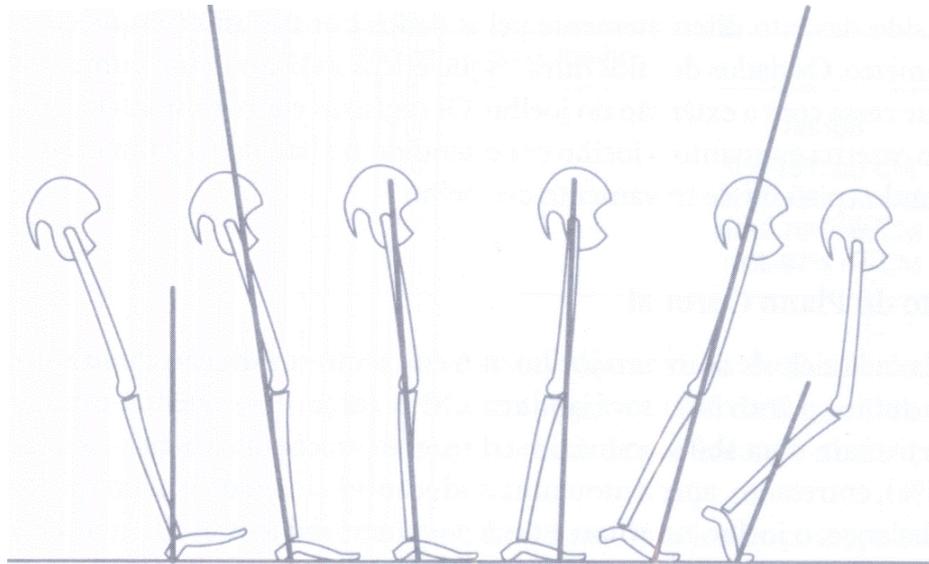


Figura 2.16 – Alinhamentos dos vetores em relação ao joelho (PERRY, 2005c)

Embora as Figuras de 2.11 até 2.16 mostrem o padrão típico do ciclo da marcha, ele não pode ser considerado como o único possível; isto se aplica particularmente ao uso dos músculos, de forma que duas pessoas podem caminhar com o mesmo padrão de marcha normal, mas usando combinações musculares diferentes. O padrão de uso dos músculos não só varia de um sujeito a outro, mas também com a fadiga e com a velocidade da marcha, em uma única pessoa (NORDIN; FRANKEL, 2003 e PERRY, 2005c).

2.3 FORÇAS ATUANTES NO JOELHO

De acordo com Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997), as forças que ocorrem nos músculos e entre as superfícies articulares, usualmente, não podem ser medidas diretamente no paciente vivo. Esta informação pode ser obtida indiretamente pelo uso de fórmulas de equilíbrio, composição e resolução de forças, bem como pelas leituras feitas em equipamentos transdutores de força externamente ao joelho.

O peso corporal, durante a marcha, na fase de contato inicial, pode ser amplificado, segundo Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997), como sendo em até seis vezes o seu valor no começo da fase de apoio em uma só perna. Durante a fase de apoio, as forças de compressão diminuem para se igualar ao peso corporal e, a seguir, sobem para 4 vezes o peso corporal ao fim do apoio em uma perna. Na fase de balanço, a compressão sobre as superfícies articulares é menor do que o peso corporal.

Anormalidades que alterem o torque causam movimento da força articular central medial ou lateralmente, com distribuição desigual das forças de compressão. À medida que ocorre um ganho de peso, aumenta a distribuição assimétrica das pressões. Com o tempo, essas forças anormais podem levar a uma deformidade nos joelhos, tais como adelgaçamento, destruição cartilaginosa do menisco e osteoartrite, entre outros (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

Quando o joelho está em extensão, a força resultante sobre a patela é pequena, porque as forças do tendão de ligamento estão quase em linha reta. Mas, quando o joelho é flexionado, a força resultante torna-se grande e pode facilmente exceder à força do músculo, conforme mostra a Figura 2.17 (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

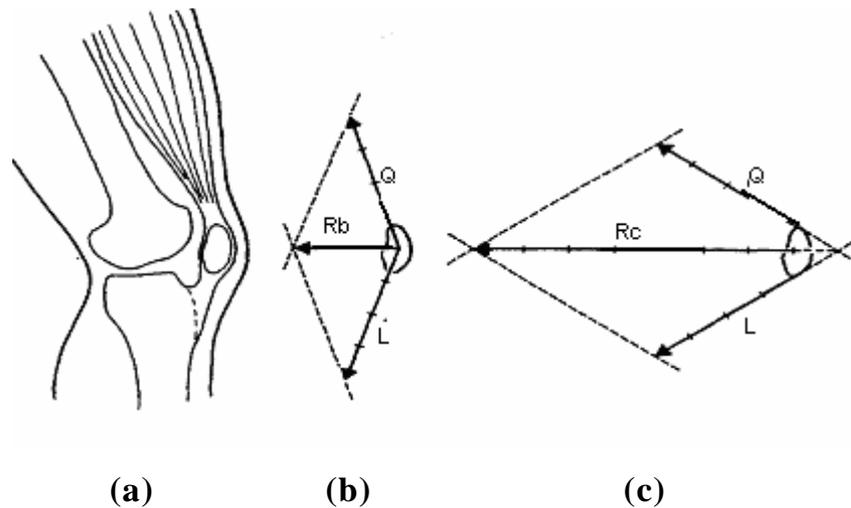


Figura 2.17 – Forças de compressão na articulação. (a) Vista lateral da articulação (b) Composição das forças durante uma flexão leve do joelho e (c) quando em flexão acentuada

A figura 2.17 que com uma força semelhante em Q , observa-se que R aumenta com o ângulo da articulação ($R_c > R_b$) (SMITH; WEISS; LEHMKUHL, 1997).

2.4 MARCHA COM PRÓTESE

A marcha é o meio natural do corpo para se deslocar de um local para outro e o meio mais conveniente de percorrer curtas distâncias. Essa versatilidade funcional permite que os membros inferiores se acomodem prontamente a degraus, mudanças de superfície e obstáculos no percurso. A conservação de energia é a melhor possível quando ocorre um padrão normal da marcha. A marcha patológica pode alterar a mobilidade; assim, os pacientes apresentam reações compensatórias de segmentos adjacentes. Desse modo, o padrão de marcha resultante é uma mistura de movimentos normais e anormais, o que aumenta o gasto energético que compromete a marcha.

Kuhn (1997) apresenta várias causas para as anormalidades da marcha, dentre elas a poliomielite, a amputação, o acidente vascular, a lesão medular, o trauma crânio-encefálico, a paralisia cerebral, a artrite reumática.

2.4.1 Amputação abaixo do joelho

As amputações causam uma perda da mobilidade normal da articulação, do controle muscular direto, particularmente da consciência precisa do contato do pé com o solo. Embora haja progresso no desenvolvimento das próteses projetadas para a superação desses *déficits*, nada ainda substitui a marcha normal.

Logo, uma prótese abaixo do joelho oferece potencial para uma ótima função, uma vez que o paciente tenha conservado o controle normal do joelho e do quadril para que a prótese possa incorporar uma resposta elástica e dinâmica dos pés. Embora os pés protéticos tenham um calcanhar acolchoado para reduzir os impactos da carga, este não substitui o rolamento do calcanhar pela flexão plantar simulado pelo tornozelo, como ilustra a Figura 2.18 (PERRY, 2005b).

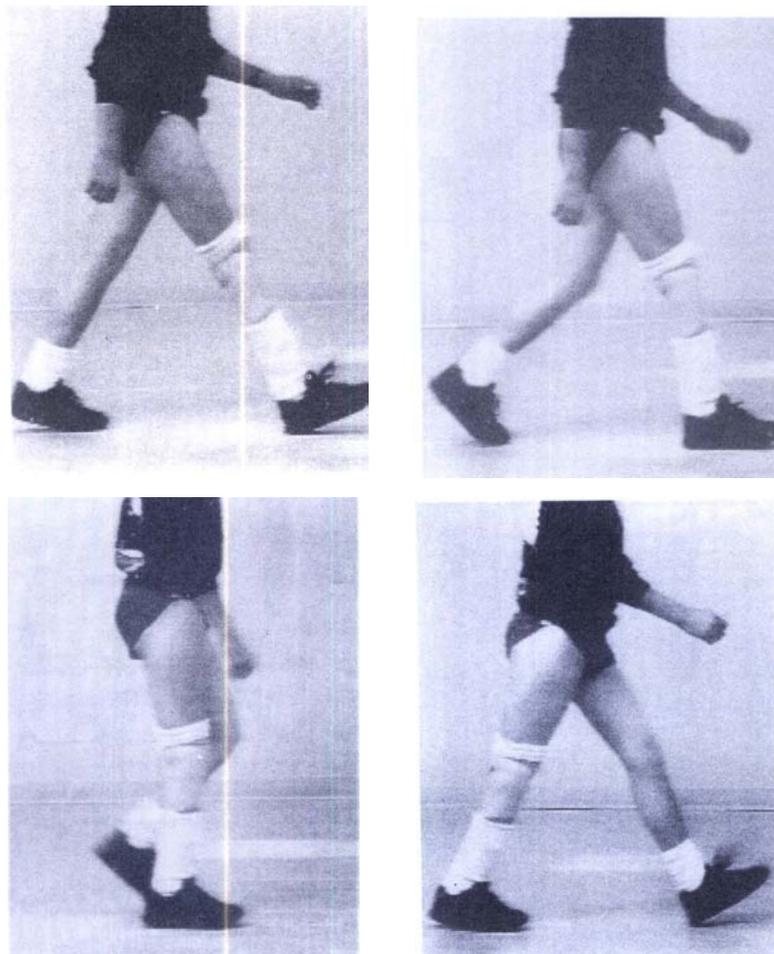


Figura 2.18 – Marcha do amputado abaixo do joelho (PERRY, 2005b)

A análise do movimento de um sujeito amputado é ilustrada por uma linha mais fina, sendo que a linha mais grossa faz a representação da marcha normal. O padrão normal da marcha em relação à junta do quadril aproximou-se da curva dos amputados, mas apresenta diferenças entre as curvas dos amputados e dos não-amputados em relação às juntas do joelho e tornozelo, como pode ser visto na Figura 2.19.

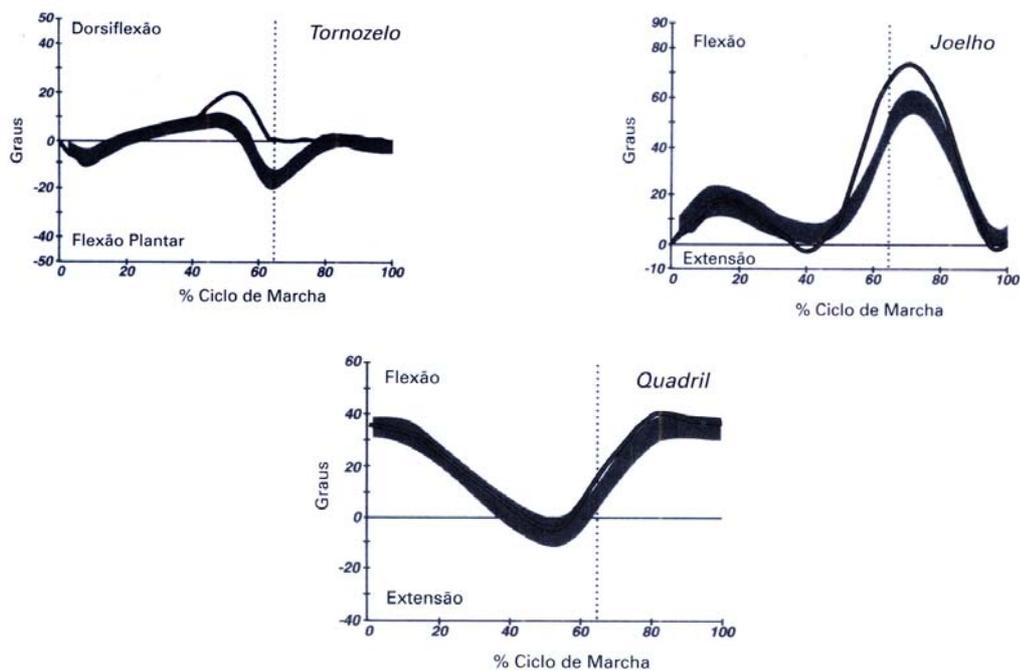


Figura 2.19 – Ciclo de marcha do amputado (PERRY, 2005b)

2.5 TRABALHOS RELEVANTES EM AMPUTADOS

Elftman (1966), Waters e Mulroy (1991) afirmam que a marcha humana desenvolve-se buscando despende o mínimo de energia fisiológica; isto se dá por meio da oscilação simétrica entre membros, a fim de se manter o equilíbrio de forças, com uma baixa amplitude de deslocamentos do centro de gravidade da cabeça, braços e tronco nas posições vertical e lateral, o que conserva ambas as energias – cinética e potencial –, que consiste no princípio da conservação de energia biológica. Outro fator relevante em termos de gastos de energia é

mencionado por Waters e Mulroy (1991), que salientam que, quanto mais elevada é a altura da amputação, maior é o consumo energético, o que se traduz como uma necessidade de se desenvolver maiores forças, durante o caminhar, devido à falta de simetria dos membros envolvidos na marcha.

De acordo com Hill *et al.* (1997), o sistema nervoso central controla a elevação do membro, em amputados abaixo do joelho, por meio da dinâmica entre os membros. Ele utiliza estratégias alternativas, influenciadas pelas limitações da faixa dinâmica de movimento e modificadas para minimizar a instabilidade das próteses e o desconforto do membro residual, o que acaba causando a necessidade de outros artifícios sensoriais desenvolvidos pelos indivíduos amputados.

Donker e Beek, em 2002, no seu artigo intitulado *Coordenação entre membros no caminhar com prótese: efeitos de assimetria e velocidade de marcha*, discutem que as propriedades físicas da perna protética deveriam se aproximar das propriedades físicas da perna normal, para criar uma ótima simetria entre as pernas. Esse trabalho relata que, devido à assimetria provocada pela prótese, o amputado sofre uma redução da estabilidade da coordenação entre membros. Entretanto, a estabilidade de coordenação melhora com o aumento de velocidade em ambos os grupos (amputados e não-amputados). O trabalho afirma ainda que a coordenação de frequência de relação 2:1 entre movimento de braço e perna geralmente é observada em pessoas saudáveis em baixas velocidades; encontram-se ausentes nas marchas em sujeitos com próteses.

A população de amputados é muito diversa quanto à causa da amputação e às suas características anatômicas, o que torna, portanto, as pesquisas nesta área muito amplas. Também devido a esta diversidade, devem-se estudar as propriedades funcionais do caminhar protético, como a estabilidade e a adaptabilidade.

Considerando todos esses problemas de locomoção, espera-se que a assimetria sobre a prótese abaixo do joelho seja acompanhada da redução da estabilidade e da coordenação dos movimentos das pernas, pois, em estudos anteriores sobre locomoção, pela perspectiva da teoria dinâmica de sistema (TDS), demonstrou-se que a estabilidade da coordenação dos movimentos entre as pernas aumenta com a velocidade da marcha.

Já Prentice *et al.* (2004) afirmam que a mudança de posição entre a marcha em superfícies planas e na transição entre esta e as superfícies inclinadas apresenta pequenas mudanças de inclinação do tronco, quadris e membros inferiores; entretanto o sistema nervoso central, concomitantemente com os membros, está tão habilitado a gerenciar essas adequações, apenas com mudanças sutis em termos de magnitude e tempo das ações musculares, que as alterações de trajetórias entre 6° e 12°, com ênfase entre 6° e 9°, não apresentam alterações substanciais de esforços e ângulos entre si.

Haddad *et al.* (2006) propuseram um trabalho para averiguação das interações e adaptações entre os membros e no próprio membro, em resposta ao aumento de assimetria entre as extremidades inferiores durante a marcha; e, em resposta a cargas unilaterais aplicadas à perna, concluíram que o sistema locomotor pode ser capaz de alterar a coordenação entre membros, individualmente, de modo a adaptar-se às mudanças como uma resposta a um eventual dano.

Traballesi *et al.* (2007) referem a um gasto de energia bem maior em indivíduos que são submetidos a esteiras do que naqueles que caminham sobre plano horizontal. Desenvolveram, a partir daí, um experimento que, por meio da análise de gases, determinou aumento considerável do consumo de oxigênio em indivíduos com próteses, quando colocados a andar sobre esteiras.

Tae Soo Bae *et al.* (2007), em seu estudo sobre a análise dinâmica da marcha de amputados acima do joelho para a caminhada no plano horizontal, utilizaram como parâmetro a diferença estatística entre os grupos de não-amputados e de amputados. Desse modo, eles comprovaram que não há diferenças acentuadas entre as forças nos dois grupos, como também todos os parâmetros cinemáticos ocorridos durante a subida em escada não apresentaram diferença significativa, excluindo-se a inclinação pélvica.

Fang *et al.* (2007) mencionam que, atualmente, o alinhamento das próteses é um processo de tentativa e erro, o que consome muito tempo, tem caráter subjetivo e é sujeito à confiabilidade do profissional que desenvolveu o produto.

Afirmam ainda que o padrão usado para o ciclo da marcha é começar com o toque do calcanhar do membro amputado e terminar com o mesmo membro amputado. Fang *et al.* também relatam que o mau alinhamento pode afetar enormemente as forças dos músculos devido à aplicação de maiores torques nas juntas.

Conforme citam Zanchi, Papié e Cecié (2000), a apresentação cinemática das juntas da locomoção humana utiliza quadros fase a fase, fornece maiores informações sobre a cinemática das juntas e também dá mais precisão na estimativa da qualidade da marcha; outrossim, as pequenas amostras localizadas são de grande valia pelo fato de não existir ainda nenhuma disponibilidade referente à base de dados global de marchas devido a problemas de padronização dos equipamentos de medida e também à existência de inevitáveis diferenças entre grupos populacionais.

Logo, somente com a combinação de dados cinemáticos e cinéticos, mais os dados antropométricos, podem-se estimar os valores de forças e torques articulares, potência e energia, e obter mais informações sobre as causas do movimento observado. As forças e torques internos estão intimamente relacionados com as cargas mecânicas exercidas sobre o aparelho locomotor; sendo assim, o seu conhecimento auxilia na compreensão dos diversos mecanismos de funcionamento do sistema neuro-músculo-esquelético (SUTHERLAND; KAUFMANN, 1996 *apud* DAVID; AVILA, 2001).

Apesar de ter sido realizada uma ampla pesquisa bibliográfica nos principais periódicos relacionados ao assunto desta tese, não foi possível localizar trabalhos publicados na área de biomecânica que façam comparações entre os torques e forças atuantes em sujeitos amputados e não-amputados em uma esteira mecânica.

2.6 CINEMÁTICA APLICADA À BIOMECÂNICA

Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997) apresentam a cinemática como a ciência do movimento dos corpos no espaço, incluindo-se o movimento de um único ponto no corpo e a posição de vários segmentos. Assim, a cinemática é normalmente utilizada no sistema de coordenadas retangulares para descrever a posição do corpo no espaço.

A cinesiologia, como estudo do movimento, desenvolveu-se a partir dos questionamentos dos seres humanos quanto ao movimento animal: Como voam as aves? Como caminha uma pessoa? Quais são os limites da força muscular? Da busca de respostas a estas questões, surgiu a ciência do movimento, que combinou teorias e princípios da Anatomia, Antropologia e Mecânica. Assim, surgiu a Biomecânica, ou seja, a aplicação da mecânica ao corpo humano vivo.

Smith, Weiss e Lehmkuhl (1997) afirmam, ainda, que o sistema de coordenadas retangulares tridimensionais pode ser utilizado para descrever as relações anatômicas do corpo. Ele é representado por três planos imaginários, os quais são utilizados conforme mostra a Figura 2.20, a saber:

- Plano sagital: é vertical e divide o corpo em lados direito e esquerdo, consiste na vista lateral do corpo (plano sagital médio ou XY);
- Plano frontal: divide o corpo em frente e trás (plano coronal ou YZ);
- Plano transversal: divide o corpo em parte superior e inferior (plano transverso ou XZ).

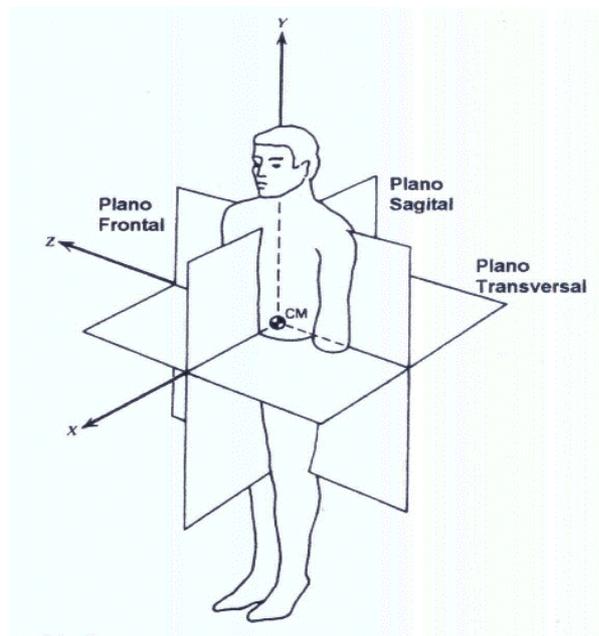


Figura 2.20 – Sistemas de coordenadas tridimensionais (MARTIN, 2002)

2.6.1 Plataformas de forças

A utilização da plataforma de forças contribuiu muito para o estudo científico da marcha e é considerada como equipamento padrão em laboratórios de marcha. Ela mede a direção e a magnitude da força de reação do chão, sob o pé. (AMAR, 1924; EIFTMAN, 1939, *apud* WINTER, 1979).

A força mais comum que age no corpo é a força de reação do solo no pé, pelo fato de ser constituída de um componente vertical e de duas componentes horizontais, atuando ao longo da superfície da placa de força. Assim, o pé é apoiado em cima da superfície, com diferentes áreas de pressões em cada parte. Mesmo que essas pressões individuais fossem conhecidas em cada parte do pé, ainda assim o problema para calcular o efeito da força persistiria, pois a pressão muda com o tempo (WINTER, 1979).

Distribuições de pressões instantâneas foram interpretadas pela primeira vez por Elftman (1966), que usou um princípio similar com uma esteira de borracha acoplada a uma plataforma de vidro, cuja superfície superior da esteira era lisa e cuja superfície inferior apresentava projeções piramidais. Quando o sujeito caminhava sobre a esteira, a deformação dos ápices das pirâmides contra o vidro era fotografada e fornecia uma medida da carga carregada pelo pé, em diferentes fases, durante o ciclo da caminhada.

Stokes, Stott e Hutton (1974) desenvolveram um instrumento, o qual faz uso eficiente de um sistema registrador-amplificador-transdutor de doze canais para medir a carga vertical, por meio de extensômetros. Um sistema análogo registra seletivamente as cargas máximas e as expõem na forma gráfica.

2.6.2 Força de reação do solo

Para Perry (2005c), as forças de reação do solo são iguais em intensidade e opostas na direção daquelas experimentadas pelo membro inferior. Partindo desse ponto de informação, a tensão imposta nas articulações pode ser identificada. A mensuração das forças de reação do solo (FRS) pode ser realizada por uma plataforma de força rígida suspensa sobre transdutores que medem a deformação dos mesmos.

Como geralmente os sensores são dispostos em ângulos retos, as forças de carga vertical e de cisalhamento horizontal nas direções ântero-posterior e médio-lateral são medidas. Por meio do processamento desses dados, os centros de pressão e os vetores de força de reação do solo podem ser determinados. Com a definição precisa da localização dos centros articulares, podem ser calculados os torques articulares de reação do solo.

2.6.3 Carga Vertical

O padrão normal, que utiliza as forças verticais geradas na fase de apoio em uma velocidade de marcha de aproximadamente 5 km/h, apresenta dois picos separados por um vale. Nessa velocidade de marcha, o valor dos picos é de aproximadamente 110% do peso do corpo, enquanto o do vale é de 62%. Essas forças verticais são designadas por F1, F2 e F3, em que F1 é o pico de resposta à carga, F2 é o vale do apoio médio, e F3 é o pico de apoio terminal, conforme mostra a Figura 2.21 (PERRY, 2005c).

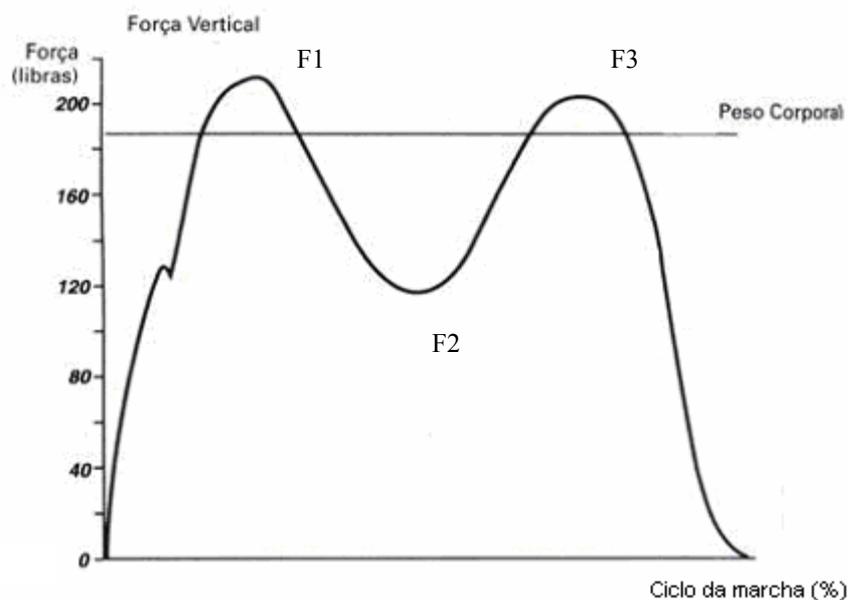


Figura 2.21 – Padrão normal das forças verticais (PERRY, 2005c)

Estas ações podem ser explicadas, matematicamente, por meio das seguintes equações:

$$F - P_s = M \cdot a \quad (2.1)$$

onde:

$$P_s = M \cdot g \quad (2.2)$$

onde:

F é a força de reação de solo medida na plataforma de força;

P_s é o peso do sujeito;

M é a massa do sujeito;

g é a constante gravitacional;

a é a aceleração vertical.

Assim,

$$F = M \cdot (g + a) \quad (2.3)$$

Como M e g são constantes, a força sobre a plataforma de força varia com a mudança da aceleração vertical. Quando $a=0$, a força é o peso do corpo; se $a>0$, a força cresce; se $a<0$, a força decresce abaixo do peso corporal. Assim, a força vertical acima e abaixo do peso do corpo é decorrente da aceleração vertical positiva ou negativa.

Conforme mostra a Figura 2.22, caminhar em velocidade mais lenta (<60m/min) reduz a força e, logo, a aceleração vertical. Inversamente, a velocidade de marcha rápida, provoca picos máximos e mínimos de forças com maior acentuação.

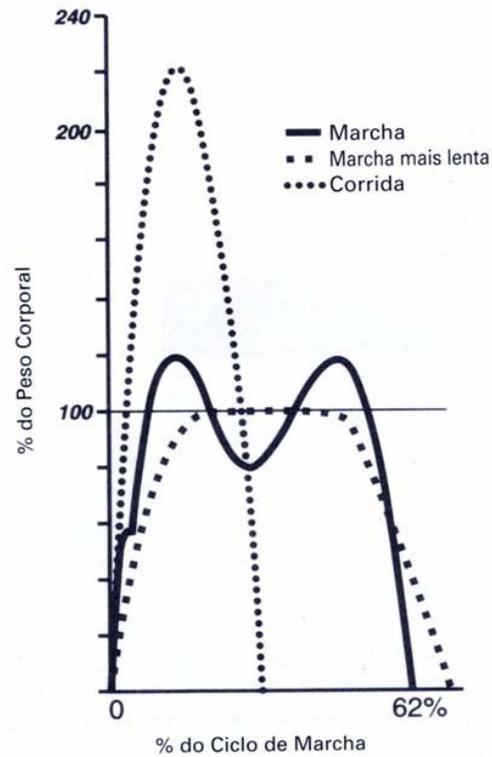


Figura 2.22 – Porcentagem do ciclo de marcha (PERRY, 2005c)

2.6.3.1 Cisalhamento Horizontal

As forças horizontais no plano ântero-posterior (AP) ocorrem quando o vetor força de reação do solo desvia-se da vertical. A magnitude das forças horizontais, comparada à carga vertical, é pequena, como vista na Figura 2.23 (PERRY, 2005c).

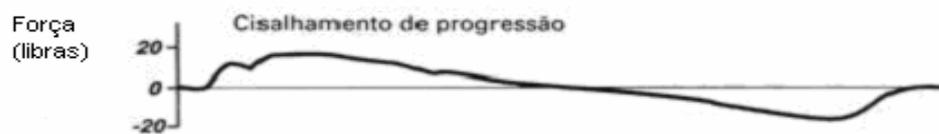


Figura 2.23 – Força de Cisalhamento (PERRY, 2005c)

2.7 O MÉTODO DE KANE PARA O ESTUDO DO SISTEMA MULTICORPOS

O método de Kane é uma técnica matemática sofisticada que permite o estudo da dinâmica de um sistema multicorpo. Ele utiliza o conceito de velocidades generalizadas, velocidades parciais, forças ativas generalizadas e forças de inércia generalizadas, as quais definem o movimento do sistema (KANE, 1985; KOMISTEK, 1997).

Neste trabalho, o método de Kane apresentado segue a notação matricial, forma adaptada por Tomazini (1997), enquanto na forma original é utilizada a notação vetorial (KANE; LEVINSON, 1985).

Dado um sistema de n partículas deslocando-se em relação a um referencial newtoniano, e sendo $\{f_i\}$ o vetor força resultante que atua na partícula P_{Ki} , de massa m_i , e associado a esta partícula um vetor força de inércia dado por $\{f_i^*\}$, que pode ser escrito como:

$$\{f_i^*\} = -m_i \{a_i\} \quad (2.4)$$

onde $\{a_i\}$ é o vetor aceleração da partícula P_{Ki} em relação ao sistema newtoniano.

Usando o princípio de D'Alembert, que define que o somatório da força aplicada mais a força de inércia tem como resultante o vetor nulo. As equações do movimento para P_{Ki} são dadas por:

$$\{f_i\} + \{f_i^*\} = \{0\} \quad (2.5)$$

onde $i=1, 2, \dots, n$

Aplicando-se para as n partículas, as equações vetoriais são escritas como mostradas na Equação 2.5.

$$\{\{f_1\}^t, \{f_2\}^t \dots \dots \{f_n\}^t\}^* + \{\{f_1^*\}^t, \{f_2^*\}^t \dots \dots \{f_n^*\}^t\}^* = 0 \quad (2.6)$$

Se as equações vetoriais forem agrupadas em um único vetor serão escritas como mostra a equação 2.7.

$$\{f\} + \{f^*\} = \{0\} \quad (2.7)$$

O vetor velocidade das partículas pode ser escrita como:

$$\{v\} = [v_p] \{u\} + \{v_t\} \quad (2.8)$$

onde os elementos da matriz $[v_p]$ são funções das coordenadas generalizadas e do tempo. A matriz $[v_p]$, que é a matriz coeficiente do vetor velocidade generalizada $\{u\}$, é conhecida como matriz velocidade parcial, velocidade esta associada à coordenada generalizada q_n isto é, velocidade associada aos ângulos de cada segmento (SILVA; AMBROSIO; PEREIRA, 1997). O vetor $\{v_t\}$ está associado também à coordenada generalizada q_n e ao tempo.

Multiplicando a Equação 2.7 por $[v_p]^t$, onde $[v_p]^t$ indica a transposta de $[v_p]$, tem-se a seguinte equação:

$$[v_p]^t \{f\} + [v_p]^t \{f^*\} = \{0\} \quad (2.9)$$

A primeira parcela da equação é denominada vetor força ativa generalizada, representada por $\{R\}$, e a segunda parcela é denominada vetor força de inércia generalizada, representada por $\{R^*\}$, conforme mostra a Equação 2.10.

$$\{R\} = [v_p]^t \{f\} \quad \text{e} \quad \{R^*\} = [v_p]^t \{f^*\} \quad (2.10)$$

Assim, substituindo-se a Equação 2.9 pela 2.10, obtém-se a Equação 2.11.

$$\{R\} + \{R^*\} = \{0\} \quad (2.11)$$

Ressalte-se que a Equação 2.11 é livre de forças reativas, uma vez que elas são eliminadas quando se multiplica a matriz velocidade parcial pela matriz força aplicada.

A Equação 2.11 pode ser utilizada para um sistema de corpos rígidos; desse modo, o vetor força ativa generalizada associado ao i-ésimo corpo rígido pode ser escrito nas Equações 2.12 e 2.13.

$$\{R_i\} = [v_p^i]^t \{F_i\} + [\omega_p^i]^t \{t_i\} \quad (2.12)$$

$$\{R_i^*\} = [v_p^{i*}]^t \{F_i^*\} + [\omega_p^i]^t \{t_i^*\} \quad (2.13)$$

onde $[\omega_p^i]^t$ é a matriz velocidade angular parcial do i-ésimo corpo; $\{F_i\}$ é o vetor força resultante das forças atuando no corpo i ; $\{t_i\}$ é o vetor torque resultante sobre o corpo; e $[v_p^i]$ é a matriz velocidade parcial do ponto onde esta aplicado a força deste ponto. E $[v_p^{i*}]$ é a matriz velocidade parcial do centro de massa do i-ésimo corpo; $[\omega_p^i]$ a matriz velocidade angular parcial do corpo; e $\{F_i^*\}$ e $\{t_i^*\}$ são, respectivamente, o vetor força de inércia e o vetor torque de inércia associados ao i-ésimo corpo e dados pela seguinte equação:

$$\{F_i^*\} = m_i \{a_i^*\} \quad (2.14)$$

$$\{t_i^*\} = -[\omega_i^*]^t [I_i] \{\omega_i^*\} - [I_i] \{\alpha_i^*\} \quad (2.15)$$

onde m_i é a massa do i-ésimo corpo; $\{a_i^*\}$ é o vetor aceleração do seu centro de massa; $\{\omega_i^*\}$ é o vetor velocidade angular do corpo; $\{\alpha_i^*\}$, o vetor aceleração angular; e $[I_i]$ é a matriz de inércia em relação ao centro de massa do corpo (TOMAZINI, 1997).

3 METODOLOGIA

Para a obtenção dos torques e forças nas juntas do joelho e do quadril, inicialmente, foi idealizado um modelo do aparelho locomotor. A esse modelo aplicou-se o Método de Kane, para a obtenção das expressões de forças e torques no quadril e joelho. Para a simulação do modelo, foram necessários dois procedimentos:

- 1) medida das coordenadas angulares dos membros do aparelho locomotor. Para a obtenção das coordenadas angulares, foi realizada uma filmagem de sujeitos sobre a plataforma, a fim de se obter as posições em relação ao tempo, por meio de sinais luminosos *LEDs* (*LIGHT EMITTING DIODE*), em pontos específicos dos sujeitos;
- 2) obtenção das forças sob o pé dos sujeitos durante a marcha sobre a esteira (para a obtenção das forças plantares, foi construída uma plataforma de força que foi acoplada à esteira utilizada).

3.1 MODELO DO APARELHO LOCOMOTOR

Foi idealizado um modelo do aparelho locomotor tendo como base o modelo antropométrico de Winter (1991), formado por quatro corpos, quais sejam: pé, perna, coxa e quadril, conforme mostrado na Figura 3.1.

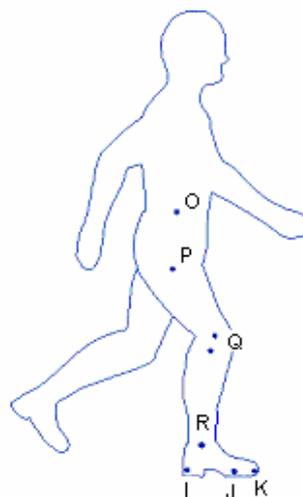


Figura 3.1 – Modelo antropométrico proposto por Winter (1991)

O modelo proposto por Winter (1991) possui pontos pré-determinados, que foram utilizados para analisar a marcha humana.

Com base no modelo antropométrico, foi elaborado o modelo proposto, utilizado para calcular as forças internas e os torques no joelho e quadril.

Cada segmento do corpo humano pode ser considerado como um corpo rígido articulado; portanto, foi adotado, neste trabalho, o aparelho locomotor humano com os corpos e pontos, conforme descrito na Figura 3.2.

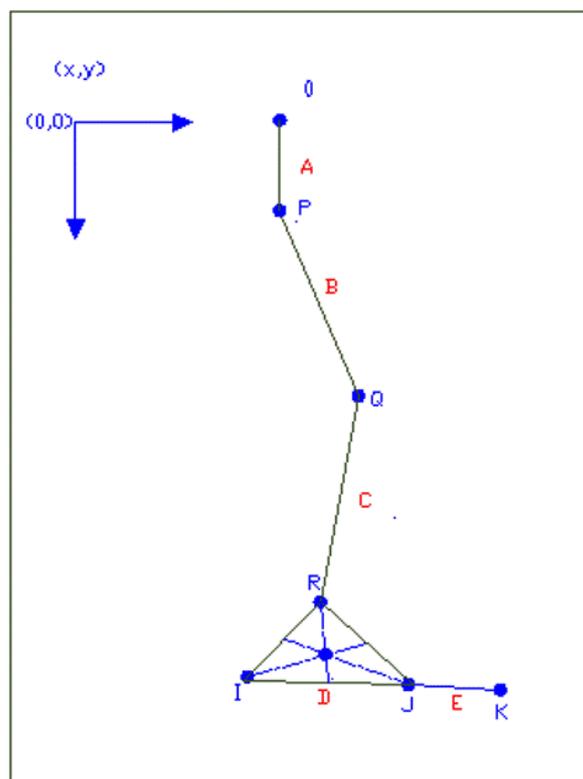


Figura 3.2 – Modelo proposto para este trabalho

Os dados antropométricos, como massas, centro de massa e momentos de inércia, são necessários para realizar a simulação do modelo. Considerou-se que:

- cada segmento é um corpo rígido;
- a localização do centro de gravidade permanece fixa relativamente ao segmento durante os movimentos;
- as articulações são consideradas juntas de pinos;

- o momento de inércia de cada segmento sobre seu centro de massa (CM) é constante durante o movimento.

Desse modo, o modelo proposto difere do modelo antropométrico de Winter (1991), no qual a articulação do joelho foi considerada como um único ponto, e o pé foi representado por um triângulo. O centro de gravidade é considerado no centro geométrico do triângulo, conhecido como baricentro, formando os ângulos α_p , β_p e γ_p , conforme esquema mostrado na Figura 3.3.

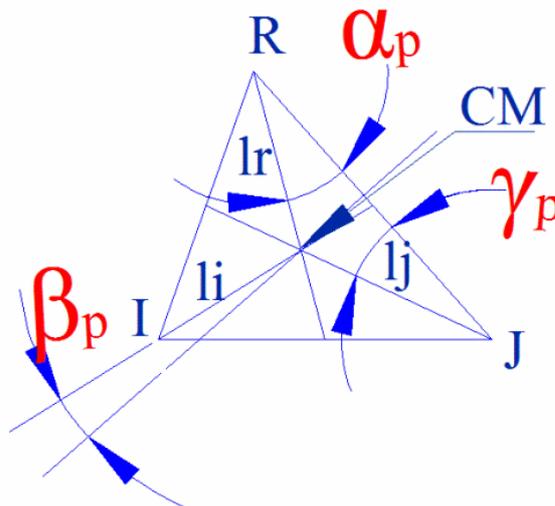


Figura 3.3 – Pé representado por um triângulo

3.1.1 Modelo de segmento

Para o equacionamento do modelo, são necessárias as medidas das massas de cada segmento, dos centros de massas, da localização das juntas e os momentos de inércia. Essas massas foram obtidas por meio de tabelas estatísticas baseadas na massa e na altura do sujeito. Algumas variáveis podem ser medidas diretamente, mas outras são mais técnicas e têm algumas limitações quanto à precisão (WINTER, 1979).

A Tabela 3.1 mostra os valores das massas dos segmentos em função da massa total do sujeito m_v .

Tabela 3.1 – Dados antropométricos (WINTER, 1979)

MA	Massa acima do quadril	$0,678*mv$
MB	Massa da coxa	$0,1*mv$
MC	Massa da perna	$0,0465*mv$
MD	Massa do pé	$0,0145*mv$

Para o cálculo do momento de inércia, os segmentos de massa foram considerados como cilindro e calculados por meio de fórmulas dadas pelas equações (3.1) e (3.2) (ROBERTSON, 2004).

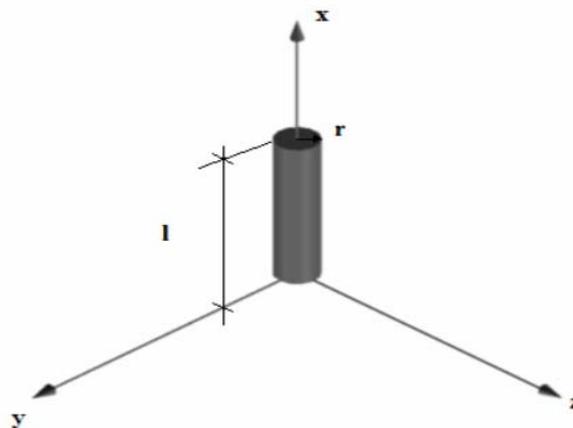


Figura 3.4 – Cilindro com os eixos

$$I_x = 1/2 m * r^2 \quad (3.1)$$

$$I_y = I_z = (1/12) m(3*r^2 + l^2) \quad (3.2)$$

Onde: m é a massa do segmento

l , o comprimento do segmento

r , o raio do cilindro

I_x , o Momento de Inércia do segmento em relação ao eixo longitudinal do cilindro

I_y e I_z o Momento de Inércia do segmento em relação ao eixo transversal do cilindro

3.1.2 Segmento com Prótese

As amputações causam perda do comprimento do membro, da mobilidade normal das articulações, do controle muscular direto e, particularmente, da consciência precisa do contato do pé com o solo. Assim, mesmo considerando os modernos projetos de próteses, ainda a marcha dos amputados continua aquém do normal (PERRY, 2005c).

Neste trabalho, os sujeitos amputados utilizaram o mesmo modelo de prótese típica para amputação transtibial, com a composição apresentada na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 – Materiais da Prótese (AACD, 2007)

Material	Massa (kg)
Pé SACH	0,500
Encaixe metálico	0,090
Tubo de ligação	0,210
Adaptador superior	0,070
Encaixe do coto	1.200
Espuma cosmética	0,450
Total	2,520

O material utilizado para o encaixe do coto foi o polipropileno e espuma de plastazote, e como acabamento, a espuma cosmética para dar forma à perna. (AACD, 2007).

A prótese geralmente utilizada para amputação transtibial é a PTB (*Patellar Tendon Bearing*) com o pé SACH (*solid ankle cushion heel* – tornozelo sólido e calcanhar acolchoado), pois permite contato total do coto e facilita seu uso. Possui esse

nome devido à capacidade de apoio do peso sobre o tendão patelar e é considerada a melhor para esse nível de amputação (AACD, 2007).

As figuras 3.5 e 3.6 mostram uma prótese com amputação transtibial, que pertence a um sujeito voluntário deste trabalho. A Figura 3.5 ilustra a prótese do tipo SACH e a Figura 3.6, a proteção existente entre a prótese e o coto do sujeito.



Figura 3.5 – Modelo da prótese sem articulação no pé

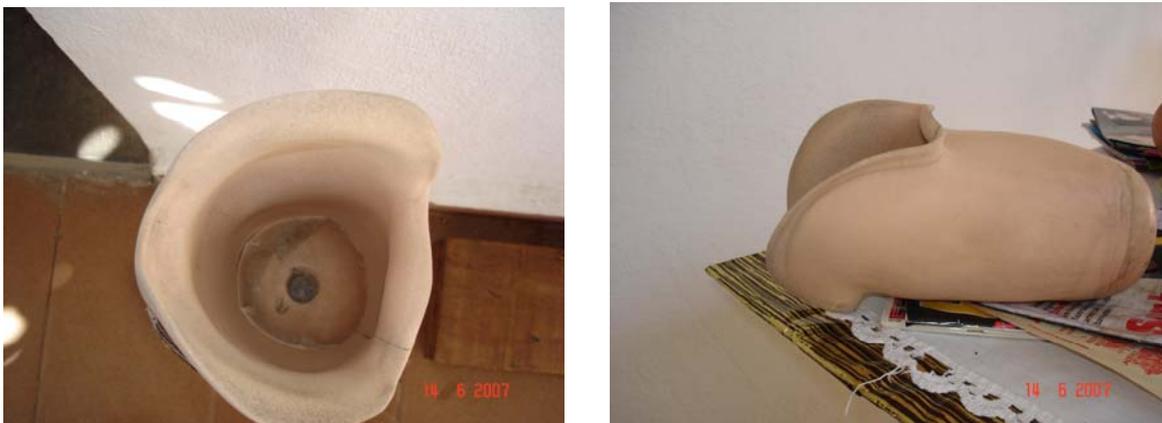


Figura 3.6 – Vista superior da prótese e foto do protetor do coto

A Tabela 3.3 mostra o comprimento e o peso das próteses, de acordo com cada sujeito.

Tabela 3.3 – Informações das próteses

Sujeitos amputados	Massa (kg)	Prótese (kg)	Comprimento prótese (m)
Va1	104	3,80	0,42
Va2	64	2,50	0,38
Va3	73	3,00	0,43

3.1.3 Modelo matemático

O equacionamento do modelo dinâmico foi baseado na teoria de multicorpos, a fim de obter as equações do movimento. Mais especificamente, foi aplicado o método de Kane no modelo do aparelho locomotor e utilizado o programa Autolev, desenvolvido por Levinson, o qual é um programa específico para a obtenção da equação do movimento de sistemas multicorpos (LEVINSON e SHAECHTER, 1991).

Neste trabalho, os corpos A, B, C, D e E apresentados na Figura 3.2 possuem, respectivamente, as massas M_A , M_B , M_C , M_D e M_E e são designados através do comando *frames* no Autolev.

Já os pontos O, P, Q, R, I, J e K não possuem massa, sendo o ponto O aquele que recebe a força peso dos corpos acima do quadril (abdômen, cabeça e braços); o ponto P corresponde à junta do quadril; o ponto Q representa a junta do joelho; os pontos R, I e J representam o triângulo do pé; e K é o ponto que representa a extremidade do pé.

Para processar o programa Autolev, foi necessário obter as equações das coordenadas angulares em função do tempo, definidas no modelo proposto com ângulos $q1(t)$, $q2(t)$, $q3(t)$, $q4(t)$ e $q5(t)$ e caracterizadas pelas equações da variação dos ângulos de cada segmento em relação aos eixos de referência X e Y, assim como as coordenadas do ponto O (x_0, y_0) , mostrado na Figura 3.7.

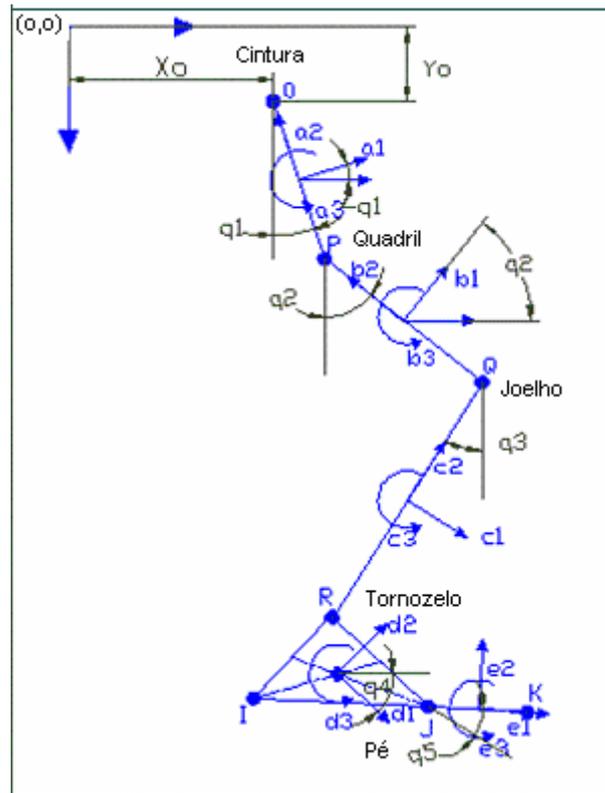


Figura 3.7 – Modelo proposto com os ângulos q_s

Para melhor elucidar o que foi desenvolvido por meio do programa Autolev, observa-se o fluxograma, para descrever as atividades realizadas. A Figura 3.8 mostra o fluxograma com os passos necessários no Autolev para a construção das equações do movimento.

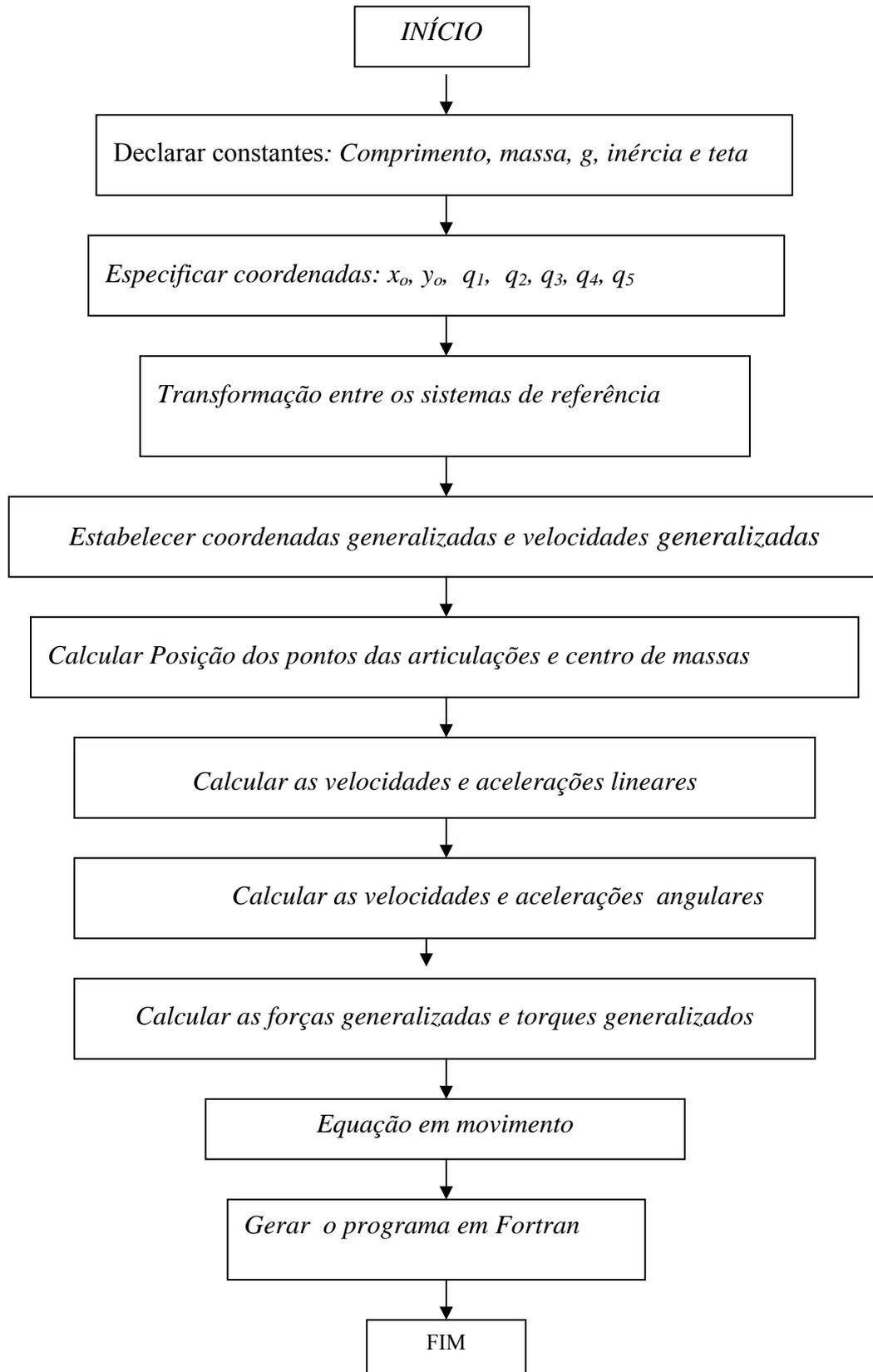


Figura 3.8 – Fluxograma do programa Autolev

Neste fluxograma, estão mostradas as constantes dos corpos representados pela Tabela 3.4.

Tabela 3.4 – Corpos e constantes

Corpo	A	B	C	D	E
Massa	MA	MB	MC	MD	ME
Comprimento	LA	LB	LC	LD	LE
Inércias	$I_{a_1}, I_{a_2}, I_{a_3}$	$I_{b_1}, I_{b_2}, I_{b_3}$	$I_{c_1}, I_{c_2}, I_{c_3}$	$I_{d_1}, I_{d_2}, I_{d_3}$	$I_{e_1}, I_{e_2}, I_{e_3}$

O programa fonte utilizado no programa Autolev encontra-se em anexo (Apêndice A). Ao término da execução do programa, gera-se um arquivo em Fortran.

3.2 CONSTRUÇÃO DA PLATAFORMA

A plataforma de força foi acoplada a uma esteira e utilizada na marcha, constituída com quatro transdutores do tipo anel e desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da FEG – UNESP, por meio de um projeto de pesquisa específico.

A plataforma é constituída por uma armação metálica de aço com 420 mm de largura por 640 mm de comprimento e quatro suportes para os anéis, segundo mostra a Figura 3.9.



Figura 3.9 – Armação metálica e os quatro suportes metálicos

No quadro apresentado na Figura 3.9, foram soldados quatro suportes, sobre os quais os anéis foram fixados, conforme ilustra a Figura 3.10.



Figura 3.10 – Suporte do anel e armação sobre os anéis

Os anéis usados para medir as forças transmitidas durante a marcha foram usinados a partir de um tarugo de aço 1045, com as seguintes medidas: espessura de 12 mm, diâmetro interno de 70 mm e externo de 82 mm, conforme mostra a Figura 3.11.

Em cada anel, foram colados, oito extensômetros elétricos de resistência (*strain gages*) da marca Kyowa KFG – 5 – 120 – C1 – 11, com fator $k=2,11$ e comprimento de 5mm, os quais foram ligados eletricamente em dois circuitos completos de Ponte de Wheatstone, que foram utilizados para a medida da força vertical e horizontal atuante sobre o anel.

A Figura 3.11 mostra o anel com os oito extensômetros. Para a leitura da força vertical (V), a colagem dos extensômetros foi feita a 90° do parafuso de fixação (extensômetros 2, 5, 7 e 8). Já para a leitura da força horizontal (H), foram utilizados os extensômetros 1, 3, 4 e 6, sendo eles fixados a $39,5^\circ$ do parafuso de fixação.

Pode-se verificar que os extensômetros 2, 5, 7 e 8 medem a força vertical, sem a influência da força horizontal neste ponto. Já os extensômetros 1, 3, 4 e 6 medem a força horizontal sem a influência da força vertical.

A plataforma constituiu-se de quatro anéis com um total de 32 extensômetros colados, conforme mostra a Figura 3.11.

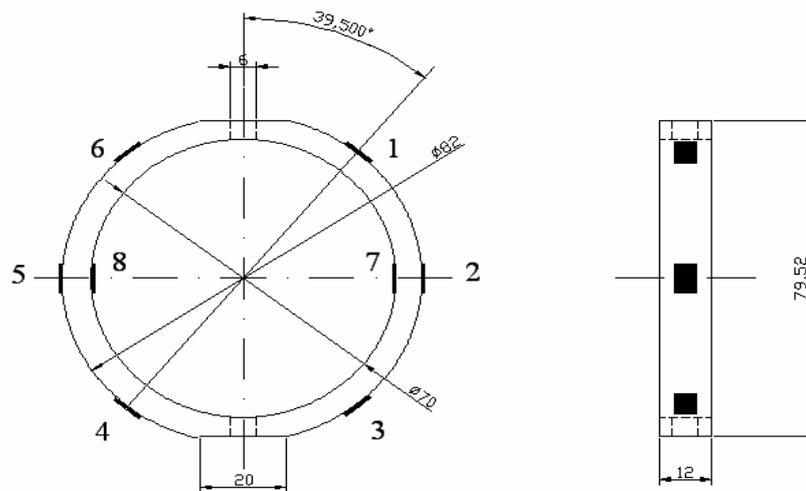


Figura 3.11 – Anel com o número de cada extensômetro

Os sinais provenientes dos extensômetros foram devidamente amplificados em um condicionador de sinal da marca EMG System, o qual possui oito canais. Cada ponte completa formada pelos extensômetros foi acoplada a um canal do equipamento. Nos canais pares (2, 4, 6 e 8), foram acoplados os sinais das forças verticais. Nos ímpares (1, 3, 5 e 7), os sinais relacionados às forças horizontais.

No equipamento EMG System, existem dois canais para cada conector, com 4 pinos utilizados para cada canal, sendo o canal um para a leitura na horizontal com os pinos 5, 4, 9 e 8, e o canal dois, para a leitura na vertical com os pinos 3, 2, 7 e 6. O pino 1 não é utilizado, conforme mostra a Tabela 3.5.

Tabela 3.5 – Pinos em relação aos canais

Canal 1 Leitura Horizontal	5	Canal de alimentação – 5 volts
	4	Entrada positiva
	9	Terra
Canal 2 Leitura Vertical	8	Entrada negativa
	3	Canal de alimentação – 5 volts
	2	Entrada positiva
	7	Terra
	6	Entrada negativa

Sobre a plataforma de força foi acoplada uma prancha de madeira medindo 420 mm de largura por 855 mm de comprimento e 20 mm de espessura, a qual foi aparafusada nas extremidades da armação metálica, como ilustra a Figura 3.12.



Figura 3.12 – Marcação no meio da esteira

Para a realização da marcha sobre a plataforma, foram feitas duas marcações no centro da esteira, com o objetivo de orientar os sujeitos a pisar sempre no mesmo local, ou seja, entre os quatro anéis para obter a reação no solo de cada sujeito.

A Figura 3.13 mostra os detalhes sob a plataforma de força, já devidamente montada para o teste com os sujeitos.

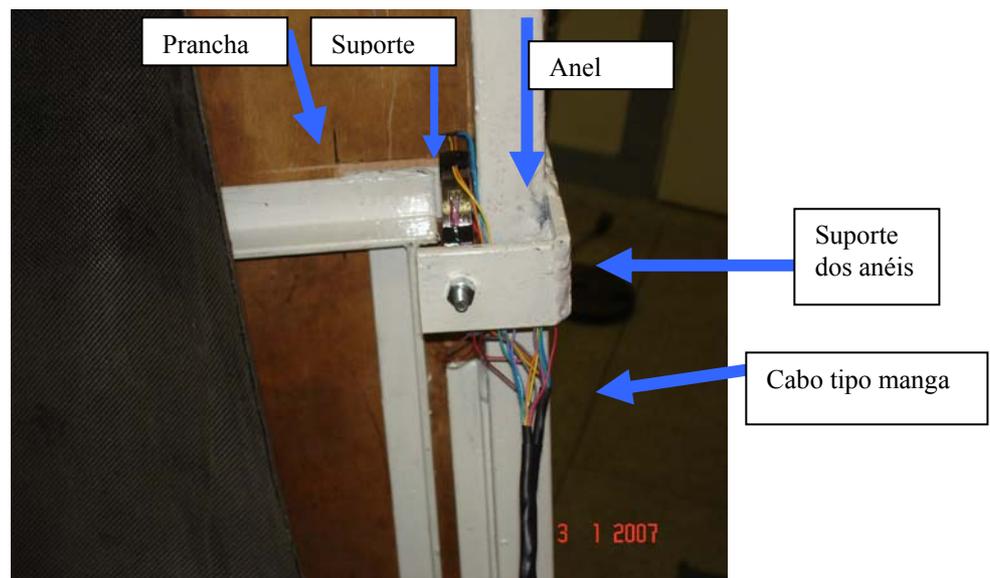


Figura 3.13 – Detalhes da plataforma já montada

Os sinais provenientes dos extensômetros foram amplificados e transmitidos ao computador pelo condicionador de sinais EMG SYSTEM para o tratamento e análise dos dados (Figura 3.14).

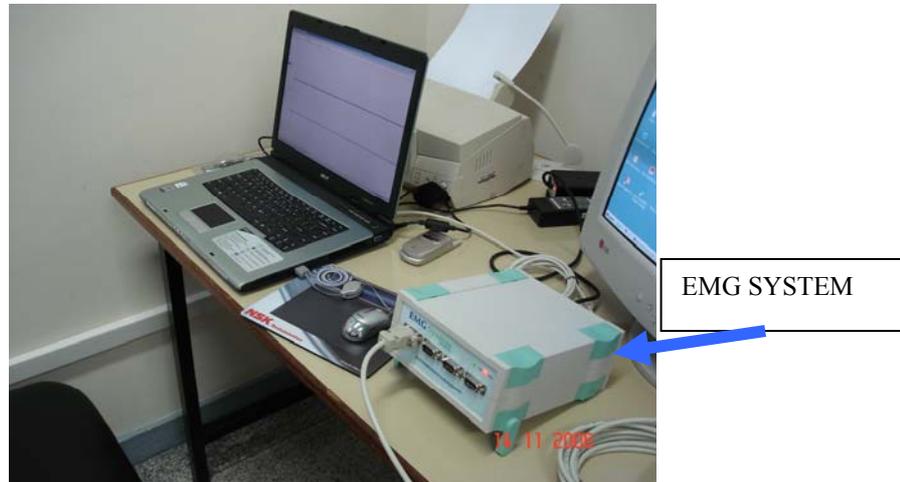


Figura 3.14 – Detalhe dos equipamentos utilizados para aquisição dos sinais de força

3.2.1 Calibração

Os sinais provenientes das pontes montadas com os extensômetros foram convertidos em sinal de força vertical e força horizontal mediante prévia calibração dos anéis.

No entanto, mesmo depois da plataforma ser acoplada à esteira com os anéis, armação, prancha de madeira, ou seja, pronta para utilização, houve a necessidade de uma nova calibração dos anéis. A calibração na vertical foi elaborada da seguinte forma: foram colocados pesos de 74,56N cada, no centro da esteira; o qual foi dividido igualmente entre os quatro canais e obtidas as respostas de saída, onde a primeira leitura foi feita sem peso e, posteriormente, com número de anilhas proporcionais ao peso de uma pessoa.

Estes valores de calibração foram introduzidos no programa, de forma que a saída já fixada é convertida em força.

A Figura 3.15 mostra uma foto da calibração vertical.



Figura 3.15 – Calibração vertical dos canais pares da plataforma

A calibração das forças horizontais seguiu o mesmo procedimento feito para a calibração vertical. A Figura 3.16 mostra uma foto da calibração horizontal; neste caso, foi acoplado um cabo de aço preso na extremidade superior da prancha de madeira, tangenciando-a. Ele está ligado a um prato, sobre o qual foram aplicados os pesos.

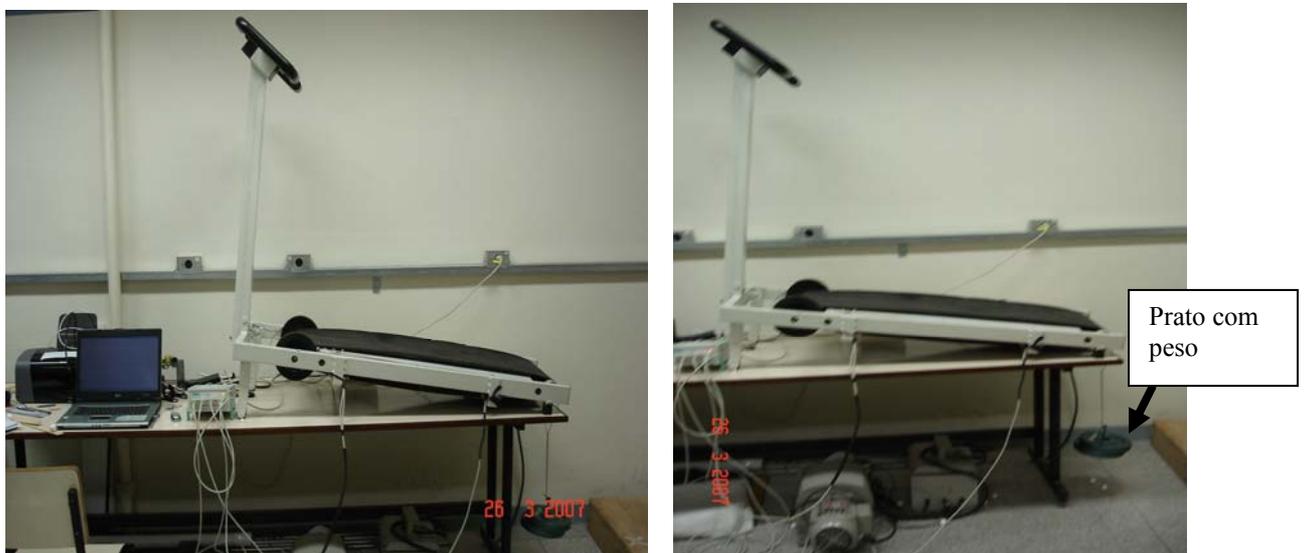


Figura 3.16 – Calibração horizontal dos canais ímpares da plataforma

3.3 AQUISIÇÃO DE IMAGEM

Para obter a trajetória de cada segmento, de cada sujeito, foram necessárias as aquisições das imagens do sujeito caminhando sobre a esteira. Para isso, inicialmente, foram fixados sete *LEDs* em pontos específicos dos sujeitos, representando os pontos determinados no modelo do aparelho locomotor proposto.

A coleta de dados foi feita com três sujeitos amputados e onze sujeitos não-amputados. Para cada indivíduo, foram realizadas três coletas, por um período de trinta segundos. Foi utilizada a filmagem com a melhor resolução, na qual todos os pontos estavam nítidos; também apareceram todos os pontos de referências da filmagem.

Durante as filmagens, os pontos para leitura com *LEDs* foram colocados, respectivamente, na cintura, ponto O do modelo, no quadril (ponto P), no joelho (ponto Q), no tornozelo (ponto E) e no pé com três *LEDs* (pontos I, J e K). Dessa maneira, foi possível detectar o instante em que o pé atinge a plataforma de força, distribui o peso do corpo ao longo do tempo, até o instante em que só ficou a extremidade do pé para impulsão e a troca de pé.

Como pontos de referência, três *LEDs* foram colocados na parede, separados por um metro de distância entre eles, tendo como coordenadas os seguintes pontos: ponto 1 (0,0), ponto 2 (1,0) e ponto 3 (0,1), como mostrado na Figura 3.17.

Para facilitar a captura da imagem, foi colocado um fundo preto, conforme mostra a Figura 3.17.

As imagens foram registradas com uma máquina fotográfica da marca Sony DSC –W5 Cyber Shot. A filmagem foi feita em MPG (*Moving Picture Experts Group*), que é um padrão de compressão usado em vídeo e áudio na seqüência de blocos (KNUDSON, 2001).

Essa filmagem foi convertida em um arquivo com extensão AVI, para que o software pudesse fazer as leituras dos pontos. AVI é a abreviatura de *Audio Video Interleave* (trata-se de um formato encapsulador de áudio e vídeo criado pela Microsoft.1) (WIKIPEDIA, 2007).

Cada quadro na filmagem é chamado de *frame*, que é formado por *pixels*; e quanto maior for a sua quantidade, melhor será a sua definição de imagens.

Após a digitalização automática dos pontos de interesse nas imagens, foram realizados os cálculos das massas e momentos de inércia dos segmentos, a determinação dos comprimentos entre as articulações do quadril, joelho e tornozelo, necessários para o cálculo das variáveis com o uso do Método de Kane e programa Autolev.

Foi desenvolvido um software em Visual Basic para a leitura e identificação automática dos pontos e transformados em coordenadas cartesianas, para que os mesmos pudessem ser colocados em uma planilha no Excel. Mas não foi possível fazer uso deste software, uma vez que a máquina utilizada não possuía recurso e um obturador para a filmagem com um maior número de quadros. Para o ponto: O (cintura), ponto P (quadril) e ponto Q (joelho), foi possível fazer esta coleta automática dos dados através do software; já para o pé, os pontos não tinham uma boa definição, ficando um arraste de luz sem a devida definição dos pontos.

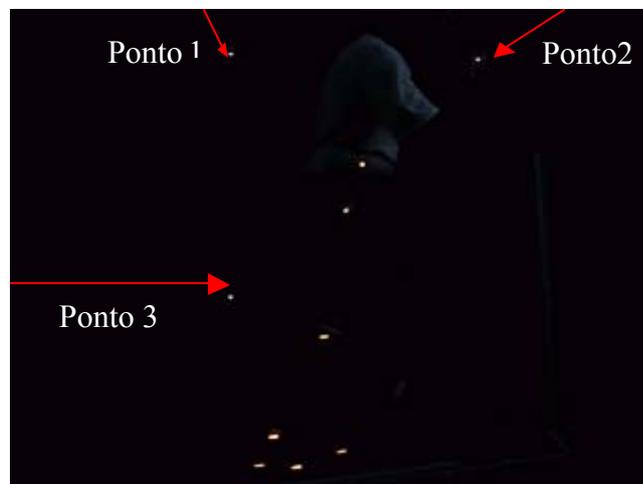


Figura 3.17 – *Frame* com os *LEDs* e os pontos de referência

Desse modo, após a filmagem, os arquivos que estavam no formato .MPEG foram transformados em arquivos no formato AVI, para que pudessem ser divididos em *frames*. Tornou-se possível a leitura de cada coordenada dos pontos, por meio do software Autocad (*Software da Autodesk*), como pode ser visto na Figura 3.18.

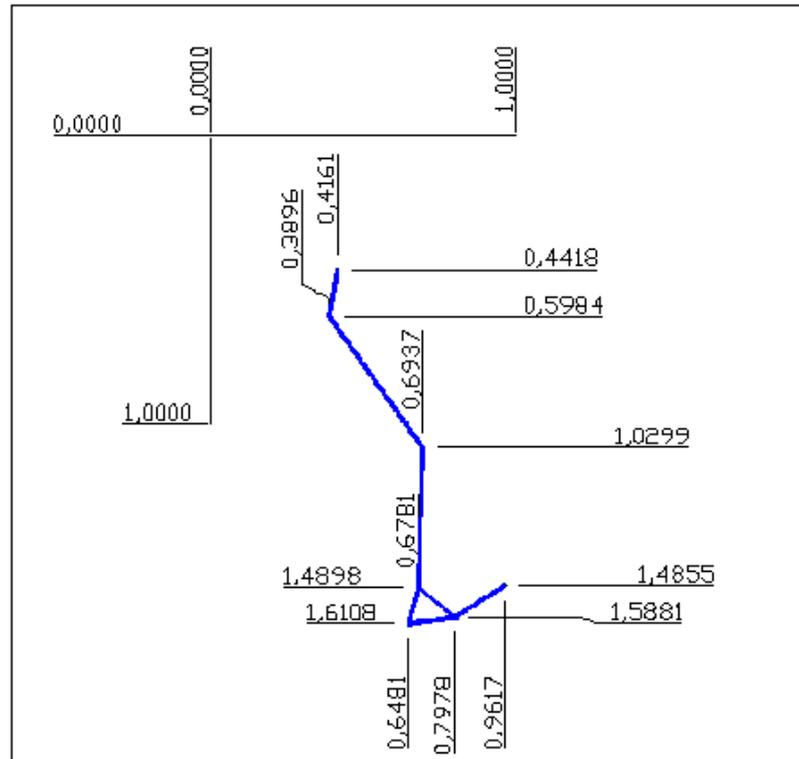


Figura 3.18 – Obtenção das coordenadas dos pontos no AutoCAD

Após a obtenção das coordenadas de cada ponto no AutoCad, os mesmos foram introduzidos em uma planilha do programa Excel para a obtenção das coordenadas angulares de q_{is} , em radianos, como pode ser visto na Figura 3.19.

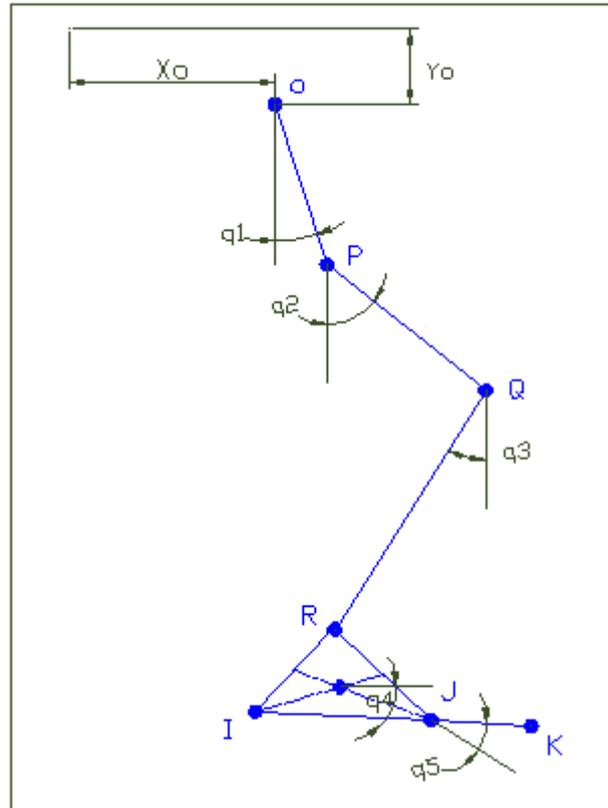


Figura 3.19 – Modelo proposto com os ângulos q_s

As coordenadas angulares dos corpos foram calculadas a partir das equações:

$$q_1 = \text{Arctg} \left(\frac{X_p - X_o}{Y_p - Y_o} \right) \quad (3.1)$$

$$q_2 = \text{Arctg} \left(\frac{X_q - X_p}{Y_q - Y_p} \right) \quad (3.2)$$

$$q_3 = \text{Arctg} \left(\frac{X_r - X_q}{Y_r - Y_q} \right) \quad (3.3)$$

$$q_4 = \text{Arctg} \left(\frac{-Y_j + Y_r}{X_j - X_r} \right) \quad (3.4)$$

$$q_s = \text{Arctg} \left(\frac{Y_k - Y_j}{X_k - X_j} \right) \quad (3.5)$$

Levando-se em consideração que todos os sujeitos que participaram deste experimento apoiaram a mão na esteira para efetuar a marcha, a força nas mãos foi estimada, uma vez que ela é importante para se obter os esforços no ponto O (força e momento), conforme ilustra a Figura 3.20.

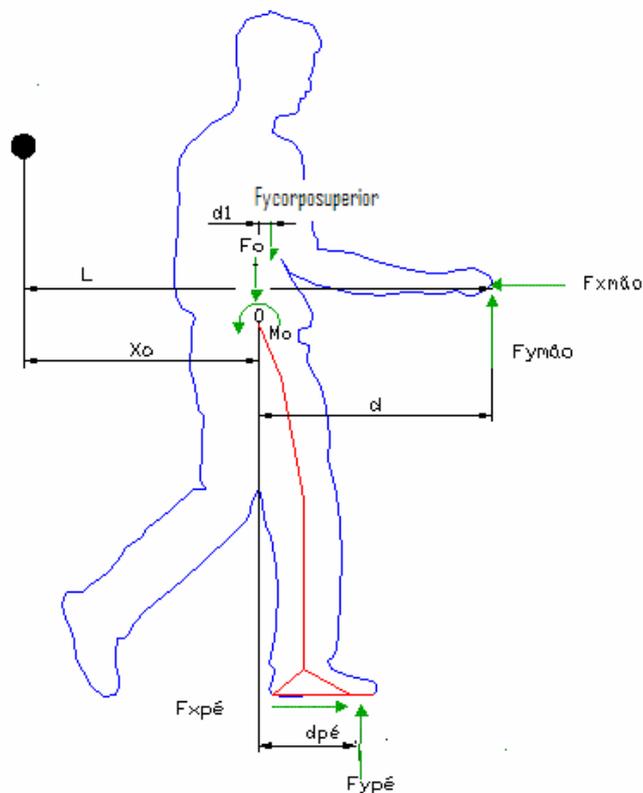


Figura 3.20 – Cálculo das forças nas mãos

A distância d , entre o ponto O e a mão apoiada sobre a esteira, foi representada conforme mostra a Figura 3.20, e indicada pela Equação 3.6.

$$d = L - x_o \quad (3.6)$$

Desprezando-se a aceleração na direção vertical de todo o conjunto, de forma que o somatório das forças na vertical deve ser zero, conforme Equação 3.7.

$$F_{pé} - F_{peso} + F_{mão} = 0 \quad (3.7)$$

Portanto, a força transmitida para a mão é dada por:

$$F_{mão} = F_{peso} - F_{pé} \quad (3.8)$$

O momento da força da mão em relação ao ponto O na Figura 3.20 é dado por:

$$M_{mão} = F_{mão} * d \quad (3.9)$$

A parte superior do corpo, segundo tabela antropométrica de Winter (1991), representa 40% da massa do sujeito.

A força equivalente no ponto O, conforme mostra a Equação 3.10:

$$F_0 = 0,40 * Peso - F_{mão} \quad (3.10)$$

Dessa forma, o momento da força é dado na Equação 3.11.

$$M_{corpo superior} = (0,40 * Peso) * d_1 \quad (3.11)$$

Portanto, o momento transmitido no ponto O, ou seja, M_o , é dado por:

$$M_o = M_{mão} - M_{corpo superior} \quad (3.12)$$

Assim, o sistema de forças em O é dado pelas equações 3.10 e 3.12, os quais determinam F_o e M_o .

Para averiguar os valores encontrados, foi realizado um teste com a utilização da plataforma de força, e também uma célula de carga foi colocada na parte superior, local onde se apóia as mãos para andar sob a esteira. Pôde ser verificado que o esforço atuante na mão ao se andar pela plataforma de força é relevante. O ponto em vermelho

na esteira representa o local da célula de carga, conforme pode ser visto no esquema da Figura 3.21.

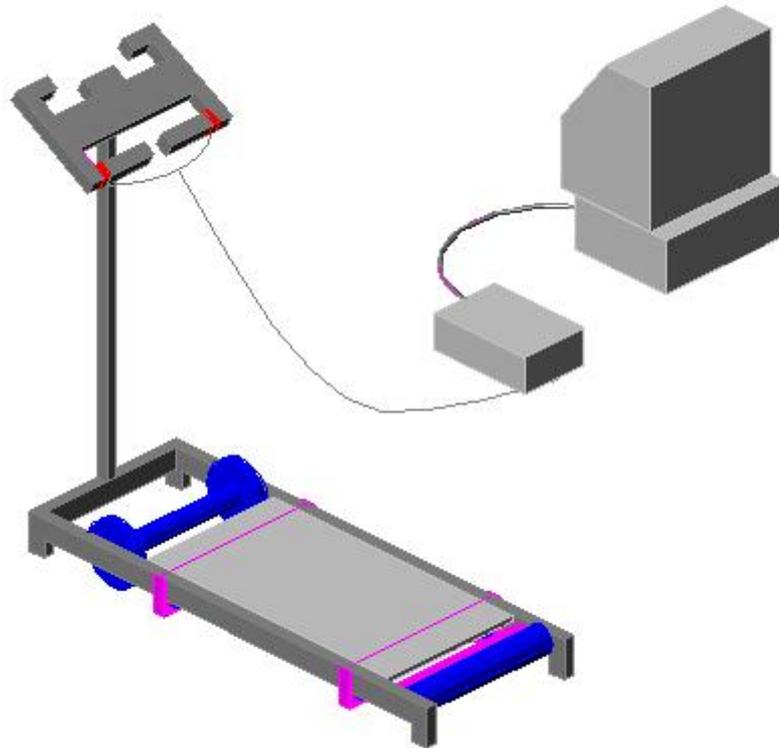


Figura 3.21 – Esteira para avaliação da força na mão

Foram realizados quatro testes em um voluntário, nos quais foram coletadas as forças nas mãos após calibração da célula de carga.

Os dados obtidos mostram a força na mão, impressa para a realização da marcha sobre a plataforma de força, como pode ser visto pelo gráfico mostrado na Figura 3.22.

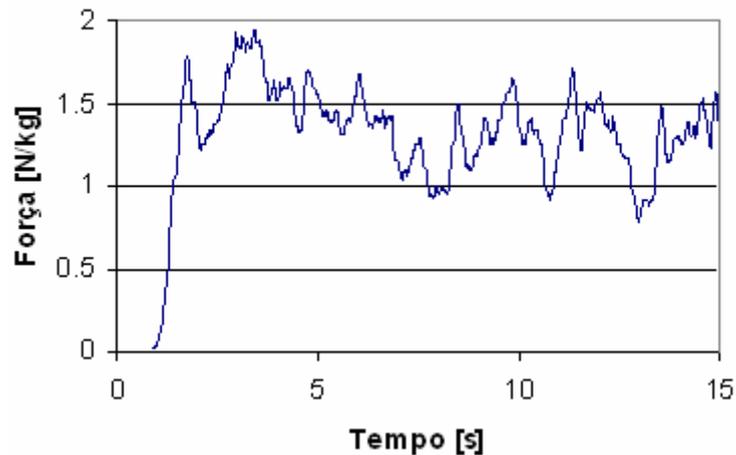


Figura 3.22 – Gráfico da força na mão obtido através do EMG *system*

3.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Após a execução do modelo no Autolev, a obtenção das forças na plataforma de força, a filmagem para a obtenção das trajetórias e a obtenção dos dados antropométricos, através de medidas efetuadas nos sujeitos, o modelo foi simulado para a obtenção dos esforços (forças e torques) no joelho e quadril. Em seguida, foi realizada uma análise estatística para a comparação dos dois grupos: dos amputados e dos não-amputados.

O teste *U* de Mann-Whitney foi utilizado neste trabalho para análise estatística da amostra, uma vez que ele é uma ferramenta usual nos testes não-paramétricos, podendo ser utilizado com grupos de pequenas amostras e quando se tem grupos independentes de variável dependente. A significância estatística adotada neste estudo foi de *p-value* $\alpha = 10\%$ ($p < 0,10$) (HOFFMANN, 1998).

Os programas utilizados para a realização da análise e dos testes foram Microsoft Excel e programa estatístico SPSS – *Statistical Package for the Social Sciences*.

3.5 PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL

Para que a coleta dos dados experimentais fosse iniciada, o projeto de pesquisa foi encaminhado, e submetido à apreciação do Comitê de Ética e Pesquisa (CEP) da Universidade de Taubaté (UNITAU), sendo aprovado (ver Apêndice B). Adicionalmente, todos os sujeitos selecionados para amostra, após receberem um completo esclarecimento acerca dos objetivos e procedimentos experimentais a serem adotados, assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (Apêndice C).

Para a realização dos procedimentos experimentais, foram selecionados onze sujeitos não-amputados e três sujeitos amputados de ambos os sexos. Portanto, o trabalho consistiu em dois grupos distintos de participantes, que compareceram ao Laboratório de Biomecânica da FEG para os testes.

Para o experimento, não foi estipulado peso máximo do sujeito para a participação do estudo, e todas as etapas do procedimento experimental foram devidamente explicadas para cada um deles, juntamente com a aplicação de um questionário, para o fornecimento de informações a serem utilizadas, posteriormente, na análise dos dados.

Foi solicitado a cada sujeito que andasse por um período mínimo de 30 segundos na esteira, para a medição dos esforços na plataforma de força e obtenção da filmagem.

A plataforma foi posicionada com a inclinação de 8°, para análise das forças verticais e horizontais. A velocidade adotada para a marcha foi a chamada velocidade livre, ou seja, o sujeito seleciona a sua velocidade preferida para realizar o trajeto.

Todos se submeteram às avaliações com ténis, sendo realizadas três tentativas para cada sujeito, e a melhor delas foi selecionada para análise. Assim, foi possível levantar as curvas das forças de reação. Essas curvas apresentam um comportamento típico com padrões bem conhecidos para a marcha normal, o que permite identificar se houve um completo apoio do pé na plataforma e variações na inclinação da plataforma com a velocidade do movimento, tanto para os sujeitos amputados, quanto para os não-amputados.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Este capítulo apresenta os resultados numéricos dos torques e forças normais e cortantes no joelho e quadril.

Destaca-se que os resultados apresentados procedem de uma metodologia única no que tange ao protocolo experimental empregado e à metodologia de análise dos dados. Dessa forma, em alguns aspectos, não é possível a comparação dos resultados obtidos com resultados de outros trabalhos, pela falta de dados da literatura em trabalhos de natureza similar; portanto, os resultados foram comparados entre todos os sujeitos da amostra.

4.1 SELEÇÃO DOS SUJEITOS

A amostra foi constituída por onze sujeitos sem amputação e três sujeitos amputados de membro inferior. Esses sujeitos são conhecidos, neste trabalho, por Vn e Va, respectivamente sujeitos não-amputados e sujeitos amputados, do sexo masculino e feminino, com características quanto à estatura e massa, descritas na Tabela 4.1 e Tabela 4.2.

Tabela 4.1 – Características dos sujeitos da amostra amputados (n=3), massa (kg) e estatura (m).

Sujeitos				
amputados	Massa (kg)	Altura (m)	IMC	Sexo
Va1	104	1,70	35,99	Masculino
Va2	64	1,59	25,32	Feminino
Va3	73	1,62	27,81	Masculino
Média	80,33	1,63	29,71	
Desvio padrão	20,98	0,06	5,58	

Tabela 4.2 – Características dos sujeitos da amostra não amputados (n=11), massa (kg) e estatura (m).

Sujeitos não amputados	Massa (Kg)	Altura (m)	IMC	Sexo
Vn1	77	1,62	29,34	Masculino
Vn2	56	1,58	22,43	Masculino
Vn3	58	1,50	25,78	Feminino
Vn4	92	1,78	29,03	Masculino
Vn5	58	1,62	22,10	Feminino
Vn6	61	1,50	27,11	Feminino
Vn7	97	1,78	30,61	Masculino
Vn8	72	1,60	28,12	Masculino
Vn9	64	1,59	25,32	Feminino
Vn10	66	1,63	24,84	Masculino
Vn11	84	1,78	26,51	Masculino
Média	71,36	1,63	26,47	
Desvio padrão	14,35	0,10	2,74	

Para maior comodidade dos sujeitos amputados, nenhum padrão de marcha foi estipulado na plataforma de força, ficando a critério de cada um a velocidade desenvolvida, ou seja, a que trouxesse maior conforto. Em virtude desse fator, o tempo do passo oscilou entre 0,83 e 1,57 segundos, conforme mostram as Tabelas 4.3 e 4.4.

Tabela 4.3 – Tabela tempo do passo dos sujeitos amputados

Sujeito	Tempo [s]
Va1	1,50
Va2	1,57
Va3	1,50
Média	1,52
Desvio padrão	0,04

Tabela 4.4 – Tabela tempo do passo dos sujeitos não-amputados

Sujeito	Tempo [s]
Vn1	1,37
Vn2	1,10
Vn3	0,83
Vn4	1,10
Vn5	1,33
Vn6	1,20
Vn7	1,57
Vn8	1,10
Vn9	1,10
Vn10	1,20
Vn11	1,30
Média	1,20
Desvio padrão	0,19

As tabelas 4.5 e 4.6 mostram os resultados referentes às medidas de cada sujeito, cujos segmentos foram delimitados por dois pontos, como mostra a Figura 4.1. O segmento A está entre os pontos O e P; o segmento B fica entre os pontos P e Q; já o segmento C fica entre os pontos Q e R; o corpo D é representado pelo pé triângulo e entre os pontos R, I e J; e o corpo E está representado pelo segmento JK.

Tabela 4.5 – Comprimento de cada segmento dos sujeitos amputados

Sujeitos amputados	A (m)	B(m)	C(m)	D(m)	E(m)
Va1	0,22	0,37	0,42	0,15	0,12
Va2	0,18	0,33	0,38	0,12	0,08
Va3	0,12	0,32	0,43	0,15	0,11
Média	0,17	0,34	0,41	0,14	0,10
Desvio padrão	0,05	0,03	0,03	0,02	0,02

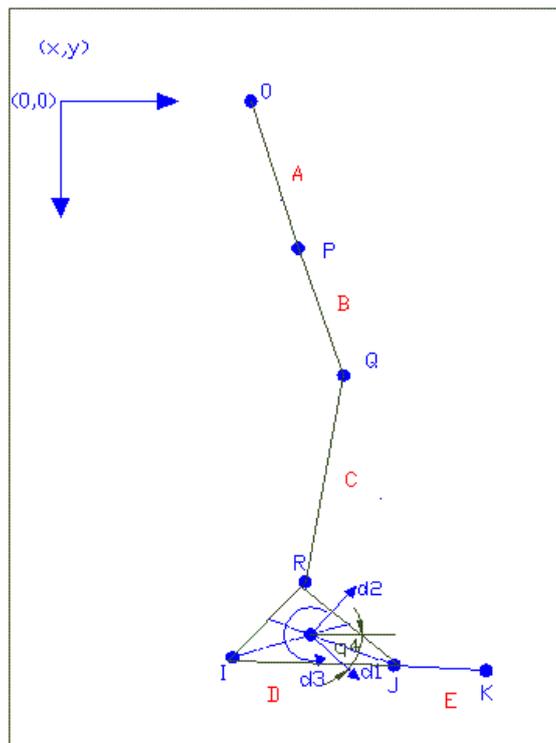


Figura 4.1 – Modelo proposto

Tabela 4.6 – Comprimento de cada segmento dos sujeitos não-amputados

Sujeitos não-amputados	A (m)	B(m)	C(m)	D(m)	E(m)
Vn1	0,15	0,40	0,37	0,15	0,13
Vn2	0,15	0,34	0,39	0,12	0,11
Vn3	0,11	0,37	0,38	0,15	0,10
Vn4	0,14	0,42	0,39	0,14	0,12
Vn5	0,18	0,35	0,36	0,14	0,10
Vn6	0,13	0,38	0,37	0,15	0,08
Vn7	0,12	0,43	0,40	0,15	0,10
Vn8	0,14	0,29	0,40	0,14	0,10
Vn9	0,11	0,42	0,35	0,10	0,10
Vn10	0,14	0,38	0,39	0,14	0,10
Vn11	0,18	0,36	0,38	0,15	0,11
Média	0,14	0,38	0,38	0,14	0,10
Desvio padrão	0,02	0,04	0,02	0,02	0,01

A Tabela 4.7 apresenta os resultados da massa de cada segmento, que foram elaborados para o modelo proposto do sujeito um (Vn1), com a massa de 77 kg (massa do sujeito = mv).

Tabela 4.7 – Massas do sujeito um (Vn1) (WINTER, 1991)

MD	Massa do pé	0,0145* mv	1,12
MC	Massa da perna	0,0465*mv	3,58
MB	Massa da coxa	0,1*mv	7,70
MA	Massa quadril	0,678*mv	52,21
Mo	Centro de massa	0,4* mv	31,32

As massas foram calculadas utilizando-se os valores dos dados antropométricos, segundo Winter (1991), sendo que a massa de cada segmento representa uma proporção da massa total do sujeito.

Para os demais sujeitos, as tabelas encontram-se em anexo (ver Apêndice D).

4.2 RESULTADOS EXPERIMENTAIS DA AQUISIÇÃO DE IMAGEM

Após a leitura de cada coordenada dos pontos (x,y), durante um passo, foi possível calcular os ângulos q_1 , q_2 , q_3 , q_4 e q_5 , em radianos, ao longo do tempo, efetuando para cada ângulo um ajuste de curva em função do tempo. Este ajuste foi encontrado através do aplicativo Excel. A curva de ajuste escolhida foi a que apresentou o valor do parâmetro R^2 mais próximo de 1(um), sendo que o valor R^2 é um número de 0 a 1 que revela o grau de correspondência entre os valores estimados e os dados reais, também conhecido como coeficiente de determinação. Os gráficos foram elaborados para o sujeito Vn1, conforme pode ser visto nas Figuras 4.2, 4.3, 4.4, 4.5 e 4.6 e nas Equações 4.1, 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5. A trajetória dos pontos ($x_o(t)$ e $y_o(t)$) está representada nas Figuras 4.7 e 4.8 e nas Equações 4.6 e 4.7. Para os demais sujeitos as curvas encontram-se no Apêndice E e F.

$$q_1 = -2.1868*t^6 + 5.656*t^5 - 4.0427*t^4 + 0.3103*t^3 + 0.4718*t^2 - 0.4142*t - 0.1791 \quad (4.1)$$

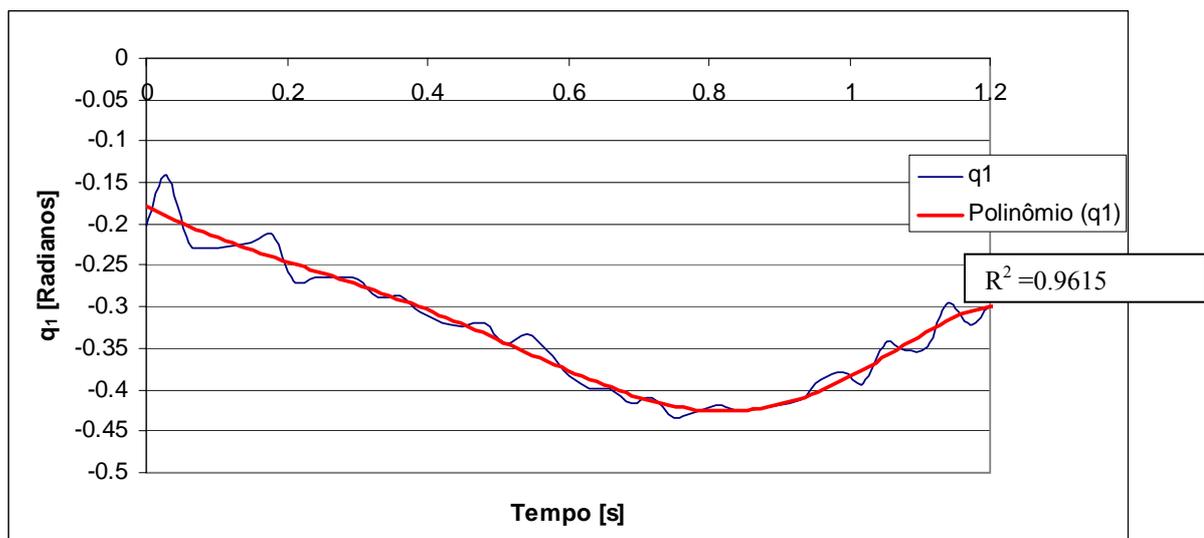


Figura 4.2 – Para a curva do ângulo q_1

$$q_2 = -2.3717*t^5 + 7.6193*t^4 - 7.4104*t^3 + 2.7918*t^2 - 0.9999*t + 0.1643 \quad (4.2)$$

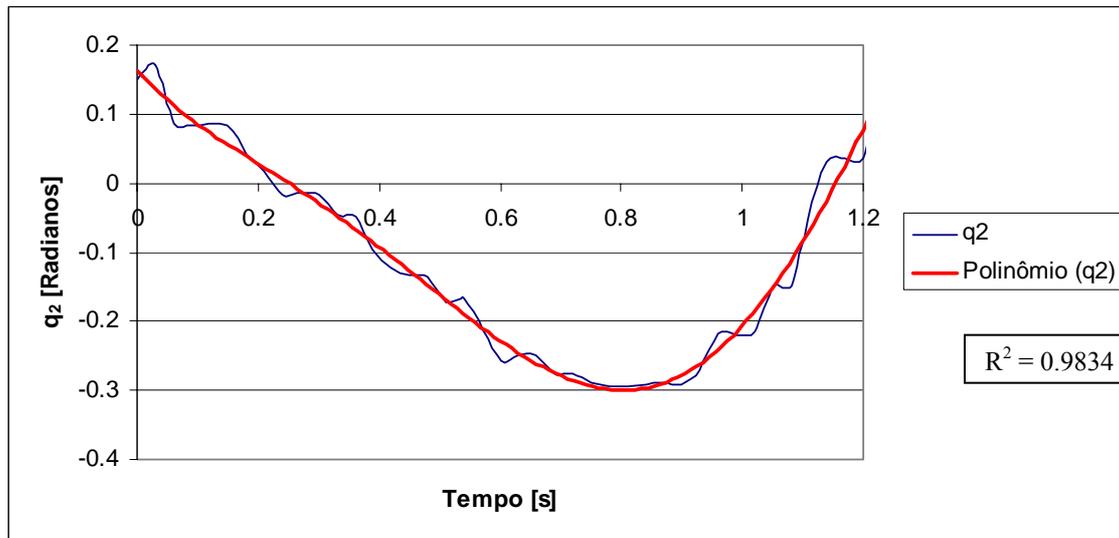


Figura 4.3 – Para a curva do ângulo q_2

$$q_3 = 4.719*t^5 - 13.57*t^4 + 12.948*t^3 - 5.0674*t^2 + 0.6265*t - 0.4209 \quad (4.3)$$

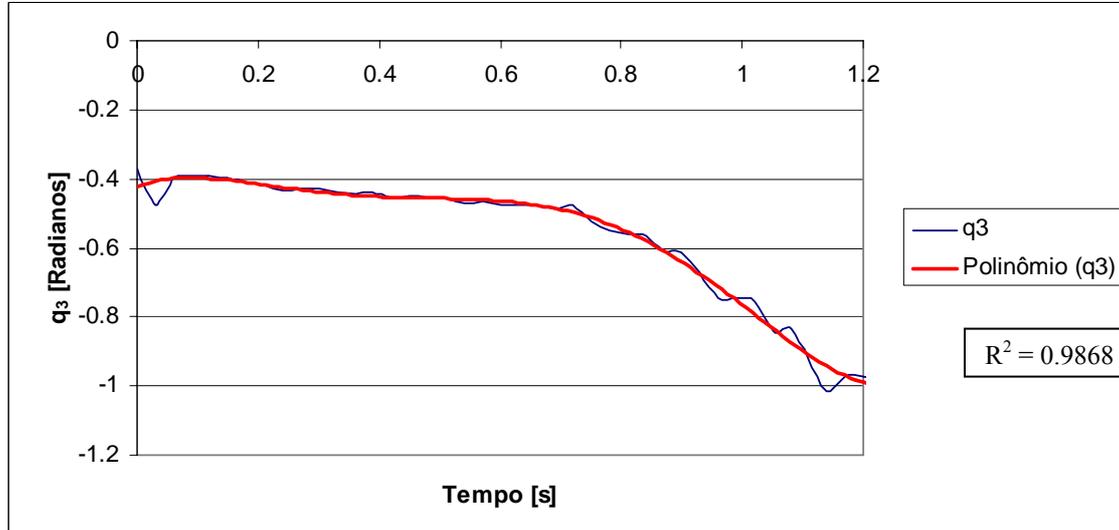


Figura 4.4 – Para a curva do ângulo q_3

$$q_4 = 12.806*t^5 - 33.546*t^4 + 29.735*t^3 - 10.891*t^2 + 1.318x - 0.8733 \quad (4.4)$$

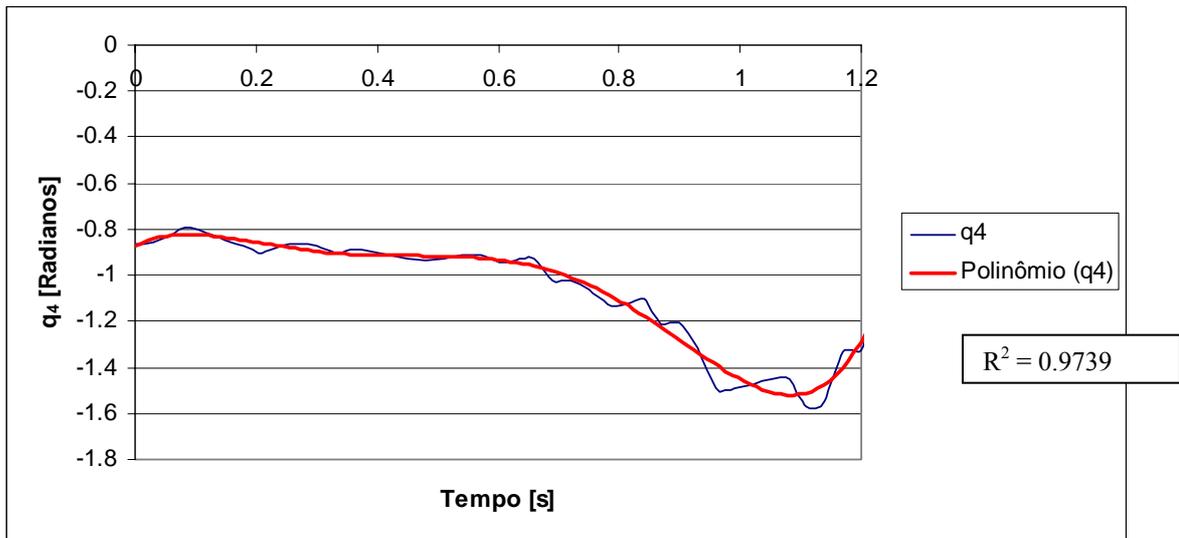


Figura 4.5 – Para a curva do ângulo q_4

$$q_5 = 35.044*t^6 - 119.56*t^5 + 151.43*t^4 - 89.222*t^3 + 24.566*t^2 - 2.8768*t + 0.4914 \quad (4.5)$$

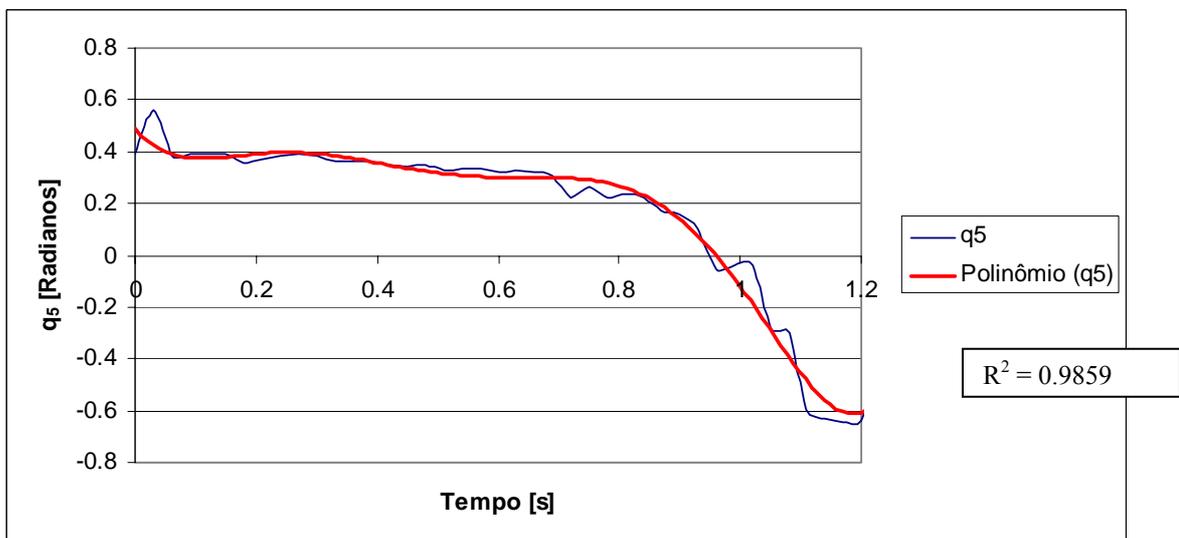


Figura 4.6 – Para a curva do ângulo q_5

$$x_0 = 0.057*t^5 - 0.2259*t^4 + 0.3374*t^3 - 0.3287*t^2 + 0.1104*t + 0.928 \quad (4.6)$$

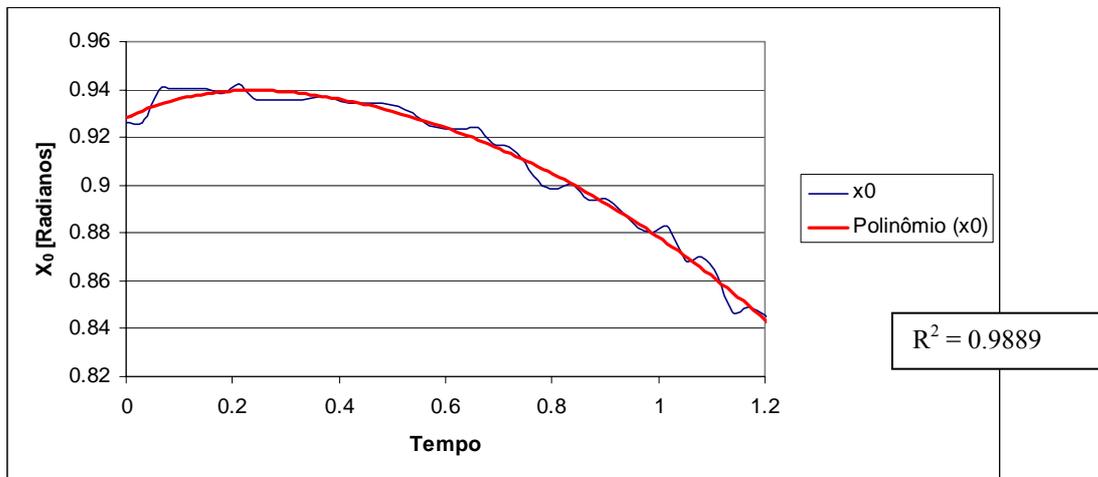


Figura 4.7 – Para a curva do deslocamento x_0

$$y_0 = -0.6423*t^6 + 1.6601*t^5 - 1.403*t^4 + 0.7002*t^3 - 0.386*t^2 + 0.0206*t - 0.4059 \quad (4.7)$$

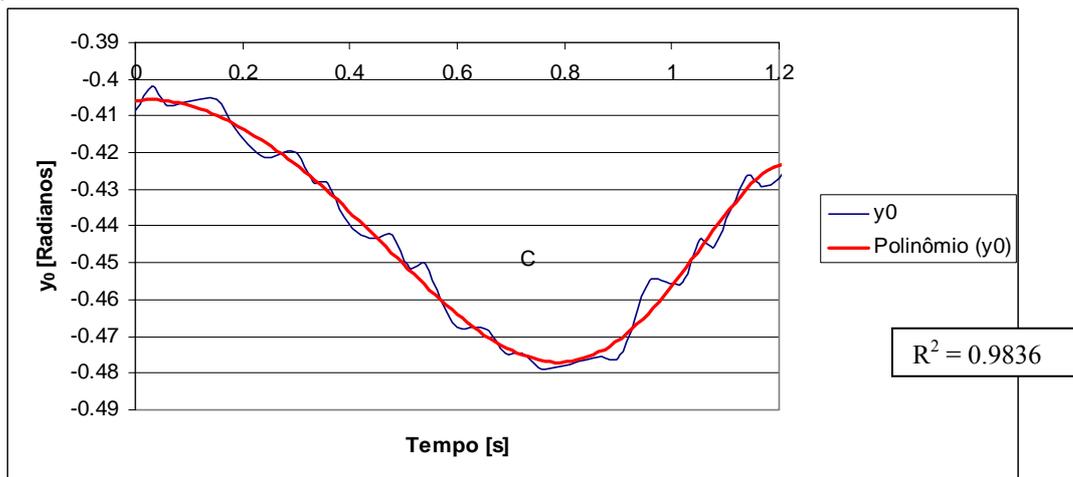


Figura 4.8 – Para a curva do deslocamento y_0 .

Estas curvas representam as trajetórias de cada segmento do sujeito 1(um), sendo que os gráficos e ajustes de curvas para os demais sujeitos encontram-se nos Apêndices E e F.

Simultaneamente à filmagem, coletou-se a força sob os pés dos participantes e, para cada nova coleta, fez-se necessária a calibração da plataforma de força. Os resultados de força foram convenientemente gravados em arquivos, como mostram as Figuras 4.9 e 4.10.



Figura 4.9 – Gráfico dos esforços no pé do sujeito amputado va1



Figura 4.10 – Gráfico dos esforços no pé do sujeito não-amputado vn1

Para a análise, os dados de forças foram exportados no formato DAT e transformados em arquivo de tabela numérica do Excel.

Após a realização do procedimento experimental, efetuou-se a transferência de dados, para se proceder ao tratamento e à análise dos sinais. O utilitário utilizado neste estudo foi o Microsoft Excel.

Com a obtenção dos dados, foi possível montar uma planilha no Excel, como mostra a Figura 4.11.

1	t	força hor (Kg)	força v	Gravidade	Força medida	Peso Voluntário	Força mão	momento Força mão	mom. Corpo sup	Mo	Fo
2	0	5.4938	83.417	9.81	818.32077	755.37	-62.95077	-33.3639081	24.17184	-57.5357481	365.09877
3	0.03	6.75511	74.085	9.81	726.77385	755.37	28.59615	15.1559595	24.17184	-9.0158805	273.55185
4	0.06	5.5719	70.441	9.81	691.02621	755.37	64.34379	34.1022087	24.17184	9.9303687	237.80421
5	0.09	7.6545	69.22	9.81	679.0482	755.37	76.3218	40.450554	24.17184	16.278714	225.8262
6	0.12	5.66048	67.99	9.81	666.9819	755.37	88.3881	46.845693	24.17184	22.673853	213.7599
7	0.15	7.5234	64.111	9.81	628.92891	755.37	126.44109	67.0137777	24.17184	42.8419377	175.70691
8	0.18	8.05	59.7365	9.81	586.015065	755.37	169.354935	89.75811555	24.17184	65.58627555	132.793065
9	0.21	7.048	57.3906	9.81	563.001786	755.37	192.368214	101.9551534	24.17184	77.78331342	109.779786
10	0.24	9.25902	58.2687	9.81	571.615947	755.37	183.754053	97.38964809	24.17184	73.21780809	118.393947
11	0.27	7.18389	61.2851	9.81	601.206831	755.37	154.163169	81.70647957	24.17184	57.53463957	147.984831
12	0.3	8.56827	63.8068	9.81	625.944708	755.37	129.425292	68.59540476	24.17184	44.42356476	172.722708
13	0.33	8.74631	67.6366	9.81	663.515046	755.37	91.854954	48.68312562	24.17184	24.51128562	210.293046
14	0.36	7.60308	72.5422	9.81	711.638982	755.37	43.731018	23.17743954	24.17184	-0.99440046	258.416982
15	0.39	10.116549	78.7551	9.81	772.587531	755.37	-17.217531	-9.12529143	24.17184	-33.29713143	319.365531
16	0.42	6.59779	90.7837	9.81	890.588097	755.37	-135.218097	-71.66559141	24.17184	-95.83743141	437.366097
17	0.45	8.599049	87.3646	9.81	857.046726	755.37	-101.676726	-53.88866478	24.17184	-78.06050478	403.824726
18	0.48	7.5847	77.854	9.81	763.74774	755.37	-8.37774	-4.4402022	24.17184	-28.6120422	310.52574
19	0.51	5.6182	74.578	9.81	731.61018	755.37	23.75982	12.5927046	24.17184	-11.5791354	278.38818
20	0.54	7.5594	71.496	9.81	701.37576	755.37	53.99424	28.6169472	24.17184	4.4451072	248.15376
21	0.57	5.3018	70.3827	9.81	690.454287	755.37	64.915713	34.40532789	24.17184	10.23348789	237.232287
22	0.6	7.3613	67.0882	9.81	658.135242	755.37	97.234758	51.53442174	24.17184	27.36258174	204.913242
23	0.63	7.8016	64.2298	9.81	630.094338	755.37	125.275662	66.39610086	24.17184	42.22426086	176.872338
24	0.66	6.4153	64.0015	9.81	627.854715	755.37	127.515285	67.58310105	24.17184	43.41126105	174.632715
25	0.69	8.9432	65.8186	9.81	645.680466	755.37	109.689534	58.13545302	24.17184	33.96361302	192.458466
26	0.72	6.5628	65.5878	9.81	643.416318	755.37	111.953682	59.33545146	24.17184	35.16361146	190.194318
27	0.75	8.42671	61.6066	9.81	604.360746	755.37	151.009254	80.03490462	24.17184	55.86306462	151.138746
28	0.78	8.71551	60.3118	9.81	591.658758	755.37	163.711242	86.76695826	24.17184	62.59511826	138.436758
29	0.81	6.9985	63.8965	9.81	626.824665	755.37	128.545335	68.12902755	24.17184	43.95718755	173.602665

Figura 4.11 – Planilha Excel referente às forças medidas e calculadas

A planilha mostrada na Figura 4.11 contém os seguintes campos: tempo [s], força horizontal e vertical [kg] medida pelo equipamento EMG System, gravidade [m/s^2], peso do sujeito [N], força na mão de acordo com a equação 3.9. Na expressão do momento da força na mão em relação ao ponto O, foi considerada a distância entre o apoio da mão e o ponto O como sendo $d=0,53$ m. O peso do conjunto de segmentos superiores ao ponto O, incluindo cabeça, braços e tronco, foi considerado como 40%

do peso de cada sujeito, segundo Winter (1991). Assim, a força atuante no ponto O é dada conforme Equação 3.10, referente à Figura 3.20.

Desse modo, foram obtidos os seguintes gráficos para o momento em relação ao ponto O e força no ponto O (Figuras 4.12 e 4.13).

As forças obtidas e que foram utilizadas nos cálculos mostrados na Figura 4.11 foram valores médios e de acordo com a fase do ciclo da marcha; na batida do calcanhar no chão, foi utilizada a força máxima do instante do passo; ao longo do passo, a força foi distribuída e dividida por três nos pontos I, J e K; e na saída do passo, a força utilizada foi a máxima no final do passo no instante de trocar de pé.

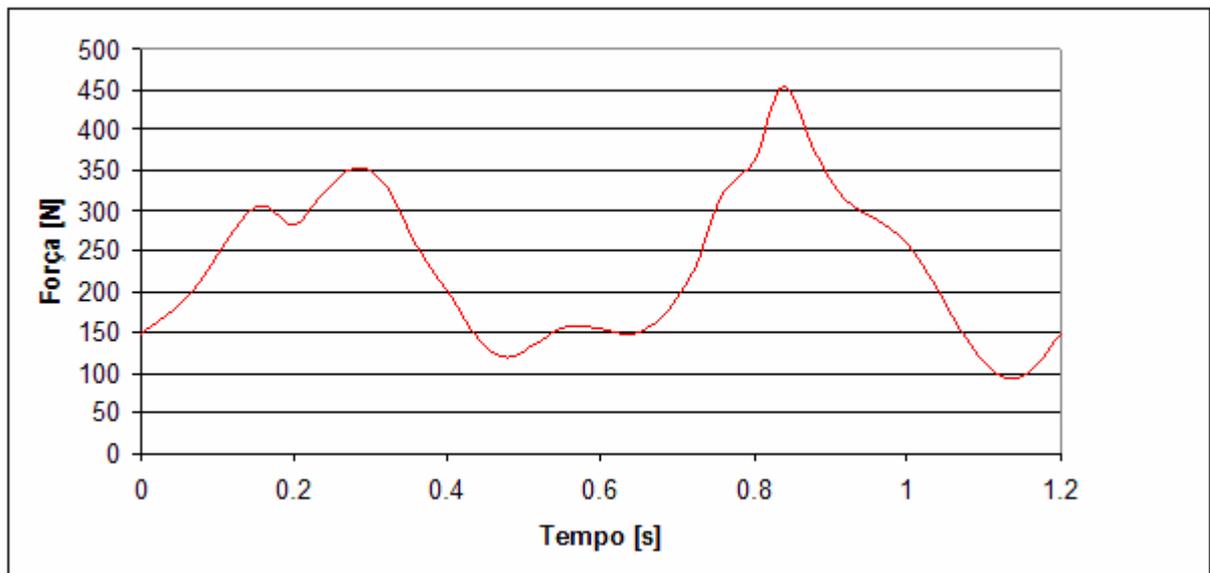


Figura 4.12 – Forças atuantes no ponto O

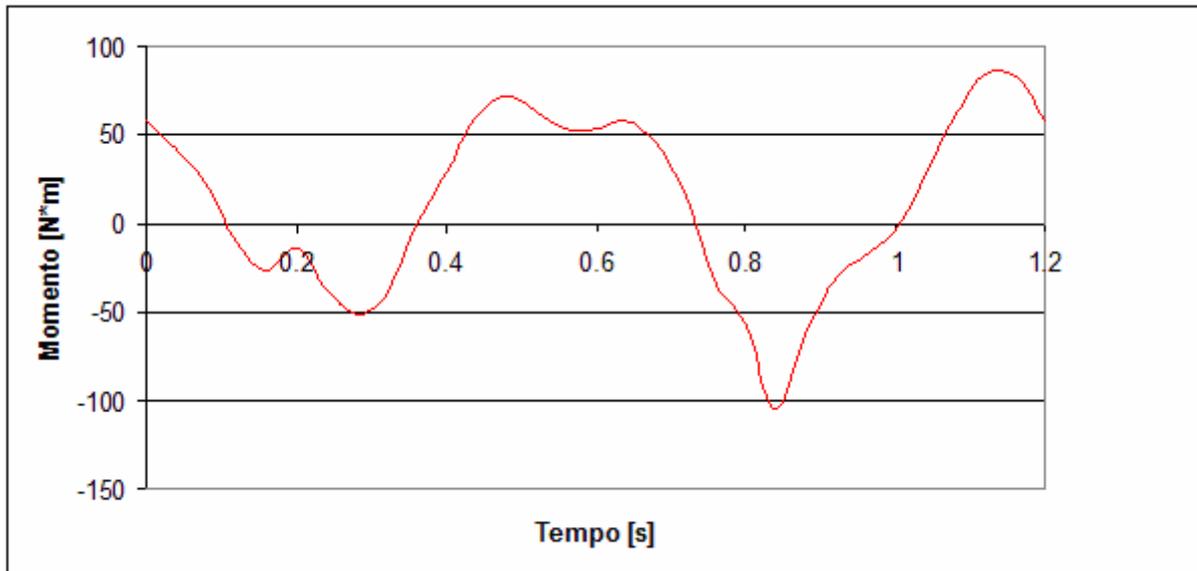


Figura 4.13 – Momento resultante no ponto O

Os grandes valores da força no ponto O devem-se aos valores da força na mão, como mostrado na Figura 3.21.

4.3 EXECUÇÃO DO MODELO DINÂMICO

Após executar o programa *vn1.atl* no Autolev, este gerou o programa *vn1.For*, que é um programa em FORTRAN referente ao sujeito não-amputado de número um *Vn1*. Para que o mesmo possa ser executado, faz-se necessário um arquivo *vn1.In*, o qual contém todos os dados de cada sujeito, tais como comprimento dos segmentos, massas, inércias e ângulos relativos à triangulação do pé e também da esteira.

A Figura 4.14 mostra os dados dos corpos e constantes declarados na Tabela 3.4. Na primeira linha estão as constantes dos comprimentos de cada segmento e ângulos da triangulação do pé e da inclinação da esteira. Na segunda linha, encontram-se os dados referentes às massas de cada segmento e, nas linhas subsequentes, os dados referentes aos momentos de inércia de cada segmento dos corpos.

Estes dados mostrados na Figura 4.14 referem-se aos dados do sujeito 1 e constituem o arquivo chamado de *vn1.In*.

```
.150 .400 .370 .071 .067 .082 .150 9.810 28.123 8.656 24.687 8.000  
20.882 7 3.58 0 1.000 0.1165 31.324  
0.320014 0.199161  
0.030583 0.117958  
0.014219 0.047951  
0.006154  
0.002051
```

Figura 4.14 – Arquivo vn1.IN

Para cada participante, foi construída ainda uma sub-rotina, a ser incluída no programa em Fortran, *Vn1.for*. Esta sub-rotina contém os esforços nos pés e no ponto O; e para o sujeito um (Vn1), os dados obtidos na plataforma de força e no ponto O podem ser representados pelo fluxograma apresentado na Figura 4.15.

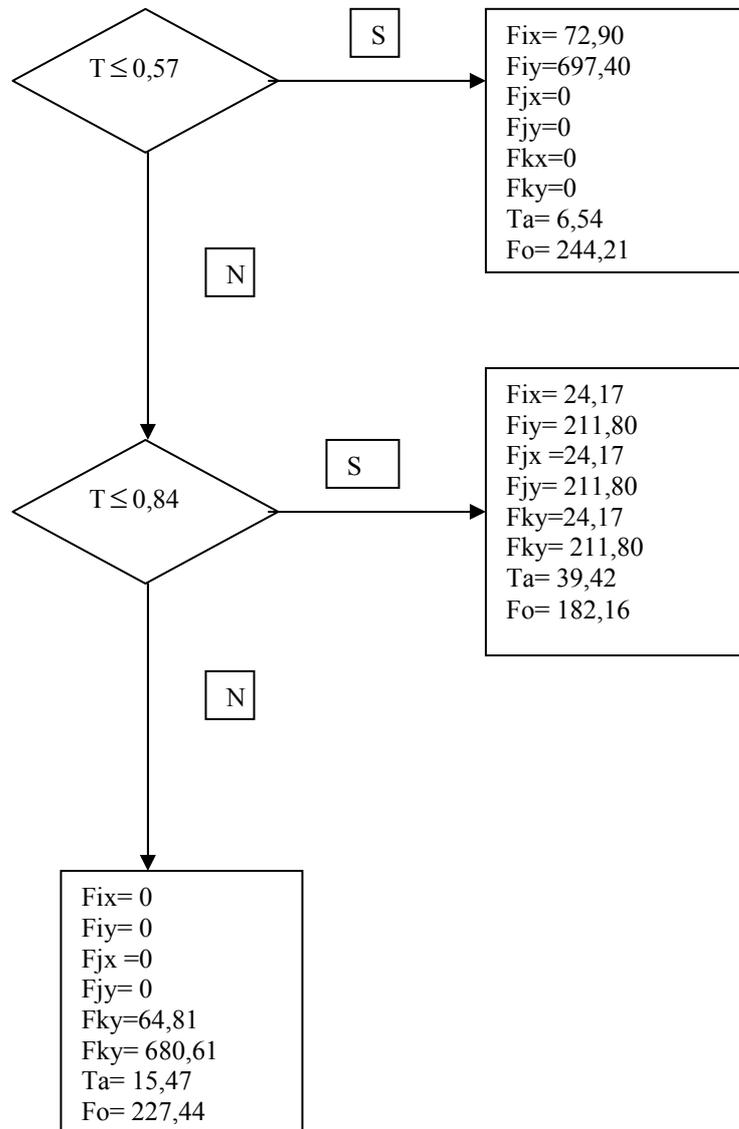


Figura 4.15 – Fluxograma dos dados obtidos na plataforma de força para o sujeito Vn1, incluídos na sub-rotina *controls* do programa Vn1.for

Para cada sujeito, foi considerado o seu tempo para a execução do passo, assim como as suas respectivas forças atuantes, tanto no ponto O, quanto no pé.

Após a execução do programa com todos os dados citados acima, obteve-se como resultado os valores de torques e forças atuantes no quadril e joelho, que são objetos deste trabalho.

4.4 ESFORÇOS NO APARELHO LOCOMOTOR

Os gráficos seguintes mostram os resultados dos torques e forças nos corpos A e B, para todos os sujeitos (amputados e não-amputados). Ressalta-se que os esforços foram padronizados em função da porcentagem do passo, uma vez que o tempo de passo de cada voluntário era diferente e devido às diferenças entre as velocidades de cada sujeito, tornando-se, assim, mais fácil a comparação entre os mesmos.

4.4.1 Torque no quadril

A Figura 4.16 mostra o torque que a coxa exerce sobre o quadril dos sujeitos não-amputados.

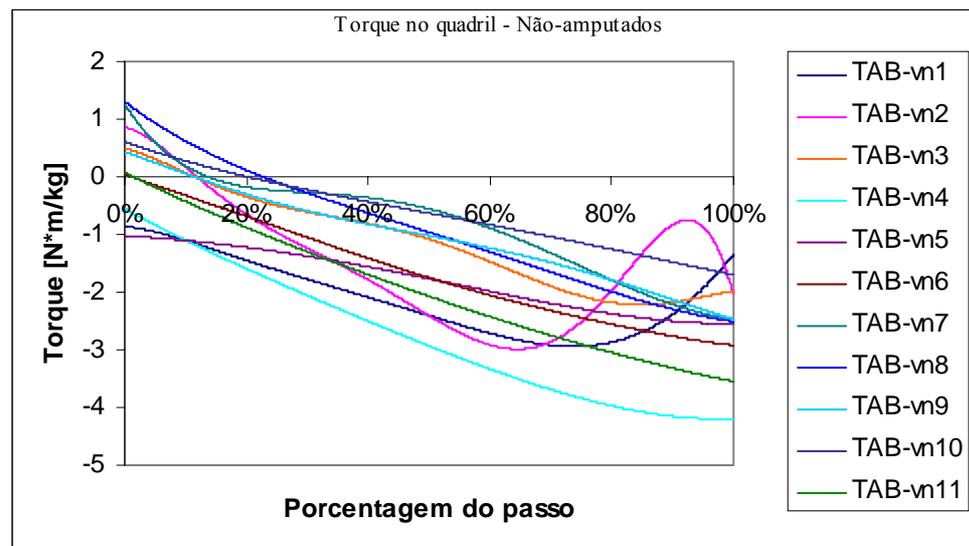


Figura 4.16 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos não-amputados

A Figura 4.17 mostra o torque que a coxa exerce sobre o quadril dos sujeitos amputados.

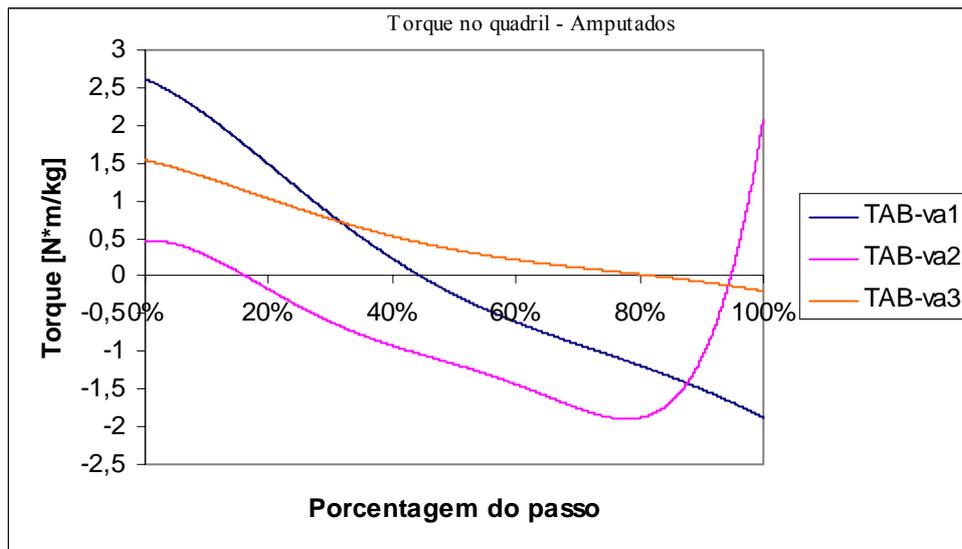


Figura 4.17 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados

A Figura 4.18 mostra o gráfico comparativo com os torques da coxa sobre o quadril entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

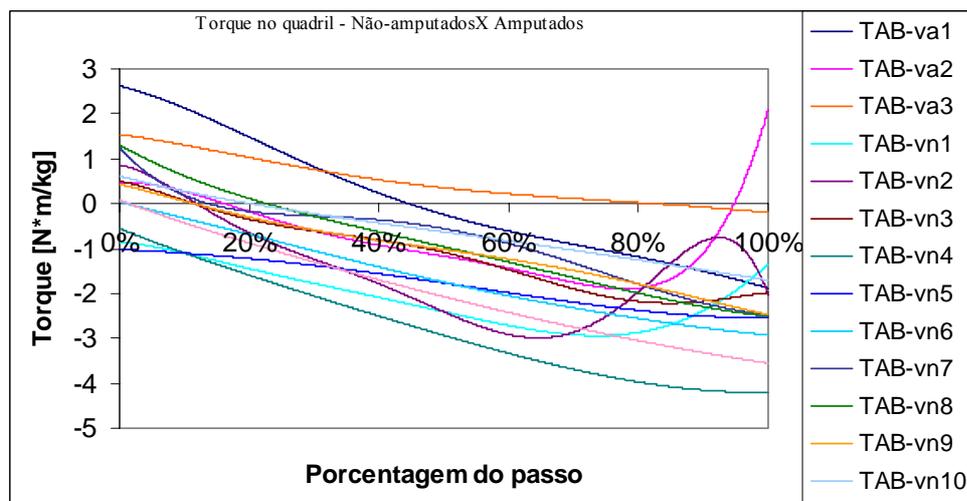


Figura 4.18 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados e nos não-amputados

Quando comparados todos os sujeitos da amostra, amputados e não-amputados, torna-se difícil visualizar as diferenças dos torques ocorridos no quadril. Por esse motivo, os sujeitos foram divididos em grupos, de acordo com o sexo e a massa corpórea, sendo que o grupo um foi composto pelas mulheres e formado pelos sujeitos Va2, Vn3, Vn5, Vn6 e Vn9. Já o segundo grupo foi formado pelos homens com uma

massa corpórea maior, ou seja, com massa superior a 80 kg e composto pelos sujeitos Va1, Vn4, Vn7 e Vn11. O terceiro grupo foi composto por Va3, Vn1, Vn8 e Vn10. A Tabela 4.8 mostra esses grupos.

Tabela 4.8 – Tabela dos grupos com características afins

Grupo 1 Mulheres		Grupo 2 Homens com maior massa		Grupo 3 Homens com menor massa	
Amputados	Não-amp.	Amputados	Não-amp.	Amputados	Não-amp.
Va2	Vn3	Va1	Vn4	Va3	Vn1
	Vn5		Vn7		Vn8
	Vn6		Vn11		Vn10
	Vn9				

A Figura 4.19 mostra gráfico com os torques no quadril do grupo 1 (mulheres), em que se compara os torques da amputada com os torques das não-amputadas.

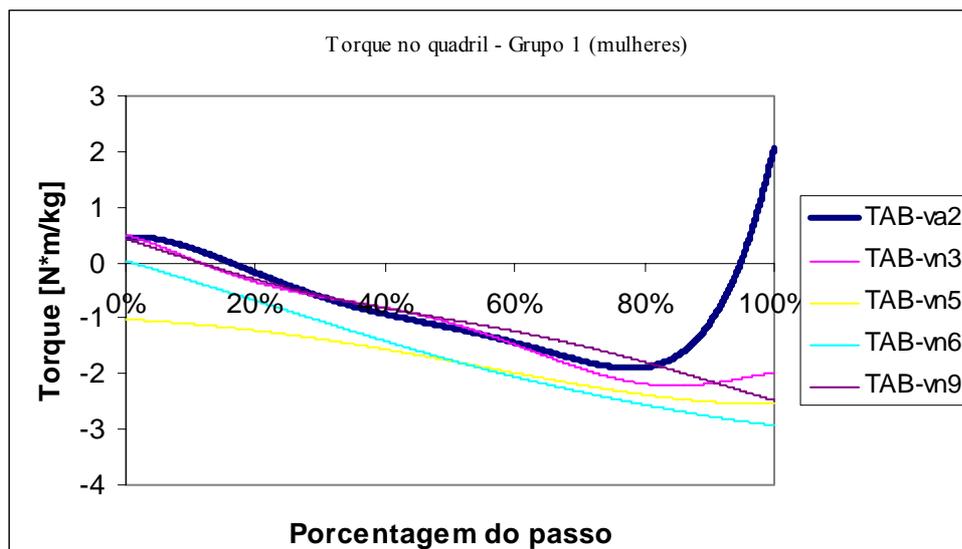


Figura 4.19 – Gráfico comparativo do torque no quadril da amputada e das não-amputadas, grupo 1

A Figura 4.20 mostra gráfico com os torques no quadril do grupo 2 (homens com maior massa corpórea), em que se compara os torques do amputado com os dos não-amputados.

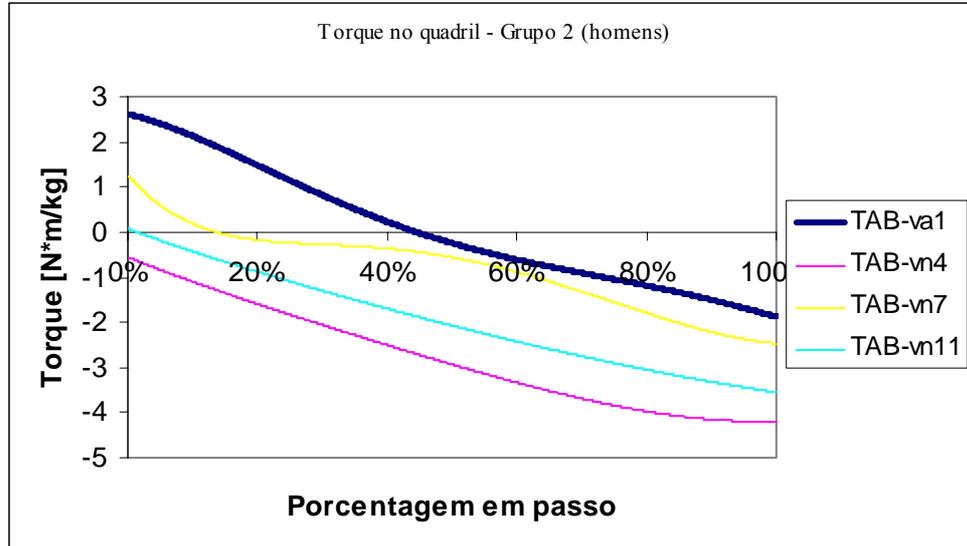


Figura 4.20 – Gráfico comparativo do torque no quadril do amputado e dos não-amputados, grupo 2

A Figura 4.21 mostra gráfico com os torques no quadril do grupo 3 (homens com menor massa corpórea), em que se compara os torques do amputado com os dos não-amputados.

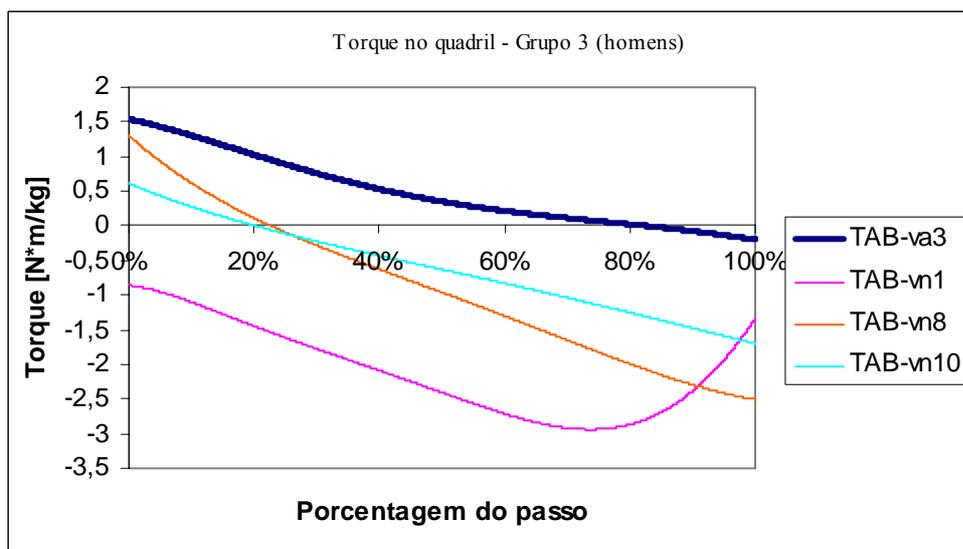


Figura 4.21 – Gráfico comparativo do torque no quadril do amputado e dos não-amputados, grupo 3

Como visto nas Figuras 4.19, 4.20 e 4.21, o torque no quadril TAB, ou seja, o torque que o corpo B exerce em A, nos amputados, é maior que nos sujeitos não-amputados no início do passo. Deve-se salientar que o sujeito amputado Va1 é atleta, ou seja, tem preparo físico e possui um andar com a prótese menos manco que os demais. Como consequência, vê-se na Figura 4.20, que a curva deste sujeito apresentou características semelhantes aos dos sujeitos não-amputados, o que vem ao encontro do trabalho publicado por Fang *et al.* (2007), que relatam que o mau alinhamento nas próteses pode afetar enormemente as forças dos músculos devido à aplicação de maiores torques nas juntas.

A Figura 4.22 mostra a comparação entre os amputados e os sujeitos não-amputados com dificuldade de caminhar, uma vez que os mesmos nunca haviam antes caminhado sobre as esteiras.

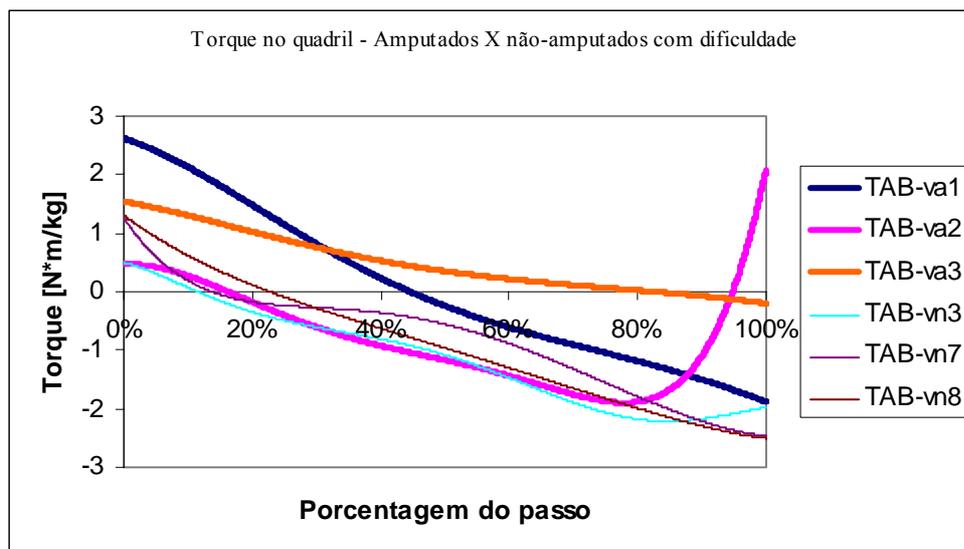


Figura 4.22 – Torque do segmento B sobre o A nos sujeitos amputados com os sujeitos com dificuldades sobre a esteira

Os torques atuantes no quadril dos sujeitos amputados são qualitativamente mais próximos dos torques de três sujeitos não-amputados (Vn3, Vn7 e Vn8), os quais apresentaram maior dificuldade em andar na esteira.

Donker e Beek, em 2002, no seu artigo intitulado “Coordenação entre membros no caminhar com prótese: efeitos de assimetria e velocidade de marcha”, relatam que, com velocidades baixas, o sujeito amputado apresenta uma assimetria maior, o que

vem ao encontro deste trabalho, pois os sujeitos com dificuldade de andar na esteira e que andaram em velocidade menor tiveram as curvas próximas das dos amputados, obtendo curvas com um mesmo padrão em relação aos amputados.

Para completar o objetivo deste trabalho, que é comparar os torques dos dois grupos de sujeito, realizou-se uma análise estatística, a fim de se verificar se há diferença significativa entre eles. Foi utilizado, como mencionado, o método de Mann Whitman com um *p-value* de 10% para significância e com um valor de *p-value* 5% com grande significância. Para comparação, foram tomados os valores de torques no quadril em 10 instantes ao longo do passo dos sujeitos. Portanto, para cada sujeito foram considerados os torques no quadril (ponto P), referentes aos gráficos apresentados entre as Figuras 4.16 e 4.19.

A Tabela 4.9 mostra o valor *p-value* da comparação do torque no quadril dos quatorze sujeitos, divididos em dois grupos – n=11 para os não-amputados e n=3 para os amputados –, em que para o passo variou-se de 0% a 100%, sendo subdividido em cada 10% .

Tabela 4.9 – *P-value* da comparação entre os torques no quadril

TAB	0%	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
	,088*	,022**	,038**	,060*	,088*	,088*	,060*	,060*	,038**	,038**	,022**
	* $\alpha \leq 10\%$					** $\alpha \leq 5\%$					

Pode-se verificar por meio da Tabela 4.9 que, em todos os instantes do passo, houve diferença estatística entre os torques no quadril dos sujeitos amputados e no dos não-amputados. Em alguns instantes o *p-value* ficou inferior a 5%. Tal comportamento já foi evidenciado de forma qualitativa e visual nos gráficos comparativos.

4.4.2 Torque no joelho

A comparação dos torques que o segmento C (perna) exerce sobre o segmento B (coxa), ou seja, no joelho, é apresentada na forma de porcentagem do passo, sendo 0%

o contato do calcanhar ao solo e 100% do passo onde os dedos do pé encontram-se em propulsão, como pode ser visto nas Figuras 4.23, 4.24 e 4.25.

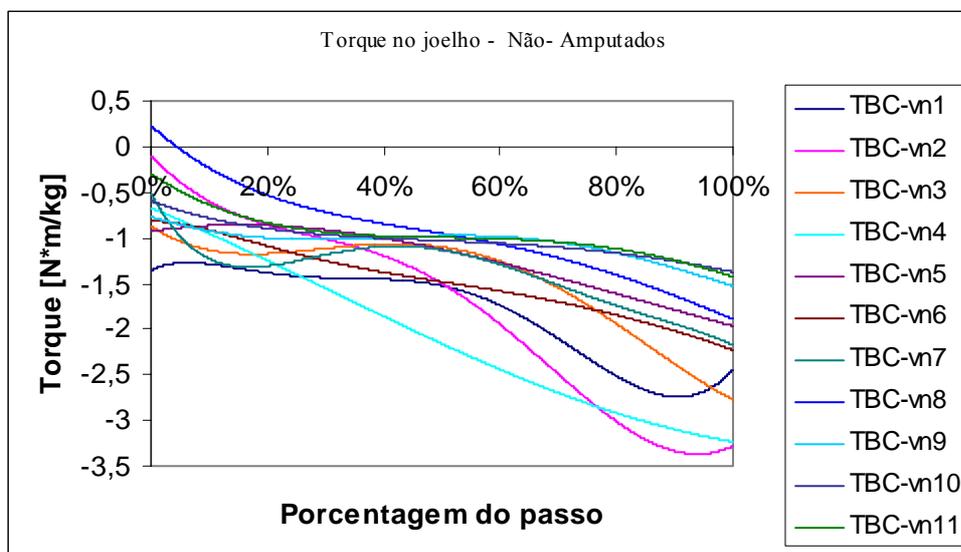


Figura 4.23 – Torque do segmento C sobre o B nos sujeitos não-amputados

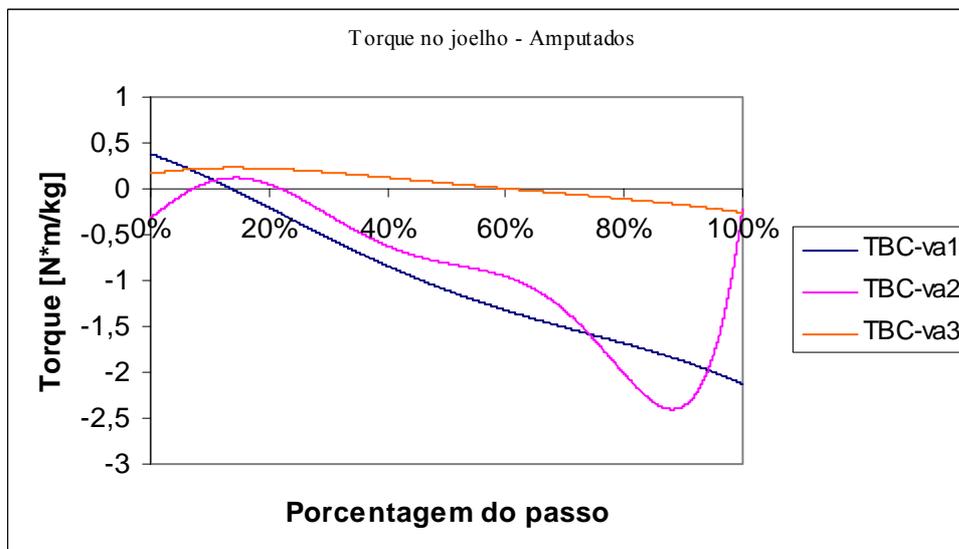


Figura 4.24 – Torque do segmento C sobre o B nos sujeitos amputados

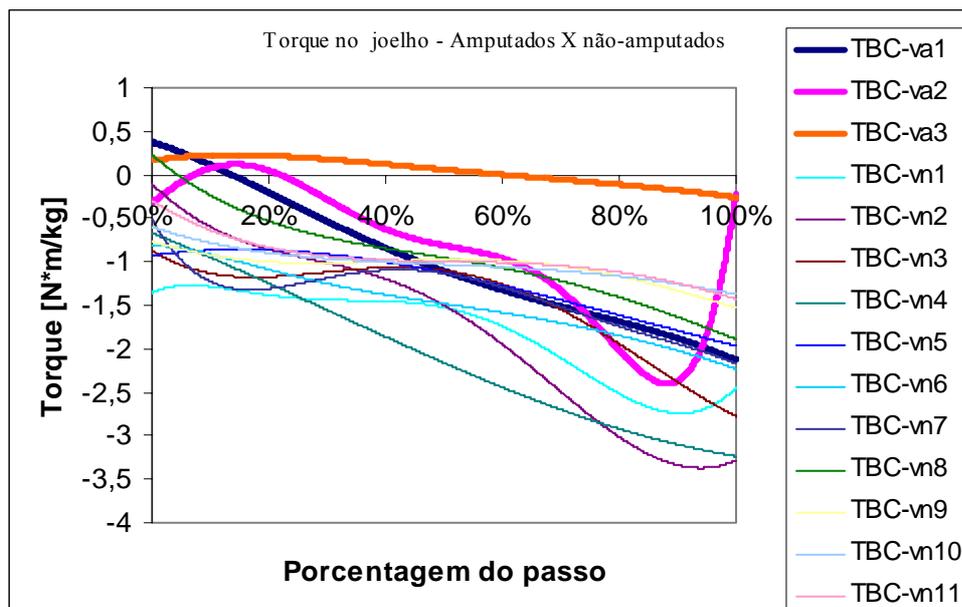


Figura 4.25 – Torque do segmento C sobre o B nos dois grupos de sujeitos

Como não foi possível identificar um padrão marcante entre os dois grupos, será feita a divisão entre os sujeitos como foi descrita no item anterior. A Figura 4.26 mostra gráfico com os torques no joelho do grupo 1 (mulheres), em que se compara os torques da amputada com os das não-amputadas.

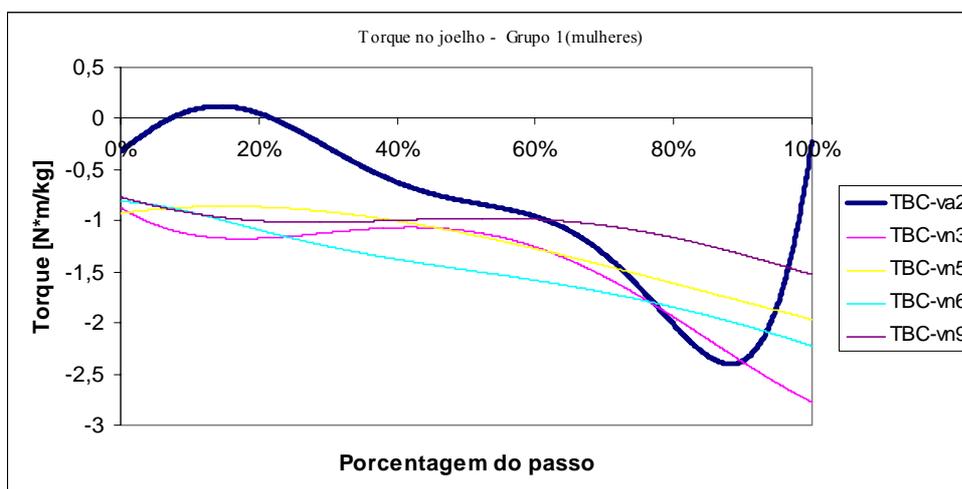


Figura 4.26 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 1

A Figura 4.27 mostra gráfico com os torques no joelho do grupo 2 (homens com maior massa corpórea), em que se compara os torques do amputado com os dos não-amputados.

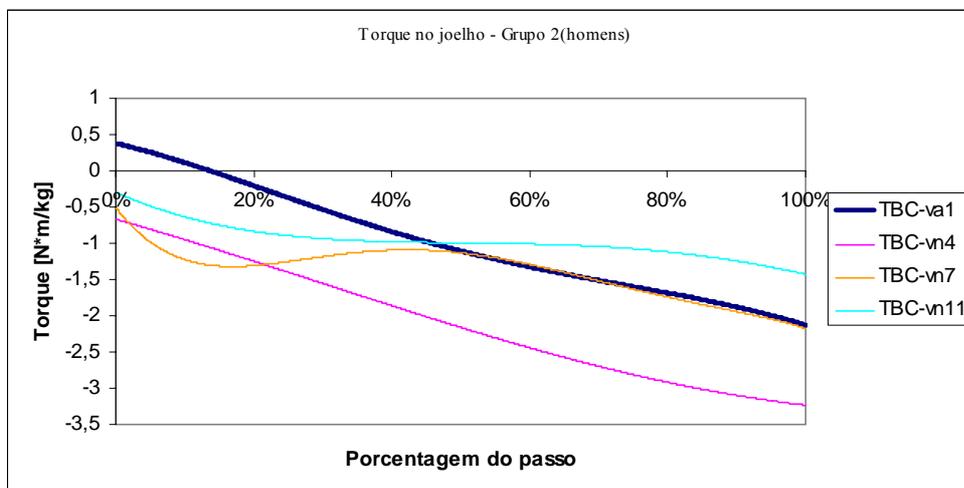


Figura 4.27 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 2

A Figura 4.28 mostra gráfico com os torques no quadril do grupo 3 (homens com menor massa corpórea), em que se compara os torques do amputado com os dos não-amputados.

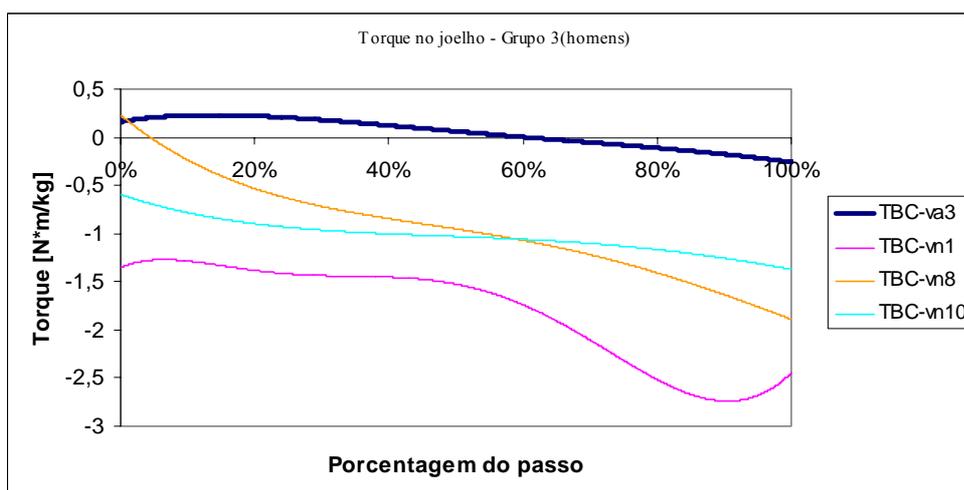


Figura 4.28 – Gráfico comparativo do torque no joelho da amputada e das não-amputadas, grupo 3

Os torques mostrados nas Figuras 4.26, 4.27 e 4.28 são aqueles que ocorrem próximo às próteses dos amputados (joelho), em que as diferenças das curvas de torque em relação aos sujeitos não-amputados foram menores, mantendo-se um certo padrão.

Os resultados da análise estatística apresentados na Tabela 4.10 são referentes aos torques aplicados no joelho (ponto Q). Nessa tabela foi utilizado o método de Mann Whitman com um *p-value* de 10% para significância e com um valor de *p-value* 5% com grande significância e se referem aos gráficos apresentados entre as Figuras 4.23 e 4.25.

Tabela 4.10 – *P-value* da comparação entre os torques no joelho

	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
TBC	,060*	,005**	,005**	,005**	,005**	,088*	,170	,291	0,659	,555	,088*
	* $\alpha \leq 10\%$					** $\alpha \leq 5\%$					

As diferenças mostradas nos gráficos nos torques no joelho dos amputados e no dos não-amputados, de forma qualitativa e visual, também podem ser mostradas por meio de análise estatística, em que se nota que esses torques foram maiores na metade do passo (50%); em seguida, as curvas foram se aproximando das curvas dos não-amputados e, na fase do pré-balanço, voltaram a apresentar diferença novamente, como pode ser visto na Tabela 4.10.

A diferença estatística apresentada no final do passo, possivelmente, foi devida à amputada va2, que apresentou um padrão de torque bastante diferente dos demais. Dentre os amputados da amostra, esta apresentava um andar mais oscilante em relação aos demais.

4.4.3 Força cortante no quadril

Inicialmente, serão mostrados todos os valores da força cortante nos sujeitos amputados, não-amputados e a comparação entre os dois grupos. Em seguida, as divisões em grupos 1, grupo 2 e grupo 3.

A Figura 4.29 mostra a força cortante da coxa sobre o quadril dos sujeitos não-amputados.

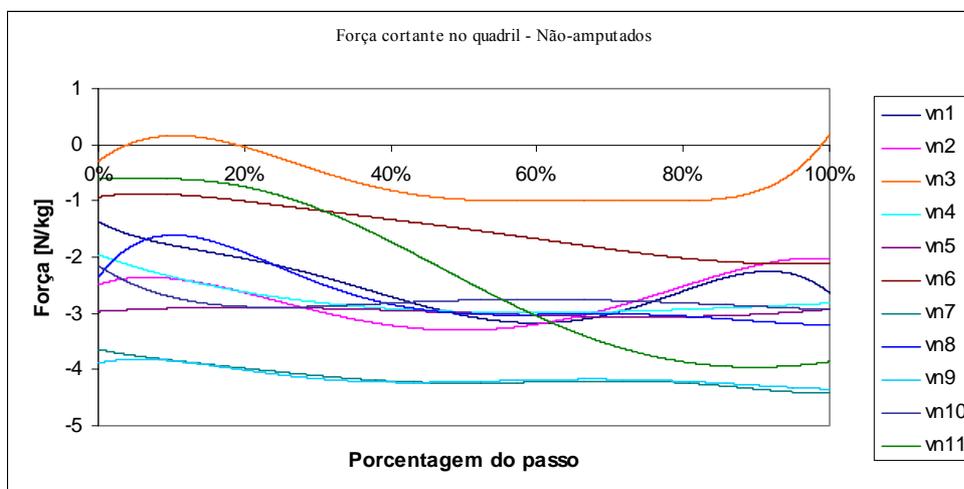


Figura 4.29 – Gráfico da força cortante atuante no quadril dos não-amputados

A Figura 4.30 mostra a força cortante da coxa sobre o quadril dos sujeitos amputados.

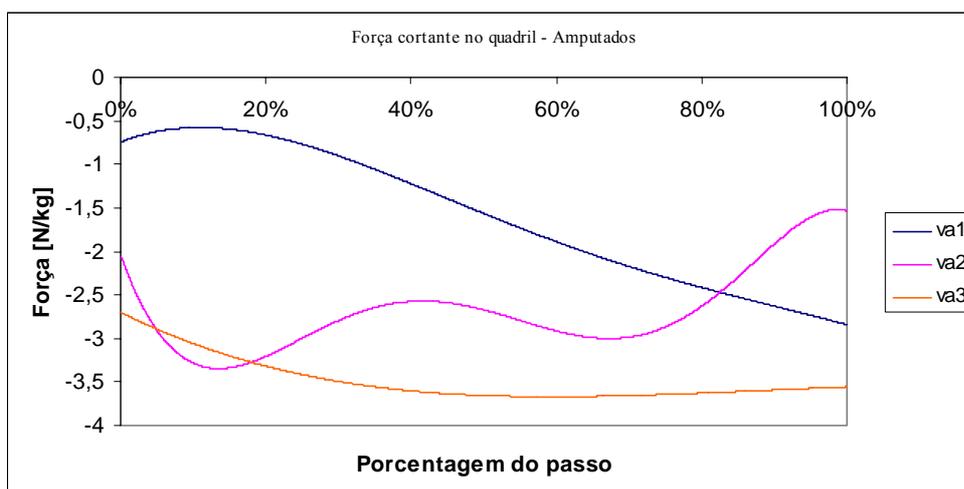


Figura 4.30 – Gráfico da força cortante atuante no quadril dos amputados

A Figura 4.31 mostra gráfico da força cortante da coxa sobre o quadril, em que se comparam os sujeitos não-amputados e os amputados.

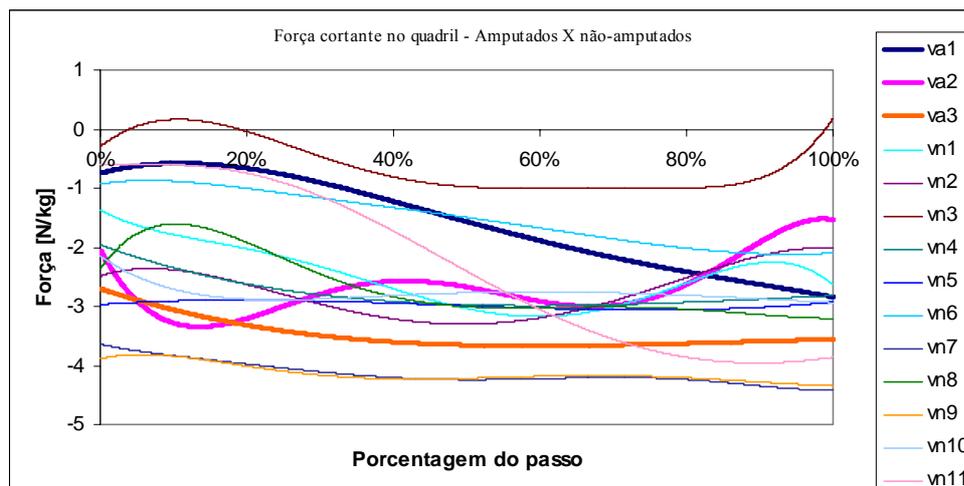


Figura 4.31 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril dos não-amputados X amputados

Na Figura 4.31, observa-se que, pelo menos de forma qualitativa, não há diferença entre os padrões das curvas da força cortante entre os dois grupos (amputados e não-amputados), em que não foi possível diferenciar as forças dos dois grupos.

A Figura 4.32 mostra gráfico comparativo da força cortante da coxa sobre o quadril, no Grupo 1 (mulheres), entre as mulheres não-amputadas e a amputada.

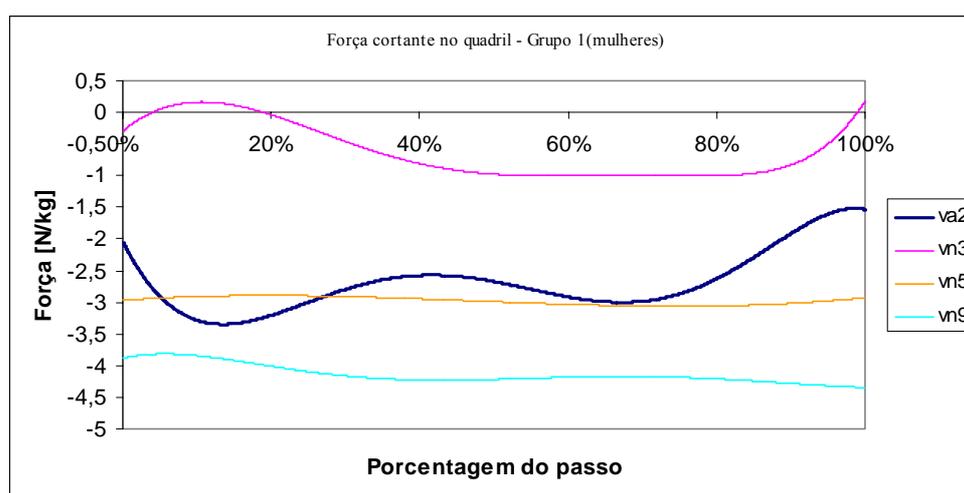


Figura 4.32 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 1

Mesmo separando-se em grupos, não se observa grande diferença nos padrões das forças cortantes no quadril das mulheres não-amputadas e no da amputada.

A Figura 4.33 mostra gráfico comparativo da força cortante da coxa sobre o quadril, no Grupo 2 (homens com maior massa corpórea), ou seja, entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

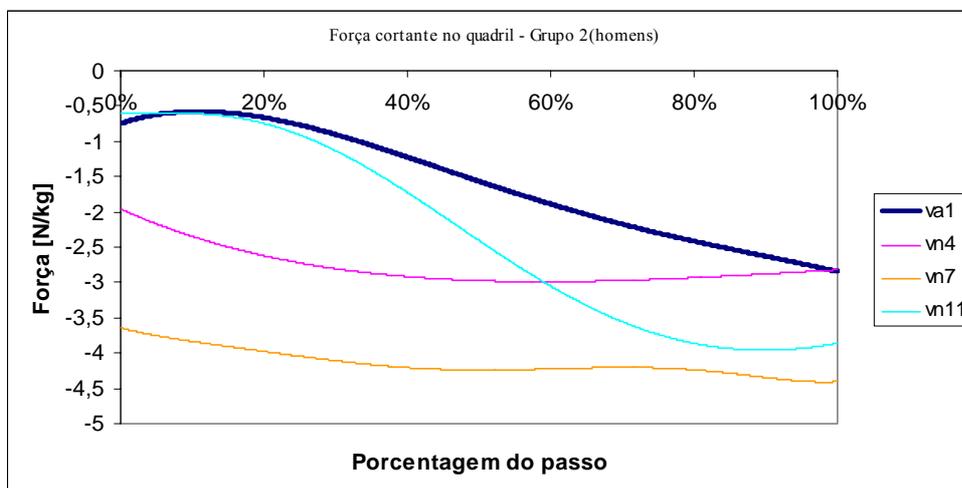


Figura 4.33 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 2

Assim como o grupo 1, o grupo 2 também não apresentou grandes diferenças nas curvas de forças cortantes.

A Figura 4.34 mostra gráfico comparativo da força cortante da coxa sobre o quadril, no Grupo 3 (homens com menor massa corpórea), entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

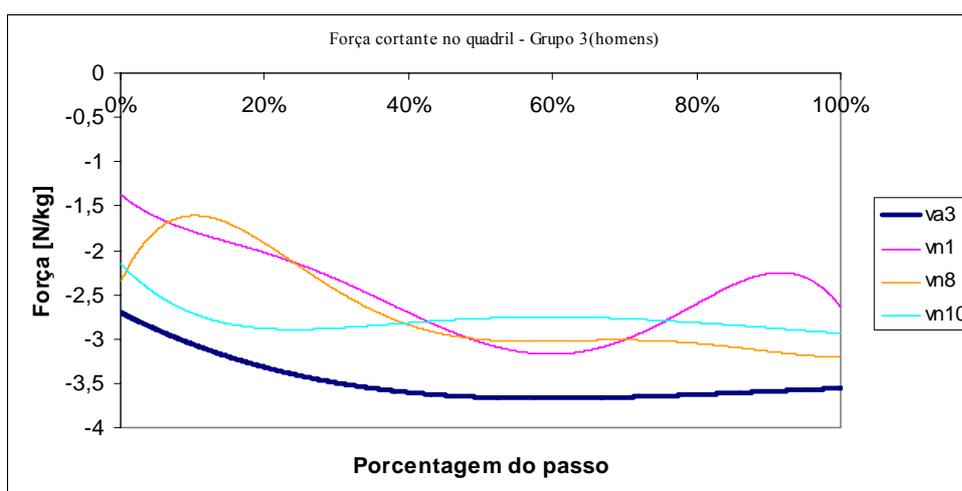


Figura 4.34 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no quadril do Grupo 3

Não se evidenciou grande diferença entre as forças cortantes atuantes no quadril dos sujeitos amputados e no dos não-amputados.

A Tabela 4.11 mostra os valores *p-value* da comparação das forças cortantes para os quatorze sujeitos, para as porcentagens do passo.

Tabela 4.11 – *P-value* da comparação entre as forças cortantes no quadril

FA	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
Cort	,769	,886	,769	,885	,659	,769	,769	1,00	,769	,659	,769

Além dos gráficos não mostrarem as diferenças nas forças no quadril dos amputados e no dos não-amputados, de forma qualitativa e visual, não ocorreram diferenças estatísticas significantes na Tabela 4.11.

4.4.4 Força normal no quadril

As Figuras 4.35, 4.36 e 4.37 apresentam as forças normais atuantes no quadril, ou seja, no ponto P.

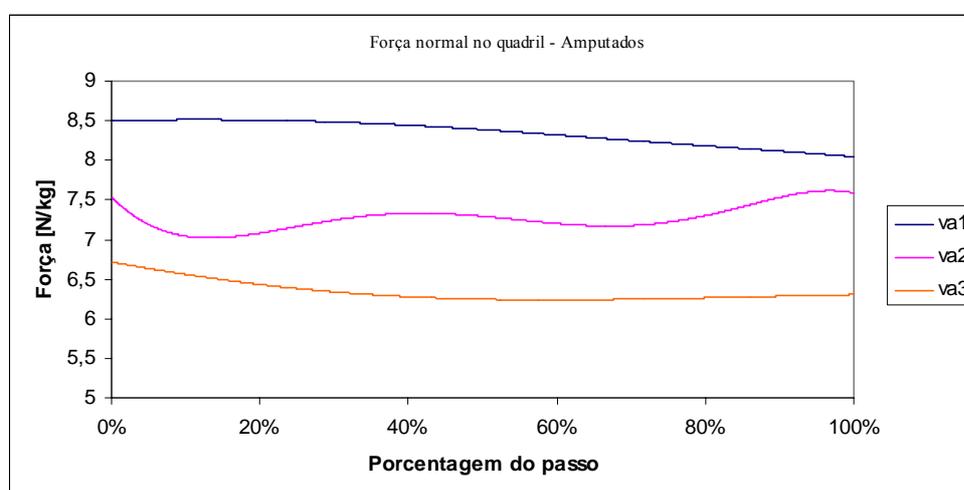


Figura 4.35 – Gráfico da força normal atuante no quadril dos amputados

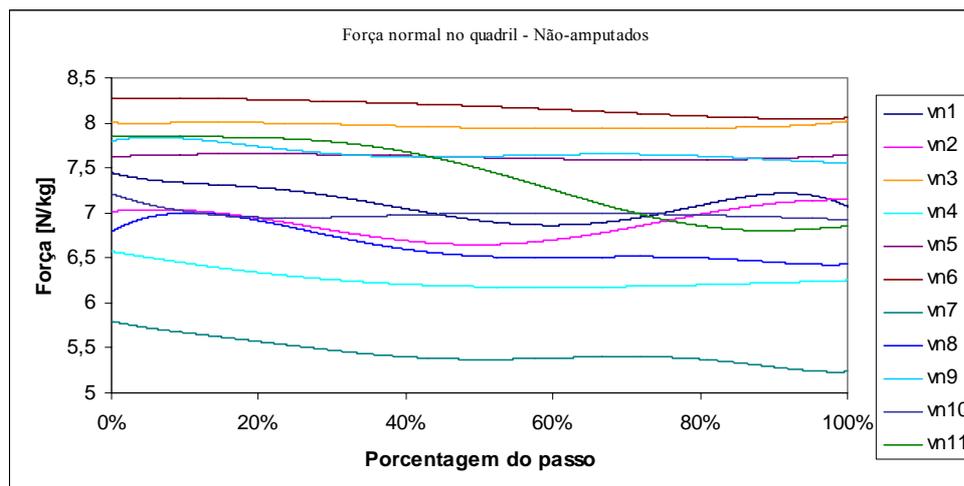


Figura 4.36 – Gráfico da força normal atuante no quadril dos não-amputados

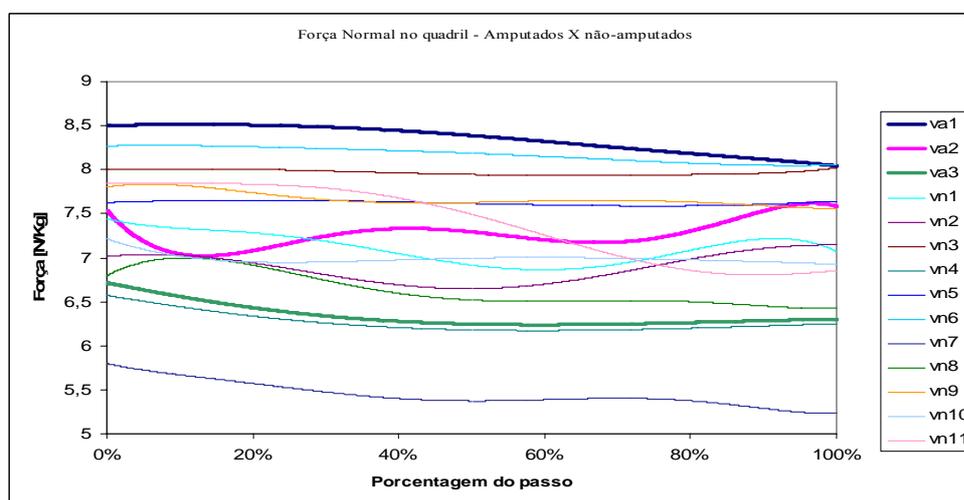


Figura 4.37 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril dos não-amputados X amputados

Não foram evidenciadas grandes diferenças entre as forças normais atuantes no quadril dos sujeitos dos dois grupos (amputados e não-amputados), pelo menos de forma qualitativa.

A Figura 4.38 mostra gráfico comparativo da força normal da coxa sobre o quadril no Grupo 1 (mulheres), entre as não-amputadas e a amputada.

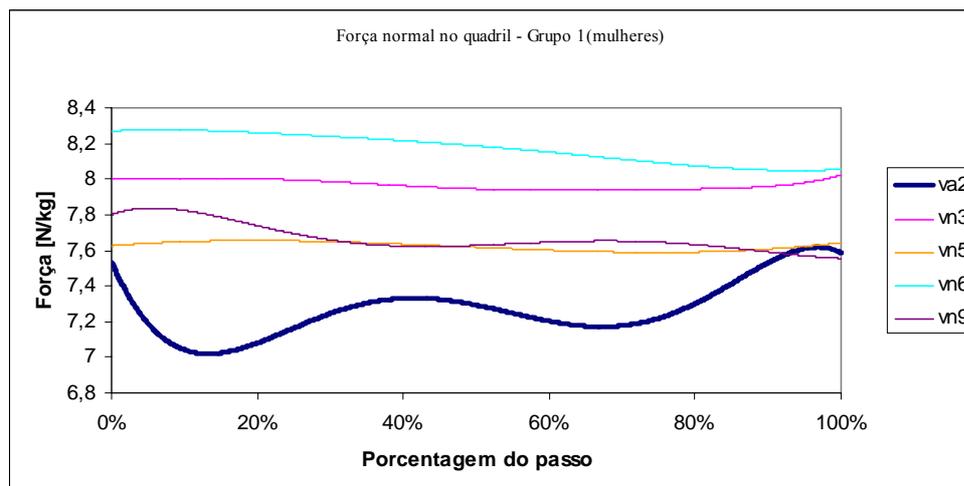


Figura 4.38 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 1

A Figura 4.39 mostra gráfico comparativo da força normal da coxa sobre o quadril, no Grupo 2 (homens com maior massa corpórea), entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

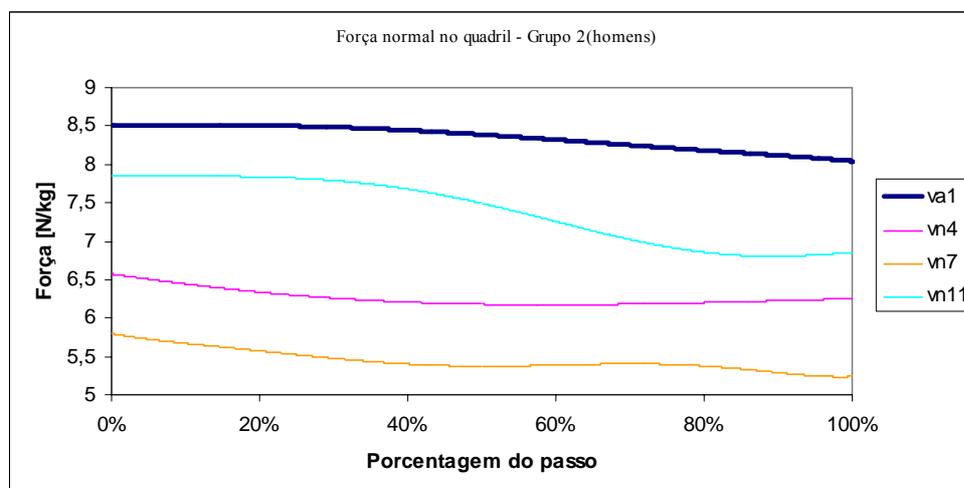


Figura 4.39 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 2

A Figura 4.40 mostra gráfico comparativo da força normal da coxa sobre o quadril, no Grupo 3 (homens com menor massa corpórea), ou seja, entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

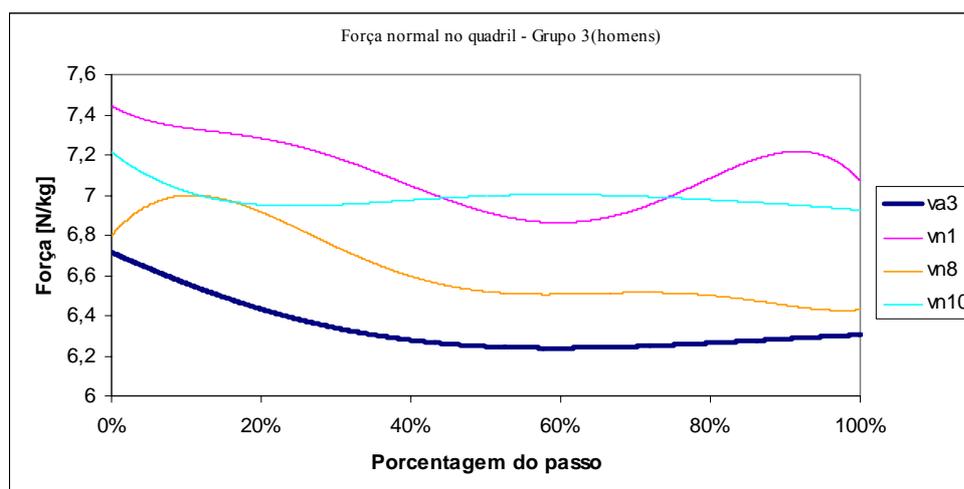


Figura 4.40 – Gráfico comparativo da força normal atuante no quadril – Grupo 3

A força utilizada pelos amputados na plataforma foi menor para os sujeitos Va2 e Va3, pois os mesmos utilizaram mais força na mão do que os não-amputados; no caso do sujeito Va1, possivelmente o uso da mão foi menor pelo fato de ele ser atleta.

A Tabela 4.12 mostra o valor de *p-value* comparativo das forças normais para os quatorze sujeitos, para todo passo.

Tabela 4.12 - *P-value* da comparação entre as forças normais no quadril

FANor	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
	,769	,885	,885	,769	,769	,769	,769	,659	,659	,659	,659

Além dos gráficos não mostrarem diferenças nas forças normais no quadril dos amputados e no dos não-amputados, de forma qualitativa e visual, não ocorreram diferenças estatísticas significantes como pode ser visto na Tabela 4,12..

4.4.5 Força normal no joelho

A Figura 4.41 mostra a força normal sobre o joelho dos sujeitos amputados.

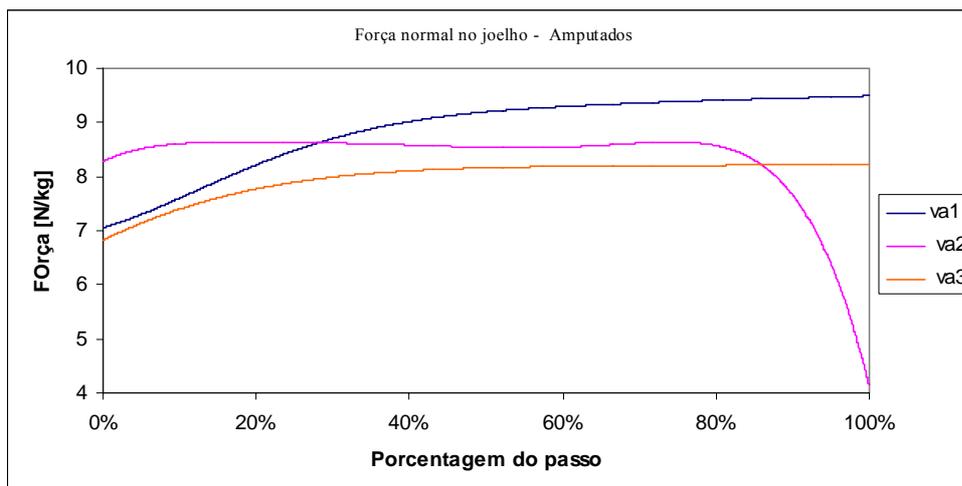


Figura 4.41 – Gráfico da força normal atuante no joelho dos amputados

A Figura 4.42 mostra a força normal sobre o joelho dos sujeitos não-amputados.

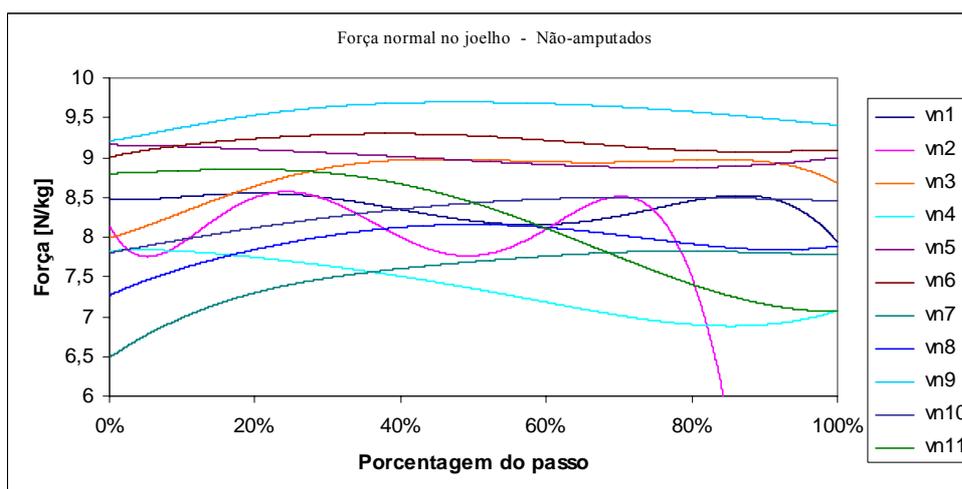


Figura 4.42 – Gráfico da força normal atuante no joelho dos não-amputados

A Figura 4.43 mostra a comparação da força normal sobre o joelho entre os sujeitos não-amputados e os amputados.

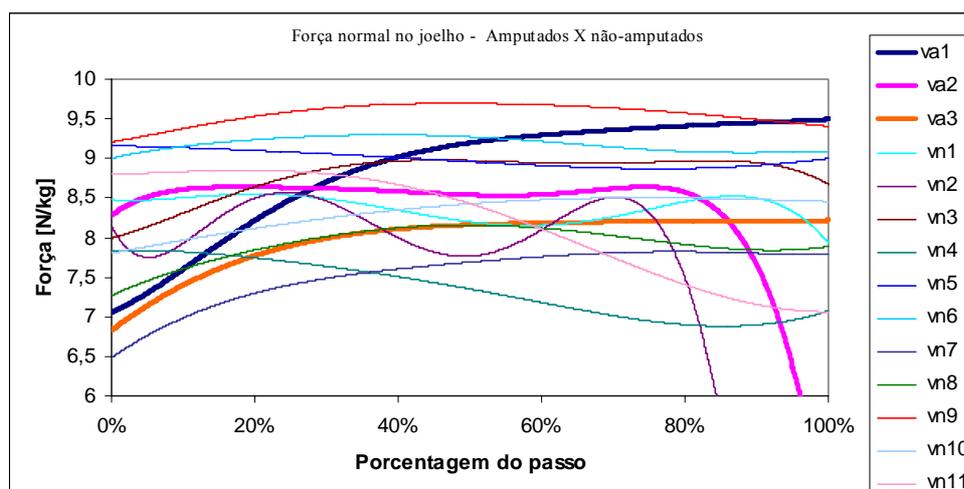


Figura 4.43 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho dos não-amputados X amputados.

Não foram encontradas diferenças marcantes entre as forças normais atuantes no joelho dos sujeitos dos dois grupos (amputados e não-amputados).

A Figura 4.44 mostra a força normal sobre o joelho dos sujeitos do Grupo 1 (mulheres) e compara as não-amputadas com a amputada.

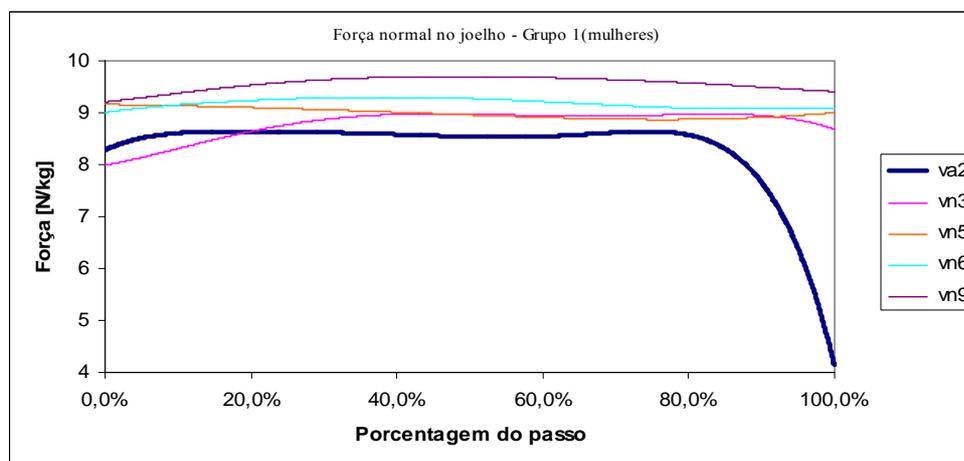


Figura 4.44 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho – Grupo 1

A Figura 4.45 mostra a força normal sobre o joelho do Grupo 2 (homens com a maior massa corpórea), traçando um comparativo entre os não-amputados e o amputado.

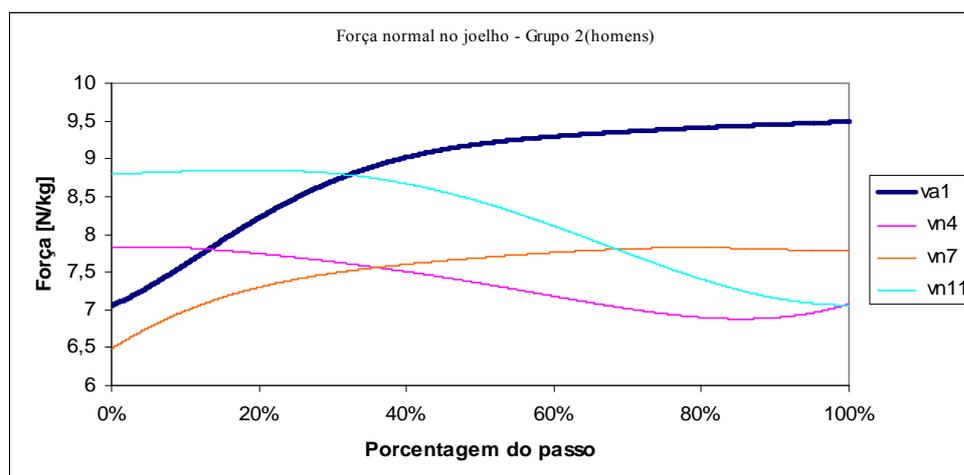


Figura 4.45 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho – Grupo 2

A Figura 4.46 mostra a força normal sobre o joelho dos sujeitos do Grupo 2 (homens com a menor massa corpórea), realizando-se uma comparação entre os não-amputados e o amputado.

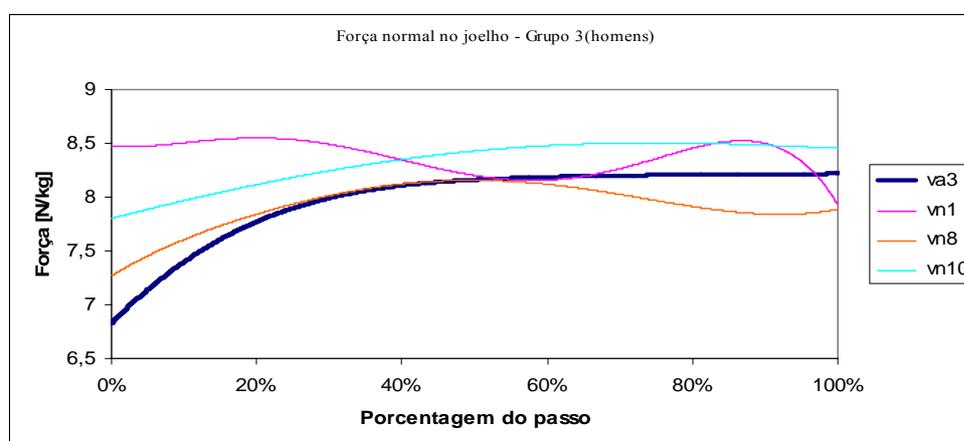


Figura 4.46 – Gráfico comparativo da força normal atuante no joelho – Grupo 3

Analisando as Figuras 4.44, 4.45 e 4.46 não se evidenciou grande diferença entre as forças normais atuantes no quadril dos sujeitos amputados e no dos não-amputados.

A Tabela 4.13 mostra os valores *p-value* da comparação da força normal no joelho para os quatorze sujeitos, para as porcentagens do passo.

Tabela 4.13 – *P-value* da comparação entre as forças normais no joelho

FANor	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
	,769	885	,885	,769	,769	,769	,769	,659	,659	,659	,659

O que foi observado pelos gráficos anteriores pode ser comprovado pela análise estatística, ou seja, não mostraram grandes diferenças nas forças normais no joelho dos amputados e no dos não-amputados, de forma qualitativa e visual, e também não ocorreram diferenças menores do que $\alpha \leq 10\%$, conforme pode-se observar na Tabela 4.13.

Vindo corroborar com este trabalho, no qual não foram detectadas diferenças entre as forças normais no quadril e joelho e nas forças cortantes do quadril, Tae Soo Bae *et al.* (2007), em seus estudos sobre a análise dinâmica da marcha de amputados acima do joelho para a caminhada no plano horizontal, também comprovaram que não há diferenças acentuadas nas forças entre os dois grupos (amputados e não-amputados).

4.4.6 Força cortante no joelho

A Figura 4.47 mostra como a força existente sobre o joelho dos sujeitos amputados.

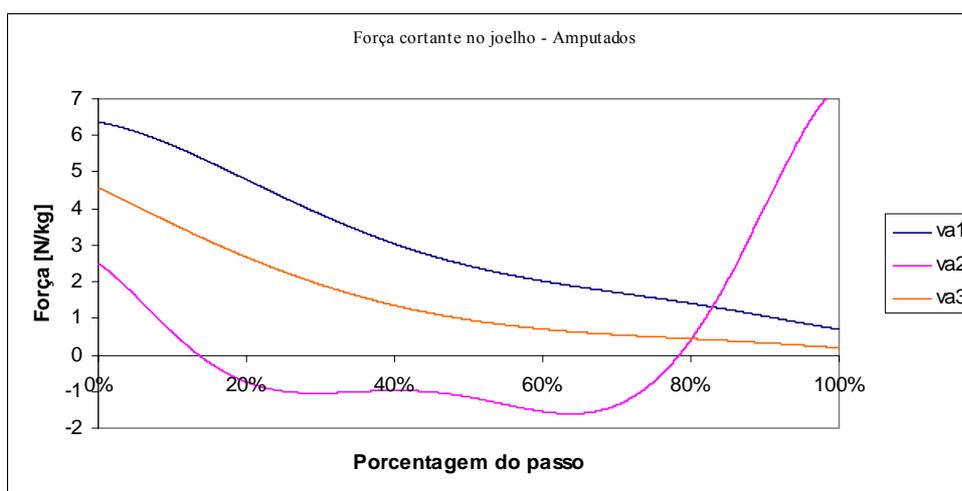


Figura 4.47 – Gráfico da força cortante atuante no joelho dos amputados

A Figura 4.48 mostra a força cortante sobre o joelho dos sujeitos não-amputados.

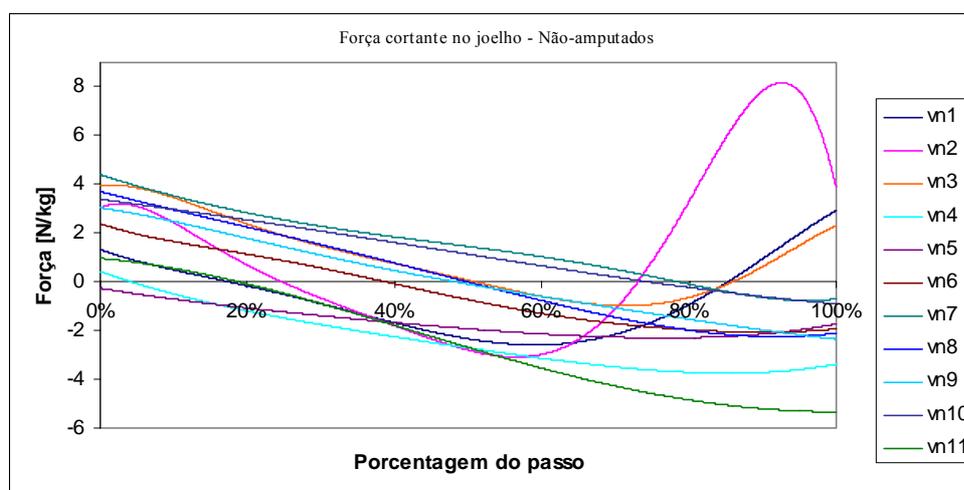


Figura 4.48 – Gráfico da força cortante atuante no joelho dos não-amputados

A Figura 4.49 mostra um gráfico comparando a força cortante sobre o joelho dos sujeitos não-amputados versus amputados.

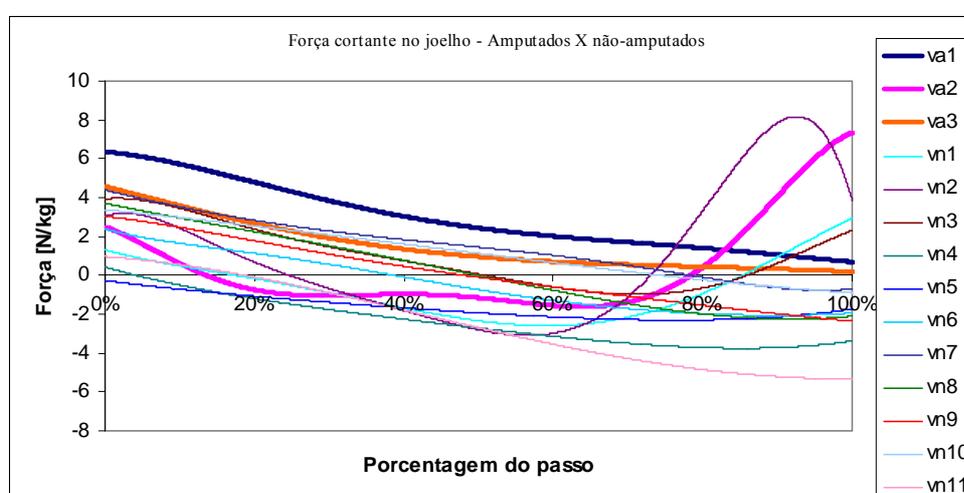


Figura 4.49 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho dos não-amputados X amputados

Como mostra a Figura 4.49, as curvas dos amputados e dos não-amputados não apresentam grandes diferenças. Como pode ser observado, elas seguem um padrão.

A Figura 4.50 mostra a força cortante sobre o joelho dos sujeitos do Grupo 1 (mulheres), traçando-se um comparativo entre as não-amputadas e a amputada.

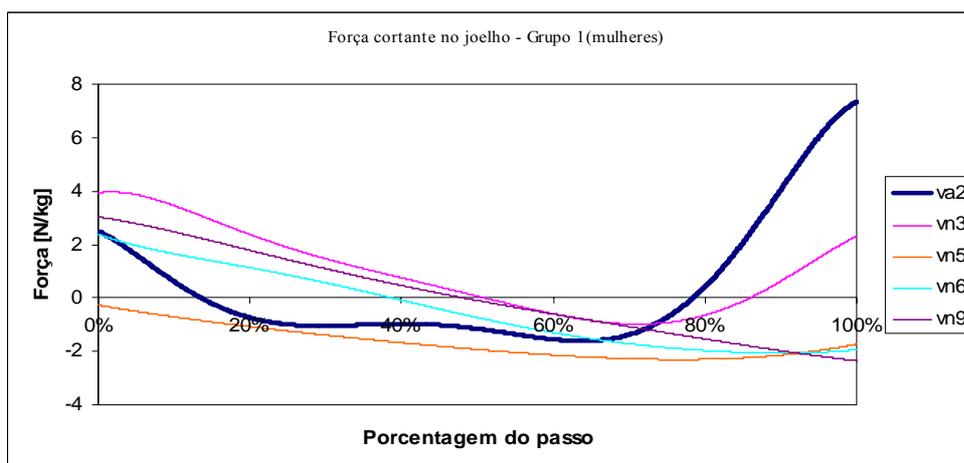


Figura 4.50 – Gráfico comparativo força cortante atuante no joelho – Grupo 1

A Figura 4.51 mostra a força cortante sobre o joelho dos sujeitos do Grupo 2 (homens com maior massa corpórea), comparando-se os sujeitos não-amputados com o amputado.

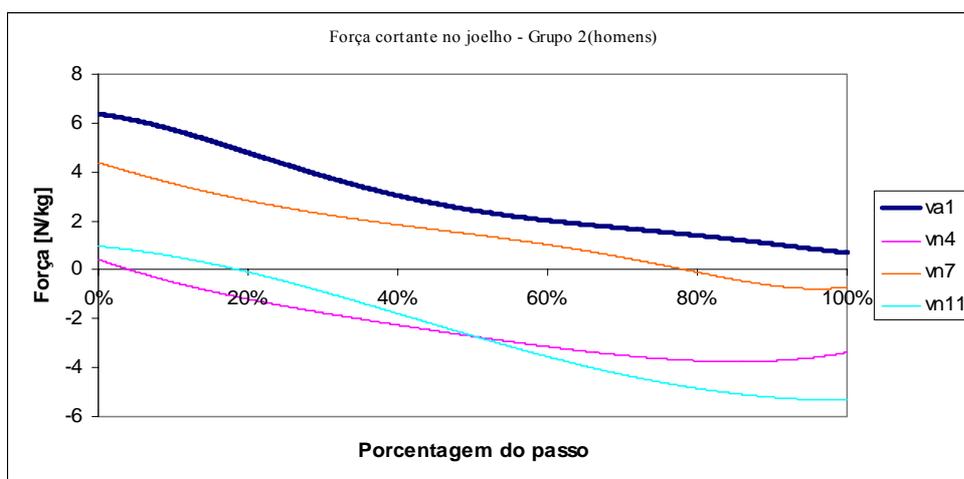


Figura 4.51 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho – Grupo 2

A Figura 4.52 mostra a força cortante sobre o joelho dos sujeitos do Grupo 3 (homens com menor massa corpórea), comparando-se os não-amputados com o amputado.

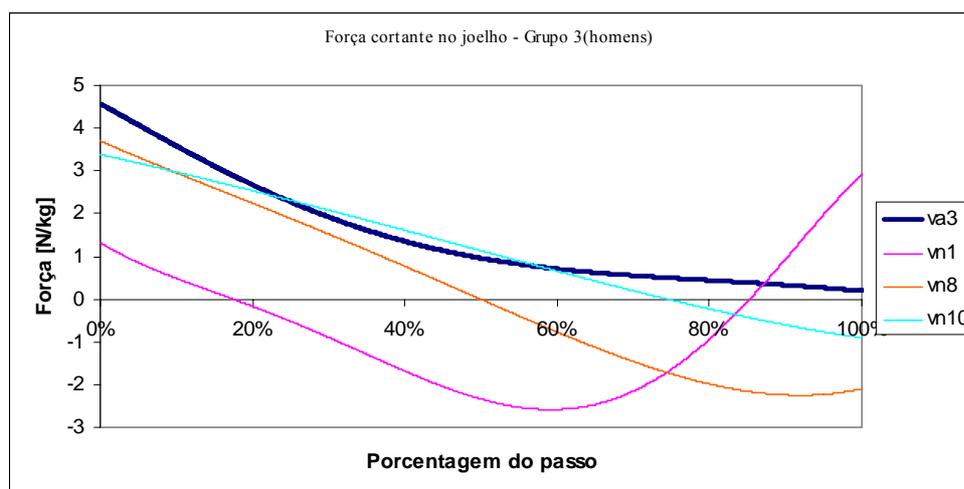


Figura 4.52 – Gráfico comparativo da força cortante atuante no joelho – Grupo 3

A Tabela 4.14 mostra os valores *p-value* da comparação das forças cortantes no joelho para os quatorze sujeitos, para as porcentagens do passo.

Tabela 4.14 - *P-value* da comparação das forças cortantes no joelho

Amostra com 14 sujeitos – Porcentagem do Passo											
FBCort	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
	,291	,126	,170	,368	,456	,225	,170	,088*	,038**	,088*	,126
	* $\alpha \leq 10\%$						** $\alpha \leq 5\%$				

Além das diferenças mostradas pelos gráficos referentes às forças cortantes no joelho dos amputados e no dos não-amputados, de forma qualitativa e visual, essas diferenças também podem ser mostradas por meio de análise estatística. Até 60% do passo e no final (100% do passo); não ocorreram diferenças entre as forças cortantes dos amputados e não-amputados, como pode ser visto na Tabela 4.14.

As forças cortantes no joelho não apresentaram valores diferenciados entre os grupos distintos. Verificou-se que, nos amputados do sexo masculino, a força cortante foi um pouco maior do que a dos não amputados. Já no grupo feminino, a amputada começou o passo com uma força menor e terminou com uma força maior que a das não-amputadas.

Observa-se também coerência nos valores das forças normais e cortantes obtidas para todos os sujeitos, o que evidencia consistência dos cálculos realizados neste trabalho.

Com relação aos valores dos torques obtidos, verificou-se que eles apresentam uma variação um pouco maior do que no trabalho realizado por Winter (1991); no entanto, neste trabalho os sujeitos estavam caminhando em uma esteira inclinada e não motorizada, diferente do que relatam Winter (1991) e Perry (2005c) em seus trabalhos, em que os sujeitos caminham no plano horizontal e não utilizaram esteiras ergométricas.

5 CONCLUSÕES

Os objetivos buscados pela proposta de concepção deste trabalho foram integralmente alcançados, uma vez que a plataforma de força desenvolvida, a filmagem e a metodologia de análise proposta permitiram a avaliação dos torques e das forças atuantes no quadril e joelho dos sujeitos amputados e dos não-amputados.

Pode-se perceber diferenças significativas entre os torques, ocorridos nos quadris e nos joelhos dos sujeitos amputados e nos dos não-amputados, quando devidamente separados em grupos, de acordo com o sexo e compleição física. A significância ($\alpha \leq 10\%$) ocorreu no torque no quadril em todo o passo. No torque no joelho, esta significância ocorreu na fase de contato até a fase de elevação do calcanhar. Na força cortante no joelho até 60% do passo não apresentou diferença a mesma só aconteceu no final do passo.

A grande contribuição deste trabalho foi elaborar um procedimento para propiciar a avaliação da eficiência de próteses, as quais deveriam ser suficientemente boas para que a marcha do amputado ficasse próxima à marcha normal. Na prótese ideal não deveria haver diferença entre as marchas.

A avaliação da prótese envolveu, desde a construção da plataforma de força acoplada em uma esteira, em que se obteve as forças no pé, passando pela filmagem e finalizando com a simulação do programa realizado com auxílio do programa Autolev. Outra contribuição deste trabalho é o fato de ele ter levantado dados sobre torques e forças em amputados, uma vez que há pouca literatura sobre o assunto e falta de voluntários com o mesmo tipo de amputação e com o mesmo modelo de prótese. As análises realizadas podem ser usadas para auxiliar as análises clínicas dos amputados, sendo importante e de grande contribuição para os parâmetros de estudos de novos projetos, podendo contribuir com dados que minimizem os impactos que envolvam forças e torques em amputados do membro inferior.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AACD - Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rlae/v11n1/16560.pdf>> Acesso em 13 out 2007; http://www.aacd.org.br/ortopedia_prods_proteses.asp Acesso em 13 out 2007.

AMADIO, A.C. Considerações metodológicas da biomecânica para análise do movimento humano. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA 7., 1997, Campinas. **Anais...**Campinas: SBB, 1997. p.11-15.

BAE, T.S. *et al.* Dynamic analysis of above knee amputee gait. **Clinical Biomechanics**, Republic of Korea. v.22, p.557-566, maio 2007.

BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers; **Gait Posture**, Melbourne, v.26, n 3, p. 331-342, set. 2007.

BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., 1995, Brasília. **Anais...**Brasília: SBB, 1995.

DAVID, A.C.; ÁVILA, A.O.V. Cinética da locomoção infantil: momentos articulares durante o andar. **Revista Brasileira de Biomecânica**, São Paulo, v. 2, n.2, p. 5-11, maio 2001.

DONKER, S.F.; BEEK, P.J. Interlimb coordination in prosthetic walking: effects of asymmetry and walking velocity. **Acta Psychologica**, Nijmegen; v.110, p.265- 288, jun. 2002.

ELFTMAN, H. Biomechanics of muscle with particular application to studies of gait. **Journal of Bone**, New York. v.48, p.363- 377, mar. 1966.

FANG, L. *et al.* Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. **Clinical Biomechanics**. Beijing. v.22, p.1125-1131, jul. 2007.

HADDAD, J.M. *et al.* Adaptations in interlimb and intralimb coordination to asymmetrical loading in human walking; **Gait Posture**, Waterloo; v.23, p.429-434, jun. 2006.

HILL, S.W. *et al.*; Kinematic patterns of participants with a below-knee prosthesis stepping over obstacles of various heights during locomotion; **Gait Posture**, Waterloo; v.6, p.186-192, jan. 1997.

HOFFMANN, R. **Estatística para Economista**, 3.ed. São Paulo: Editora Livraria Pioneira, 1998. 430p.

KANE, T. R.; LEVINSON, D.A. **Dynamics: Theory and application**, 1.ed. New York: McGraw-Hill, 1985. 379p.

KNUDSON, D.V.; MORRISON, C. S. **Análise Quantitativa do Movimento Humano**, 1.ed. São Paulo: Editora Manole, 2001. 212p.

KOMISTEK, R.D. *et al.*; Mathematical model of lower extremity joint reaction forces using Kane's method dynamics; **Journal of Biomechanics**, Denver; v.31, p.185-189, nov. 1997.

KUHN, P. **As amputações do membro inferior e suas próteses**. 1.ed. São Paulo: Editora Lemos, 1997, 183p.

LEVINSON, D.A; SHAECHTER, D.S.; **Autolev Manual**, 1991.

MARTIN, M. A. **Análise dinâmica do aparelho locomotor humano durante a marcha por meio de um sistema de avaliação de baixo custo.** 2002. 147f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002.

NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica Básica do Sistema Musculoesquelético.** 3.ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2003, 428p.

OZKAYA, N.; NORDIN, M. **Fundamentals of Biomechanics – Equilibrium, Motion and Deformation.** 2.ed. New York: Springer Verlag, 1999, 381p.

PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. **Anatomia e movimento humano estrutura e função**, 3.ed. São Paulo: Editora Manole, 2000, 479p.

PERRY, J. **Análise de Marcha – Marcha Normal.** 1.ed. São Paulo: Editora Manole, 2005a. v.1, 191p.

PERRY, J. **Análise de Marcha – Marcha Patológica.** 1.ed. São Paulo: Editora Manole, 2005b. v.2, 205p.

PERRY, J. **Análise de Marcha – Sistemas de Análise de Marcha.** 1.ed. São Paulo: Editora Manole, 2005c. v.3, 167p.

PRENTICE, S.D; *et al.*; Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface, **Gait Posture**, Walterloo; v.20, p.255-265, set. 2004.

ROBERTSON, D.G.E; *et al.* **Research Methods in Biomechanics.** 1.ed. Champaign, Edwards Brothers, 2004, 302p.

SILVA, M.P.T; AMBROSIO, J.A.C; PEREIRA, M.S. Biomechanical Model with Joint Resistance for Impact Simulation; **Kluwer Academic Publishers**, Netherlands; v.1, p.65-84, mar. 1997.

SMITH, L.K; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. 5.ed. São Paulo: Editora Manole Ltda , 1997, 538p.

TRABALLESI, M.; PORCACCHIA, P.; AVERNA, T.; BRUNELLI, S. Energy Cost of Walking Measurements in subjects with lower limb amputations: A comparison study between floor and treadmill test; **Gait Posture**, Rome; v.2,p 1-6, jan. 2007.

TOMAZINI, J. E. **Modelo multicorpo aplicado a um manipulador: Modelo Rígido e Flexível**, 1996. 95f. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1996.

WATERS, R.L.; MULROY, S. The energy expenditure of normal and pathologic gait, **Gait Posture**, Downey; v.9, p 207-231, mar. 1999.

WHITTLE, M.W. **Gait analysis an introduction**. 2.ed. Oxford: University of Oxford, 1996, 248p.

WIKIPEDIA - AVI - Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/AVI> Acesso em 7 out 2007.

WIKIPEDIA MPEG - Disponível em: <http://pt.wikipedia.org/wiki/MPEG> Acesso em 7 out 2007.

WINTER, D.A. **Biomechanics of human movement**. 1.ed. Waterloo: University Waterloo, 1979, 202p.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2.ed.,
Waterloo: University Waterloo, 1991, 213p.

ZANCHI, V; PAPIÉ, V; CECIÉ, M. Quantitative human gait analysis, **Simulation
Practice and Theory**, Croatia, v.8, p.127-139, mar. 2000.

REFERÊNCIAS

ANDRIACCHI, T. P.; ALEXANDER, E. J. Studies of human locomotion: past, present and future; **Journal of biomechanics**, Stanford, v.33, p. 1217-1224, mar. 2000.

BLAJER, W.; DZIEWIECKI, K.; MAZUR, Z. Multibody modeling of human body for the inverse dynamics analysis of sagittal plane movements. **Springer Science**, Radom, v.18, p. 217-232, Aug. 2007.

FERRIS, D.P.; *et al.* An improved powered ankle orthosis using proportional myoelectric control; **Gait Posture**, Kingston, v.23, n.4, p. 425 - 428, Jun. 2006.

GOBLE, D.J.; MARINO, G.W.; POTVIN, J.R. The influence of horizontal velocity on interlimb symmetry in normal walking; **Human movement science**, Windsor, v.22,n. 3, p. 271-283, Aug. 2003.

HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. 4.ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A., 2005, 528p.

HALL, M. G.; *et al.* Static *in situ* calibration of force plate, **Journal of biomechanics**, Glasgow; v.29, n.5, p.659-665, maio 1996.

HAMILL, J. S.; KNETZEN, K. B. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. 1.ed. São Paulo: Editora Manole, 1999. 489p.

HATZE, H. The fundamental problem of myoskeletal inverse dynamics and its implications; **Journal of biomechanics**, Wien, v.35, n.1, p. 109-115, jan. 2002.

KINGMA, I.; *et al.* Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model; **Journal of biomechanics**, Amsterdam; v.29 , n.5, p. 693-704, maio 1997.

NAGANO, A.; *et al.* A three-dimensional linked segment model of the whole human body, **International journal of sport and health science**, Saitama; v.3, p. 311-325, ago. 2005

NETO, P.L.O.C. **Estatística**. 1.ed. São Paulo: Editora Edgard Blucher, 1977, 266p.

PAVOL, M.; OWINGS, T.M.; GRABINER, M.D. Body segment inertial parameter estimation for the general population; **Journal of biomechanics**, Chicago, v.35, n. 5, p. 707- 712, maio 2002.

PEARSALL, D.J.; COSTIGAN, P.A. The effect of segment parameter error on gait analysis results. **Gait Posture**, Kingston, v.9, p. 173-183, fev. 1999.

PEREIRA, A. H. **Análise de uma prótese de joelho, durante a marcha humana**, 2002. 212f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica – Projetos e Materiais) – Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá, Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, 2002.

RAO, G.; *et al.* Influence of body segments' parameters estimation models on inverse dynamics solutions during gait; **Journal of biomechanics**, Marseille, v.39, n. 8, p. 1531-1536, Jan. 2006.

RAU, G.; KLUG, D.; SCHIMIDT, R. Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm; **Journal of biomechanics**, Auchen, v.33, p. 1207-1216, mar. 2000.

ROBERT, T.; *et al.* Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: Application to balance recovery movements; **Journal of biomechanics**, Lyon, v.40, n.11, p. 2450-2456, jan. 2007.

SPAGELE, T; KISTNER,A.; GOLLHOFER, A. Modelling, simulation and optimization of a human vertical jump. **Journal of biomechanics**, Stuttgart, v.32, n.5, p. 521-530, May 1999.

TESSIO, L.; LANZI, D. DETREMBLEUR C. The 3-D motion of the centre of gravity of the human body during level walking. II. Lower limb amputees, **Clinical Biomechanics**. Pavia; v.13, p83- 90, mar. 2002.

WILLEMS, T.M.; *et al.* A prospective study of gait related risk factors for exercise related lower leg pain. **Gait Posture**, Belgium, v.23, n.1, p. 91 - 98, Jan. 2006.

APÊNDICE A - PROGRAMA EM AUTOLEV

```

dof(1)
autoz(on)
!Determinação dos corpos
!
frames(a,b,c,d,e,h)
massless(h)
!
!Determinação dos pontos
points(o,pa,pb,qb,qc,r,i,j,k)
!
!Corpos com massas
mass(a,ma,b,mb,c,mc,d,md,e,me,o,mo)
!
!Pontos sem massas
massless(pa,pb,qb,qc,r,i,j,k)
!
! Artificio utilizado para entrar com a dinâmica inversa no FORTRAN
specified(q1,q2,q3,q4,q5,xo,yo)
xo = 0.2436*t^6 - 0.9969*t^5 + 1.1574*t^4 - 0.0242*t^3 - 0.4763*t^2 +
0.0196*t + 0.7096
yo = 0.0419*t^4 - 0.0928*t^3 - 0.0596*t^2 + 0.0901*t - 0.3712
q1 = -0.228*t^4 + 0.8578*t^3 - 1.0787*t^2 + 0.2741*t - 0.1242
q2 = 0.6432*t^5 - 2.7428*t^4 + 4.0349*t^3 - 2.0797*t^2 - 0.4143*t + 0.7014
q3 = -0.3536*t^4 + 0.9505*t^3 - 0.6891*t^2 - 0.3908*t + 0.0611
q4 = 12.365*t^6 - 57.586*t^5 + 99.422*t^4 - 77.985*t^3 + 27.135*t^2 -
3.7746*t - 0.3693
q5 = -1.0211*t^6 + 5.0862*t^5 - 10.026*t^4 + 9.6487*t^3 - 4.4024*t^2 +
0.5088*t + 0.383
!
!
!Entrada de dados dos qs
!
!Momentos de Inércia dos corpos
inertia(a,ia1,ia2,ia1,0,0,0)
inertia(b,ib1,ib2,ib1,0,0,0)
inertia(c,ic1,ic2,ic1,0,0,0)
inertia(d,id1,id1,id1,0,0,0)
inertia(e,iel,iel,iel,0,0,0)
!
!Constantes utilizadas pelo programa
const(la,lb,lc,ld,le,li,lj,g,alfa,beta,gama,teta)
!
!Transformações entre os sistemas de referências
simprot(n,a,3,q1)
simprot(n,b,3,q2)
simprot(n,c,3,q3)
simprot(n,d,3,q4)
simprot(n,e,3,q5)
simprot(n,h,3,teta)
!
!Cossenos diretores
dircos(a,b)
dircos(b,c)
dircos(a,c)
dircos(c,d)
dircos(a,d)
dircos(b,d)
dircos(c,d)

```

```

dircos(d,e)
dircos(a,e)
dircos(b,e)
dircos(c,e)
dircos(e,h)
dircos(d,h)
dircos(c,h)
dircos(b,h)
dircos(a,h)
!
!Equações diferenciais cinemática
!
delta'=u1
!
!AUXILIARY para entrar com os torques e os Us
auxiliary(u2,u3,u4,u5,u6,u7,fna,fva,tab,fnb,fvb,tbc)
!
!Vetores posicao
!
poastar=-0.5*la*a2
popa=-la*a2
ppbbstar=-0.5*lb*b2
ppbqb=-lb*b2
pqccstar=-0.5*lc*c2
pqcr=-lc*c2
prdstar=ld*cos(alfa)* d1 - ld*sin(alfa)*d2
pdstari=-li*sin(beta)* d1 - li*cos(beta)*d2
pdstarj= lj*cos(gama)* d1 + lj*sin(gama)*d2
pjestar=0.5*le*e1
pjk=le*e1
!
!velocidades lineares e angulares
!
von=xo'*n1+yo'*n2
wan=q1'*a3
wba=(q2'- q1')*b3+u4*b3
wbn=add(wan,wba)
wcb=(q3'- q2')*c3+u7*c3
wcn=add(wbn,wcb)
wdn=q4'*d3
wen=q5'*e3
v2pts(n,a,o,astar)
v2pts(n,a,o,pa)
vpbn=add(vpan,u2*a2+u3*a1)
v2pts(n,b,pb,bstar)
v2pts(n,b,pb,qb)
vqcn=add(vqbn,u5*b2+u6*b1)
v2pts(n,c,qc,cstar)
v2pts(n,c,qc,r)
v2pts(n,d,r,dstar)
v2pts(n,d,dstar,i)
v2pts(n,d,dstar,j)
v2pts(n,e,j,estar)
v2pts(n,e,j,k)
!
!Zerando os auxiliares
!
u2=0
u3=0
u4=0
u5=0

```

```

u6=0
u7=0
!
!acelerações
!
alfan=deriv(wan,t,n)
alfbn=deriv(wbn,t,n)
alfcn=deriv(wcn,t,n)
alfdn=deriv(wdn,t,n)
alfen=deriv(wen,t,n)
aastarn=deriv(vastarn,t,n)
abstarn=deriv(vbstarn,t,n)
acstarn=deriv(vcstarn,t,n)
adstarn=deriv(vdstarn,t,n)
aestarn=deriv(vestarn,t,n)
aon=deriv(von,t,n)
!
!Pontos sem massa, não precisam ser calculadas as acelerações
!
!Esforços
!
force(o)=-fo*n2
force(astar)=-ma*g*n2
force(bstar)=-mb*g*n2
force(cstar)=-mc*g*n2
force(dstar)=-md*g*n2
force(estar)=-me*g*n2
force(i)=fix*h1+fiy*h2
force(j)=fjx*h1+fjy*h2
force(k)=fkx*h1+fky*h2
force(pb/pa)=fna*a2+fva*a1
force(qc/qb)=fnb*b2+fvb*b1
torque(a)=ta*n3
torque(b/a)=tab*n3
torque(c/b)=tbc*n3
!
!Forças ativas e de inércia generalizadas
!
autoz(off)
fr
f1=0
flstar=u1'
!
!Equações de movimento
!
kane
controls(fix,fiy,fjx,fjy,fkx,fky,ta,fo)
!
record(val,all)
units(q1,deg,q2,deg,q3,deg,q4,deg,q5,deg,alfa,deg,beta,deg,gama,deg,teta,deg,g,delta,deg,xo,m,yo,m)
code(val,subs)

```

APÊNDICE B - APRECIÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

PRPPG-Pro-reitoria de Pesquisa e Pós-graduação
Comitê de ética em Pesquisa
Rua Visconde do Rio Branco, 250 Centro Taubaté-SP 12020-040
Tel.: (12) 3625.4143 – 3635.1233 Fax: (12) 3632.2947
cepunitau@unitau.br

DECLARAÇÃO Nº 039/07

Protocolo CEP/UNITAU n° 0031/07 (Esse número de registro deverá ser citado pelo pesquisador nas correspondências referentes a este projeto)

Projeto de Pesquisa: *Desenvolvimento cinético, dinâmico e estrutural do sistema de locomoção inferior com prótese*

Pesquisador(a) Responsável: Rita de Cássia Rigotti Vilela Monteiro

Pesquisadores/Alunos:

O Comitê de Ética em Pesquisa, em reunião de **09/03/2007**, e no uso das competências definidas na Resolução CNS/MS 196/96, considerou o Projeto acima **aprovado**.

Taubaté, 12 de março de 2007

Prof. Robison Baroni

Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de Taubaté

APÊNDICE C - TERMO DE CONSENTIMENTO E LIVRE ESCLARECIMENTO

Termo de Consentimento Livre e Esclarecimento

Pelo presente instrumento, que atende as exigências legais, o senhor(a) _____, CPF n. _____, Idade _____ anos sujeito de pesquisa, após a leitura da CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA (ANEXO I), ciente dos procedimentos aos quais será submetido, não restando quaisquer dúvidas a respeito do lido e explicado, firma seu CONSENTIMENTO LIVRE DE ESCLARECIDO de concordância voluntária em participar da pesquisa proposta.

Fica claro que o sujeito da pesquisa ou seu representante legal pode, a qualquer momento, retirar seu CONSENTIMENTO LIVRE DE ESCLARECIDO e deixar de participar do estudo alvo da pesquisa e fica ciente que todos os dados coletados tornam-se informações para pesquisa, podendo esses dados ser fonte de divulgação científica.

Este termo foi impresso e assinado em duas (2) vias, ficando uma via com o sujeito da pesquisa e outra com o pesquisador.

Guaratinguetá, / /

CARTA DE INFORMAÇÃO AO SUJEITO DA PESQUISA (ANEXO I)

A presente pesquisa tem por objetivo obter os dados de marcha com prótese e compará-los com os dados do Winter em função dos esforços e torques existentes na prótese com o membro amputado. A coleta de dados para o presente estudo será feita através de uma plataforma de força com os sinais coletados pelo equipamento EMG System. Serão colocados LED's no sujeito para que possa ser feita a filmagem para coleta de dados da marcha. Será garantido sigilo absoluto sobre o nome do sujeito submetido a pesquisa, bem como os seus dados pessoais. O mesmo também tem o direito de pedir mais esclarecimentos durante o decorrer da pesquisa. A divulgação da pesquisa terá a finalidade científica, esperando contribuir para um maior conhecimento do tema estudado. Aos sujeitos participantes da pesquisa cabe o direito de desistir do estudo a qualquer momento, sem prejuízo algum.

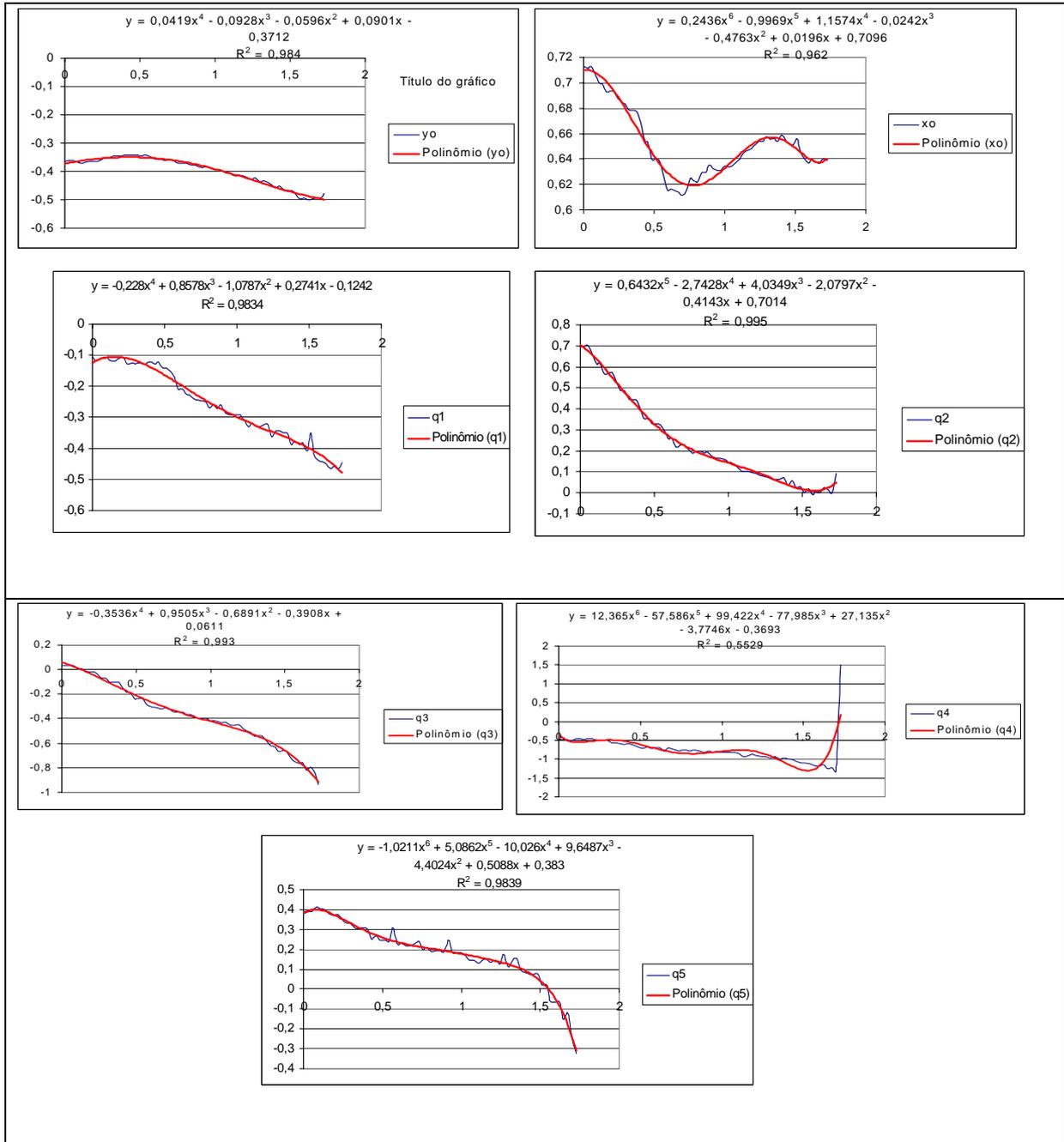
Os dados coletados serão utilizados na dissertação da pesquisadora Rita de Cássia Rigotti Vilela Monteiro, aluna regularmente matriculada no doutorado da UNESP – Campus de Guaratinguetá.

APÊNDICE D - MASSAS DOS SUJEITOS (kg)

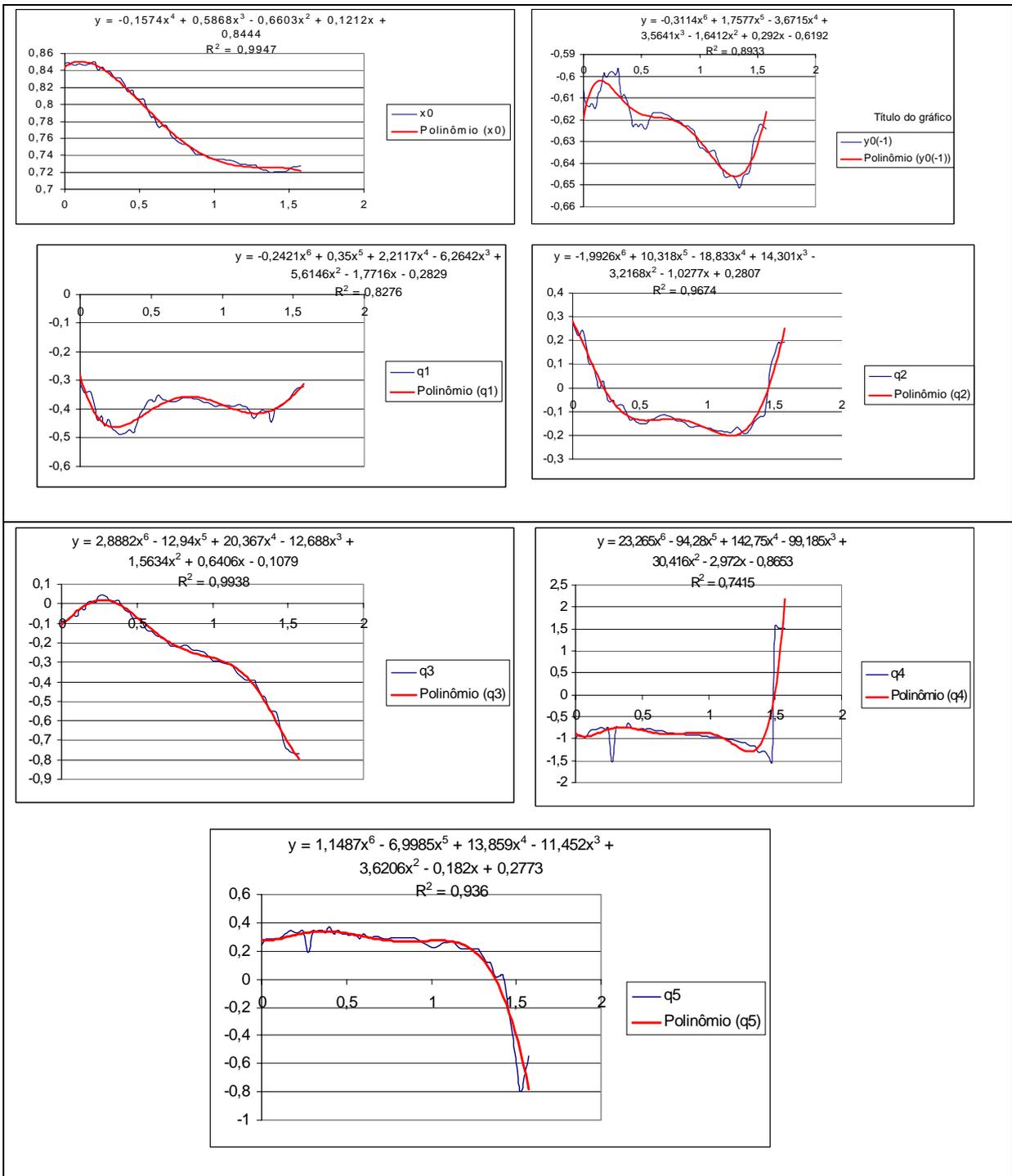
Sujeitos	MD	MC	MB	MA	Mo
Vn1	1,12	3,58	7,70	52,21	31,32
Vn2	0,81	2,60	5,60	37,97	22,78
Vn3	0,81	2,70	5,80	39,23	23,50
Vn4	1,33	4,27	9,20	62,38	37,73
Vn5	0,81	2,70	5,80	39,23	23,50
Vn6	0,89	2,84	6,10	41,36	24,82
Vn7	1,41	4,51	9,70	65,77	39,46
Vn8	1,04	3,35	7,20	48,82	29,29
Vn9	0,93	2,98	6,40	43,39	26,04
Vn10	0,96	3,07	6,60	44,75	21,85
Vn11	1,22	3,91	8,40	56,95	34,08
Va1	-	3,80	10,40	70,51	42,31
Va2	-	2,50	6,40	43,39	26,04
Va3	-	3,00	7,30	49,49	29,70

APÊNDICE E - GRÁFICO DOS MOVIMENTOS DOS AMPUTADOS

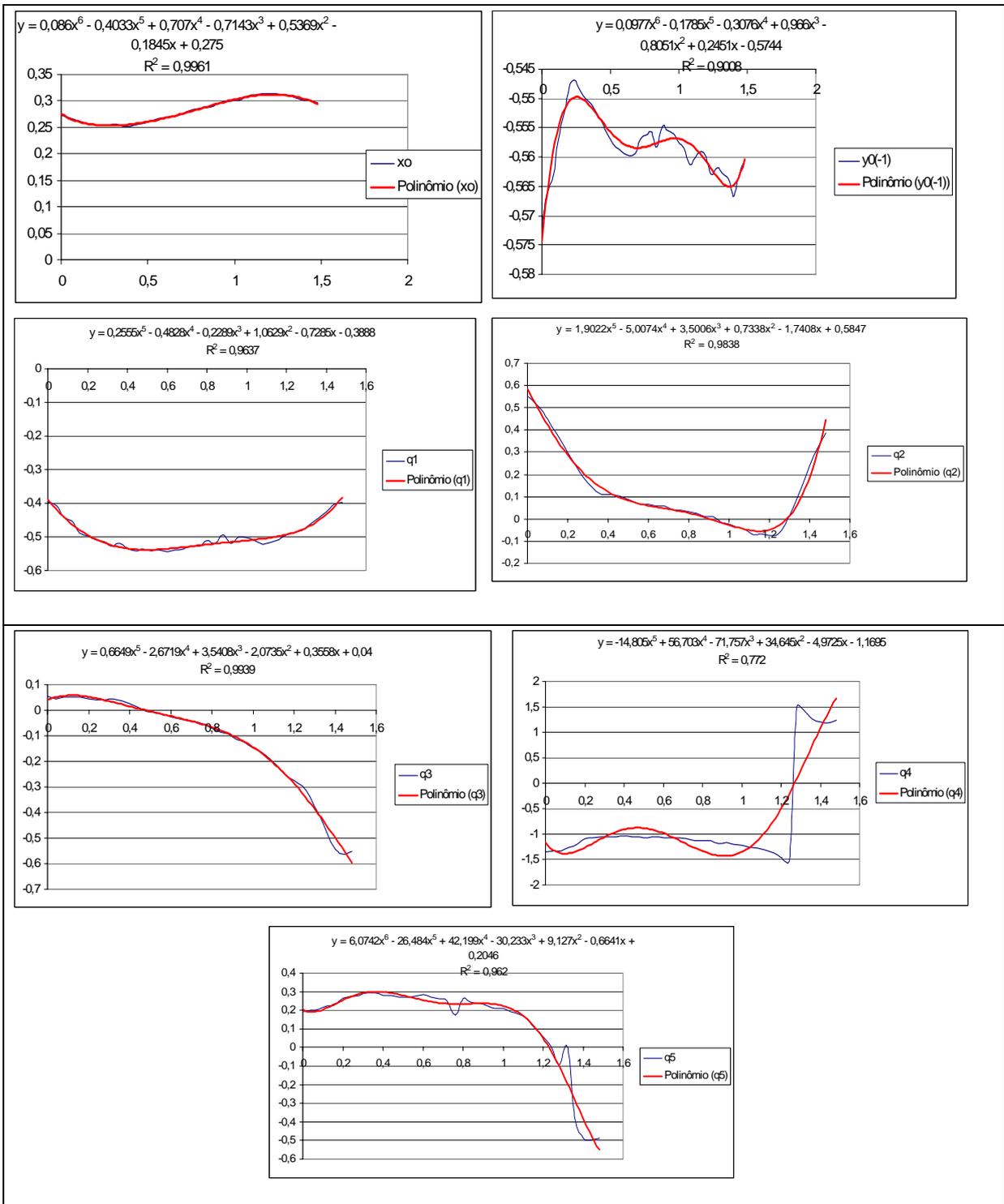
Val



Va2

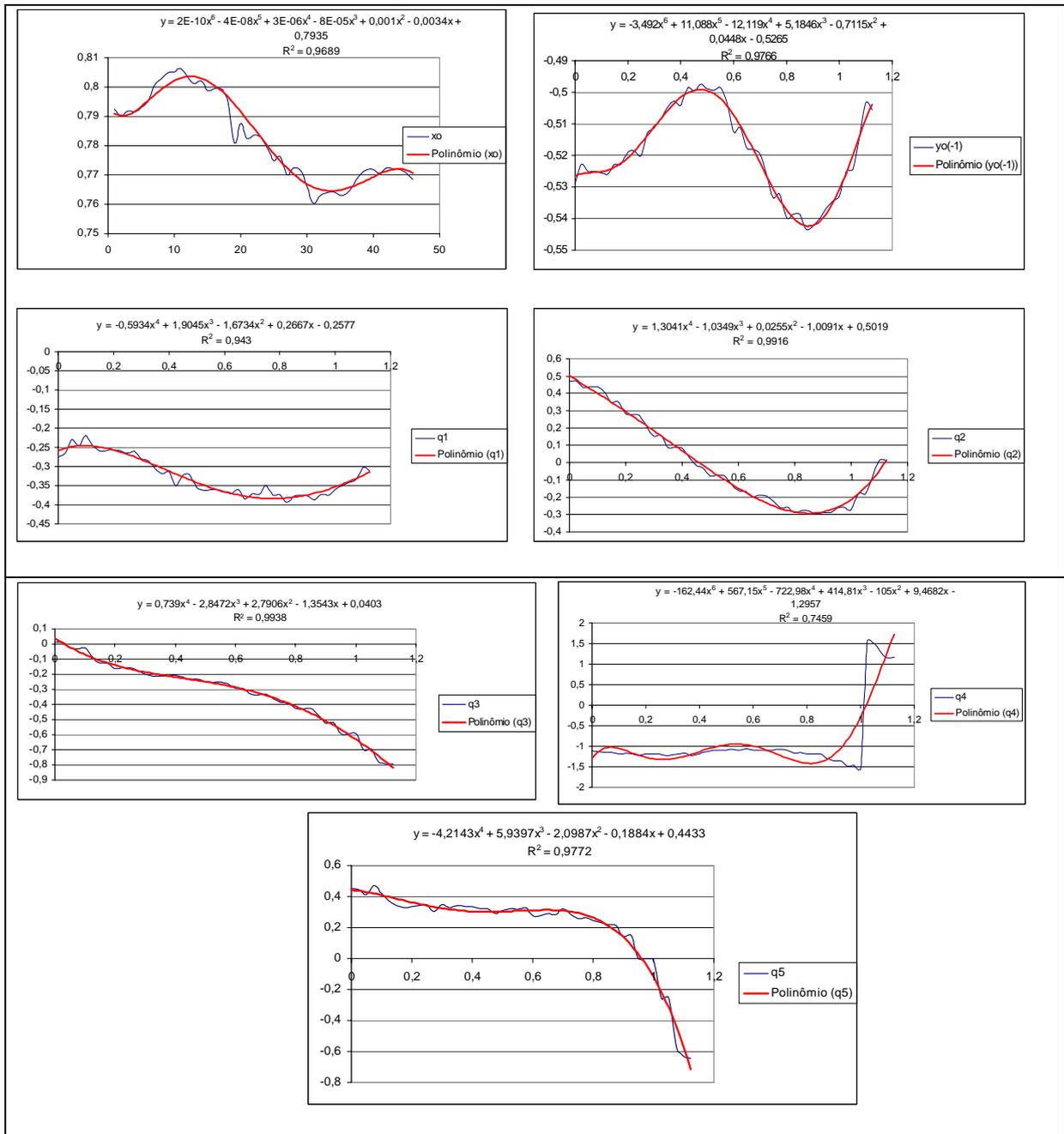


Va3

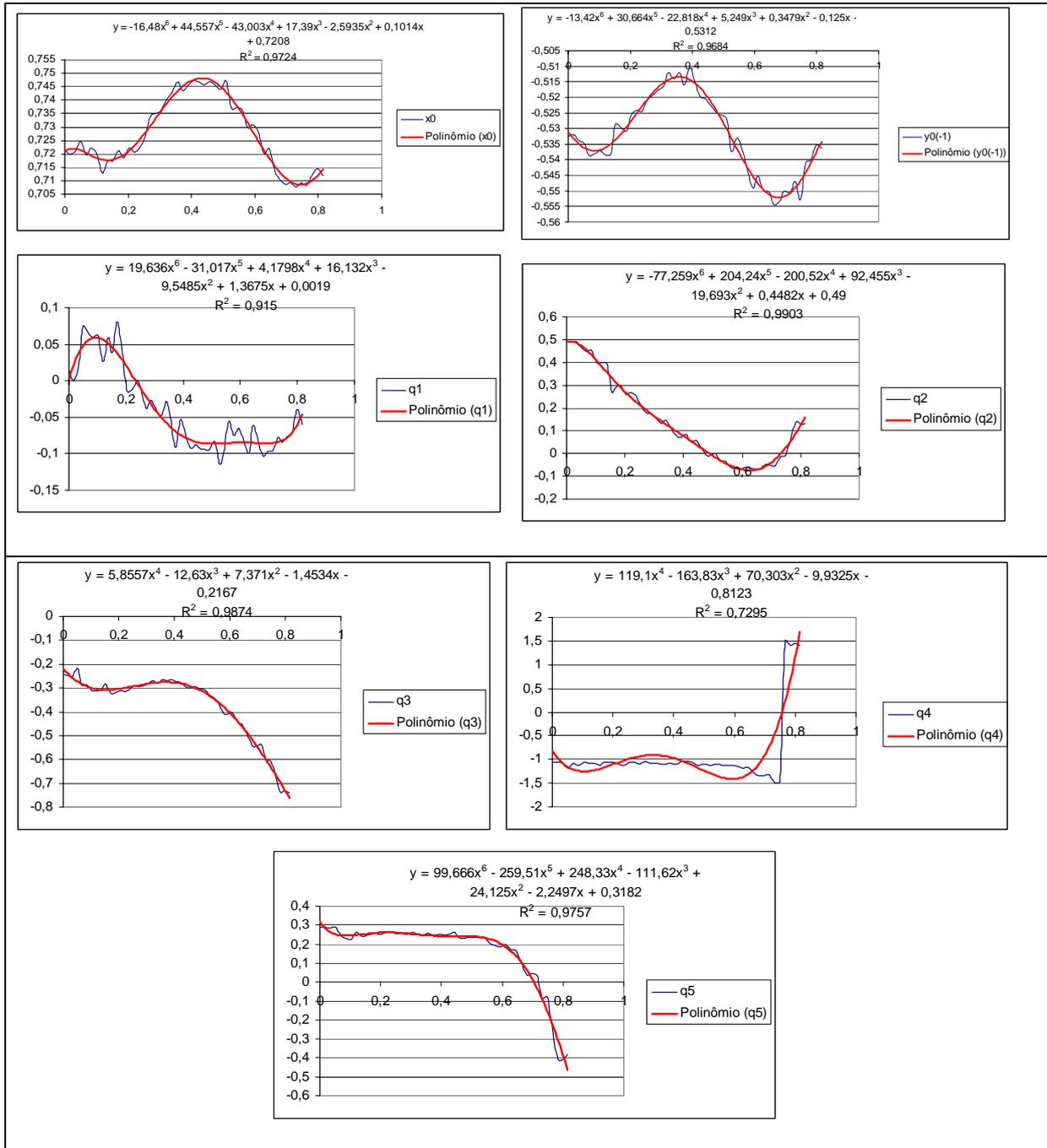


APÊNDICE F - GRÁFICO DOS MOVIMENTOS DOS NÃO-AMPUTADOS

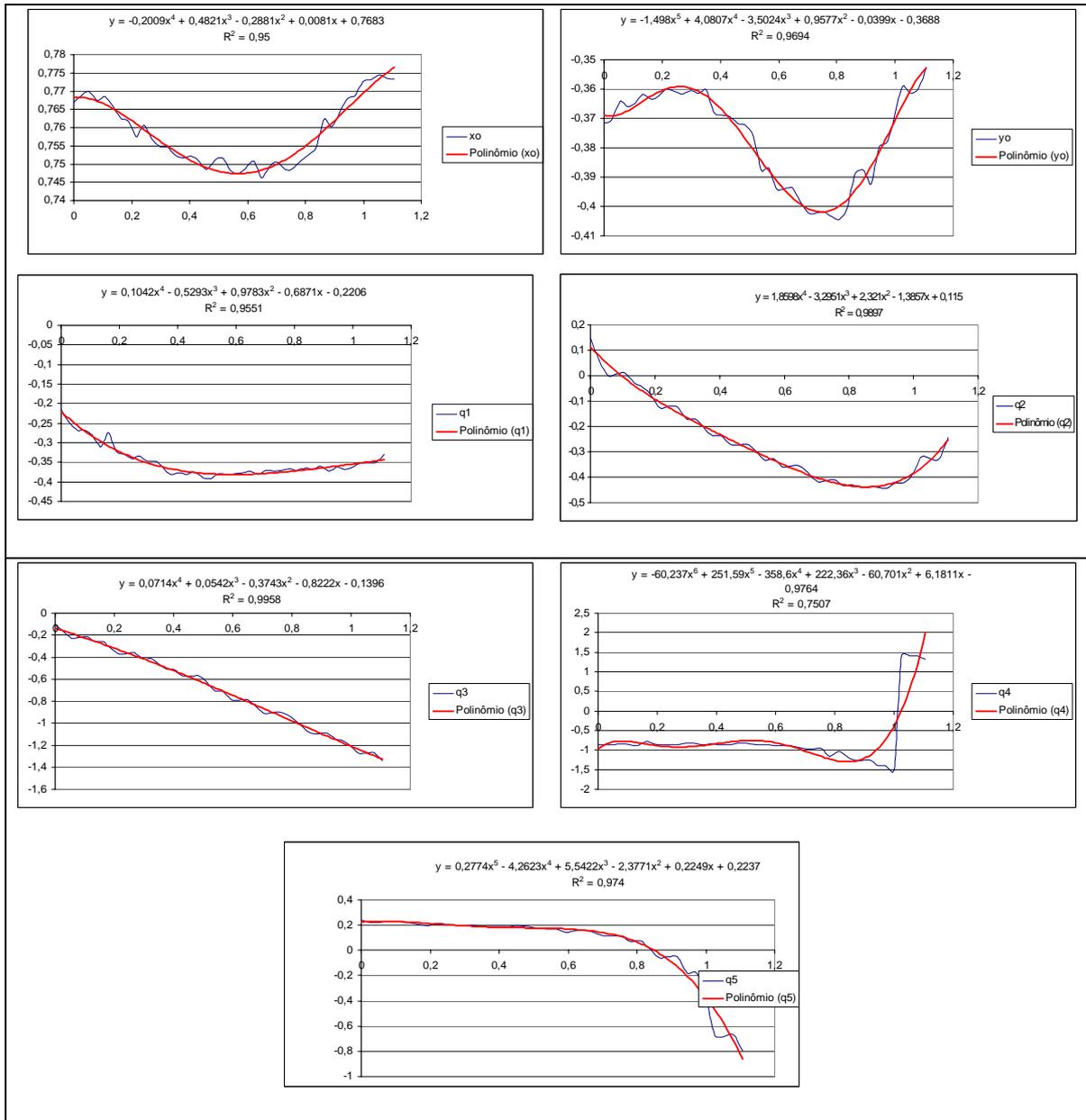
Vn2



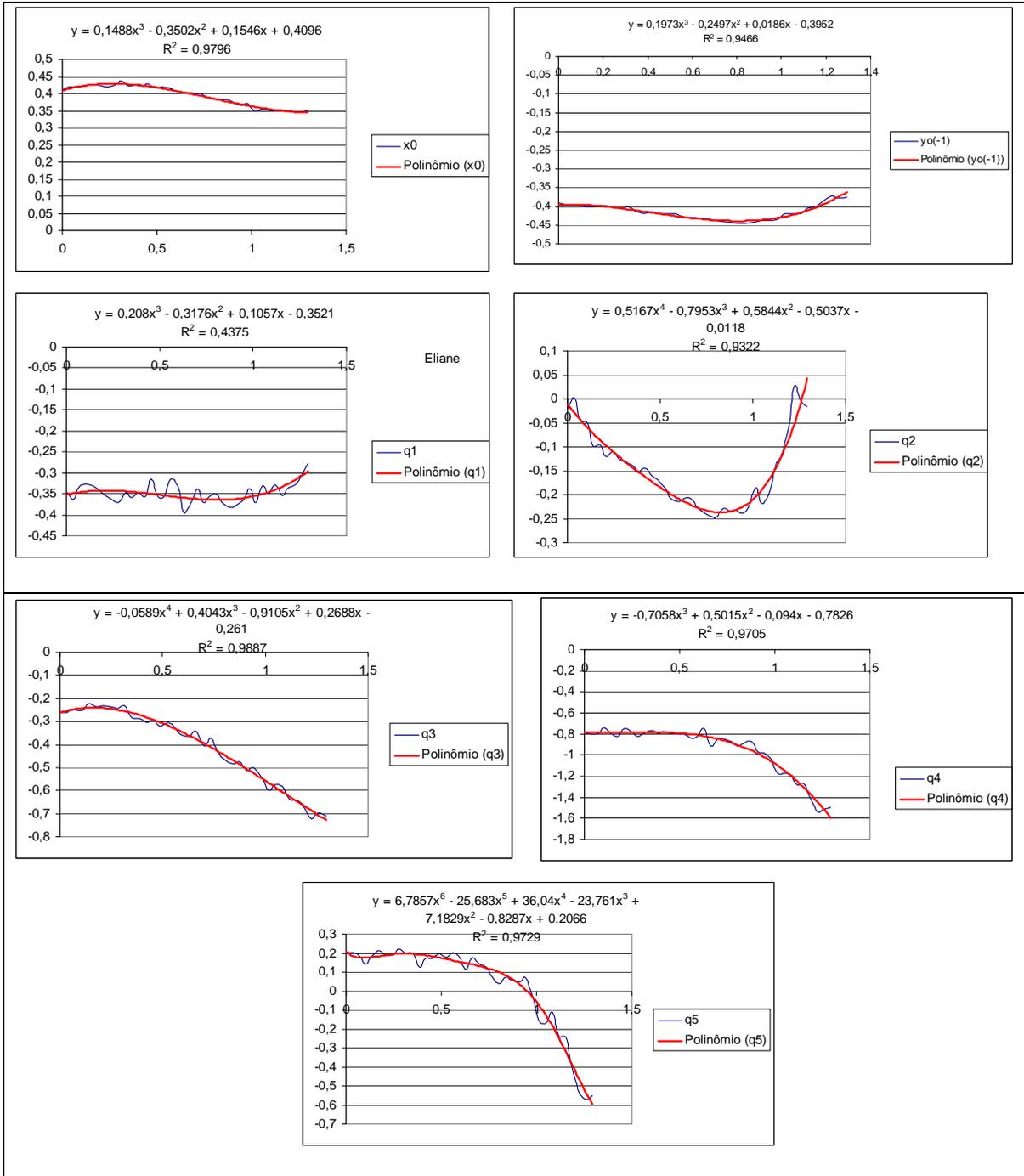
Vn3



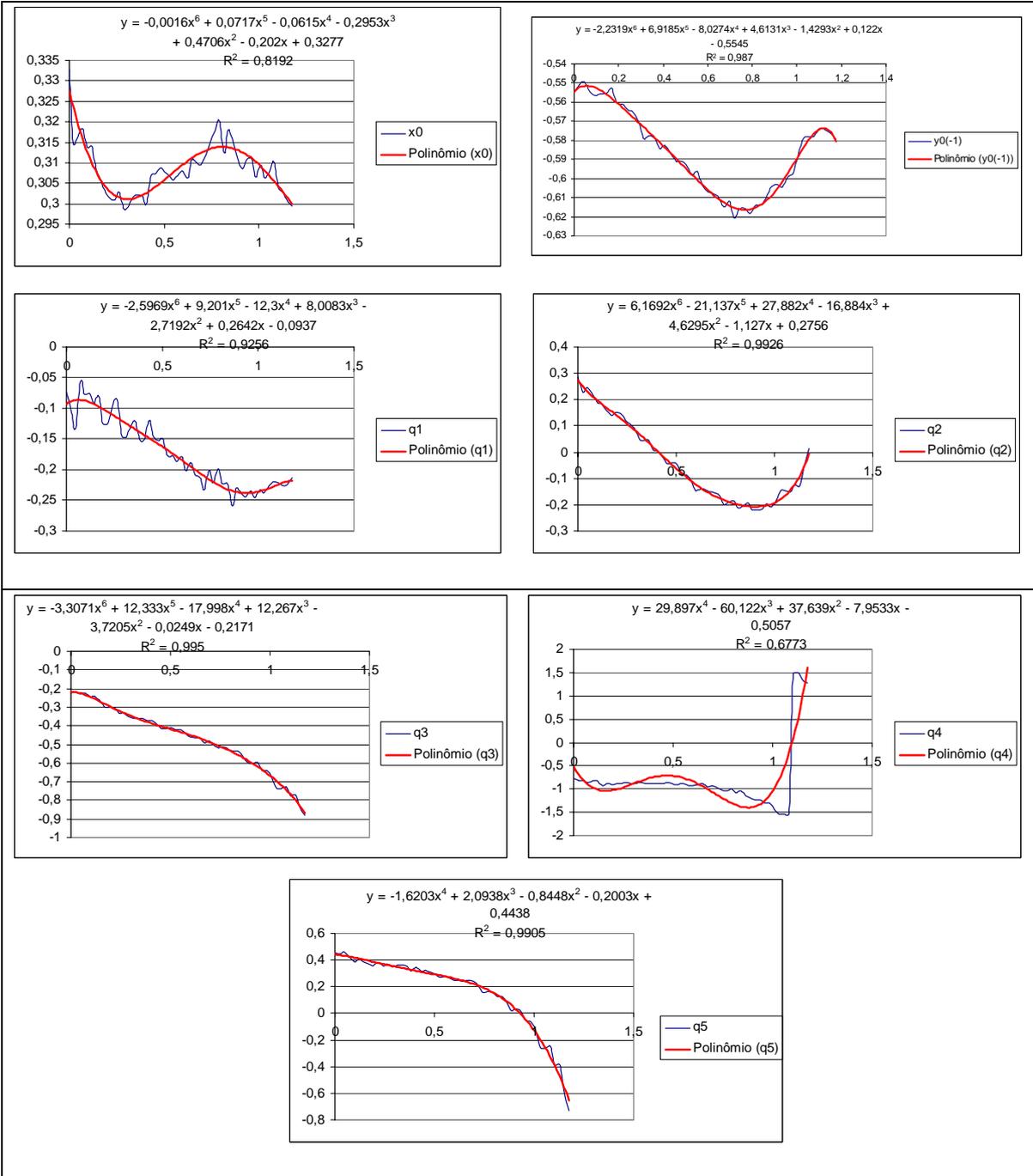
Vn4



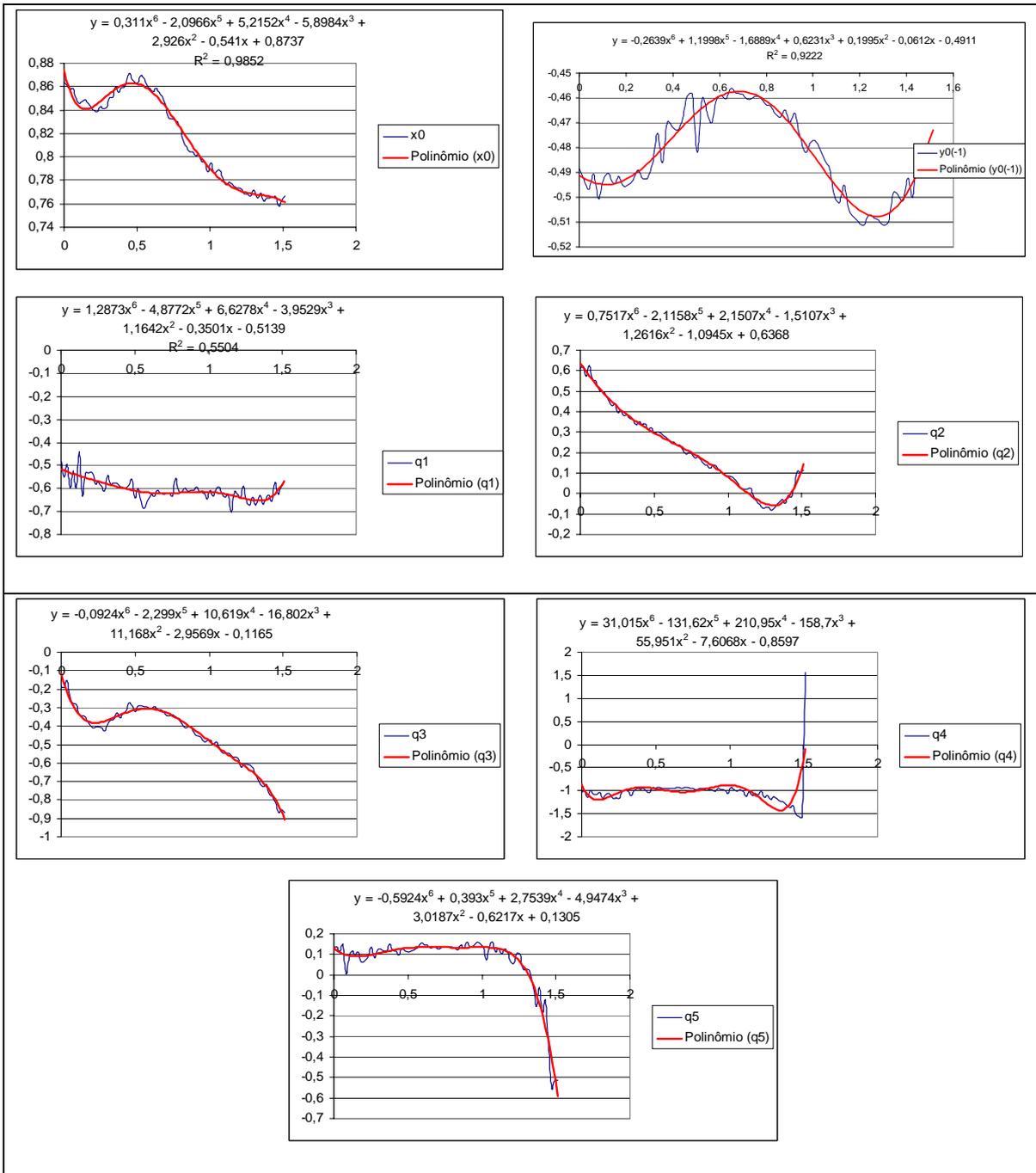
Vn5



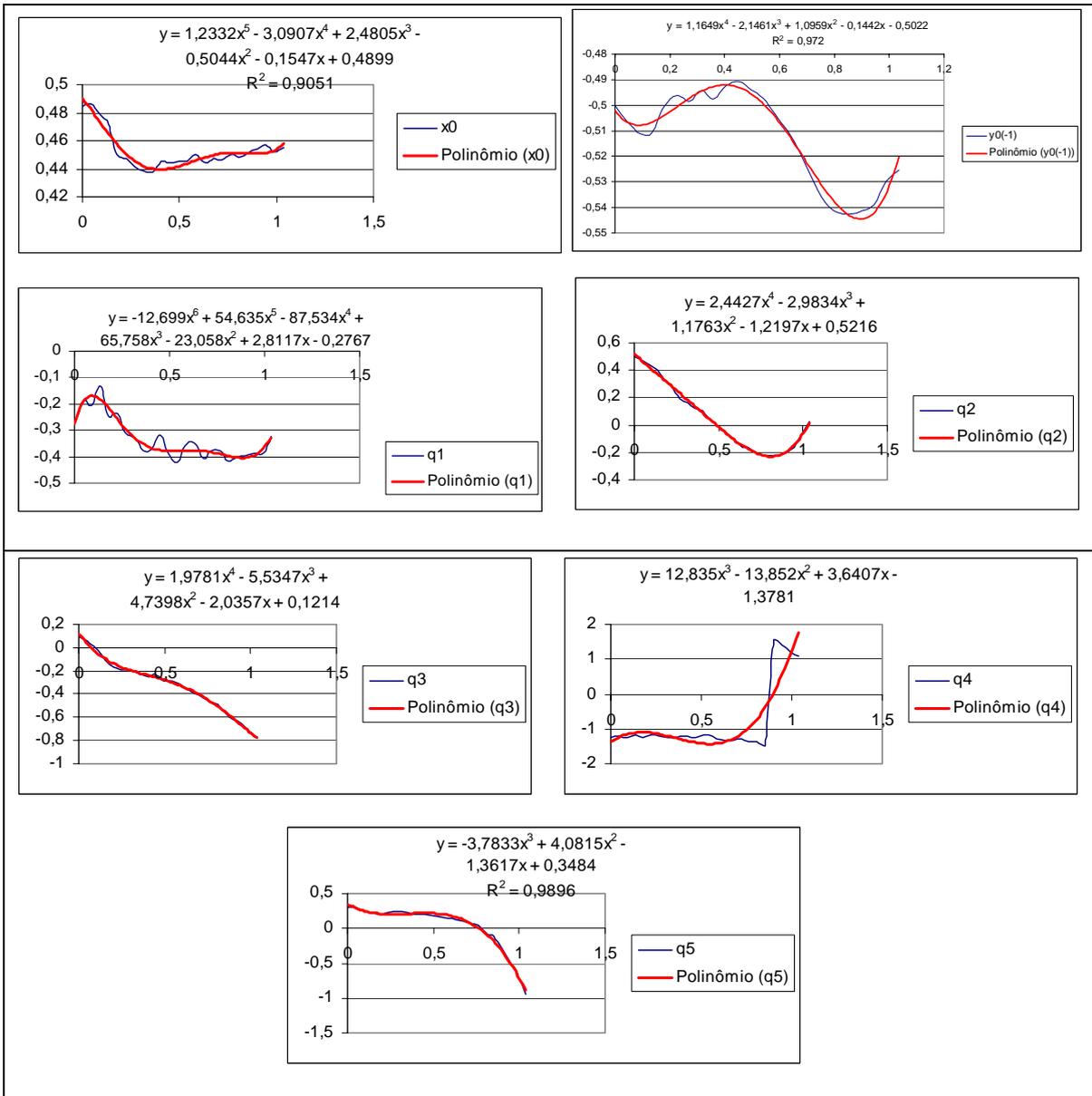
Vn6



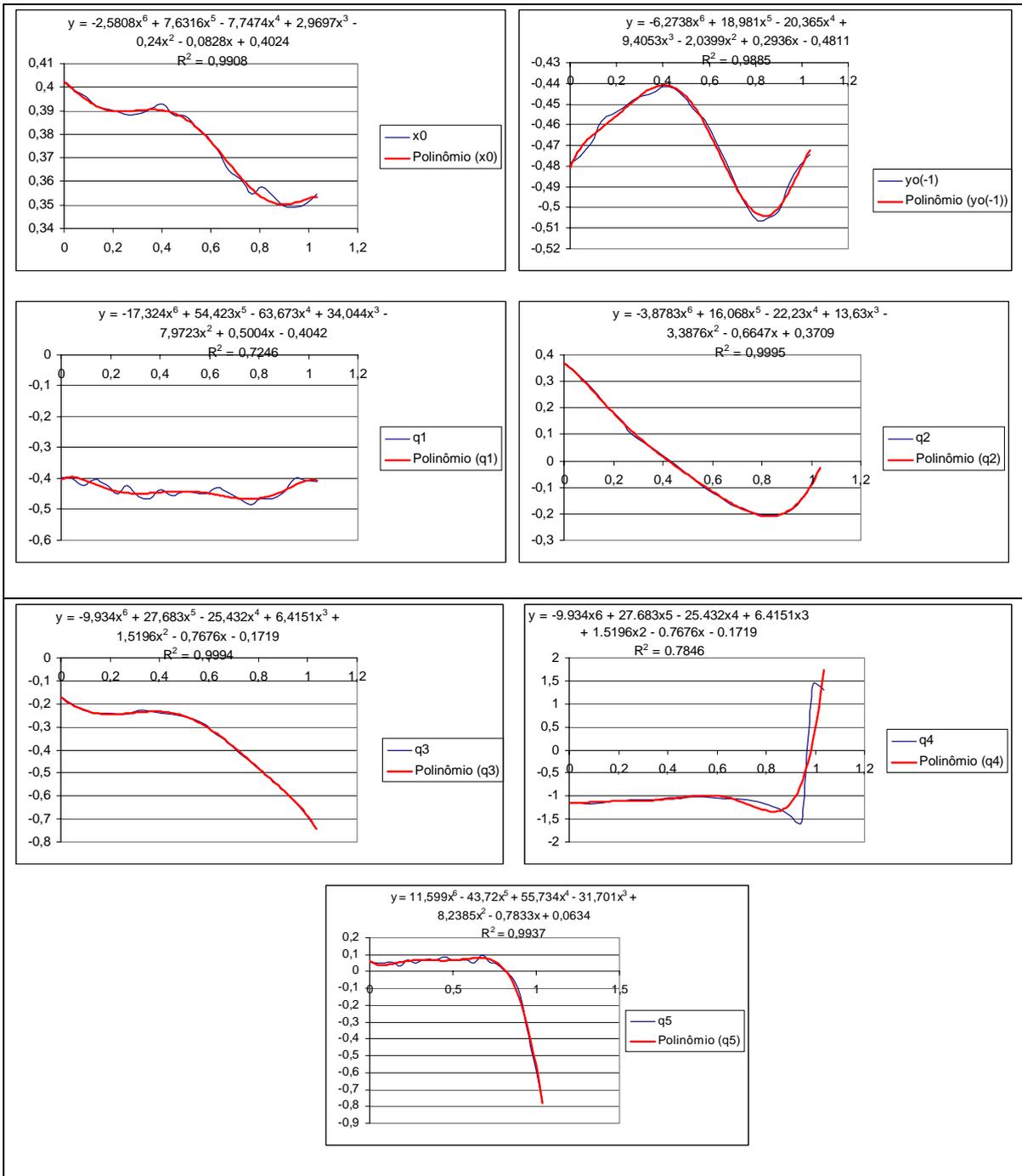
Vn7



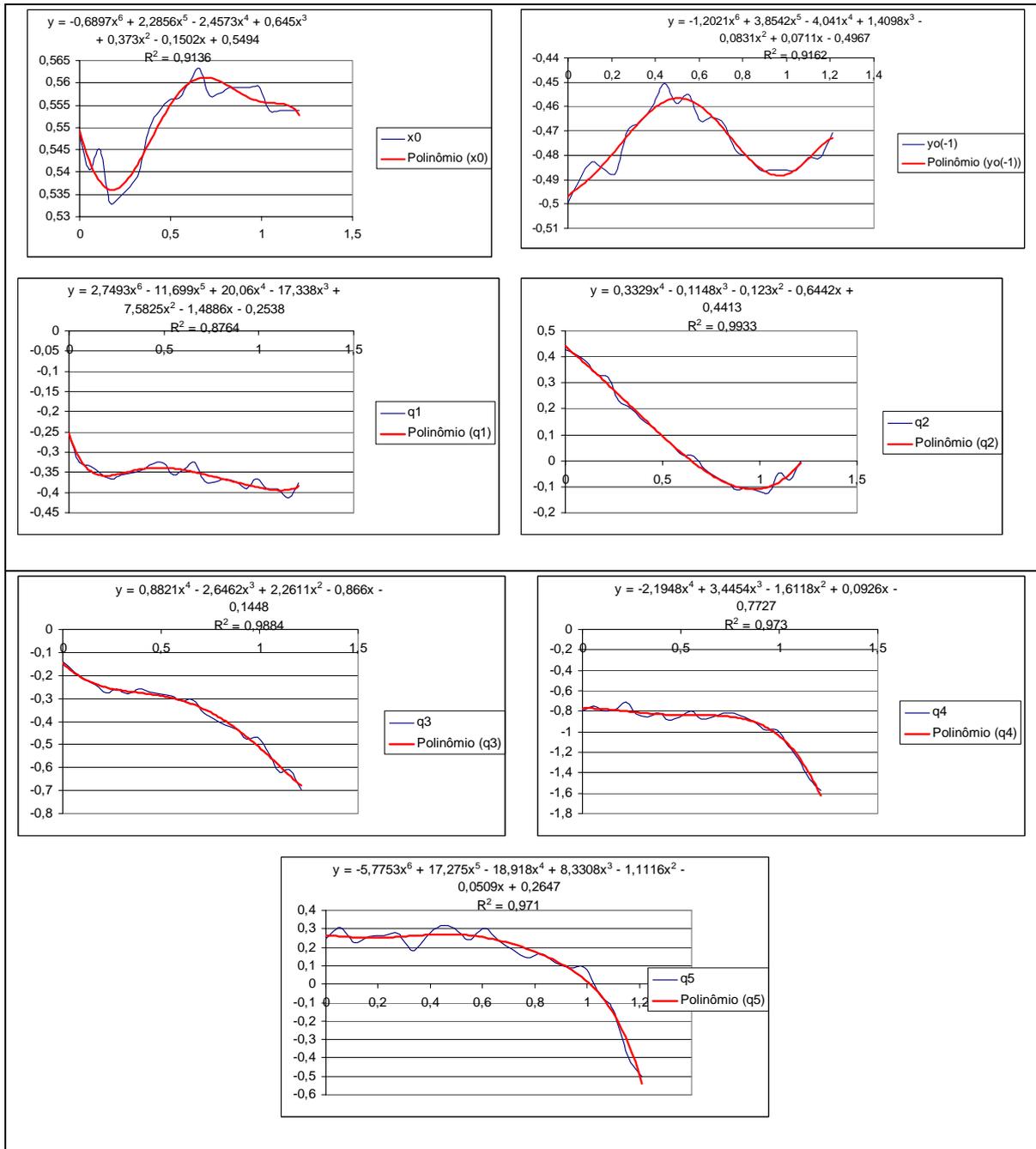
Vn8



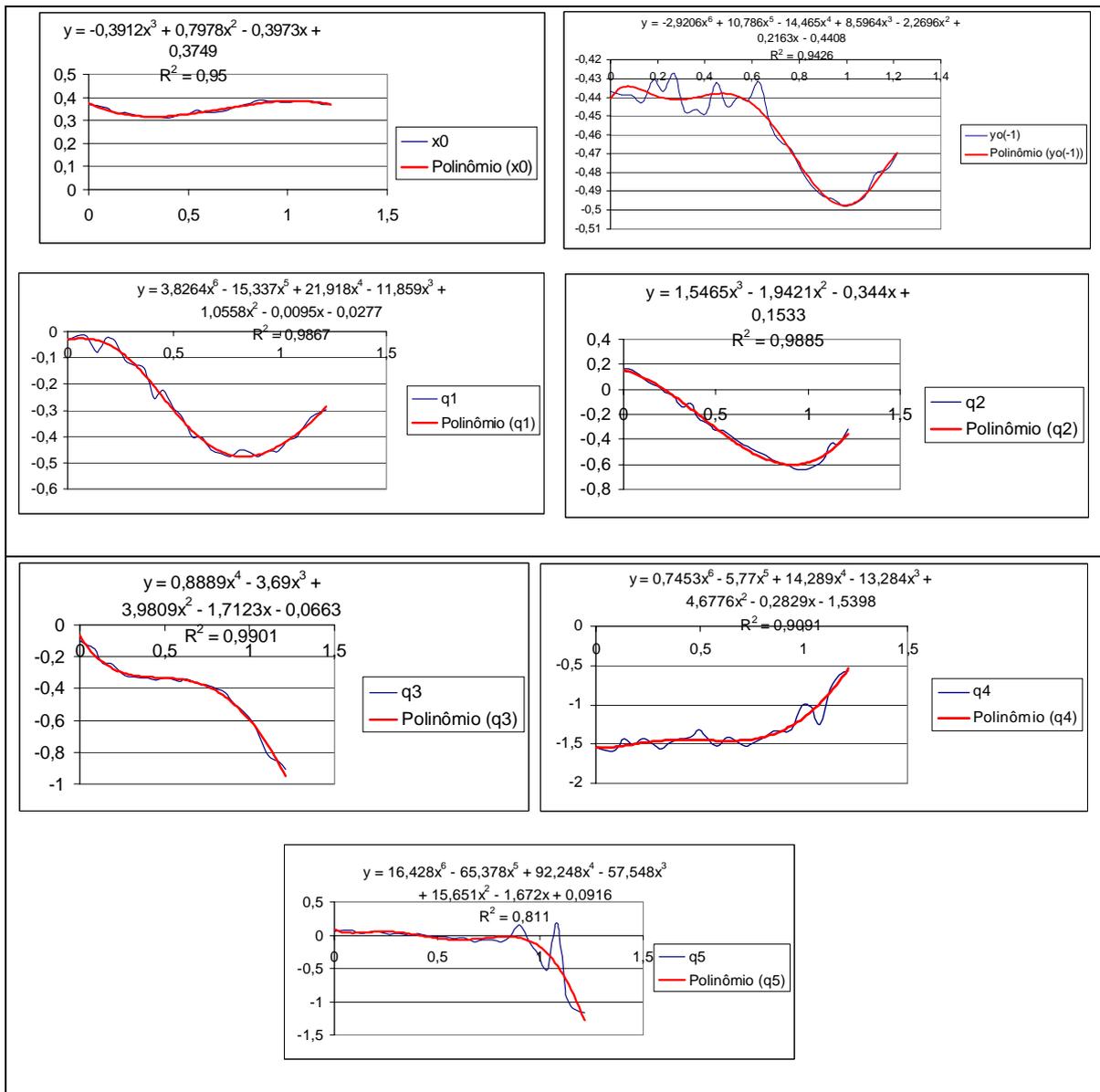
Vn9



Vn10



Vn11



GLOSSÁRIO

- Amputação Transtibial - Retirada parcial da perna também conhecida como amputação abaixo do joelho.
- Coto - Parte remanescente do membro amputado.
- Espuma plastazote - Polietileno expandido, comercialmente chamado de plastazote.
- Flexão plantar - Flexão que ocorre entre o tornozelo e o pé.
- Músculo Antagonista - Contrário ao movimento reage para regular a rapidez e potência da ação do músculo agonista.
- Pé SACH - Prótese geralmente utilizada para amputações transtibiais e a abreviatura de *solid ankle cushion heel* - tornozelo sólido e calcanhar acolchoado.
- Plano Sagital - Divide o corpo simetricamente entre parte direita e esquerda.
- Transdutores - Dispositivo que transforma um tipo de energia em outro tipo de energia, utilizando para isso um senso que recebe os dados e os transforma, como, por exemplo, o sensor pode traduzir informação elétrica (tensão) em informação não-elétrica (massa – kg).

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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