

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

PEDRO JACINTO VIVAS PONTE

**ANÁLISE DINÂMICA E CINEMÁTICA DE UM EXOESQUELETO
PARA AUXILIAR A MARCHA HUMANA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em engenharia Mecânica do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Mecânica.

Orientador: Maj Jorge Audrin Morgado de Gois- Dr.Ing.

Rio de Janeiro
2013

c2013

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

Praça General Tibúrcio, 80 – Praia Vermelha

Rio de Janeiro – RJ CEP: 22290-270

Este exemplar é de propriedade do Instituto Militar de Engenharia, que poderá incluí-lo em base de dados, armazenar em computador, microfilmear ou adotar qualquer forma de arquivamento.

São permitidas a menção, reprodução parcial ou integral e a transmissão entre bibliotecas deste trabalho, sem modificação de seu texto, em qualquer meio que esteja ou venha a ser fixado, para pesquisa acadêmica, comentários e citações, desde que sem finalidade comercial e que seja feita a referência bibliográfica completa.

Os conceitos expressos neste trabalho são de responsabilidade do autor e do orientador.

620.1 Ponte, Pedro Jacinto Vivas
P813a Análise Dinâmica e Cinemática de um Exoesqueleto para Auxiliar a Marcha Humana / Pedro Jacinto Vivas Ponte; orientado por Jorge Audrin Morgado de Gois.- Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2013

121 p. :il.

Dissertação (mestrado). - Instituto Militar de Engenharia, - Rio de Janeiro, 2013.

1. Engenharia Mecânica. 2. Cinemática. 3. Dinâmica Multi-Corpos. 4. Biomecânica

I. Morgado de Gois, Jorge Audrin II. Título III. Instituto Militar de Engenharia

CDD 620.1

INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA

PEDRO JACINTO VIVAS PONTE

**ANÁLISE DINÂMICA E CINEMÁTICA DE UM EXOESQUELETO
PARA AUXILIAR A MARCHA HUMANA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica do Instituto Militar de Engenharia, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências em Engenharia Mecânica.

Orientador: Jorge Audrin Morgado de Gois – Dr.Ing.

Aprovada em 28 de agosto de 2013 pela seguinte Banca Examinadora:

Prof. Maj. Jorge Audrin Morgado de Gois - Dr.Ing. do IME

Prof^a. Sandra Regina Freitas da Silva Morgado de Gois - D.Sc. da UGF

Prof. Luciano Luporini Menegaldo - D.Sc. da UFRJ

Rio de Janeiro

2013

Dedico este trabalho a toda minha família em especial aos meus pais e irmã.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus. Agradeço também, a minha família pelo apoio e ajuda nos momentos de dificuldades. Aos meus professores, pelos ensinamentos na área de engenharia e aos meus amigos e colegas de graduação, mestrado e trabalho na qual pude adquirir e compartilhar ensinamentos.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES	9
LISTA DE TABELAS	11
LISTA DE ABREVIATURAS	12
LISTA DE SIGLAS	12
1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Objetivos	18
1.2 Revisão Bibliográfica	19
2 REVISÃO CONCEITUAL	22
2.1 Análise da Marcha.....	22
2.1.1 Dados da Marcha	22
2.1.2 Aproximações Utilizadas	23
2.1.3 Cálculo do Centro de Gravidade	24
2.1.4 Sistema Nebuloso	26
2.1.5 Força de Reação do Solo.....	28
2.1.6 Método da Dinâmica Inversa.....	29
3 MODELO BIDIMENSIONAL DA MARCHA	31
3.1 Considerações do Modelo.....	31
3.1.1 Graus de Liberdade.....	32
3.1.2 Tipos de Juntas	33
3.1.3 Referenciais Locais	34
3.2 Equações Utilizadas.....	35
3.3 Fluxograma do Modelo.....	37

3.4	Resultados	38
3.4.1	Restrições Cinemáticas.....	39
3.4.2	Restrições Diretoras.....	40
3.4.3	Matriz Jacobiana	41
3.4.4	Método de Newton-Raphson.....	44
3.4.5	Esforços Internos.....	45
4	MODELO TRIDIMENSIONAL DA MARCHA	48
4.1	O Algoritmo	48
4.2	Centro da Articulação.....	50
4.2.1	Centro da Articulação do Tornozelo	51
4.2.2	Centro da Articulação do Joelho.....	54
4.2.3	Centro da Articulação do Quadril.....	56
4.3	Referencial Local.....	57
4.3.1	Referencial da Pélvis.....	58
4.3.2	Referencial da Coxa	59
4.3.3	Referencial da Panturrilha	59
4.3.4	Referencial do Pé	60
4.4	Ângulos de Euler	61
4.4.1	Parametrização	61
4.4.2	Velocidade Angular	64
4.4.3	Aceleração Angular	65
4.5	Equações de Newton e Euler	65
4.6	Diferenças Finitas.....	66
4.7	Resultados	68
5	EXOESQUELETO	77

5.1	Músculos Pneumáticos.....	77
5.2	Resultados	79
5.2.1	Esforços Exoesqueleto.....	80
5.2.2	Esforços Humano.....	82
5.2.3	Pressão de Operação.....	87
6	CONCLUSÃO	93
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
8	APENDICÊS.....	97
8.1	Apêndice I – Resultados Modelagem Bidimensional.....	98
8.2	Apêndice II – Resultados Modelagem Tridimensional.....	105
8.3	Apêndice III – Resultados Exoesqueleto.....	117
8.4	Apêndice IV – Comparação entre Modelos 2D e 3D.....	120

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 2.1	Ruído de alta frequência nos sensores de posição.....	23
FIG. 2.2	Aproximações geométricas para cada membro (O'Connor et al.; 1992, p.19)	24
FIG. 2.3	Sensor do joelho esquerdo e o CA do joelho esquerdo	25
FIG. 2.4	Posição do CG dos membros inferiores do lado direito	26
FIG. 2.5	Função de pertinência para os três primeiros pontos.....	27
FIG. 2.6	Método de TSK (lógica fuzzy) suavizando a curva.....	28
FIG. 2.7	Força de reação do solo no eixo "Z"	29
FIG. 3.1	Modelagem bidimensional para a MH	32
FIG. 3.2	Representação da junta de revolução (Haug, E.J.; 1989; p.365)	33
FIG. 3.3	Soma vetorial para a posição de um ponto no espaço (Hibbeler, R.C.; 2004; p.440).....	35
FIG. 3.4	Fluxograma do modelo.....	38
FIG. 3.5	Equações diretoras correspondente ao ângulo da região da coxa.....	41
FIG. 3.6	Torque muscular tornozelo.....	46
FIG. 3.7	Torque muscular joelho.....	47
FIG. 3.8	Torque muscular quadril.....	47
FIG. 4.1	Representação do modelo tridimensional	50
FIG. 4.2	Posição no eixo Y dos sensores 3 e 10 e CA do tornozelo.....	53
FIG. 4.3	Posição no eixo Y dos sensores 5 e 12 e CA do joelho	55
FIG. 4.4	Sensores 7 e 14 e CA do quadril direito e esquerdo	57
FIG. 4.5	Referencial global e local para cada membro da caminhada (O'Connor et al.; 1992;p.29)	58
FIG. 4.6	Orientação dos ângulos de Euler (O'Connor et al; 1992;p.98)	62
FIG. 4.7	Sistema nebuloso para os ângulos de Euler	67
FIG. 4.8	Velocidade eixo "Z" para o pé	68
FIG. 4.9	Ângulo de rotação do joelho no eixo de flexão e extensão	69
FIG. 4.10	Ângulo de rotação (radianos) do joelho no eixo de adução e abdução.....	70

FIG. 4.11	Velocidade angular em "x" da panturrilha.....	71
FIG. 4.12	Aceleração angular eixo "x" panturrilha.....	72
FIG. 4.13	Torque no tornozelo no eixo "Y"	72
FIG. 4.14	Torque no tornozelo eixo "X"	73
FIG. 4.15	Torque no joelho para o eixo "Y"	74
FIG. 4.16	Torque no quadril para o eixo "Y"	75
FIG. 5.1	Exemplo de um exoesqueleto para auxiliar a marcha - "http://www.designboom.com/technology/elegs-exoskeleton-by-berkeley-bionics (18/04/2013)".....	77
FIG. 5.2	Contração do músculo pneumático - "www.gizmodo.com.br (18/04/2013)"	78
FIG. 5.3	Catálogo de operação do MP: FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20"	79
FIG. 5.4	Força do MP para o movimento de extensão do joelho	80
FIG. 5.5	Torque muscular no quadril com e sem MP para o joelho	81
FIG. 5.6	Força do MP para o movimento de flexão do quadril	82
FIG. 5.7	Esforço joelho humano com atuação do EE.....	84
FIG. 5.8	Torque do joelho direito com e sem o EE	85
FIG. 5.9	Torque no quadril com MP apenas para rotação do joelho	85
FIG. 5.10	Torque humano no quadril com o EE	86
FIG. 5.11	Torque no quadril direito com e sem o EE	87
FIG. 5.12	Variação do comprimento dos MPs inferiores (da coxa)	88
FIG. 5.13	Variação do comprimento dos MPs superiores (das costas).....	89
FIG. 5.14	Pressão de operação para os MP da parte inferior	90
FIG. 5.15	Pressão de operação para os MP da parte superior	91
FIG. 5.16	Curvas de pressão de zero a quatro bar para o MP.....	92
FIG. 5.17	Pontos de operação do MP da coxa direita durante a marcha.....	92

LISTA DE TABELAS

TAB. 2.1	Massa e momentos de inércia.....	24
TAB. 3.1	Numeração dos corpos que compõe o sistema	39
TAB. 4.1	Posição e número dos sensores	48
TAB. 4.2	Membros "distal" e "proximal" para cada articulação	70
TAB. 4.3	Comparação dos torques (ext/flx) encontrados modelagem 2D e 3D.	76

LISTA DE ABREVIATURAS

AP	-	Atuadores Pneumático
CG	-	Centro de Gravidade
CA	-	Centro da Articulação
MH	-	Marcha Humana
EE	-	Exoesqueleto
MP	-	Músculo Pneumático

LISTA DE SIGLAS

\vec{a}	Aceleração
A	Matriz de rotação espacial parametrizada
\dot{A}	Varição em relação ao tempo da matriz de rotação
B	Matriz que relaciona a velocidade angular e a variação dos ângulos Euler em relação ao tempo
b	Derivada da Matriz B em relação aos ângulos de Euler
CG_i	Posição do centro de gravidade do corpo "i"
d_i	Distância número "i"
$f(t)$	Função do tempo
F	Somatório das Forças
\vec{F}_{ext}	Força externa
\vec{F}_{int}	Força interna
\dot{H}	Varição em relação ao tempo da quantidade de movimento angular
I	Momento de Inércia
\vec{i}_i, \vec{j}_i e \vec{k}_i	Vetores unitários dos referenciais locais do corpo "i"
J'	Momento de Inércia em relação ao referencial local
k	Número de restrições
\vec{L}	Vetor que corresponde a linha dos nós entre dois membros
L_i	Comprimento do corpo "i"
M_i	Matriz de Inércia para o corpo "i"
M	Somatório do Momentos
N_B	Número de corpos
N_{GDL}	Número de graus de liberdade
N_J	Número de Juntas

m	Massa
\vec{M}_{int}	Momento (ou torque) interno
\vec{M}_{ext}	Momento (ou torque) externo
\dot{P}	Varição em relação ao tempo da quantidade de movimento linear
p_i	Posição do corpo "i"
$ponto_i$	Valor da função no instante de tempo "i"
q_i	Vetor de coordenadas generalizadas para o corpo "i"
\dot{q}_i	Varição em relação ao tempo das coordenadas generalizadas
\ddot{q}	Vetor de aceleração do centro de gravidade de cada corpo
Q^A	Carga Aplicada
Q^C	Carga Interna
\ddot{r}	Aceleração
r_i^G	Posição do corpo "i" no referencial global
$r_{roldana}$	Raio da roldana
$r_{A/B}^L$	Distância do corpo "B" em relação "A" no referencial local
t	Tempo
\vec{u}, \vec{v} e \vec{w}	Vetores unitários perpendiculares entre si para calculo do CA
x_i	Posição em no eixo "x" do corpo "i"
y_i	Posição em no eixo "y" do corpo "i"
z_i	Posição no eixo "z" do corpo "i"
δr^T	Deslocamento virtual
$\delta \pi^{iT}$	Deslocamento angular virtual em relação ao referencial local
Δt	Varição do tempo
Φ	Vetor de restrição de graus de liberdade
Φ_q	Matriz Jacobiana das equações de restrição
Φ_t	Derivada em relação ao tempo do vetor de restrição

Φ_{tt}	Derivada segunda em relação ao tempo do vetor de restrição
φ_i, θ_i e ψ_i	Ângulos de Euler
$\dot{\varphi}_i, \dot{\theta}_i$ e $\dot{\psi}_i$	Derivada em relação ao tempo dos ângulos de Euler
$\ddot{\varphi}_i, \ddot{\theta}_i$ e $\ddot{\psi}_i$	Segunda derivada em relação ao tempo dos ângulos de Euler
λ	Multiplicadores de Lagrange
μ_i	Pertinência do ponto "i"
ω'	Velocidade angular em relação ao referencial local
$\tilde{\omega}'$	Matriz antissimétrica da velocidade angular no referencial local
$\vec{\omega}$	Aceleração angular
$\dot{\omega}'$	Aceleração angular em relação ao referencial local
σ	Desvio padrão

RESUMO

Este trabalho tem como objetivos analisar os esforços atuantes nos membros inferiores do corpo e aplicar estes resultados para determinar a carga de operação dos músculos pneumáticos que compõem o projeto de um exoesqueleto que irá auxiliar a marcha humana. Assim, foram desenvolvidos modelos matemáticos, que utilizam a abordagem da dinâmica inversa, para calcular os esforços musculares de um ser humano durante a caminhada.

Para desenvolver estes modelos, foram utilizados dados experimentais encontrados na literatura, retiradas de O'Connor; C. L. et al. (1992). Os dados experimentais necessários, para realização da modelagem, são os parâmetros de massa, inércia e comprimento dos membros inferiores; os resultados dos sensores de posição e os esforços de reação do solo durante o contato.

Primeiramente, foi realizado um modelo bidimensional, que além de utilizar a dinâmica inversa, também usou a abordagem multicorpos, para cadeias cinemáticas ligadas por juntas de revolução. Após, realizou-se uma modelagem tridimensional com base em um "passo a passo" apresentado na bibliografia: "Dynamics of Human Gait" (O'Connor; C. L. et al.; 1992). Os resultados destas duas abordagens foram comparados e verificou-se, que apesar da restrição de uma dimensão, há uma boa aproximação entre eles, indicando uma coerência nos modelos desenvolvidos.

Os resultados obtidos foram utilizados em um projeto de exoesqueleto para auxiliar a marcha humana. O exoesqueleto, para os membros inferiores, é composto por quatro atuadores pneumáticos FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20", que terão por objetivo diminuir os esforços dos músculos humanos mais acionados durante a caminhada. Estes músculos são respectivamente: o quadríceps responsável pelo movimento extensão do joelho e o glúteo responsável pela flexão do quadril.

Com os músculos (atuadores) pneumáticos, conseguiu-se eliminar os esforços humanos durante o movimento de extensão do joelho e flexão do quadril. Calculou-se o ponto de operação destes músculos artificiais como força, deformação e pressão necessária para o acionamento destes atuadores. Este trabalho, abre portas para projetos futuros visando colocar em prática o exoesqueleto para auxiliar a marcha.

ABSTRACT

This work aims to analyze the acting efforts in the lower limbs and apply the results to determine the load of operation of the pneumatic muscles that compose the project of an exoskeleton that will help the human gait. Thus, mathematical models, which use the inverse dynamic approach, were developed to calculate the muscle efforts of a human being during the walk.

Experimental data found in the literature – O'Connor; C. L. et al. (1992) – were used to develop these models. The necessary experimental data for the modeling are the parameters of mass, inertia and length of the lower limbs; the results of the sensors of position and the reaction efforts of the soil during the contact.

First, a bidimensional model was made, which used the inverse dynamics and also the multibody approach for the cinematic chain linked by revolution joints. Then, a tridimensional modeling was made based on the order presented in the bibliography: "Dynamics of Human Gait" (O'Connor; C. L. et al.; 1992). The results of these two approaches were compared and based on this was possible to verify that, despite of the restriction of one of the dimensions, there is a significant approximation between them that shows coherence in the developed models.

The obtained results were used in a project of exoskeleton to help the human gait. Four pneumatic actuators FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20" compose the exoskeleton for the lower limbs; they aim to reduce the efforts of the human muscles that are mostly used on the walk. These muscles are respectively: the quadriceps that is responsible for the extension movement of the knee and the gluteus that is responsible for the hip flexion.

By using the pneumatic muscles (actuators), it was possible to eliminate the human efforts during the extension movement of the knee and hip flexion. The points of operation of these artificial muscles were calculated as the necessary force, deformation and pressure for the actuation of these actuators. This work opens the way to future projects aiming to put the exoskeleton into practice to help on the human gait.

1 INTRODUÇÃO

Durante a marcha, diversos músculos da parte inferior do corpo humano são acionados para realização desta tarefa. No entanto, este simples movimento da caminhada pode se tornar muito mais difícil, como, por exemplo, para uma pessoa idosa cujos músculos já não tem mais a mesma força e eficiência de quando jovem; ou no caso de pessoas que precisam se deslocar com carregamentos elevados em suas costas; ou que precisam caminhar por um longo período. Devido a grande importância e utilidade da caminhada em nosso cotidiano, surge a necessidade de um projeto para reduzir as dificuldades presentes e auxiliar o ser humano durante a marcha.

Desta maneira, este trabalho apresenta modelos utilizando as equações de dinâmica clássica de Newton para corpos rígidos a fim de calcular os esforços (torques) que cada músculo realizará durante a caminhada. Estes esforços são calculados utilizando o conceito de dinâmica inversa, já que os movimentos da marcha são definidos, ou seja, com uma cinemática prescrita. Com esses resultados serão dimensionados os esforços de um exoesqueleto (EE) que auxiliará a marcha humana (MH). O projeto do EE terá quatro músculos artificiais, que são atuadores pneumáticos (AP) que tem por objetivo diminuir o torque realizado pelos músculos reais. Este trabalho, não visa criar um controle, ou instrumentar o EE, apenas em otimizar os esforços dos atuadores para diminuir os esforços da marcha.

1.1 OBJETIVOS

Os objetivos do trabalho são:

- Analisar os esforços atuantes nos membros inferiores do corpo para a marcha humana, utilizando modelos bidimensionais e modelos tridimensionais através da dinâmica clássica de Newton.

- Aplicar os resultados obtidos para dimensionar os esforços necessários para acionar um exoesqueleto com músculos pneumáticos que irá auxiliar a marcha humana.

1.2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A maioria dos estudos na área de biomecânica da marcha humana (MH) foram desenvolvidos recentemente com ajuda de coleta e análise de dados laboratoriais. Davis, R. B. et al. (2000) desenvolveram procedimentos e análise para o estudo dinâmico da caminhada, considerando protocolos para coleta de dados: reação do solo, eletromiografias e fotografia de alta velocidade para pontos de posição, para se analisar a dinâmica inversa. Hermini, H. A. (2000) desenvolveu uma modelagem cinemática na finalidade de controle de movimentos da articulação de membros do corpo, para utilizar em próteses.

Num estudo para reproduzir tarefas posturais em modelos matemáticos da biomecânica, Menegaldo, L. L. (2001) realizou uma formulação da postura humana contendo múltiplos corpos rígidos, mecânica muscular, dinâmica da ativação neural e geometria do membro inferior e aplicou essa formulação para determinar controladores ótimos em malha aberta. No mesmo ano, Loss, J. F. (2001) analisou o efeito dos parâmetros: Inércia, massa e centro de gravidade de cada segmento e a influência nos esforços durante a marcha.

O torque no quadril durante a marcha foi estudado por Pereira, A. H. (2002), que utilizou modelos matemáticos para calcular esse esforço em pessoas normais e em pessoas com amputação, gerados para uma prótese de joelho. Já, Pedran, G.J. (2002), estudou o comportamento do centro de gravidade do corpo durante a marcha.

Forner-Cordero, A. et al. (2004) desenvolveu um método para calcular a dinâmica inversa a partir do movimento e informação incompleta das forças de reação do solo. A componente vertical, assim como o seu ponto de aplicação, são apresentados e comparados com os cálculos baseados em medições de placa de força. Este método baseia-se na estimativa das forças de reação tridimensional durante a marcha com palmilhas de pressão. Campos, A. O. (2004) realizou uma análise e estudo da marcha em indivíduos que sofreram

acidente vascular encefálico (AVE) utilizando uma esteira instrumentada. Comparando os resultados de esforços e atividades musculares com pessoas normais que não sofreram AVE.

Ainda, Forner-Cordero, A. et al. (2005) fizeram um estudo de que a caminhada não é perfeitamente cíclica, ou seja, considerada um movimento quase cíclico. Rao, G. et al. (2005), assim como Loss, J. F. (2001), desenvolveram o cálculo da influência dos parâmetros: massa, centro de gravidade, momento de inércia, de cada segmento durante a marcha. No mesmo ano, PINHO, A. S. (2005) realizou um estudo da influência da força de reação do solo na distribuição de pressão plantar entre retropé e antepé em diferentes alturas de calçado de salto.

Loureiro, A. (2006) fez uma análise da força de reação do solo, devido a movimentação dos membros superiores, comparando e analisando a reação do solo para marcha com camisa de força, resultando que os membros superiores apenas influenciam em caminhadas com velocidades altas. Santos, A.M.C (2006) realizou uma análise da força de reação do solo durante a marcha em diferentes tipos de calçados. No mesmo ano, England, S. A. e Granata, K. P. (2006) desenvolveram um estudo da relação da velocidade com a estabilidade (capacidade de manter a locomoção apesar de pequenas perturbações cinemáticas) da caminhada, chegando a conclusão de que velocidades menores durante a caminhada aumentam a estabilidade. Ren, L. et al. (2006) formulou uma modelagem para dinâmica inversa "2D" para caminhada, aproximando a trajetória de cada segmento, por se tratar de um movimento periódico, por uma série de Fourier, e utilizando um método de otimização para achar o mínimo de gasto de energia para a marcha.

Almeida, F. D. (2007) com o objetivo de obter novos métodos para avaliar lesões, desenvolveu o cálculo dos esforços no joelho submetido a uma carga constante para os movimentos de flexão e extensão da coxa. Ainda, Wibeling, L. M. (2007) avaliou os esforços musculares dos músculos extensores e flexores em idosos.

Dumas R. e Cheze, L. (2008) estudaram os ângulos das articulações dos membros inferiores, para saber qual é mais estabilizada ou qual é mais impulsionada durante a caminhada. No mesmo ano, Ren, L. et al. (2008)

fizeram uma modelagem da caminhada com base nos membros superiores e inferiores, sem utilizar placas de força para medir a reação do solo, utilizando apenas dados cinemáticos. Vimieiro, C. B. S. (2008) realizou uma modelagem da caminhada utilizando juntas rotacionais com elementos viscoelásticos.

Um exoesqueleto com 5 juntas para auxiliar na caminhada foi modelado por Jia-fan, Z. et al. (2009), realizando a análise da trajetória durante a caminhada e assim, criando um sistema de controle para este exoesqueleto. Já, GOMES, A. A. (2009) realizou um estudo para descobrir o efeito da neuropatia diabética nas atividades musculares e na cinemática dos membros inferiores durante a caminhada.

Millard, M. et al. (2011) realizaram um estudo de dinâmica multicorpos utilizando uma aproximação de pêndulo invertido com corpos elásticos para modelar a marcha. Sangeux, M. et al. (2011) estudaram como obter a posição do centro da articulação do quadril, para a análise da caminhada. Quevedo, A. J. U. (2011) desenvolveu um sistema de controle para atuadores que auxilia o movimento dos membros inferiores para a interação com um ambiente virtual, proporcionando um deslocamento mais seguro e monitorado. Na dissertação de mestrado de Santos, D. P. (2011), foi modelado e dimensionado um exoesqueleto utilizando como acionadores torques de motorreductores.

A maioria dos artigos da biomecânica da caminhada, estão apresentados no "*Journal of Biomechanics*"; muitos deles, também, estão referenciados em O'Connor et al. (1992), que foi utilizado como principal bibliografia para este trabalho. Esta bibliografia, explica o "passo a passo" de como criar um modelo matemático tridimensional para calcular os esforços durante a marcha humana (MH) utilizando as equações de dinâmica clássica. O livro fornece resultados de dados laboratoriais, de posição e de força de reação do solo; valores antropométricos, como comprimento e massa dos membros inferiores e o algoritmo da modelagem.

2 REVISÃO CONCEITUAL

Neste capítulo, será realizada a revisão das principais informações retiradas da literatura para realizar a modelagem da caminhada humana e analisar os esforços empregados. Primeiramente será realizado um estudo dos parâmetros, aproximações e dados necessários para modelar a caminhada. Em seguida, será feita uma revisão da dinâmica inversa, e da abordagem da dinâmica multicorpos que foi utilizado na para criar o modelo matemático bidimensional.

2.1 ANÁLISE DA MARCHA

A marcha humana (MH), é analisada utilizando a metodologia da dinâmica inversa (O'Connor et al.; 1992, p.4), na qual, a cinemática é prescrita, e o objetivo é calcular os esforços de cada músculo necessários para a movimentação. Para a modelagem, primeiramente é importante conhecer a orientação do referencial global, na qual o eixo "X" aponta na direção e sentido da caminhada, o eixo "Z" corresponde a altura e o eixo "Y" um eixo perpendicular aos dois anteriores, dado pelo produto vetorial de "Z" e "Y". A MH se divide em duas etapas, que são: a fase de apoio e a fase de balanço. O apoio referente a um dos pés é a etapa em que este se encostado ao chão, correspondendo a aproximadamente 60% do ciclo. Já a fase de balanço corresponde ao momento que este mesmo pé sai do chão e se mantém fora de contato com o solo.

2.1.1 DADOS DA MARCHA

São necessários, para a modelagem da MH, diversos dados obtidos experimentalmente. Entre esses dados, estão os valores de posição dos membros inferiores (pé, panturrilha e coxa) que realizam o movimento ao longo da caminhada. Além disso, valores dos parâmetros de cada membro como: massa, momento de inércia e valores das forças de reação do solo também são necessários. Primeiramente, os sensores de posição, são colocados de maneira que, haja três sensores em cada membro, para assim,

definir espacialmente a posição de cada um. Neste trabalho, serão utilizados os dados experimentais obtidos por O'Connor et al. (1992).

Junto com os valores dos sensores de posição, ocorre de aparecer pequenos ruídos de alta frequência neste sinal (Gilat, A. & Subramaniam, V.; 2008; p.255), como mostrado na FIG.2.1. Este ruído pode atrapalhar muito a interpretação dos resultados, pois para o cálculo da dinâmica será utilizada a aceleração, derivada segunda da posição em relação ao tempo. Desta maneira, para resolver este tipo de problema utilizou-se um sistema de inferência nebulosa, na qual atribui um valor de pertinência para cada ponto coletado pelo sensor, suavizando a curva.

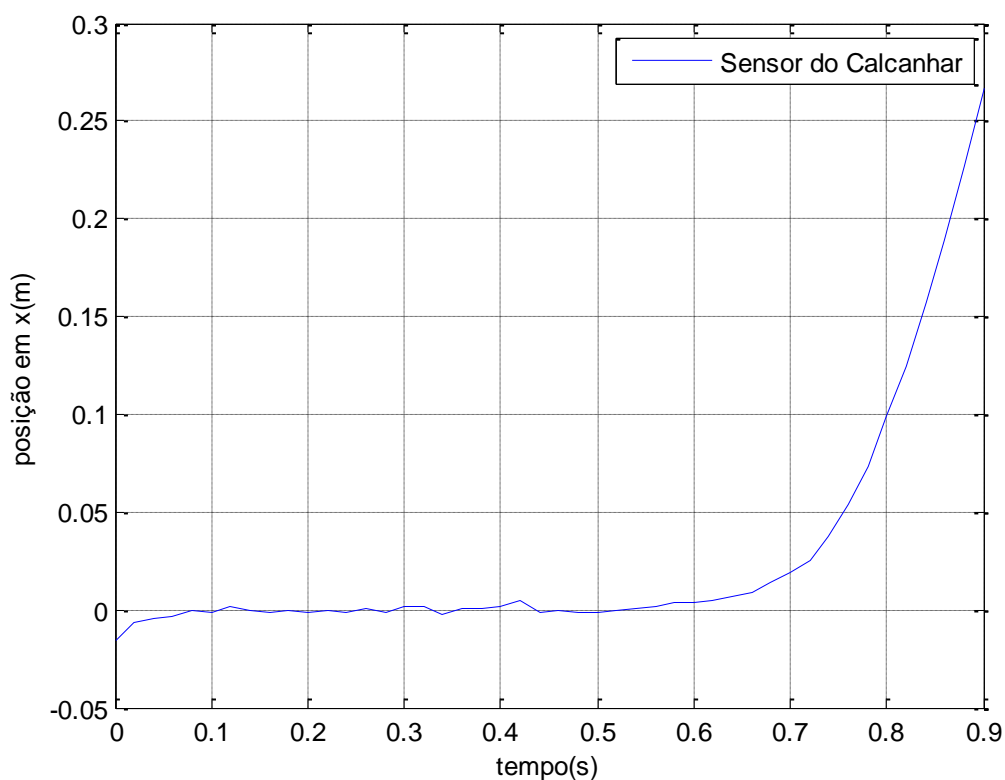


FIG. 2.1- Ruído de alta frequência nos sensores de posição

2.1.2 APROXIMAÇÕES UTILIZADAS

As aproximações geométricas para o cálculo dos parâmetros: momento de inércia e massa de cada membro adotadas por O'Connor et al. (1992), estão representadas na FIG.2.2. Na qual, o item "a" representa a região da coxa,

aproximada por um cilindro; "b" a panturrilha que também é aproximada por um cilindro e "c" corresponde ao pé, representado por uma geometria piramidal.

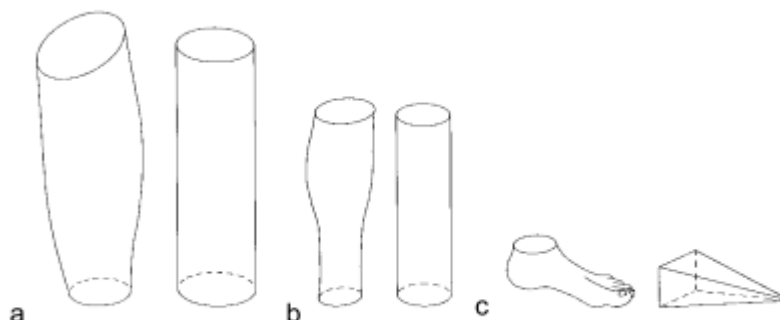


FIG.2.2 - Aproximações geométricas para cada membro (O'Connor et al.; 1992, p.19)

O comprimento, circunferência e demais medidas, são valores médios utilizando medidas de amostras em laboratório. Assim, pode-se calcular a massa e o momento de inércia em relação aos eixos de: extensão/flexão, adução/abdução e interno/externo que passam no centro de gravidade de cada membro. Os resultados (O'Connor et al.; 1992, p.21) estão mostrados na TAB. 2.1.

TAB. 2.1 - Massa e momentos de inércia

Segmento	Massa [kg]	Inércia [kg*m²] (Flx/Ext)	Inércia [kg*m²] (Add/Abd)	Inércia [kg*m²] (Int/Ext)
Pé	0.7675	0.0035	0.0039	0.0011
Panturrilha	3.2775	0.0533	0.0533	0.0055
Coxa	6.8633	0.1298	0.1298	0.0176

2.1.3 CÁLCULO DO CENTRO DE GRAVIDADE

Antes de calcular a posição do centro de gravidade (CG) durante a MH, é necessário primeiramente encontrar o centro da articulação (CA), ou seja, a posição do quadril, do joelho e tornozelo com relação aos pontos dados pelos sensores, pois os centros dessas articulações são dentro do corpo humano, no entanto, os sensores ficam localizados externamente. Na modelagem bidimensional, não é necessário realizar este procedimento (pois não há profundidade e os pontos dos sensores são uma boa aproximação). Utilizando

os equacionamentos de (O'Connor et al.; 1992, p.26) que relacionam os pontos dos sensores para descobrir a posição do centro das articulações tem-se como exemplo a FIG. 2.3.

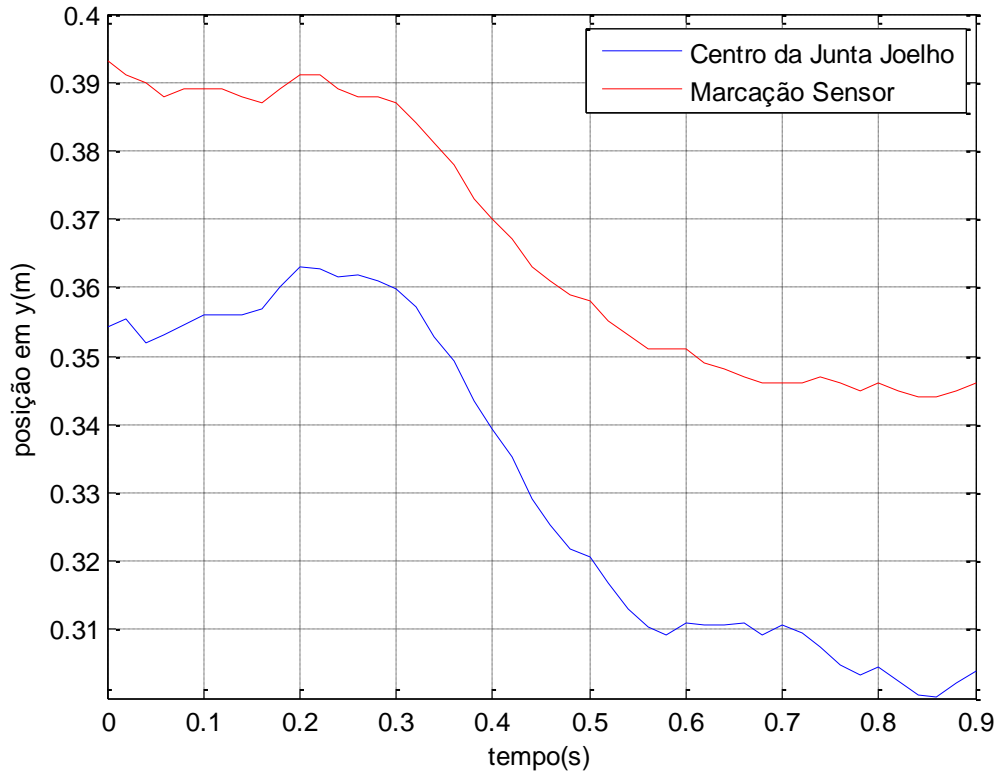


FIG 2.3 - Sensor do joelho esquerdo e o CA do joelho esquerdo

Após encontrar o centro de cada articulação (tornozelo, joelho e quadril) é possível calcular a posição do centro de gravidade (CG) de cada membro (pé, panturrilha, coxa). As EQ. 2.1, EQ. 2.2 e EQ.2.3 relacionam os valores do CA encontrados anteriormente com o CG dos membros inferiores (O'Connor et al; 1992; p.30). Nestas equações, " p_{joelho} " significa a posição do CA do joelho, sendo utilizada esta nomenclatura analogamente, para os demais pontos de referência (calcanhar, dedo, tornozelo e quadril). Já " CG_{coxa} " corresponde a posição do CG da coxa e assim por diante.

$$CG_{PÉ} = 0.56 * p_{calcanhar} - 0.44 * p_{dedo} \quad (2.1)$$

$$CG_{PANTURRILHA} = 0.58 * p_{joelho} - 0.42 * p_{tornozelo}$$

(2.2)

$$CG_{COXA} = 0.61 * p_{Quadril} - 0.39 * p_{Joelho}$$

(2.3)

Os resultados que foram encontrados para o CG dos membros inferiores, após utilizar as equações, estão representados na FIG.2.4, para o eixo z (altura). Nota-se, que o ruído de alta frequência continua presente e será tratado posteriormente.

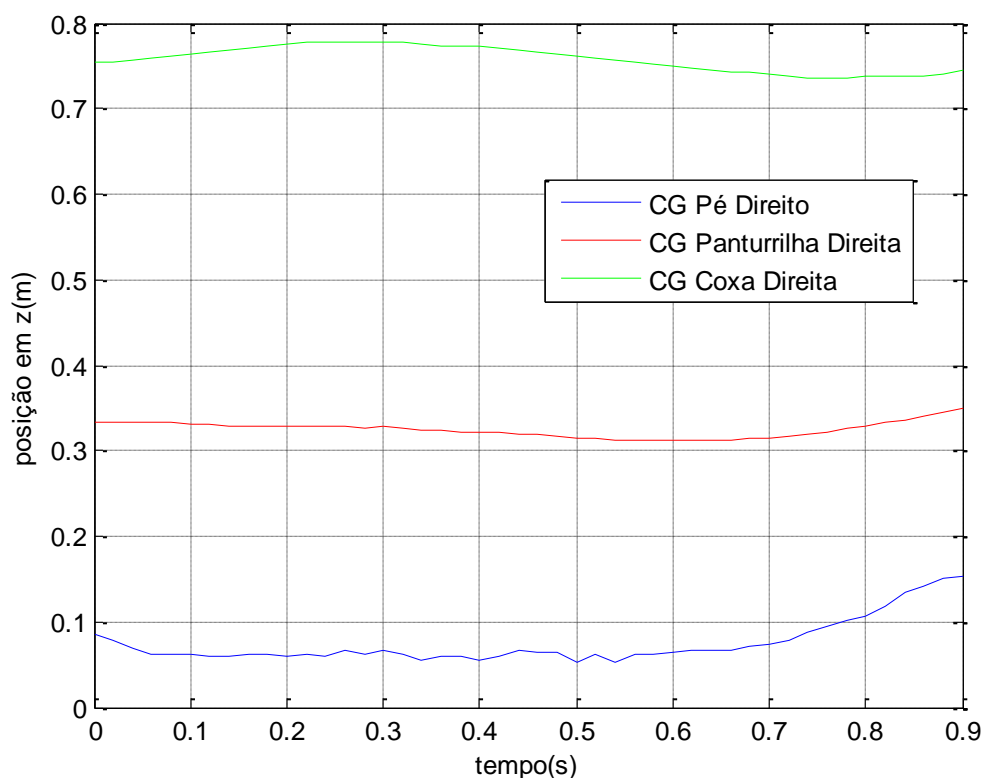


FIG. 2.4 - Posição do CG dos membros inferiores do lado direito

2.1.4 SISTEMA NEBULOSO

Para tratar o sinal da posição que apresenta um ruído de alta frequência, optou-se por utilizar um sistema de inferência nebuloso utilizando o método de Sugeno (TSK) de ordem zero. A literatura, apresenta outros métodos para resolver este problema, um deles é a interpolação utilizando "spline" de quinta ordem.

Através da lógica nebulosa (Fuzzy), utilizaram-se os pontos do CG calculado anteriormente ao longo do tempo, criando-se funções de pertinência para cada um desses valores em relação ao domínio (tempo). A equação que representa essas funções de pertinência, para esses pontos de referência, é uma gaussiana, e está representada na EQ. 2.4.(Jang; J.R et al.; 1997; p.34).

$$\mu_i(t) = e^{-\frac{(t-t_i)^2}{2*\sigma^2}} \quad (2.4)$$

Onde os parâmetros utilizados são: o desvio padrão vale: " $\sigma = 0.03$ segundos"; " t_i " corresponde ao instante de tempo de referencia "i" de cada ponto coletado e o " t " representa o domínio de tempo que será criado. Estão apresentados no gráfico da FIG.2.5, as três primeiras funções de pertinência.

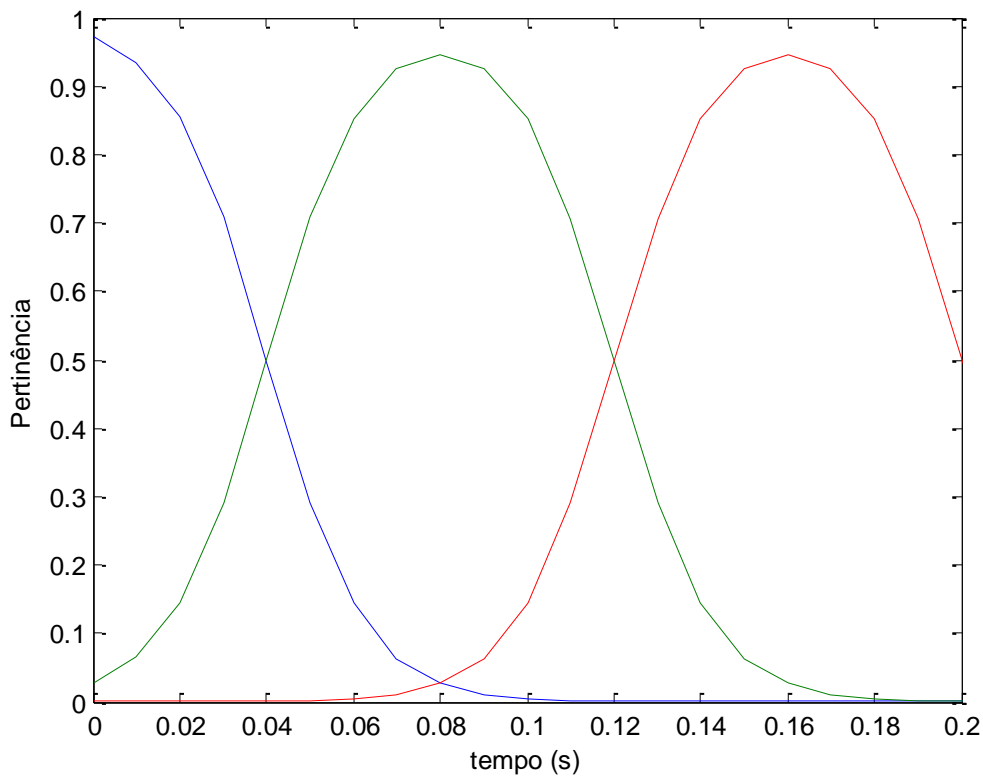


FIG. 2.5 - Função de pertinência para os três primeiros pontos

O método de Sugeno utiliza como método de agregação uma média ponderada da função de pertinência de cada ponto com o valor da função

(pontos discretos). Seu equacionamento está representado na EQ. 2.5. (Jang; J.R et al.; 1997; p.81).

$$f(t) = \frac{\sum_{i=1}^n \mu_i(t) * ponto_i}{\sum_{i=1}^n \mu_i(t)} \quad (2.5)$$

Como foi citado anteriormente, este método é muito importante, pois visa tratar o erro do sinal, para posteriormente realizar a diferenciação destes valores com relação ao tempo. Assim, pode-se ver a melhora do sinal através do gráfico da FIG. 2.6. que compara os valores do CG antes e depois de usar o procedimento de inferência nebuloso (fuzzy).

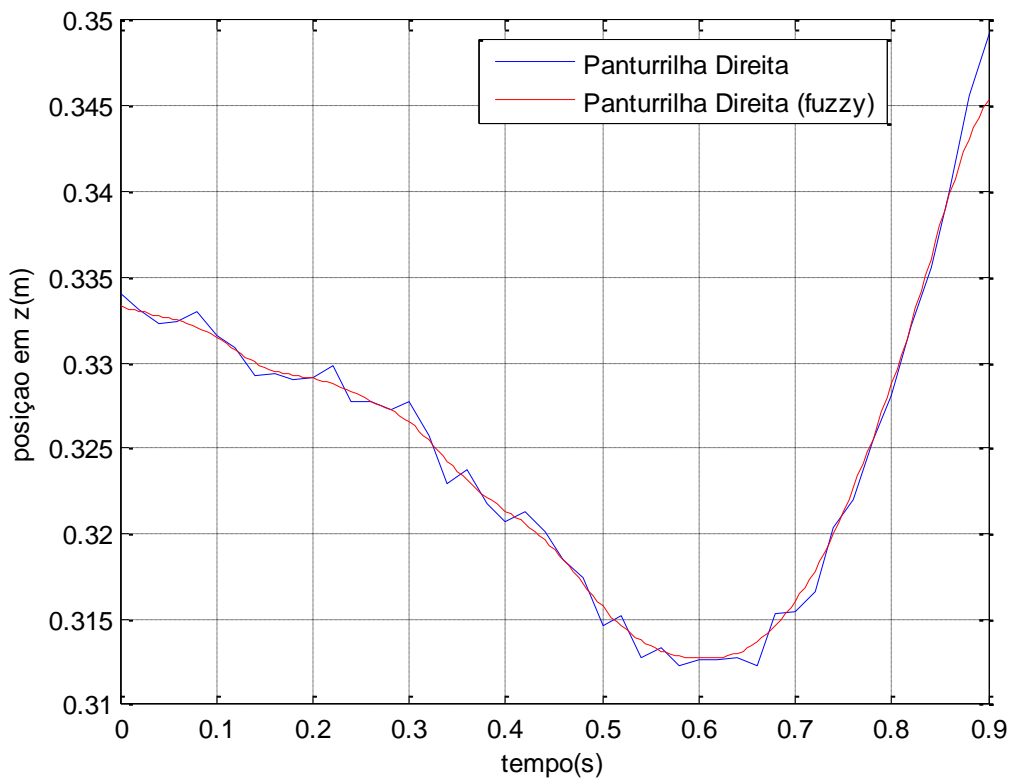


FIG. 2.6 - Método de TSK (lógica fuzzy) suavizando a curva

2.1.5 FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO

As forças de reação do solo são de dados laboratoriais, que são obtidos utilizando placas de pressão. Estes dados foram fornecidos pela literatura O'Connor et al. (1992). Assim, as forças de reação na direção, X, Y e Z , além

da posição em que o contato foi exercido e o torque em relação ao eixo Z são fornecidos, para construir o modelo. Com a posição do CG do pé, já calculado anteriormente, e a posição de contato do pé com o solo, pode-se calcular o momento exercido pelas forças de reação no pé. A FIG. 2.7 apresenta a força de reação do solo, aplicadas no pé direito e esquerdo com relação ao eixo "Z". Neste gráfico, quando chega a força chega a zero, corresponde a fase de balanço de um dos pés, ou seja, este pé não está mais em contato com o solo. Quando a força de reação do solo, no pé esquerdo e no pé direito são não nulas, ocorre a fase de duplo apoio.

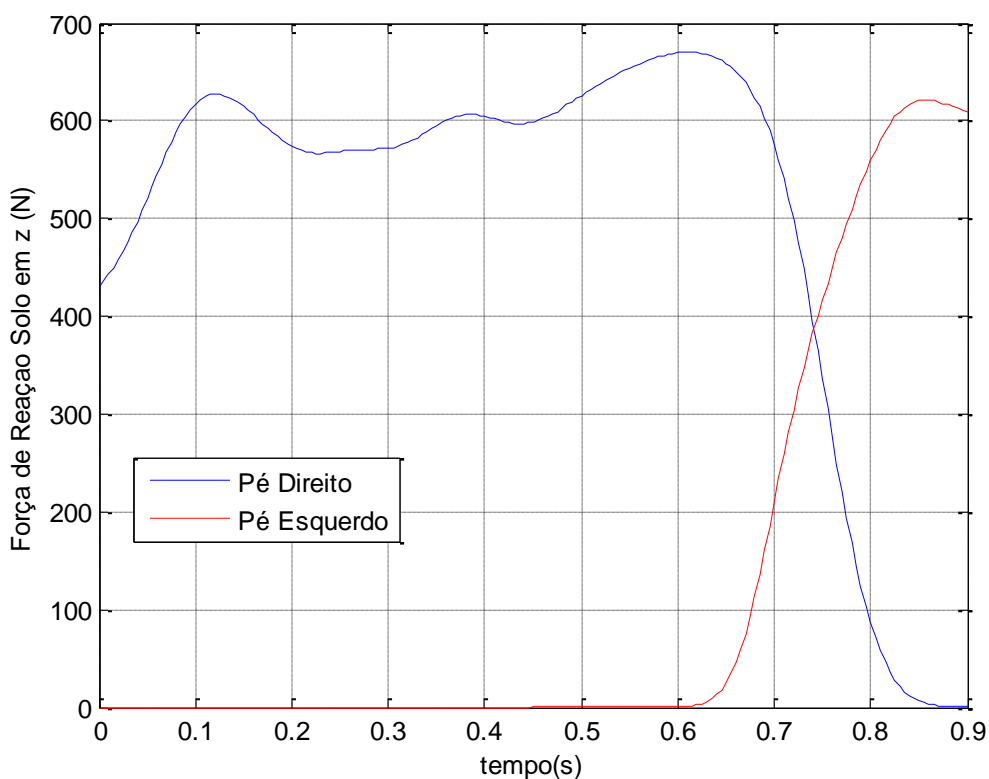


FIG. 2.7 - Força de reação do solo no eixo "Z"

2.1.6 MÉTODO DA DINÂMICA INVERSA

O Método da dinâmica inversa difere da dinâmica direta, pelo fato da cinemática já ter sido prescrita, ou seja, calcula-se os esforços internos para que cada corpo siga os movimentos já determinados por equações diretoras. Na dinâmica direta, a equação de Newton é escrita na forma apresentada na EQ. 2.6 e o objetivo é com os esforços saber como irá se comportar a

cinemática do sistema, desta maneira, a aceleração seria a incógnita do equacionamento. Ao integrar a aceleração em função do tempo e com as condições iniciais, seria obtido a velocidade, e ao integrar a velocidade seria obtido a posição de cada corpo rígido.

$$\vec{a} = \frac{\vec{F}_{ext} + \vec{F}_{int}}{m} \quad (2.6)$$

Já na dinâmica inversa, como a cinemática já é conhecida, tem-se a posição de cada corpo rígido. Ao derivar em função do tempo, tem-se a velocidade de cada corpo. Derivando novamente, tem-se a aceleração. As equações de Newton e Euler para dinâmica inversa estão representadas nas EQ. 2.7 e EQ.2.8 respectivamente.

$$\vec{F}_{int} = m * \vec{a} - \vec{F}_{ext} \quad (2.7)$$

Na equação de Euler, análoga à equação de Newton, significa que o somatório dos momentos (internos e externos) corresponde a inércia "I" multiplicada pela aceleração angular " $\vec{\omega}$ ". Desta maneira, a principal incógnita na dinâmica inversa, são os esforços e os momentos internos de cada corpo.

$$\vec{M}_{int} = I * \vec{\omega} - \vec{M}_{ext} \quad (2.8)$$

3 MODELO BIDIMENSIONAL DA MARCHA

Este capítulo aborda como foi realizado o modelo bidimensional utilizando o conceito da dinâmica multicorpos. A maioria dos modelos para a marcha humana (MH), na literatura, são realizados em apenas duas dimensões, devido à simplicidade, à menor quantidade de equações e à boa aproximação dos resultados ao comportamento.

3.1 CONSIDERAÇÕES DO MODELO

As primeiras considerações feitas para o modelo 2D é de que o sistema físico (multicorpos) será composto por sete corpos rígidos: pés, panturrilhas, coxas (direitas e esquerdos) e a região do tronco, apresentados na FIG.3.1. Os dados retirados dos sensores colados externamente em cada parte do corpo, para a modelagem bidimensional, foram considerados como se fosse o próprio centro da articulação (interna), sem utilizar o procedimento citado no capítulo 2 em 2.1.3. Utilizou-se, também, apenas os dados dos sensores das posições nos eixos "X" e "Z", sendo desprezados os valores de posição no eixo "Y".

Para realizar a dinâmica do sistema completo (7 corpos), primeiramente, criou-se vários modelos com dois corpos cada, utilizando os valores das posições como equações diretoras. Este procedimento foi feito com o objetivo de diminuir o erro de aproximação e para descobrir os valores do ângulo relativo de cada membro durante a marcha. Assim, as equações diretoras ao modelar o sistema inteiro utilizarão os ângulos relativos de cada corpo e não a posição.

Deste modo, não foram utilizados como equação diretora para modelar o sistema completo os valores de posição de cada corpo, pois os valores são aproximados, por desprezar os valores no eixo "Y", podendo "gerar incongruências" quando o sistema completo fosse modelado utilizando corpos rígidos. Desta forma, optou-se por modelar dois a dois cada membro, tomar os valores de ângulo relativo de cada par, para assim implementar o modelo completo. Na FIG. 3.1 pode-se observar: em preto o tronco, em verde a região da coxa, em vermelho a região da panturrilha e em azul os pés, para a posição inicial da marcha. Modelo criado utilizando o software MATLAB.

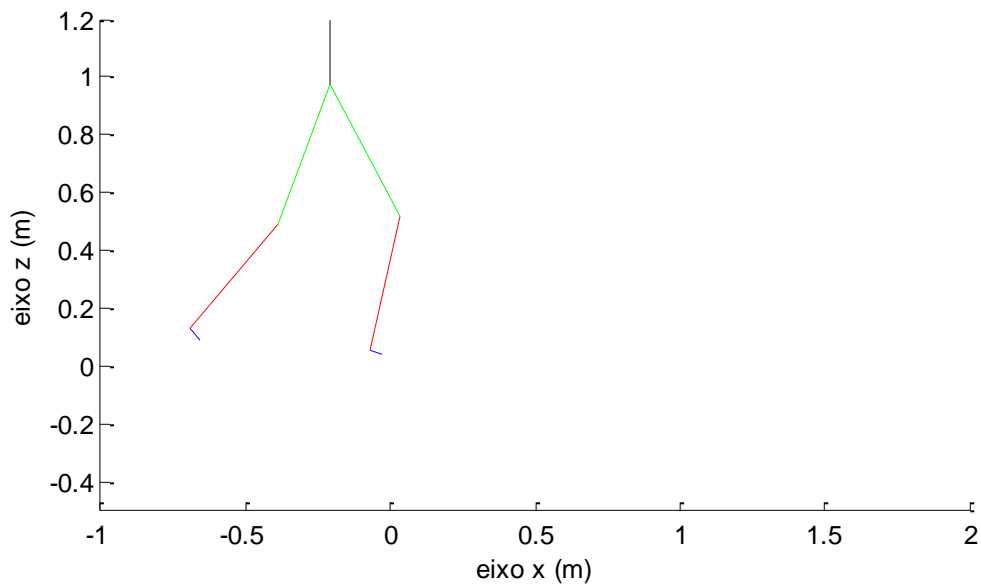


FIG. 3.1 - Modelagem bidimensional para a MH

3.1.1 GRAUS DE LIBERDADE

Na dinâmica multicorpos, a configuração cinemática de cada corpo é representada por um vetor. Este vetor é conhecido como vetor de coordenadas generalizadas. Para a análise plana, serão necessárias apenas três coordenadas para definir sua posição e orientação. Ou seja, para um corpo "i", seu vetor de coordenadas generalizadas máximo no plano é representado pela EQ.3.1.

$$q_i = [x_i, z_i, \theta_i]^T \quad (3.1)$$

O conceito de graus de liberdade refere-se ao número mínimo de coordenadas necessárias para definir a configuração de um sistema. Matematicamente, usa-se o critério de Grübler-Kutzbach para calcular o número de graus de liberdade de um sistema com vários corpos e juntas, seguindo a EQ.3.2 para os modelos bidimensionais. Na qual "N_B" significa o

número de corpos que compõe o sistema, " N_J " o número de juntas presentes e " k " número de graus de liberdade que essa junta restringe.

$$N_{GDL} = 3 \times N_B - \sum_{i=1}^{N_J} k \times N_J \quad (3.2)$$

3.1.2 TIPOS DE JUNTA

Para equacionar o modelo 2D, foi utilizada apenas um tipo de junta, a junta de revolução, que está representada na FIG. 3.2. Para o modelo, esta junta será correspondente ao tornozelo, joelho e quadril.

As juntas de revolução conectam um corpo a outro possibilitando apenas a rotação relativa entre eles, restringindo, assim, alguns graus de liberdade. Por se tratar de um modelo plano (que trabalha no plano "XZ") só há rotação em relação ao eixo "Y". Para equacionar o sistema utilizando a EQ.3.2. (critério de Grübler-Kutzbach) tem-se que o valor de " k " é igual a dois, para a junta de revolução plana.

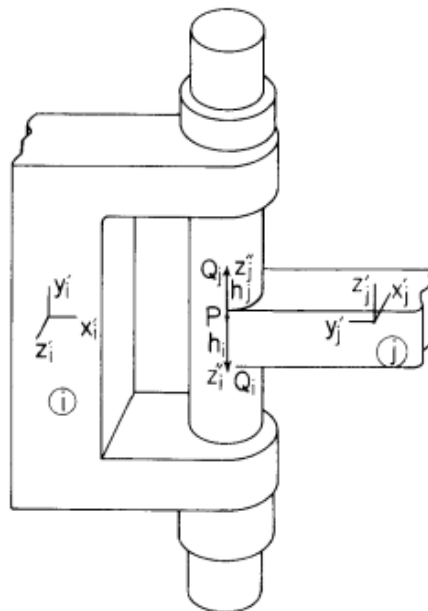


FIG. 3.2 - Representação da junta de revolução (Haug, E.J.; 1989; p.365)

Desta maneira, matematicamente, uma junta de revolução que conecta no "ponto 1" do corpo "i" ao "ponto 2" do corpo "j" tem sua equação de restrição

cinemática expressa pela EQ.3.3. Esta equação diz que a posição do ponto 1 será a mesma do ponto 2 no referencial Global (ou referencial fixo). Desta maneira, para o modelo plano, utilizou-se sete corpos correspondendo a vinte e uma coordenadas e seis juntas de revolução (duas correspondente ao tornozelo, duas para o joelho e duas para o quadril) restringindo um total de doze graus. Restando assim, um sistema com nove graus de liberdade, necessitando também nove equações diretoras para definir o modelo.

$$r_1^G = r_2^G \quad (3.3)$$

3.1.3 REFERENCIAIS LOCAIS

Os referenciais locais, são sistemas de eixos coordenados colocados em cada corpo, fixos a ele. Na teoria, os referenciais podem ser colocados em qualquer lugar do corpo, no entanto, na pratica são colocados de modo a facilitar o equacionamento e simplificar os cálculos. Desta forma, a maioria destes referenciais locais tem a origem no centro de massa de cada corpo. A equação que relaciona o referencial local e o referencial global está representada na EQ.3.4 (Haug,J. E.;1989, p.323).

$$r_B^G = r_A^G + A_i * r_{A/B}^L \quad (3.4)$$

A EQ.3.4 representa uma simples, mas muito importante, soma vetorial como mostrada na FIG. 3.3. Assim, para saber a posição do ponto "B" no referencial global " r_B^G ", deve-se somar a posição do ponto "A" no referencial global " r_A^G ", com as projeções no referencial global (dado pela matriz de rotação " A_i ") multiplicada pela posição do ponto "A" em relação ao ponto "B" do referencial local.

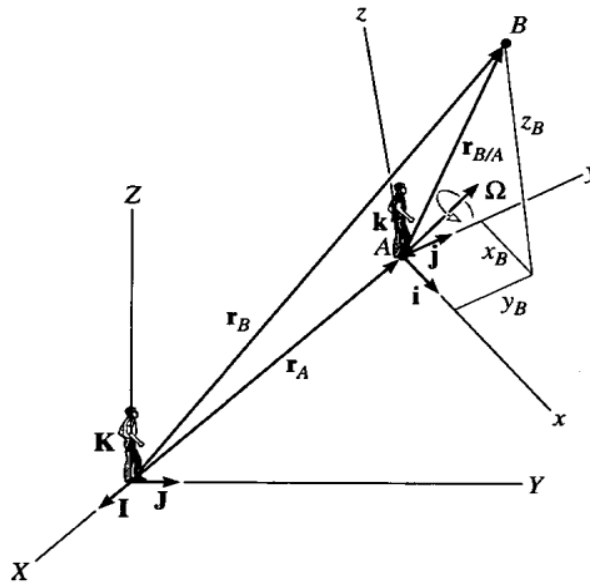


FIG. 3.3 - Soma vetorial para a posição de um ponto no espaço (Hibbeler, R.C.; 2004; p.440)

A matriz de rotação " A_i " é o que relaciona o referencial local com o referencial Global. Esta matriz para o caso plano com rotação em torno do eixo "Y" (pois o plano de trabalho é o plano "XZ") é apresentada na EQ.3.5, sendo uma matriz ortonormal, correspondendo as projeções do ângulo entre o referencial global e o referencial local.

$$A_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \end{bmatrix} \quad (3.5)$$

3.2 EQUAÇÕES UTILIZADAS

Durante o equacionamento, primeiramente, deve-se calcular o vetor de restrições " $\Phi(q, t)$ ", sendo esta, dividida em duas partes. Na qual, " $\Phi^K(q)$ " representa as restrições cinemáticas, isto é, devido às juntas mecânicas, as quais não variam com o tempo. E " $\Phi^D(q, t)$ " representa as restrições diretoras, devido ao movimento prescrito, que depende do tempo. O vetor de restrições está representada na EQ. 3.6 (Haug, J. E.; 1989, p.51), tendo dimensão $(3 \cdot N_B) \times 1$ e representa um sistema não linear, no qual as incógnitas são as

coordenadas de cada corpo. Para a solução de um sistema como este, é utilizado o método numérico de Newton-Raphson para solucioná-lo e obter assim, os valores da posição de cada corpo. O método numérico de Newton-Raphson, neste caso, apresenta geralmente uma rápida convergência, no entanto, precisa-se de uma estimativa inicial que seja próxima da resposta desejada.

$$\Phi(q, t) = \begin{bmatrix} \Phi^K(q) \\ \Phi^D(q, t) \end{bmatrix} = 0 \quad (3.6)$$

Solucionado o sistema, deve-se encontrar a velocidade e a posição de cada membro. Sabe-se que a velocidade é a variação da posição dos corpos em relação ao tempo, isto é, " \dot{q} ". Desta maneira, derivando a matriz de restrição " $\Phi(q, t)$ " em relação ao tempo, como representado na EQ.3.7 (Haug, J. E.; 1989, p.52), se obtém a velocidade. Para as seguintes condições: $\Phi_q = \frac{\partial \Phi}{\partial q}$; $\dot{q} = \frac{\partial q}{\partial t}$; $\Phi_t = \frac{\partial \Phi}{\partial t}$, tem-se a EQ.3.8.

$$\frac{D[\Phi(q, t)]}{Dt} = \frac{\partial \Phi}{\partial q} * \frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial \Phi}{\partial t} = 0 \quad (3.7)$$

$$v = \Phi_q * \dot{q} = -\Phi_t \quad (3.8)$$

De maneira análoga, é realizado o cálculo da aceleração, calculando-se a segunda derivada em relação ao tempo da matriz de restrição, que resulta na EQ.3.9 (Haug, J. E.; 1989, p.53).

$$\gamma = -\frac{\partial}{\partial q} (\Phi_q * \dot{q}) * \dot{q} - 2\Phi_{qt} * \dot{q} - \Phi_{tt} = \Phi_q * \ddot{q} \quad (3.9)$$

3.3 FLUXOGRAMA DO MODELO

A modelagem começa estimando-se os valores dos parâmetros, massa, momentos de inércia e comprimento de cada membro do sistema. Na entrada do programa, são ainda estimadas as forças externas " Q^A " que são os pesos de cada membro e a normal (força de reação do solo), e também a posição e velocidade de cada membro no primeiro instante de tempo.

Após calcular a matriz de restrições " $\Phi(q, t)$ " e sua respectiva matriz Jacobiana " Φ_q ", utiliza-se da EQ.3.9 para calcular o vetor " γ " correspondente ao equacionamento da aceleração. Através da EQ.3.10 (Haug, J. E.; 1989; p.224) que representa uma formulação geral da dinâmica de sistemas multicorpos, através da abordagem matemática dos multiplicadores de Lagrange " λ ", obtém-se a aceleração " \ddot{q} ".

$$\begin{bmatrix} M & \Phi_q^T \\ \Phi_q & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \ddot{q} \\ \lambda \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Q^A \\ \gamma \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

Os esforços internos nas articulações " Q^C ", estão ligados diretamente com os resultados obtidos pelos multiplicadores de Lagrange. Esta relação está apresentada pela EQ.3.11. Após encontrar os valores da aceleração, utiliza-se o método de integração numérica para encontrar a velocidade e posição no próximo instante de tempo, realizando-se, assim, um método iterativo.

$$Q^C = -(\Phi_q^T) * \lambda \quad (3.11)$$

O método de integração numérica utilizado, foi o método do trapézio, que equivale ao passo contrário do método das diferenças finitas. A EQ.3.12 mostra o método numérico e iterativo utilizado. Na qual " \dot{q}_i " é a velocidade de cada coordenada e " \ddot{q}_i " a aceleração; o subscrito "i" equivale ao número da iteração.

$$\dot{q}_{i+1} = \frac{(\ddot{q}_i + \ddot{q}_{i-1})}{2} * \Delta t + \dot{q}_i \quad (3.12)$$

Como a integral numérica gera muito erro de aproximação, desta maneira, após encontrar os valores das coordenadas generalizadas de cada membro, deve-se colocá-los novamente na matriz de restrição e calcular o sistema da EQ.3.6, utilizando o método numérico de Newton-Raphson. Este método é equivalente a uma realimentação como mostrada na FIG.3.4.

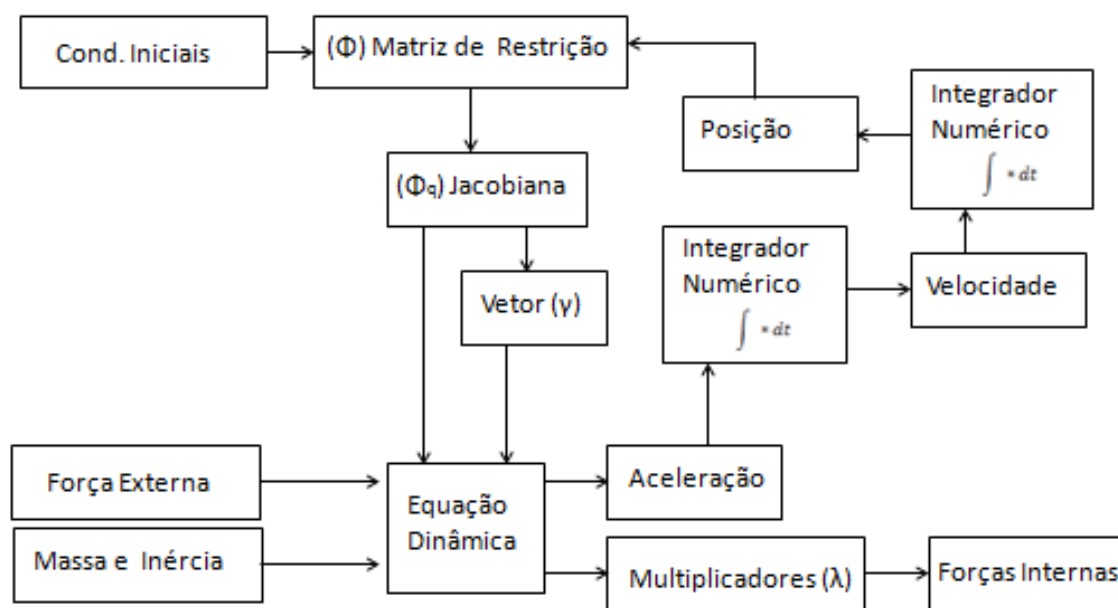


FIG. 3.4 - Fluxograma do modelo

3.4 RESULTADOS

Após realizar os procedimentos citados, anteriormente, para o desenvolvimento do modelo, chegou-se aos resultados para a dinâmica inversa. Para interpretar os resultados, primeiramente, optou-se por utilizar a seguinte nomenclatura: L_i , m_i , I_i , para os parâmetros, respectivamente, de comprimento, massa e momento de inércia do corpo "i". Os corpos foram numerados seguindo a TAB.3.1. Essa numeração servirá apenas para organizar o equacionamento. Os valores de massa e inércia foram citados na TAB. 2.1. Os valores de comprimentos usados foram: pé: 0,12m (comprimento do CG ao tornozelo); panturrilha 0,43 m e coxa 0,47 m. Estes valores são aproximados, pois trata-se de uma aproximação: bidimensional.

TAB.3.1 - Numeração dos corpos que compõe o sistema

CORPO 1	PÉ DIREITO
CORPO 2	PANTURRILHA DIREITA
CORPO 3	COXA DIREITA
CORPO 4	TRONCO
CORPO 5	COXA ESQUERDA
CORPO 6	PANTURRILHA ESQUERDA
CORPO 7	PÉ ESQUERDO

3.4.1 RESTRIÇÕES CINEMÁTICAS

Os valores para as equações cinemáticas do sistema completo, devido as juntas de revolução presente no sistema, estão representadas nas EQ. 3.13 até a EQ.3.18. Para isso, utilizaram-se as EQ.2.2 e EQ.2.3 para encontrar a posição do CG de cada membro e as EQ.3.2 e EQ.3.3 que corresponde a as equação geral das juntas de revolução. Como há seis juntas de revolução, haverá doze equações cinemáticas pois cada junta restringe dois graus de liberdade.

JUNTA 1 (tornozelo direito) - conecta o pé direito (1) a panturrilha direita (2):

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ z_1 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -L_1 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_2 \\ z_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 0,58 * L_2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

JUNTA 2 (joelho direito) - conecta a panturrilha direita (2) a coxa direita (3):

$$\begin{bmatrix} x_2 \\ z_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,42 * L_2 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_3 \\ z_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 0,61 * L_3 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

JUNTA 3 (quadril direito) - conecta a coxa direita (3) ao tronco (4):

$$\begin{bmatrix} x_3 \\ z_3 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,39 * L_3 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_4 \\ z_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,5 * L_4 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

JUNTA 4 (quadril esquerdo) - conecta o tronco (4) a coxa esquerda (5):

$$\begin{bmatrix} x_4 \\ z_4 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_4 & -\sin\theta_4 \\ \sin\theta_4 & \cos\theta_4 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,5 * L_4 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_5 \\ z_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\sin\theta_5 \\ \sin\theta_5 & \cos\theta_5 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 0,39 * L_5 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

JUNTA 5 (joelho esquerdo) - conecta a coxa esquerda (5) a panturrilha esquerda (6):

$$\begin{bmatrix} x_5 \\ z_5 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_5 & -\sin\theta_5 \\ \sin\theta_5 & \cos\theta_5 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,61 * L_5 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_6 \\ z_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\sin\theta_6 \\ \sin\theta_6 & \cos\theta_6 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} 0,42 * L_6 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

JUNTA 6 (tornozelo esquerdo) - conecta a panturrilha esquerda (6) ao pé esquerdo (7):

$$\begin{bmatrix} x_6 \\ z_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_6 & -\sin\theta_6 \\ \sin\theta_6 & \cos\theta_6 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} -0,58 * L_6 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_7 \\ z_7 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos\theta_7 & -\sin\theta_7 \\ \sin\theta_7 & \cos\theta_7 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} L_7 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

3.4.2 RESTRIÇÕES DIRETORAS

Por ser uma aproximação, primeiramente por utilizar uma modelagem bidimensional para a marcha humana, e ainda por tratar os corpos como rígidos, ao se utilizar os valores das posições medidas como equação diretora, certamente, o mecanismo iria "emperrar", ou matematicamente falando, o sistema não linear não acharia um valor correto e não convergiria para resposta. Desta maneira, modelou-se o sistema de dois em dois corpos para achar a cinemática relativa do sistema, e utilizar os ângulos entre cada par de corpos como equação diretora. Assim, as coordenadas já conhecidas serão: para o corpo 2 : x_2 , z_2 e θ_2 ; para os demais apenas os ângulos: θ_1 ; θ_3 ; θ_4 ... θ_7 . O ângulo correspondente ao tronco θ_4 deverá sempre permanecer igual a noventa graus para que o tronco permaneça ereto em relação ao referencial fixo. Está representada na FIG.3.5 a equação diretora para a região da coxa, que se refere a variação do ângulo do referencial local em relação ao referencial fixo (global).

As equações diretoras, neste caso, não têm uma regra ou uma expressão matemática para descrevê-las, pois são pontos discretos levantados

por medição. Desta maneira, para tornar esses valores discretos em valores contínuos utilizou-se, como citado anteriormente, o sistema nebuloso TSK de ordem zero, com a mesma função de pertinência gaussiana mostrada FIG.2.5.

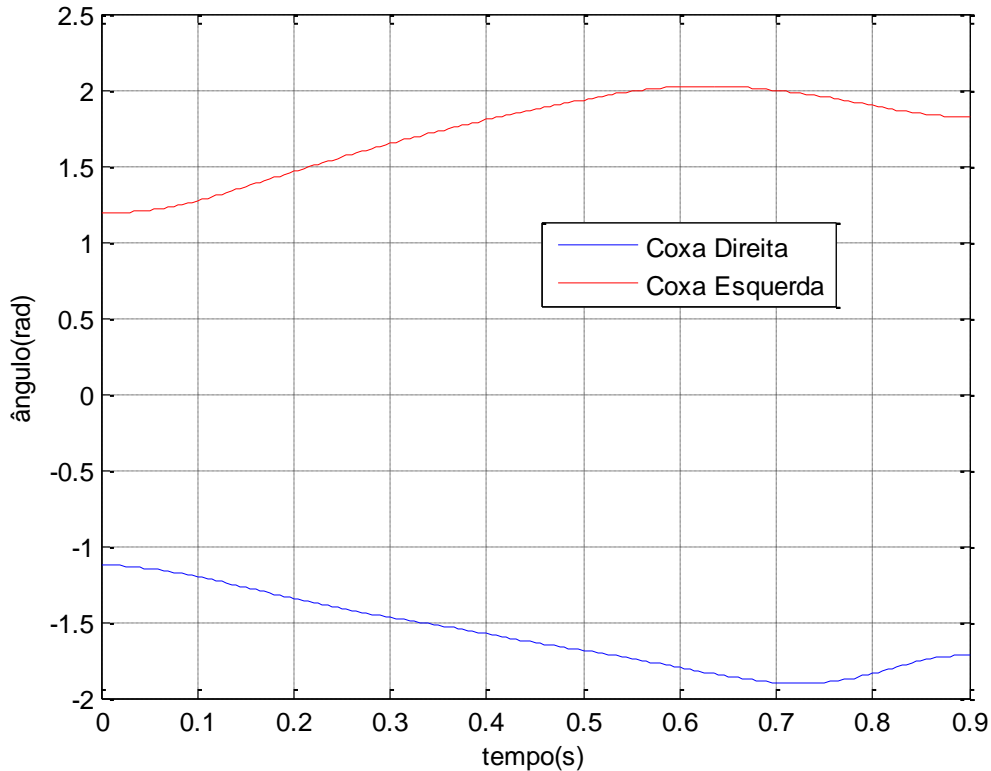


FIG. 3.5 - Equações diretoras correspondente ao ângulo da região da coxa

3.4.3 MATRIZ JACOBIANA

O vetor de restrições: " $\Phi(q, t)$ " que é a junção das equações cinemáticas com as equações diretoras, está representado na EQ.3.19 para o modelo criado. Este sistema será resolvido utilizando o método de Newton-Raphson. Como as coordenadas das equações diretoras já foram dadas, elas não precisam ser calculadas na resolução do sistema não linear, assim a matriz ficará diminuída e reduzida o custo computacional para resolver o modelo.

$$\Phi(q, t) = \begin{bmatrix} x_1 - x_2 - L_1 \cos \theta_1 - 0,58 * L_2 \cos \theta_2 \\ z_1 - z_2 - L_1 \sin \theta_1 - 0,58 * L_2 \sin \theta_2 \\ x_2 - x_3 - 0,42 * L_2 \cos \theta_2 - 0,61 * L_3 \cos \theta_3 \\ z_2 - z_3 - 0,42 * L_2 \sin \theta_2 - 0,61 * L_3 \sin \theta_3 \\ x_3 - x_4 - 0,39 * L_3 \cos \theta_3 + 0,5 * L_4 \cos \theta_4 \\ z_3 - z_4 - 0,39 * L_3 \sin \theta_3 + 0,5 * L_4 \sin \theta_4 \\ x_4 - x_5 - 0,5 * L_4 \cos \theta_4 - 0,39 * L_5 \cos \theta_5 \\ z_4 - z_5 - 0,5 * L_4 \sin \theta_4 - 0,39 * L_5 \sin \theta_5 \\ x_5 - x_6 - 0,61 * L_5 \cos \theta_5 - 0,42 * L_6 \cos \theta_6 \\ z_5 - z_6 - 0,61 * L_5 \sin \theta_5 - 0,42 * L_6 \sin \theta_6 \\ x_6 - x_7 - 0,58 * L_6 \cos \theta_6 - L_7 \cos \theta_7 \\ z_6 - z_7 - 0,58 * L_6 \sin \theta_6 - L_7 \sin \theta_7 \\ \theta_1 - EQ.DIRETORA(\theta_1) \\ x_2 - EQ.DIRETORA(x_2) \\ z_2 - EQ.DIRETORA(z_2) \\ \theta_2 - EQ.DIRETORA(\theta_2) \\ \theta_3 - EQ.DIRETORA(\theta_3) \\ \theta_4 - EQ.DIRETORA(\theta_4) \\ \theta_5 - EQ.DIRETORA(\theta_5) \\ \theta_6 - EQ.DIRETORA(\theta_6) \\ \theta_7 - EQ.DIRETORA(\theta_7) \end{bmatrix} = 0 \quad (3.19)$$

Por haver sete corpos, haverá nove equações diretoras, referente aos nove graus de liberdade do sistema, e doze equações cinemáticas, referente aos graus de liberdade restringidos pelas seis juntas de revolução. A matriz Jacobiana geral do sistema será da ordem vinte um por vinte e um, como mostrado nas EQ.3.21, EQ.3.22 e EQ. 3.23 . A matriz foi dividida em três partes como mostrada na EQ.3.20, apenas para organizá-la de maneira mais didática. A Jacobiana é uma matriz que contem as derivadas parciais das equações de restrição em relação as coordenadas.

$$\Phi_q = [\Phi_{q1} \quad \Phi_{q2} \quad \Phi_{q3}] \quad (3.20)$$

- Jacobiana: Parte 1

$$\Phi_{q1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & L_1 * \sin\theta_1 & -1 & 0 & 0,58 * L_2 * \sin\theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & -L_1 * \cos\theta_1 & 0 & -1 & -0,58 * L_2 * \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0,42 * L_2 * \sin\theta_2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & -0,42 * L_2 * \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

(3.21)

- Jacobiana: Parte 2

$$\Phi_{q2} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0,61 * L_3 * \sin\theta_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -1 & -0,61 * L_3 * \cos\theta_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0,39 * L_3 * \sin\theta_3 & -1 & 0 & 0,5 * L_4 * \sin\theta_4 & 0 & 0 \\ 1 & -0,39 * L_3 * \cos\theta_3 & 0 & -1 & -0,5 * L_4 * \cos\theta_4 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0,5 * L_4 * \sin\theta_4 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & -0,5 * L_4 * \cos\theta_4 & 0 & -1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

(3.22)

- Jacobiana: Parte 3

$$\Phi_{q3} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0,39 * L_5 * \sin\theta_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -0,39 * L_5 * \cos\theta_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0,61 * L_5 * \sin\theta_5 & -1 & 0 & 0,42 * L_6 * \sin\theta_6 & 0 & 0 & 0 \\ -0,61 * L_5 * \cos\theta_5 & 0 & -1 & -0,42 * L_6 * \cos\theta_6 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0,58 * L_6 * \sin\theta_6 & -1 & 0 & L_7 * \sin\theta_7 \\ 0 & 0 & 1 & -0,58 * L_6 * \cos\theta_6 & 0 & -1 & -L_7 * \cos\theta_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

3.4.4 MÉTODO DE NEWTON-RAPHSON

O método de Newton-Raphson é um método de solução numérica para encontrar as raízes de equações ou de sistemas não lineares, na qual, muitos destes não tem algum tipo de solução analítica. Desta maneira, além de ser um método de rápida convergência, o método de Newton-Raphson é um procedimento iterativo muito prático e muito utilizado. Sua desvantagem deve-se a necessidade de uma estimativa inicial próxima para a resposta do sistema para que haja a convergência, além de utilizar a derivada do sistema, portanto, deve ser utilizado em sistemas com funções contínuas e que sejam de fácil derivação. A EQ.3.24 representa o método utilizado para a solução do sistema da EQ 3.19. Na qual, " q_i " representa as coordenadas, que serão as incógnitas do sistema; " Φ " representa o vetor de restrição do sistema; " Φ_q " a matriz Jacobiana e " i " o número da iteração (Haug, E.J.; 1992; p.392).

$$q_{i+1} = q_i - \left(\Phi_{q_i} \right)^{-1} * \Phi_i \quad (3.24)$$

Para o método de Newton-Raphson, como as coordenadas diretoras já são definidas, para poupar tempo computacional, pode-se diminuir o vetor de restrição utilizando apenas as equações cinemáticas. Assim, como a Jacobiana que pode ser reduzida, são tomadas apenas as derivadas parciais das coordenadas que não foram descritas. Desta maneira, a dimensão da nova matriz " Φ " será de dimensão " $(3*N_B - N_{GDL}) \times 1$ " (12x1) e a Jacobiana será uma matriz quadrada de dimensão " $(3*N_B - N_{GDL}) \times (3*N_B - N_{GDL})$ " (12X12). Na qual, " N_B " equivale ao número de corpos que compõe o sistema (sete) e " N_{GDL} " ao número de graus de liberdade do sistema (nove).

3.4.5 ESFORÇOS INTERNOS

Após ter calculado todas as coordenadas (posição e ângulo) de cada corpo, utilizando o conceito da dinâmica inversa das EQ.2.7 e EQ.2.8 calculou-se as forças e momentos internos. Os momentos internos são considerados como os esforços necessários para realizar o movimento, sendo considerado o torque causado pela contração muscular. Na verdade, não pode-se dizer com certeza que o músculo que necessita o maior torque muscular é o músculo que necessita realizar maior força, isso porque a força do músculo depende da posição do tendão (ou seja do "braço de alavanca") que conecta o músculo ao membro. Desta maneira, para este trabalho, não se trabalhou com a posição do tendão, e partiu-se da hipótese que o maior torque será o maior esforço muscular.

Na FIG.3.6 estão representados os torques muscular do tornozelo direito e tornozelo esquerdo. Sendo que o sentido anti-horário do momento é considerado positivo.

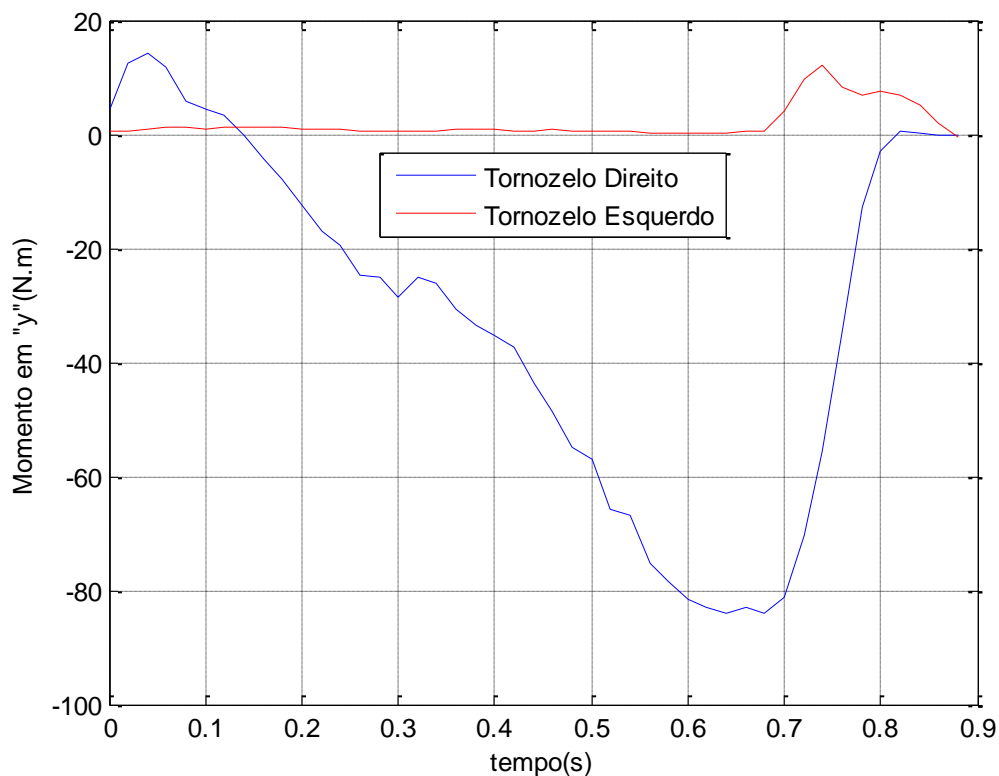


FIG.3.6 - Torque muscular tornozelo

Já na FIG. 3.7 estão representado os torques muscular do joelho direito e esquerdo. O joelho é responsável pela rotação da panturrilha, no entanto o músculo responsável pela rotação são os músculos da coxa. No capítulo cinco será colocado um músculo pneumático para reduzir os esforços de extensão do músculo chamado quadríceps, que pela FIG.3.5, é o que necessita maior torque para o joelho, pois é o responsável pela rotação do joelho no sentido anti-horário.

Na FIG.3.8, analogamente, estão os torques musculares necessários na articulação do quadril. Nota-se que inicialmente, no contato inicial do pé direito, necessita-se de um torque muito alto no sentido horário (negativo), este torque é dado pelo músculo glúteo, sendo então necessário um torque no sentido anti-horário que é acionado pelo músculo antagonista ao glúteo. No capítulo cinco será utilizado um exoesqueleto objetivando diminuir o torque da região do quadril no sentido horário. Mais resultados obtidos para a modelagem bidimensional estão no "APÊNDICE I".

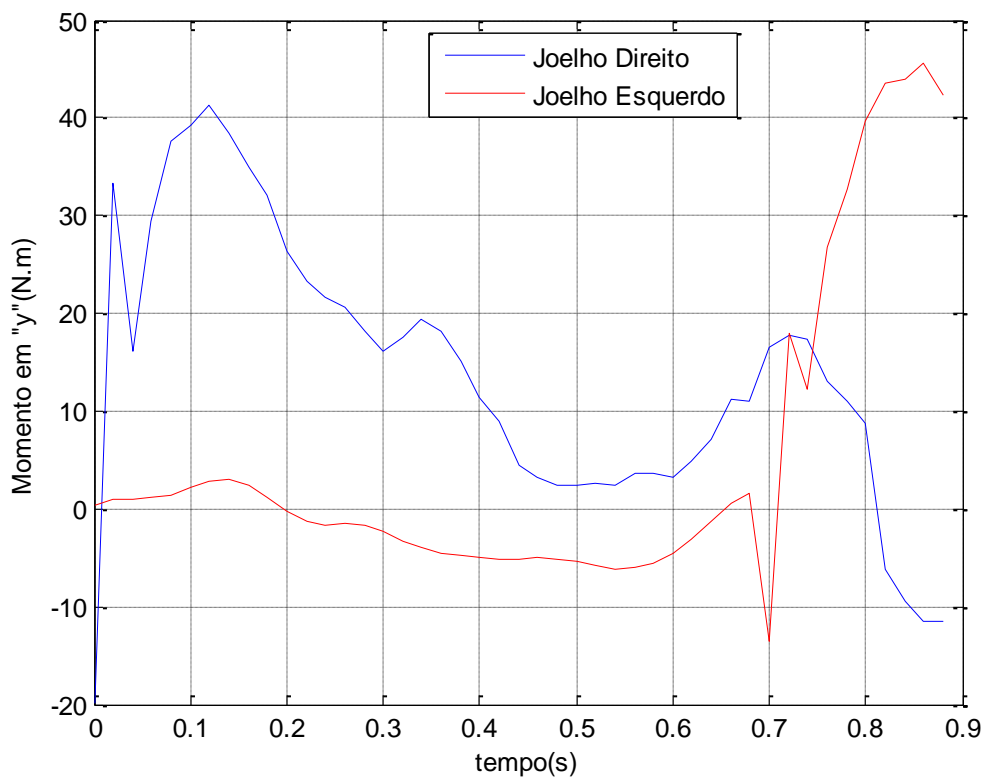


FIG.3.7 - Torque muscular do joelho

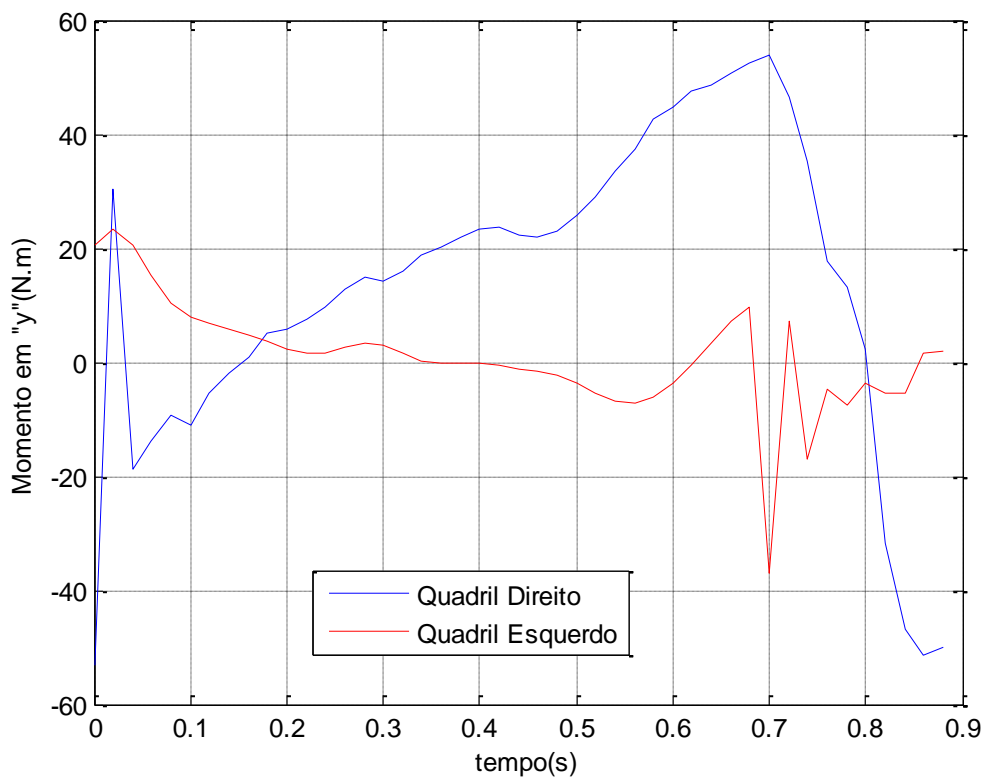


FIG.3.8 - Torque muscular do quadril

4 MODELO TRIDIMENSIONAL DA MARCHA

Este capítulo aborda como foi realizado o modelo tridimensional utilizando o algoritmo apresentado por O'Connor et al. (1992). Desta maneira, o modelo tridimensional servirá para validar o modelo bidimensional criado utilizando a dinâmica multicorpos, comparando os resultados entre si.

4.1 O ALGORITMO

O passo a passo apresentado pela literatura para modelar a MH tridimensional, consiste primeiramente, em coletar os dados da caminhada, através de sensores colocados externamente em pontos estratégicos. Esses sensores serão colocados de três em três em cada corpo. Segue na TAB.4.1 os pontos que são colocados os sensores (O'Connor et al.;1992; p.24). O primeiro número refere-se aos sensores do lado direito e o segundo os sensores do lado esquerdo.

TAB.4.1 - Posição e número dos sensores

Nº DO SENSOR:	OSSO QUE FOI COLOCADO:
1 e 8	2º Metatarso
2 e 9	Calcânhar
3 e 10	Maléolo
4 e 11	Tubérculo tibial
5 e 12	Epicôndilo Femoral
6 e 13	Trocânter Maior
7 e 14	ASIS
15	Sacrum

Além da posição dos sensores, também são dados os valores na direção "X", "Y" e "Z" da força de reação do solo, o torque no eixo "Z" e as distâncias dos pontos onde foi feita a força da pisada. Esses dados, que já tinham sido citados anteriormente, foram tirados de placas medidoras de pressão durante o ciclo da marcha.

O primeiro passo para a modelagem será encontrar , a partir dos pontos dos sensores, o centro da articulação (CA), citado em 2.1.3. Após o cálculo do "CA" deve-se encontrar a posição do centro de gravidade de cada membro (CG), utilizando as EQ.2.1, EQ.2.2 e EQ.2.3. Continuando a modelagem, deve-se calcular o sentido e a posição do referencial local em cada corpo de modo, que o centro do referencial local fique no "CG" de cada membro e a direção facilite os cálculos ajudando a calcular os eixos de flexão/extensão, adução/abdução e interno/externo.

Desta maneira, com os resultados dos referenciais locais, pode-se calcular os ângulos de rotação de cada articulação e o ângulo de giro do referencial local de cada membro em relação ao referencial global (ângulos de Euler). Após calculada a posição e os ângulos, deve-se derivar e achar sua segunda derivada em relação ao tempo (aceleração), para isso, deve-se fazer um tratamento para suavizar o ruído de alta frequência do sinal. Ao contrário de O'Connor et al. (1992) que utilizou uma interpolação por partes: spline de quinta ordem, optou-se por utilizar os fundamentos de lógica nebulosa (fuzzy), utilizando um sistema de inferência TSK de ordem zero, como citado em 2.1.4. Através dos ângulos de Euler, pode-se calcular a aceleração angular de cada corpo. A derivada utilizada é uma derivada numérica, sendo o método das diferenças finitas centrais.

Realizado todos estes procedimentos citados acima, para finalizar utiliza-se as equações da dinâmica clássica de corpos rígidos de Newton e Euler, para calcular os esforços internos de cada articulação. Segue abaixo de maneira didática o algoritmo para modelar os esforços durante a "MH".

- 1 - Encontrar Centro da Articulação (CA);
- 2 - Encontrar Centro de Gravidade(CG);
- 3 - Encontrar posição e sentido do referencial local de cada corpo;
- 4 - Calcular ângulo de cada articulação;
- 5 - Calcular ângulos de Euler;
- 6 - Suavizar o sinal utilizando o método de inferência nebulosa TSK;
- 7 - Derivada numérica (diferenças finitas centrais): velocidade e aceleração;
- 8 - Equações de Newton e Euler para calculo dos esforços internos.

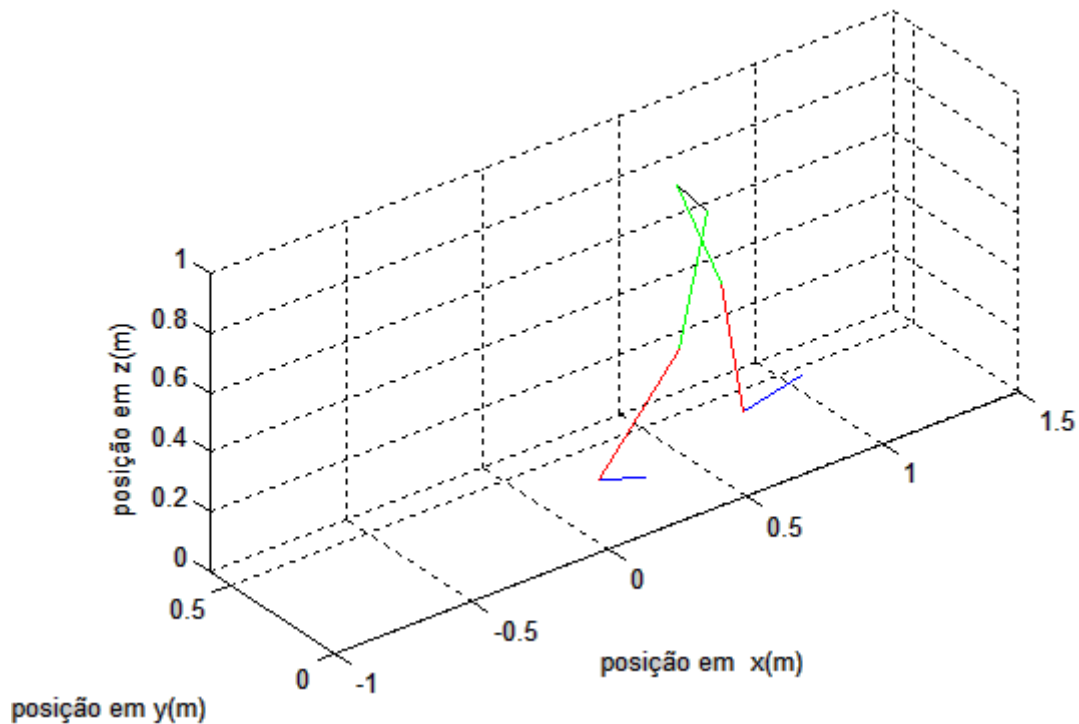


FIG.4.1 - Representação do modelo tridimensional

4.2 CENTRO DA ARTICULAÇÃO

O cálculo do centro da articulação (CA), não foi utilizado no modelo bidimensional, mas é de extrema importância para o modelo tridimensional. Os sensores não estão colocados nos CA, desta maneira, deve-se encontrar uma combinação linear da posição dos sensores para encontrar a verdadeira posição dos CAs. Desta forma, a combinação linear será dada a partir dos vetores unitários \vec{u} , \vec{v} e \vec{w} perpendiculares entre si para cada segmento. Estes vetores devem respeitar a regra da mão direita, de forma que o produto vetorial de \vec{u} em relação a \vec{v} produzirá o vetor \vec{w} (O'Connor et al; 1992;p.89). Mostrados na EQ.4.1.

$$\vec{w} = \vec{u} \times \vec{v} \tag{4.1}$$

Sabe-se que o vetor pode ser representado na forma matricial, que para o espaço tridimensional, terá três componentes. A EQ.4.2 mostra como será representado os vetores na forma matricial. sabe-se também que estes vetores

são vetores unitários. Para achar o valor do unitário, basta dividir cada componente pelo módulo (norma) deste vetor.

$$\vec{u} = \begin{bmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

Desta maneira, matematicamente falando, sabe-se que o produto vetorial resulta em um vetor perpendicular, podendo ser calculado utilizando a operação de determinante matricial. Para facilitar os cálculos ao longo do trabalho, calculou-se o produto vetorial utilizando o produto matricial com base na matriz antissimétrica. Desta maneira, a EQ.4.1 pode ser reescrita através da EQ.4.3.

$$\vec{w} = \vec{u} * \vec{v} = \begin{bmatrix} 0 & -u_z & u_y \\ u_z & 0 & -u_x \\ -u_y & u_x & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ v_z \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

4.2.1 CENTRO DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO

No pé direito, tem-se os sensores de número 1, 2 e 3 (TAB. 4.1) dados pela posição ao longo do tempo, respectivamente, p_1 , p_2 e p_3 . O vetor " $\vec{u}_{p\acute{e} \text{ direito}}$ " é o vetor unitário que sai de p_2 (calcanhar) e aponta em direção a p_1 (o segundo metatarso). Assim, pode-se representá-lo através da EQ. 4.4 (O'Connor et al.;1992 ;p.87).

$$\vec{u}_{p\acute{e} \text{ direito}} = \frac{p_1 - p_2}{\|p_1 - p_2\|} \quad (4.4)$$

O vetor " $\vec{v}_{p\acute{e} \text{ direito}}$ " é um vetor perpendicular ao plano criado por outros dois vetores. Sabe-se que dois vetores linearmente independentes no espaço, formam um plano entre si. Desta maneira, pretende-se encontrar um vetor perpendicular ao plano dado entre os vetores que apontam respectivamente de: p_3 a p_1 e de p_3 a p_2 . Utilizando a operação do produto vetorial conforme a EQ.4.5. (O'Connor et al.;1992 ;p.88).

$$\vec{v}_{p\acute{e} \text{ direito}} = \frac{(\overline{p_1 - p_3}) * (p_2 - p_3)}{\|(\overline{p_1 - p_3}) * (p_2 - p_3)\|} \quad (4.5)$$

O vetor " $\vec{w}_{p\acute{e} \text{ direito}}$ " é encontrado utilizando a regra da mão direita dos eixos perpendiculares aos outros dois, como representado na EQ.4.3. Para encontrar os valores dos vetores unitários para o pé esquerdo, deve-se utilizar o procedimento análogo ao lado direito, ou seja, serão as mesmas equações apresentadas, mas substituindo os valores do sensor número 1 pelo sensor de número 8; do 2 pelo 9 e do 3 pelo 10.

A relação entre os vetores unitários encontrados com a posição da articulação do tornozelo ($p_{\text{tornozelo}}$) tirada da literatura (O'Connor et al.;1992;p.26) está representada pela EQ.4.6 e EQ.4.7. Na qual, $L_{p\acute{e}}$ equivale a o comprimento total do pé, $h_{\text{maléolo}}$, equivale a altura do maléolo quando o pé está encostado a sola no chão e $w_{\text{maléolo}}$ equivale a espessura do maléolo.

- Tornozelo direito:

$$p_{\text{Tornozelo}} = p_3 + 0,016 * L_{p\acute{e}} * \vec{u}_{p\acute{e}} + 0,392 * h_{\text{maléolo}} * \vec{v}_{p\acute{e}} + 0,478 * w_{\text{maléolo}} * \vec{w}_{p\acute{e}} \quad (4.6)$$

- Tornozelo esquerdo:

$$p_{\text{Tornozelo}} = p_{10} + 0,016 * L_{p\acute{e}} * \vec{u}_{p\acute{e}} + 0,392 * h_{\text{maléolo}} * \vec{v}_{p\acute{e}} - 0,478 * w_{\text{maléolo}} * \vec{w}_{p\acute{e}} \quad (4.7)$$

Neste equacionamento, considerou-se os parâmetros, como o comprimento do pé, altura e espessura do maléolo simétrica, ou seja, sendo as mesmas medidas tanto para o lado direito quanto para o lado esquerdo. Como a literatura fornece um valor diferente para cada, pegou-se o valor médio entre eles. Utilizando estes vetores é importante calcular a posição do ponto mais extremo do pé (dedo). A equação que relaciona a posição do dedo com os vetores unitários calculados anteriormente é dado pela EQ 4.8 e EQ.4.9. (O'Connor et al.;1992; p.88)

- Dedo direito:

$$p_{Dedo} = p_3 + 0,742 * L_{pé} * \vec{u}_{pé} + 1,074 * h_{maléolo} * \vec{v}_{pé} - 0,187 * w_{maléolo} * \vec{w}_{pé} \quad (4.8)$$

- Dedo esquerdo:

$$p_{Dedo} = p_{10} + 0,742 * L_{pé} * \vec{u}_{pé} + 1,074 * h_{maléolo} * \vec{v}_{pé} + 0,187 * w_{maléolo} * \vec{w}_{pé} \quad (4.9)$$

Após encontrar a posição da articulação do tornozelo, para os pés direito e esquerdo; e a posição da extremidade do pé (dedo), direito e esquerdo, pode-se observar o gráfico da FIG.4.2. Este gráfico mostra, ao longo da marcha, que o centro da articulação do tornozelo está na parte interna, enquanto a marcação dos sensores número 3 e 10 estão externos. Desta maneira, observando a FIG.4.2 de cima para baixo estão: marcação do sensor 10 (maléolo esquerdo); centro da articulação do tornozelo esquerdo; centro da articulação do tornozelo direito e por último a marcação do sensor 3 (maléolo direito). Estas coordenadas estão no eixo Y.

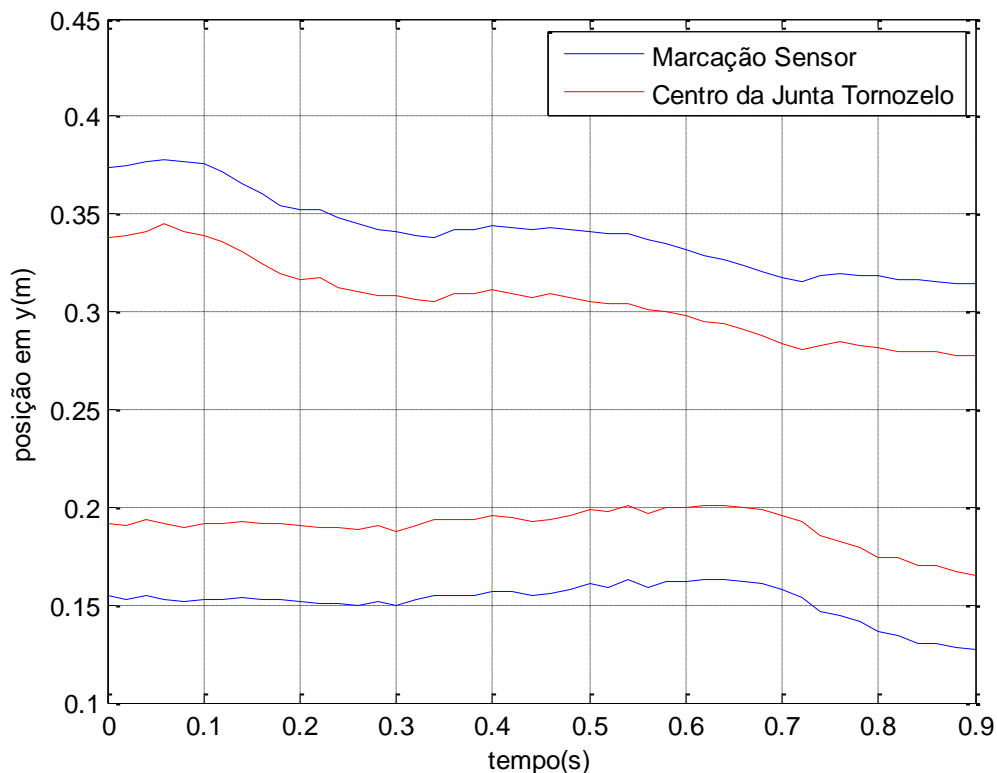


FIG.4.2 - Posição no eixo Y dos sensores 3 e 10 e CA do tornozelo

4.2.2 CENTRO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO

Na região da panturrilha direita, tem-se os sensores de número 3, 4 e 5 (TAB. 4.1) dados pela posição ao longo do tempo, respectivamente, p_3 , p_4 e p_5 . O vetor " $\vec{v}_{pant.dir.}$ " é o vetor unitário que sai de p_5 (Epicôndilo Femoral) e aponta em direção a p_3 (maléolo). Assim, pode-se representá-lo através da EQ.4.10 (O'Connor et al.;1992 ;p.88).

$$\vec{v}_{pant.dir.} = \frac{p_3 - p_5}{\|p_3 - p_5\|} \quad (4.10)$$

O vetor " $\vec{u}_{pant.dir.}$ " é um vetor perpendicular ao plano criado por outros dois vetores. Sabe-se que dois vetores linearmente independentes no espaço, formam um plano entre si. Desta maneira, pretende-se encontrar um vetor perpendicular ao plano dado entre os vetores que apontam respectivamente de: p_5 a p_4 e de p_5 a p_3 . Utilizando a operação do produto vetorial conforme a EQ.4.11. (O'Connor et al.;1992 ;p.88).

$$\vec{u}_{pant.dir.} = \frac{(\widetilde{p_4 - p_5}) * (p_3 - p_5)}{\|(\widetilde{p_4 - p_5}) * (p_3 - p_5)\|} \quad (4.11)$$

O vetor " $\vec{w}_{pant.dir.}$ " é encontrado utilizando a regra da mão direita dos eixos perpendiculares aos outros dois, como representado na EQ.4.3. Para encontrar os valores dos vetores unitários para a região da panturrilha esquerda, deve-se utilizar o procedimento análogo ao lado direito, ou seja, serão as mesmas equações apresentadas, mas substituindo os valores do sensor número 3 pelo sensor de número 10, do 4 pelo 11 e do 5 pelo 12.

A relação entre os vetores unitários encontrados com a posição da articulação do joelho (p_{joelho}) está representada pela EQ.4.12 e EQ.4.13. Na qual, d_{joelho} equivale ao diâmetro do joelho.

- Joelho direito:

$$p_{Joelho} = p_5 + 0 * d_{joelho} * \vec{u}_{pant.dir.} + 0 * d_{joelho} * \vec{v}_{pant.dir.} - 0,500 * d_{joelho} * \vec{w}_{pant.dir.} \quad (4.12)$$

- Joelho esquerdo:

$$p_{Joelho} = p_5 + 0 * d_{joelho} * \vec{u}_{pant.dir.} + 0 * d_{joelho} * \vec{v}_{pant.dir.} - 0,500 * d_{joelho} * \vec{w}_{pant.dir.} \quad (4.13)$$

Após encontrar a posição da articulação do joelho, para o lado direito e esquerdo; pode-se observar o gráfico da FIG.4.3. Este gráfico mostra, ao longo da marcha, que o centro da articulação do joelho está na parte interna, enquanto a marcação do sensores número 5 e 12 estão externos. Desta maneira, observando a FIG.4.3 de cima para baixo estão: marcação do sensor 12 (epicôndilo femoral esquerdo) ,em azul; centro da articulação do joelho esquerdo, em vermelho; centro da articulação do joelho direito, em vermelho e por último a marcação do sensor 5 (epicôndilo femoral direito). Estas coordenadas estão no eixo Y.

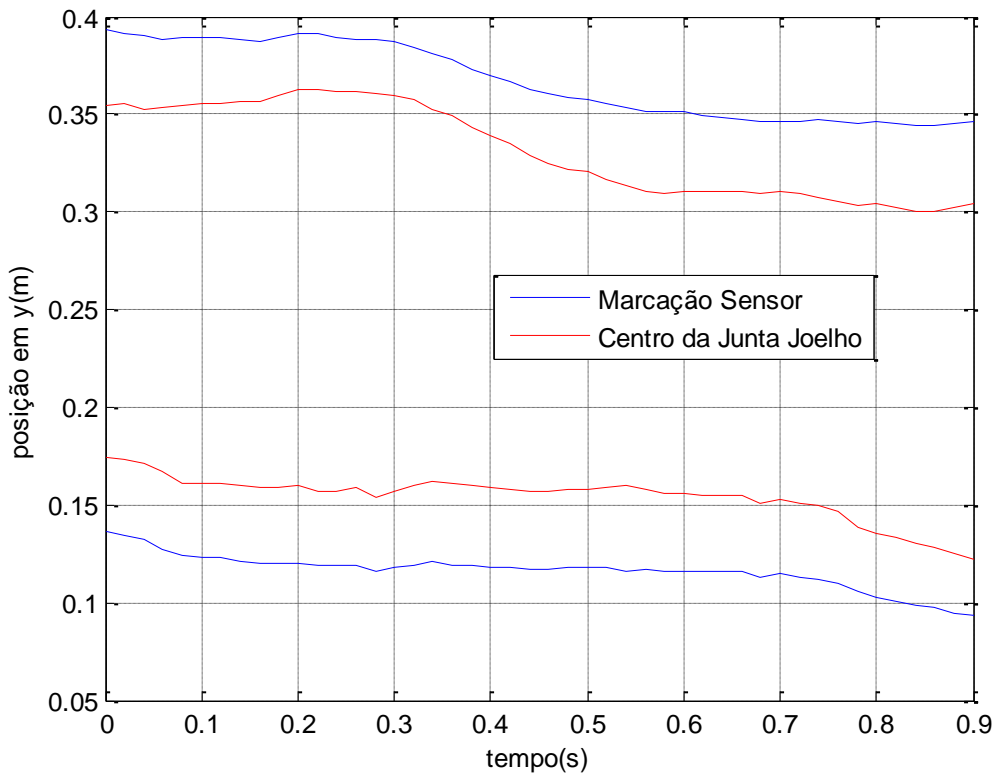


FIG.4.3 - Posição no eixo Y dos sensores 5 e 12 e CA do joelho

4.2.3 CENTRO DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL

Utilizando procedimento análogo das articulações anteriores, para a região pélvica, tem-se os sensores de número 7, 14 e 15 (TAB. 4.1), respectivamente, p_7 , p_{14} e p_{15} . O vetor " \vec{v}_{pelvis} " é o vetor unitário que sai de p_7 (ASIS direito) e aponta em direção a p_{14} (ASIS esquerdo). Assim, pode-se representá-lo através da EQ.4.14 (O'Connor et al.;1992 ;p.89).

$$\vec{v}_{pelvis} = \frac{p_{14} - p_7}{\|p_{14} - p_7\|} \quad (4.14)$$

O vetor " \vec{w}_{pelvis} " é um vetor perpendicular ao plano criado por outros dois vetores criado a partir dos sensores. Desta maneira, pretende-se encontrar um vetor perpendicular ao plano dado entre os vetores que apontam respectivamente de: p_7 a p_{15} e de p_{14} a p_{15} . Utilizando a operação do produto vetorial conforme a EQ.4.15. (O'Connor et al.;1992 ;p.89).

$$\vec{w}_{pelvis} = \frac{(p_7 - p_{15}) * (p_{14} - p_{15})}{\|(p_7 - p_{15}) * (p_{14} - p_{15})\|} \quad (4.15)$$

O vetor " \vec{u}_{pelvis} " é encontrado utilizando a regra da mão direita dos eixos perpendiculares aos outros dois, como representado na EQ.4.3. , de modo que o produto vetorial de " \vec{v}_{pelvis} " e " \vec{w}_{pelvis} " gera o vetor " \vec{u}_{pelvis} ". A relação entre os vetores unitários encontrados, com a posição da articulação do quadril ($p_{quadril}$) está representada pela EQ.4.16 e EQ.4.17. Na qual, L_{ASIS} equivale ao comprimento do quadril do ASIS direito ao ASIS esquerdo.

- Quadril direito:

$$p_{Quadril} = p_{15} + 0,598 * L_{ASIS} * \vec{u}_{pelvis} - 0,344 * L_{ASIS} * \vec{v}_{pelvis} - 0,290 * L_{ASIS} * \vec{w}_{pelvis} \quad (4.16)$$

- Quadril esquerdo:

$$p_{\text{Quadril}} = p_{15} + 0,598 * L_{\text{ASIS}} * \vec{u}_{\text{pelvis}} + 0,344 * L_{\text{ASIS}} * \vec{v}_{\text{pelvis}} - 0,290 * L_{\text{ASIS}} * \vec{w}_{\text{pelvis}} \quad (4.17)$$

Como pode-se observar na FIG.4.4, o centro da articulação do quadril está na parte interna, enquanto os sensores 7 e 14 estão marcados externamente. Olhando o gráfico de cima para baixo estão: sensor 14 referente a posição do ASIS esquerdo (em azul); abaixo estão primeiramente o centro da articulação do quadril esquerdo e após o centro da junta do quadril direito (ambos em vermelho); por último está a posição ao longo da marcha do ASIS direito (em azul). Este gráfico é na direção "Y", como se fosse uma vista de cima.

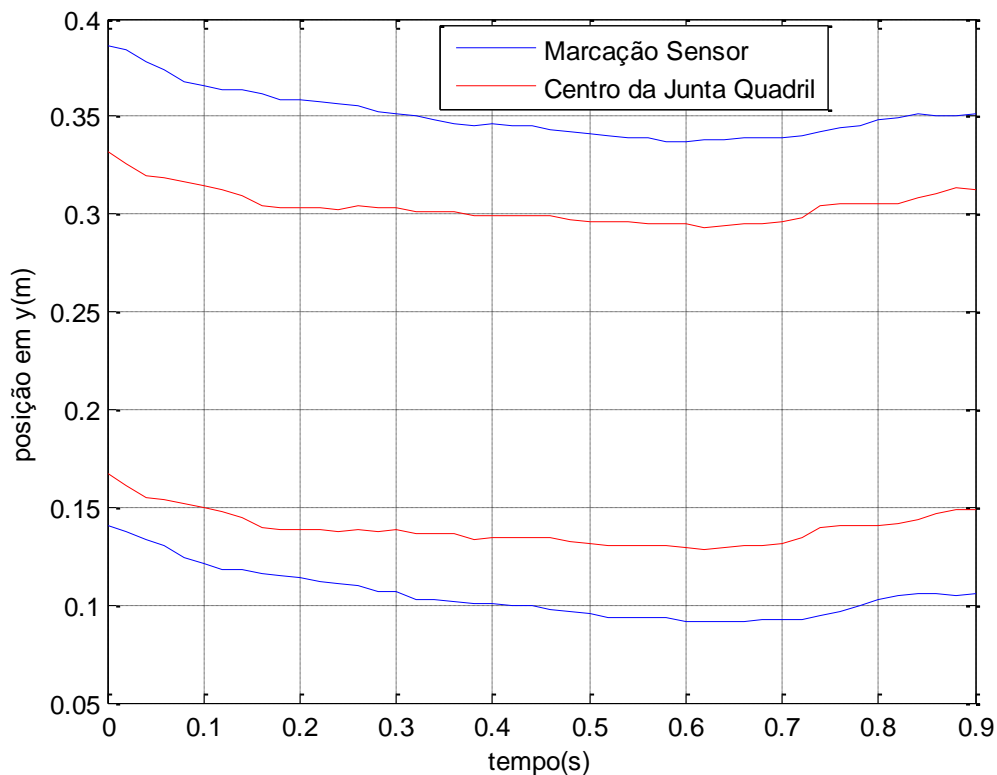


FIG. 4.4 - Sensores 7 e 14 e CA do quadril direito e esquerdo

4.3 REFERENCIAL LOCAL

Para realizar a dinâmica inversa, é necessário descobrir a orientação de cada corpo em relação ao referencial fixo (ou global), representado pelos

eixos: X-Y-Z (letras maiúsculas). Para isso, deve-se criar referenciais locais de tal maneira que facilite descobrir esta orientação. Na FIG.4.5 pode-se observar os referenciais que foram criados para cada membro.

O ponto escolhido para colocar esses referenciais foi no centro de gravidade de cada membro. Já o sentido foi escolhido de tal modo que o referencial local de eixos x -y-z (letras minúsculas) corresponda aos eixos de rotação respectivamente: interno/externo, adução/abdução e flexão/extensão. Assim, o referencial local de cada corpo será orientado pelos vetores unitários " $\vec{i} - \vec{j} - \vec{k}$ " de tal maneira que " \vec{i} " é o vetor unitário do eixo x, " \vec{j} " o vetor unitário do eixo y e " \vec{k} " para o eixo z. Desta maneira, sabe-se que os vetores devem seguir a regra da mão direita sendo que " \vec{i} " vetorial " \vec{j} " produz " \vec{k} ".

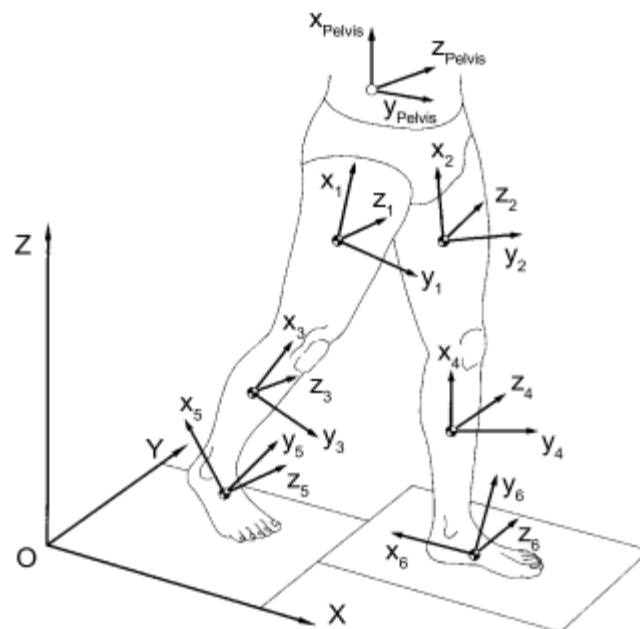


FIG.4.5 - Referencial global e local para cada membro da caminhada
(O'Connor et al.; 1992;p.29)

4.3.1 REFERENCIAL DA PÉLVIS

O referencial da pélvis será dado de tal maneira que os vetores " \vec{u}_{pelvis} ", " \vec{v}_{pelvis} " e " \vec{w}_{pelvis} " encontrados em 4.2.3, correspondem respectivamente aos eixos " \vec{j}_{pelvis} ", " \vec{k}_{pelvis} " e " \vec{i}_{pelvis} ". Assim, os cálculos estão presentes nas EQ.4.14 e EQ.4.15.

4.3.2 REFERENCIAL DA COXA

Para o cálculo da orientação da coxa deve-se seguir procedimento análogo, aos cálculos dos centros das articulações. A EQ.4.18 representa o vetor " \vec{i}_{coxa} " um vetor unitário no apontando da articulação do joelho em direção a articulação do quadril.

$$\vec{i}_{coxa} = \frac{p_{quadril} - p_{joelho}}{\|p_{quadril} - p_{joelho}\|} \quad (4.18)$$

O vetor " \vec{j}_{coxa} " não só é perpendicular ao vetor \vec{i}_{coxa} , mas também é perpendicular, para a coxa direita, a um vetor que aponta do quadril direito ao sensor 6. Mostrando seu equacionamento na EQ.4.19. Para a coxa esquerda o vetor " \vec{j}_{coxa} " é perpendicular ao vetor \vec{i}_{coxa} e também ao vetor que aponta do quadril esquerdo ao sensor 13. Apresentado na EQ.20. O vetor " \vec{k}_{coxa} " é dado pelo produto vetorial dos outros dois vetores unitários calculados anteriormente (O'Connor et al.; 1992; p.90).

- Para a coxa direita:

$$\vec{j}_{coxa} = \frac{(p_6 - \widetilde{p_{quadril}}) * (p_{quadril} - p_{joelho})}{\|(p_6 - \widetilde{p_{quadril}}) * (p_{quadril} - p_{joelho})\|} \quad (4.19)$$

- Para a coxa esquerda:

$$\vec{j}_{coxa} = \frac{(p_{quadril} - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{13} - p_{quadril})}{\|(p_{quadril} - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{13} - p_{quadril})\|} \quad (4.20)$$

4.3.3 REFERENCIAL DA PANTURRILHA

Para a região da panturrilha, a mesma analogia foi utilizada para o cálculo da orientação. Está representada na EQ.4.21 o vetor unitário " $\vec{i}_{panturrilha}$ ". Este vetor aponta da articulação do tornozelo em direção a articulação do joelho.

$$\vec{i}_{panturrilha} = \frac{p_{joelho} - p_{tornozelo}}{\|p_{joelho} - p_{tornozelo}\|} \quad (4.21)$$

O vetor " $\vec{J}_{panturrilha}$ ", para a panturrilha direita, não só é perpendicular ao vetor $\vec{i}_{panturrilha}$, mas também é perpendicular a um vetor que aponta do joelho direito ao sensor 5. Mostrando seu equacionamento na EQ.4.22. Para a panturrilha esquerda o vetor " $\vec{J}_{panturrilha}$ " é perpendicular ao vetor " $\vec{i}_{panturrilha}$ " e também ao vetor que aponta do joelho esquerdo ao sensor 12. Apresentado na EQ.23. O vetor " $\vec{k}_{panturrilha}$ " é dado pelo produto vetorial dos outros dois vetores unitários calculados anteriormente (O'Connor et al.; 1992; p.91).

- Para a panturrilha direita:

$$\vec{J}_{panturrilha} = \frac{(p_5 - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{tornozelo} - p_{joelho})}{\|(p_5 - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{tornozelo} - p_{joelho})\|} \quad (4.22)$$

- Para a panturrilha esquerda:

$$\vec{J}_{panturrilha} = \frac{(p_{tornozelo} - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{12} - p_{joelho})}{\|(p_{tornozelo} - \widetilde{p_{joelho}}) * (p_{12} - p_{joelho})\|} \quad (4.23)$$

4.3.4 REFERENCIAL DO PÉ

Para calcular a orientação do pé, deve-se realizar o mesmo procedimento dos referenciais anteriores. Através da EQ.4.24, para o pé direito, o vetor unitário " $\vec{i}_{pé}$ " apontará da extremidade do dedo do pé em direção ao sensor 2 do calcanhar. Para calcular para o pé esquerdo, de maneira

análoga, basta substituir o sensor 2 pelo sensor 9, tanto na EQ.4.24 quanto na EQ4.25.

$$\vec{l}_{pé} = \frac{p_2 - p_{dedo}}{\|p_2 - p_{dedo}\|} \quad (4.24)$$

O vetor " $\vec{j}_{pé}$ " não só é perpendicular ao vetor " $\vec{l}_{pé}$ ", para o pé direito, mas também é perpendicular, a um vetor que aponta do sensor 2 a articulação do tornozelo. Como mostrado na EQ.4.25.. O vetor " $\vec{k}_{pé}$ " é dado pelo produto vetorial dos outros dois vetores unitários calculados anteriormente (O'Connor et al.; 1992; p.91).

$$\vec{j}_{pé} = \frac{(p_{tornozelo} - p_2) * (p_{dedo} - p_2)}{\|(p_{tornozelo} - p_2) * (p_{dedo} - p_2)\|} \quad (4.25)$$

4.4 ÂNGULOS DE EULER

Nesta seção será apresentado as equações necessárias para encontrar os ângulos de Euler para o cálculo da dinâmica. Também será apresentada a relação destes ângulos com a velocidade angular e aceleração angular de cada segmento.

4.4.1 PARAMETRIZAÇÃO

Para descrever a posição no espaço de um corpo, existem vários tipos de parâmetros de rotação, pois este corpo pode chegar em uma certa posição através de várias maneiras diferente de rotação. Uma parametrização muito comum é a da rotação nos eixos X-Y-Z", nesta ordem. Mas optou-se por utilizar a parametrização de rotação (Haug,E.J.; 1992; p.209) (O'Connor et al.; 1992; p.98) dos eixos Z-X-Z". Na qual a matriz de rotação "A" é representada pelo produto das matrizes A₁, A₂ e A₃, nesta ordem.

Para representar a primeira rotação em torno do eixo Z, tem-se o ângulo " ϕ ". A matriz de rotação A_1 corresponde a esta rotação e está representada na EQ.4.26.

$$A_1 = \begin{bmatrix} \cos\phi & -\sin\phi & 0 \\ \sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

A primeira rotação, em torno do eixo Z, fará com que o novo referencial tenha um eixo: X'' , Y'' e $Z''=Z$. Para a segunda rotação, que será em torno do eixo X'' , tem-se o ângulo " θ ", cuja a matriz de rotação A_2 está representada na EQ.4.27. Esta rotação fará com que o referencial tenha eixos: $X'''=X''$, Y'' e Z'' .

$$A_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta & -\sin\theta \\ 0 & \sin\theta & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

A última rotação será em torno do eixo Z'' , representada pelo ângulo " ψ ". Fazendo com que o eixo tenha a seguinte orientação: X' , Y' e $Z'=Z''$. Através da EQ.4.28.

$$A_3 = \begin{bmatrix} \cos\psi & -\sin\psi & 0 \\ \sin\psi & \cos\psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.28)$$

Para melhor visualização da orientação dos ângulos de Euler está representada na FIG.4.6 com a parametrização utilizada. Os ângulos de Euler correspondem aos ângulos que os referenciais locais (x-y-z) fazem em relação ao referencial fixo (X-Y-Z)

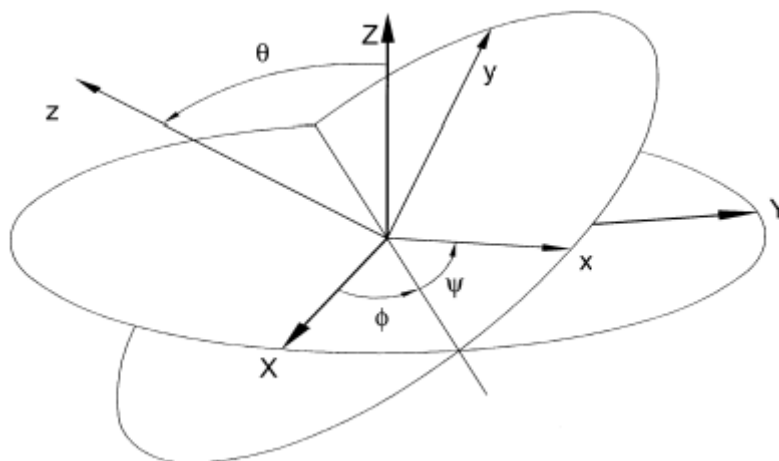


FIG.4.6 - Orientação dos ângulos de Euler (O'Connor et al; 1992;p.98)

A matriz de rotação "A" para cada corpo será representada matematicamente através da EQ.4.29. Como citado anteriormente, a matriz de rotação é dada pelo produto das matrizes de forma que: "A=A₁*A₂*A₃" (Haug, E. J.; 1992; p.210).

$$A = \begin{bmatrix} \cos\phi * \cos\psi - \cos\theta * \sin\phi * \sin\psi & -\cos\phi * \sin\psi - \cos\theta * \sin\phi * \cos\psi & \sin\phi * \sin\theta \\ \sin\phi * \cos\psi + \cos\theta * \cos\phi * \sin\psi & -\sin\phi * \sin\psi + \cos\theta * \cos\phi * \cos\psi & -\cos\phi * \sin\theta \\ \sin\psi * \sin\phi & \cos\psi * \sin\phi & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (4.29)$$

A matriz de rotação foi calculada, com relação aos ângulos de Euler. Mas para encontrar estes ângulos, deve-se utilizar os referenciais locais, calculados em 4.3. Para os referenciais globais tem-se os vetores unitários: I=[1,0,0]^T; J=[0,1,0]^T e K=[0,0,1]^T, que se relacionando com os vetores do referencial local (i,j,k) gera os ângulos de Euler. Primeiramente, deve-se calcular o vetor " \vec{L} " chamado de linha dos nós, que é o produto vetorial entre o vetor unitário "K" do referencial global e o vetor unitário "k" do referencial de cada membro. Mostrado na EQ. 4.30.

$$\vec{L} = \frac{\vec{K} * k}{\|\vec{K} * k\|} \quad (4.30)$$

Através da FIG.4.3 nota-se que o ângulo " ϕ " corresponde ao ângulo entre o eixo X do referencial global e a linha dos nós. Utilizado o conceito do produto vetorial tem-se que o ângulo entre esses dois vetores é dado pela EQ.4.31.

$$\sin\phi = \frac{\|\vec{I} \times \vec{L}\|}{\|\vec{I}\| * \|\vec{L}\|} \quad (4.31)$$

Para o ângulo " θ ", através da FIG.4.3 percebe-se que é o ângulo formado entre o eixo Z do referencial global e o eixo z do referencial local. A relação está apresentada na EQ.4.32.

$$\sin\theta = \frac{\|\vec{K} \times \vec{k}\|}{\|\vec{K}\| * \|\vec{k}\|} \quad (4.32)$$

Já, fazendo a mesma analogia para o ângulo " ψ ". Ainda, pela FIG.4.3 percebe-se que este é o ângulo formado entre a linha dos nós L e o eixo x do referencial local. Mostrada na EQ.4.33.

$$\sin\psi = \frac{\|\vec{L} \times \vec{i}\|}{\|\vec{L}\| * \|\vec{i}\|} \quad (4.33)$$

4.4.2 VELOCIDADE ANGULAR

Existe uma relação entre os ângulos de Euler e a velocidade angular " ω' ". Esta relação é dada pela matriz antissimétrica " $\tilde{\omega}'$ ", representado na EQ.4.34. Esta velocidade angular é calculada em relação ao referencial local, tendo maior importância do que a velocidade angular em relação ao referencial global, primeiramente devido a origem do referencial local ficar no CG de cada corpo, desta maneira a velocidade angular calculada será em relação ao CG. Segundo, pois na equação de Euler para cálculo dos momentos, utiliza-se a aceleração angular do referencial local (Haug,E. J.; 1992; p.211).

$$\tilde{\omega}' = A^T * \dot{A} \quad (4.34)$$

Matematicamente a velocidade angular é expressa pela EQ.4.35. (Haug,E. J.; 1992; p.212). Que relaciona a velocidade angular com a variação dos ângulos de Euler em relação ao tempo. Esta relação é dada pela presença da matriz " B ". A derivada dos ângulos de Euler em relação ao tempo foi calculado utilizando o método da diferenças finitas centrais.

$$\omega' = \begin{bmatrix} \sin\psi * \sin\theta & \cos\psi & 0 \\ \cos\psi * \sin\theta & -\sin\psi & 0 \\ \cos\theta & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} = \mathbf{B} * \begin{bmatrix} \dot{\phi} \\ \dot{\theta} \\ \dot{\psi} \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

4.4.3 ACELERAÇÃO ANGULAR

A aceleração angular é a derivada em relação ao tempo da velocidade angular. Esta aceleração será usada na equação do momento na dinâmica inversa. Representado analiticamente pela EQ.4.36. Na qual também é relacionada pela " \mathbf{B} " e matriz " \mathbf{b} ".

$$\dot{\omega}' = \mathbf{B} * \begin{bmatrix} \ddot{\phi} \\ \ddot{\theta} \\ \ddot{\psi} \end{bmatrix} + \mathbf{b} \quad (4.36)$$

A matriz " \mathbf{b} " está representada na EQ.4.37. Sendo o resultado da segunda parte da derivação da regra da cadeia (Haug, E. J.; 1992; p.251).

$$\mathbf{b} = \begin{bmatrix} \dot{\phi} * (\dot{\psi} * \cos\psi * \sin\theta + \dot{\theta} * \sin\psi * \cos\theta) - \dot{\theta} * \dot{\psi} * \sin\psi \\ \dot{\phi} * (-\dot{\psi} * \sin\psi * \sin\theta + \dot{\theta} * \cos\psi * \cos\theta) - \dot{\theta} * \dot{\psi} * \cos\psi \\ -\dot{\theta} * \dot{\phi} * \sin\theta \end{bmatrix} \quad (4.37)$$

4.5 EQUAÇÕES DE NEWTON E EULER

A equação variacional do movimento de um corpo rígido, deduzida através do princípio dos trabalhos virtuais, expressa as leis de Newton e Euler para dinâmica. Utilizando as hipóteses citadas anteriormente: de corpo rígido e de não haver variação de massa ao longo do tempo, tem-se a equação final representada na EQ. 4.38 (Haug, E.J.; 1992; p.221). O princípio consiste em realizar um deslocamento virtual " δr ", resultando em um deslocamento angular " $\delta\pi$ ". Assim, o primeiro termo da equação corresponde a soma das forças (internas e externas) e a segunda parte da equação corresponde a soma dos momentos (internos e externos).

$$\delta r^T [m * \ddot{r} - \mathbf{F}] + \delta\pi'^T [J' * \dot{\omega}' + \tilde{\omega}' * J' * \omega' - \mathbf{M}] = 0 \quad (4.38)$$

A EQ.4.38 pode ser reescrita utilizando as relações entre a força com a quantidade de movimento linear " P " e a relação entre os momentos com a

quantidade de movimento angular "H". Sabe-se que a variação da quantidade de movimento em relação ao tempo corresponde ao somatório das forças que estão agindo sobre o sistema. Desta maneira, está representada na EQ.4.39.

$$\delta r^T [\dot{P} - \mathbf{F}] + \delta \pi'^T [\dot{H} - \mathbf{M}] = 0 \quad (4.39)$$

A equação da variação da quantidade de movimento angular em relação ao tempo pode ser utilizada na sua forma matricial através da EQ.4.40. Esta equação será utilizada para encontrar o valor dos torques internos necessário para realizar o movimento de caminhada.

$$\dot{H} = \begin{bmatrix} I_{xx}' & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy}' & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz}' \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \dot{\omega}'_x \\ \dot{\omega}'_y \\ \dot{\omega}'_z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 & -\omega'_z & \omega'_y \\ \omega'_z & 0 & -\omega'_x \\ -\omega'_y & \omega'_x & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} I_{xx}' & 0 & 0 \\ 0 & I_{yy}' & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz}' \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \omega'_x \\ \omega'_y \\ \omega'_z \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

4.6 DIFERENÇAS FINITAS

O método de diferenças finitas é um método numérico para derivação. Para a modelagem, optou-se por utilizar o método da diferenças finitas centrais, pois sabe-se que para funções conhecidas a partir de um ponto discreto de dados este método é uma boa escolha. Para encontrar os valores da primeira derivada em relação ao tempo (velocidade) tem-se a EQ.4.41. Este método foi utilizado, também, para o cálculo da variação dos ângulos de Euler em relação ao tempo. (Gilat, A. & Subramaniam, V.; 2008; p.262)

$$v_i = \frac{x_{i+1} - x_{i-1}}{2 * \Delta t} \quad (4.41)$$

Utilizando o mesmo método da diferenças finitas para a segunda derivada, tem-se a EQ.4.42 obtendo a função de segunda ordem. Sabe-se que a aceleração é a derivada segunda em relação ao tempo da posição. Estas equações são deduzidas com base nas funções escritas em séries de Taylor,

trazendo erros de truncamento na ordem de quadrática de " Δt " (Gilat, A. & Subramaniam, V.; 2008; p.265).

$$a_i = \frac{x_{i+1} - 2 * x_i + x_{i-1}}{\Delta t^2} \tag{4.42}$$

Antes de realizar o procedimento de derivada como citado anteriormente em 2.1.4, deve-se suavizar o sinal da posição a fim de excluir o ruído de alta frequência, utilizando um sistema nebuloso. Pode-se ver na FIG.4.7 como foi excluído o ruído de alta frequência para realizar a derivada.

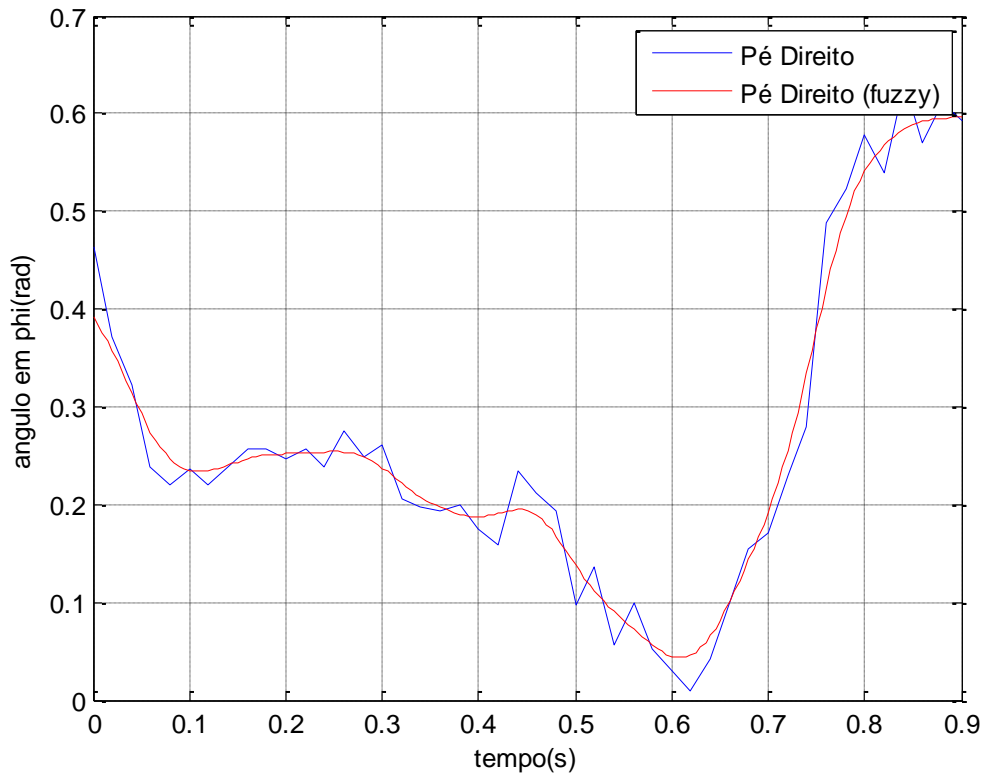


FIG.4.7 - Sistema nebuloso para os ângulos de Euler

Através das equações das derivadas para velocidade e aceleração, pode-se obter os gráficos que descrevem a cinemática do sistema. Na FIG.4.8 está um exemplo para a velocidade no eixo Z para o pé.

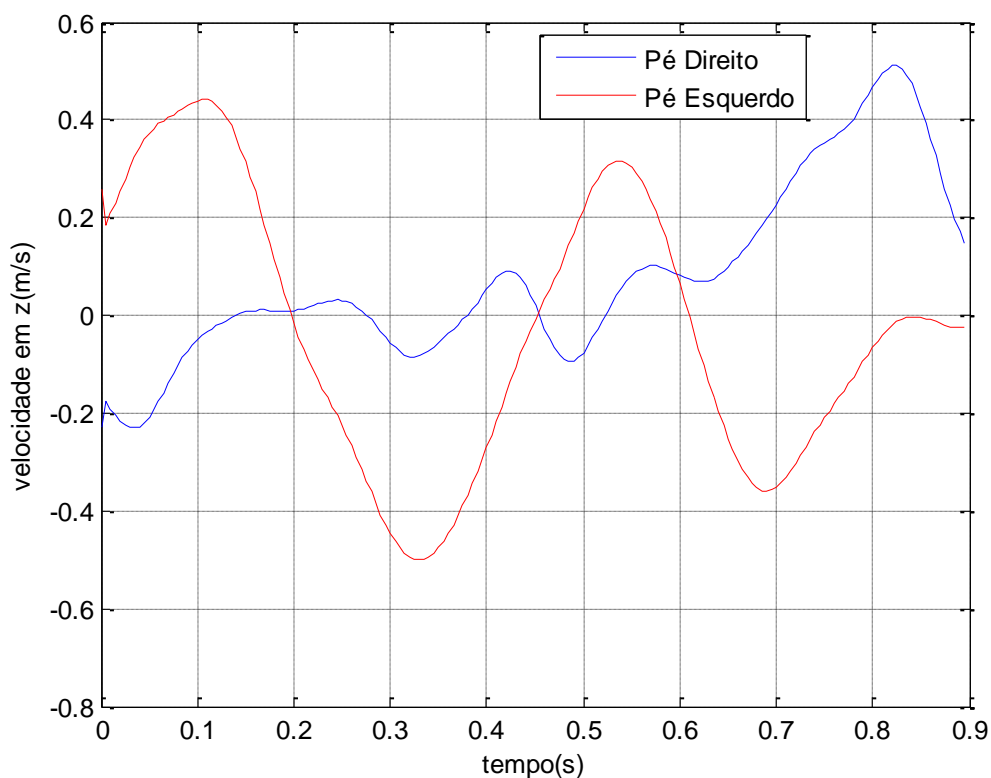


FIG.4.8 - Velocidade eixo "Z" para o pé

4.7 RESULTADOS

Após realizar o passo a passo do modelo tridimensional, como mostrado nestes capítulo quatro, obtiveram-se diversos resultados para a cinemática e dinâmica da marcha humana. Os resultados, de certa forma, foram bem parecidos com a modelagem bidimensional como já era esperado. Tem-se na FIG.4.9 para a cinemática, o ângulo de rotação da panturrilha em relação a coxa, ou seja o ângulo de rotação da articulação do joelho em graus no eixo de extensão e flexão.

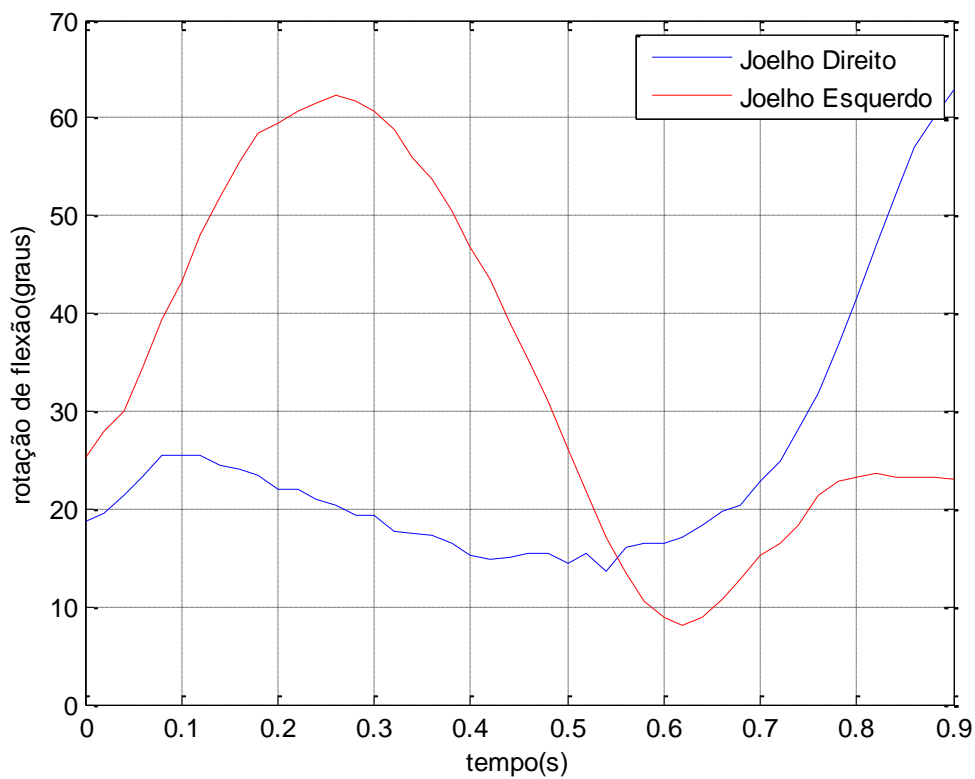


FIG.4.9 - Ângulo de rotação do joelho no eixo de flexão e extensão

Nota-se através da FIG.4.10 que a rotação ao longo do eixo de adução e abdução é muito menor do que a rotação ao longo do eixo de extensão e flexão. Desta maneira, como se era de esperar, o movimento tridimensional pode ser muito bem aproximado por um movimento plano considerando apenas o movimento em um único eixo (extensão/flexão) desprezando os demais. Desta maneira na FIG.4.10 está o ângulo de rotação da panturrilha em relação a coxa, ou seja, rotação do joelho em radianos.

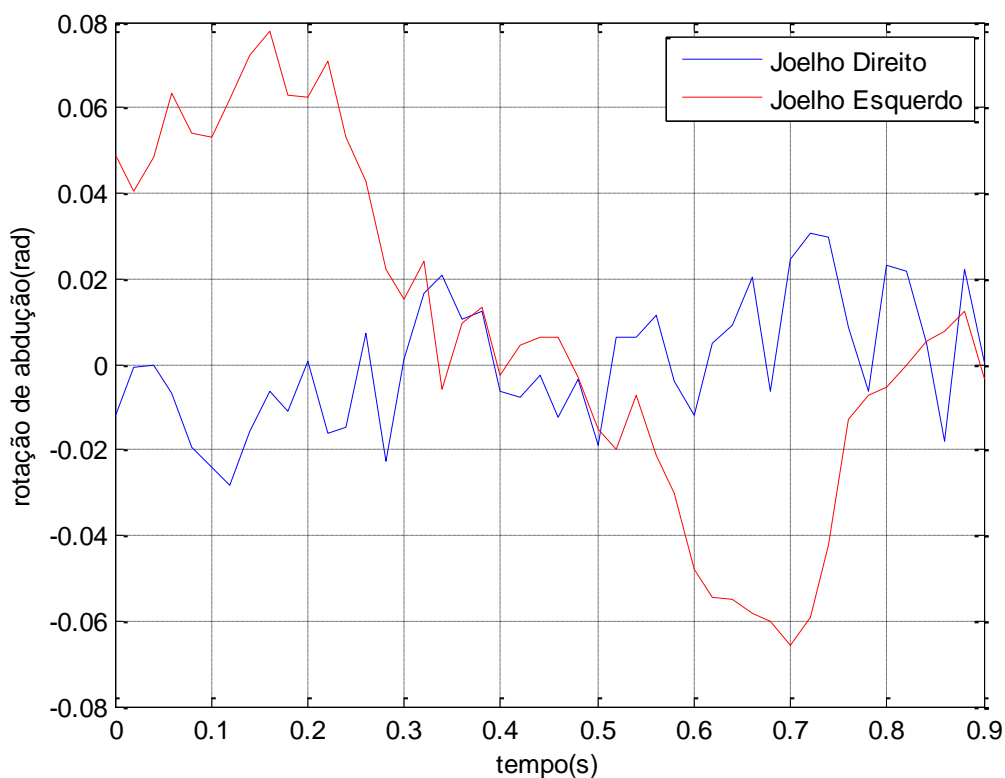


FIG.4.10 - Ângulo de rotação (radianos) do joelho no eixo de adução e abdução

Através das equações da cinemática, sabe-se que os referenciais locais foram colocados de tal forma que corresponda aos eixos de rotação. Assim, o eixo de flexão e extensão do joelho corresponde ao eixo z da coxa (membro "distal"); o eixo de rotação interna e externa do joelho corresponde ao eixo x da panturrilha (membro "proximal"); e o eixo de adução e abdução corresponde a um eixo perpendicular aos outros dois. A TAB.4.2 apresenta os membros "proximal" e "distal" das articulações.

TAB.4.2 - Membros "distal" e "proximal" para cada articulação

ARTICULAÇÃO	MEMBRO DISTAL	MEMBRO PROXIMAL
Quadril	Coxa	Pélvis
Joelho	Panturrilha	Coxa
Tornozelo	Pé	Panturrilha

Ainda nos resultados da cinemática, através da FIG.4.11 está representada a velocidade angular (ω') da panturrilha em relação ao eixo "x" do referencial local. O cálculo da velocidade angular foi apresentado na EQ.4.35 e como explicado anteriormente, foi utilizado um sistema nebuloso TSK, antes de realizar a diferenciação numérica dos ângulos de Euler, para retirada do ruído de alta frequência do sinal.

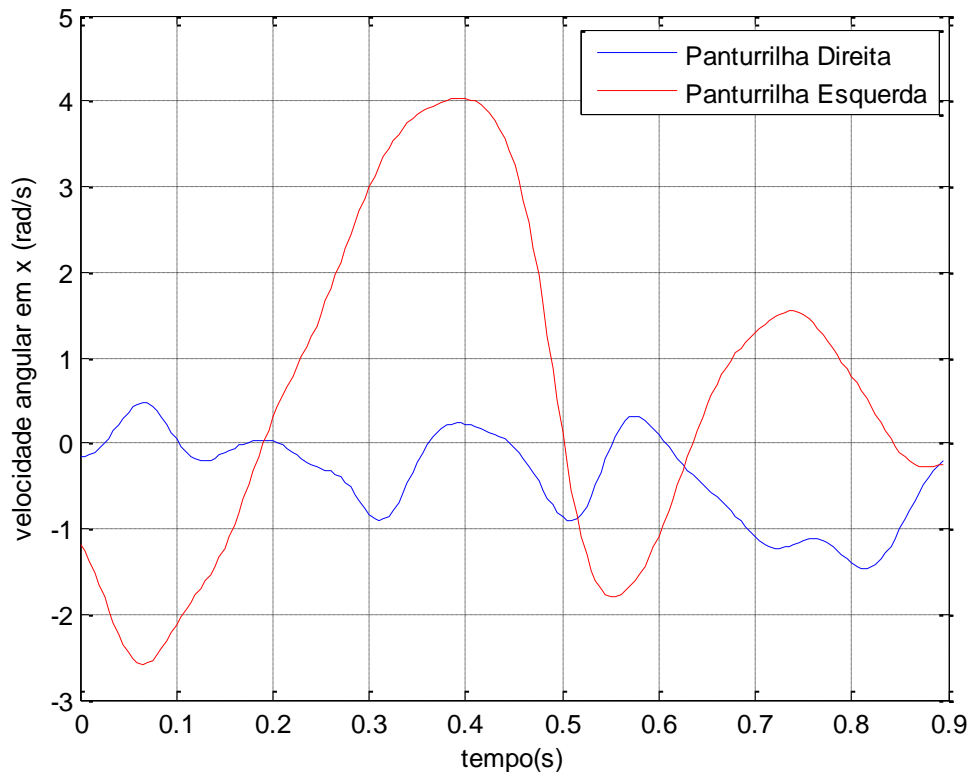


FIG.4.11 - Velocidade angular em "x" da panturrilha

A aceleração e a aceleração angular são os resultados mais importantes da cinemática, pois são elas que se relacionam com as equações de Newton e de Euler para a dinâmica. A aceleração é o resultado que terá maior "erro" isso porque é a derivada de segunda ordem e os métodos numéricos utilizados não são exatos trazendo erros de truncamento. No entanto, este problema acaba sendo diminuído pois os momentos de inércia e massa são muito pequenos, assim, ao multiplicar a aceleração pela massa este termo será de baixa grandeza. Utilizando a EQ.4.36 para descobrir a aceleração angular " $\ddot{\omega}'$ " obtém-se o gráfico da FIG.4.12.

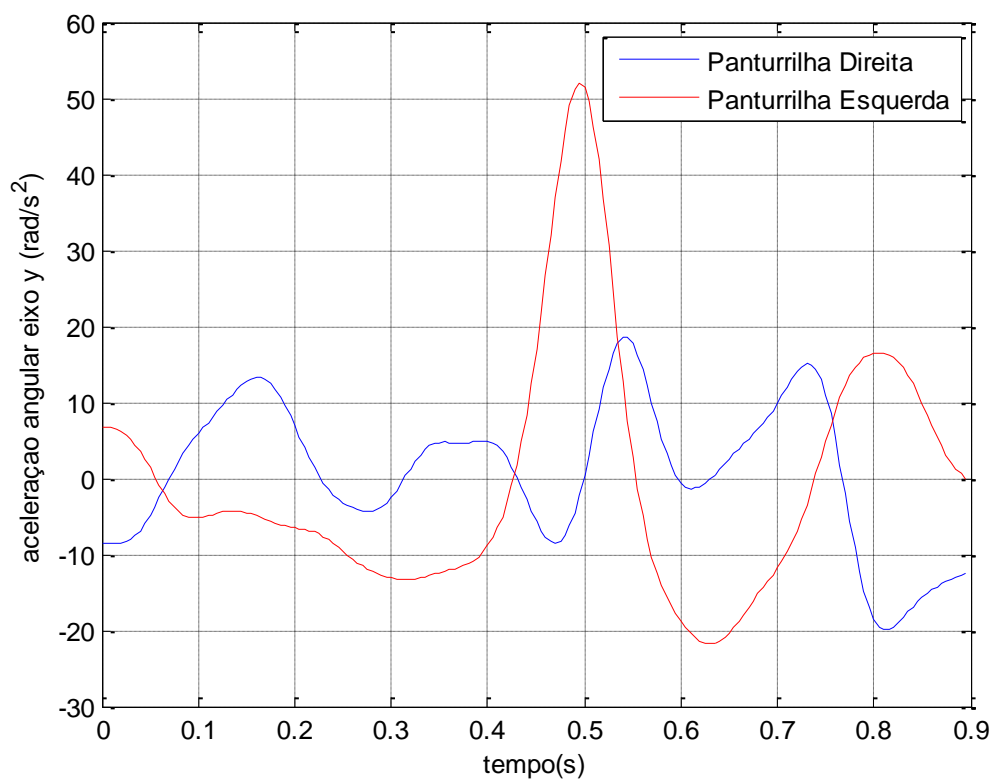


FIG.4.12 - Aceleração angular eixo "x" panturrilha

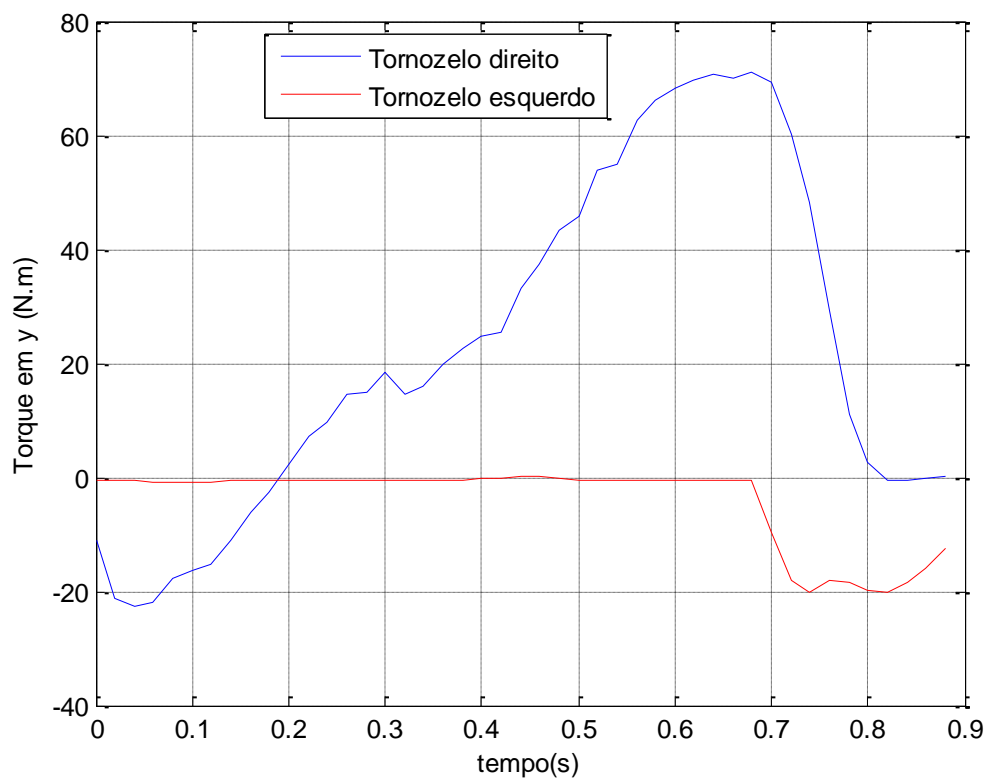


FIG.4.13 - Torque no tornozelo no eixo "Y"

Após os cálculos da cinemática, será encontrado os torques e esforços em cada articulação para realizar o movimento. Estes cálculos serão feitos utilizando as equações de Newton e Euler da dinâmica deduzidas através do princípio dos trabalhos virtuais EQ.4.38. Na FIG.4.13 pode-se observar o torque em relação ao eixo "Y" no tornozelo. Nota-se que o gráfico é similar ao da FIG.3.6 no entanto, está ao contrário, isto deve-se pois o eixo "Y" na modelagem tridimensional ser oposto ao da modelagem bidimensional.

Os esforços no eixo "Y" são os maiores esforços durante a marcha, isto porque o eixo "Y" corresponde aproximadamente ao eixo de extensão e flexão. Na FIG.4.14 está apresentado os esforços no eixo "X" do referencial global e percebe-se que realmente, os esforços neste eixo são muito inferior aos valores encontrados no eixo "Y". Desta maneira, os resultados apresentados serão apenas focados para os maiores esforços durante a MH, com o objetivo de colocar o exoesqueleto nestes pontos de maior exigência muscular.

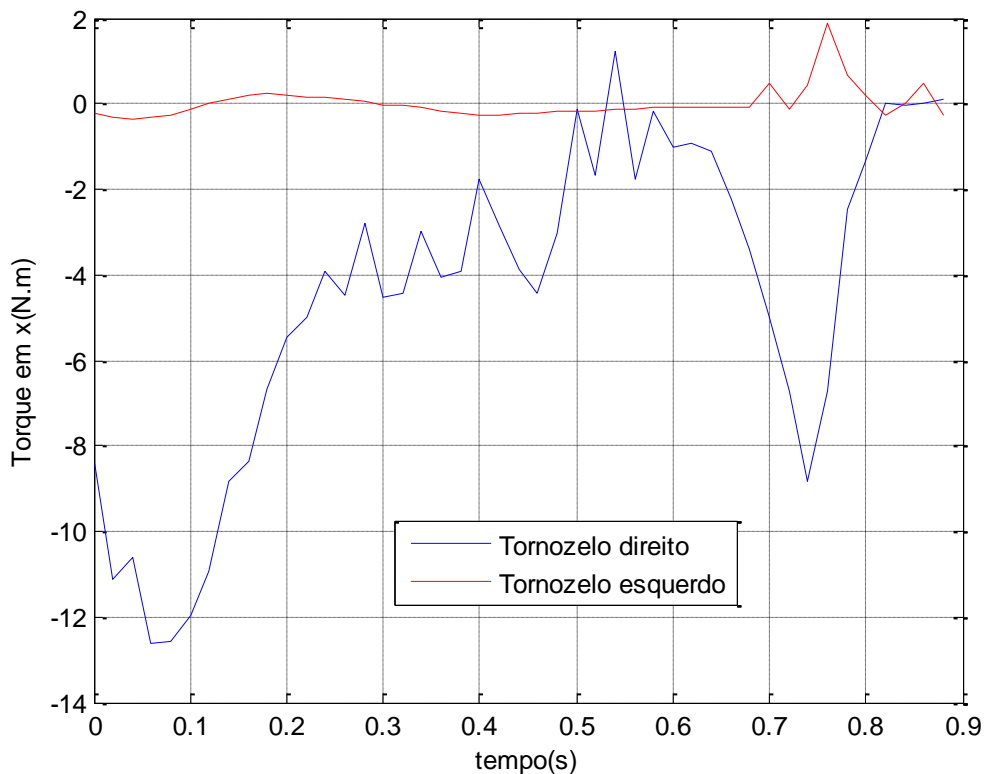


FIG.4.14 - Torque no tornozelo eixo "X"

Para a região do joelho, assim como na modelagem bidimensional, a maior parte do esforço é no movimento de extensão, na FIG.4.15 está

representado o gráfico do torque muscular para movimentação da região da panturrilha. Este gráfico está ao contrário comparado com o da modelagem bidimensional FIG.3.7, isto deve-se ao fato do eixo "Y" ser ao contrário para a modelagem bidimensional comparado com a modelagem tridimensional. Desta maneira, estes esforços serão utilizados para calcular o torque necessário para o exoesqueleto com músculos pneumáticos atuar neste movimento de extensão do joelho, diminuindo a carga no músculo humano.

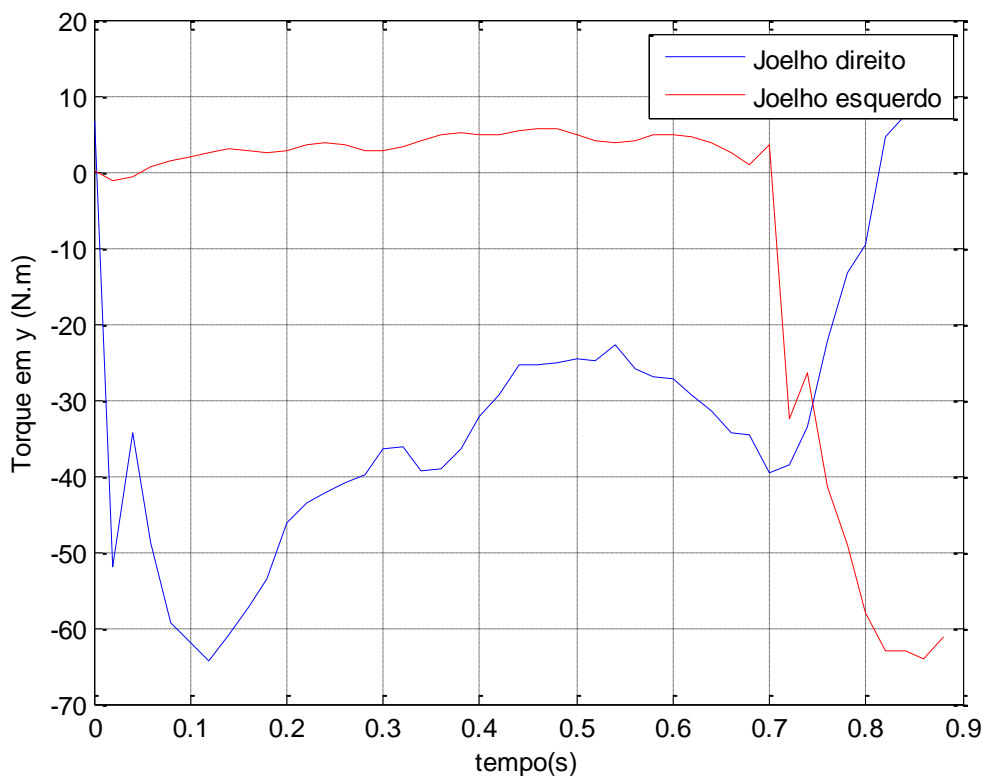


FIG.4.15 - Torque no joelho para o eixo "Y"

No quadril, os resultados encontrados também são parecidos com o da modelagem bidimensional representados na FIG.3.8. Assim como os exemplos anteriores o gráfico da FIG.4.16 que representa o torque no quadril para a modelagem tridimensional, está com o "sinal" contrário comparado com o da modelagem 2D, isto porque o eixo "Y" tem sentidos opostos comparando essas modelagens.

Ainda na FIG.4.16 pode-se perceber que inicialmente é necessário para o movimento um esforço muito alto com valor positivo. Este esforço corresponde ao movimento de flexão do quadril e é realizado pelo músculo

glúteo. Após esse esforço vai diminuindo e aumentando o esforço de extensão do quadril.

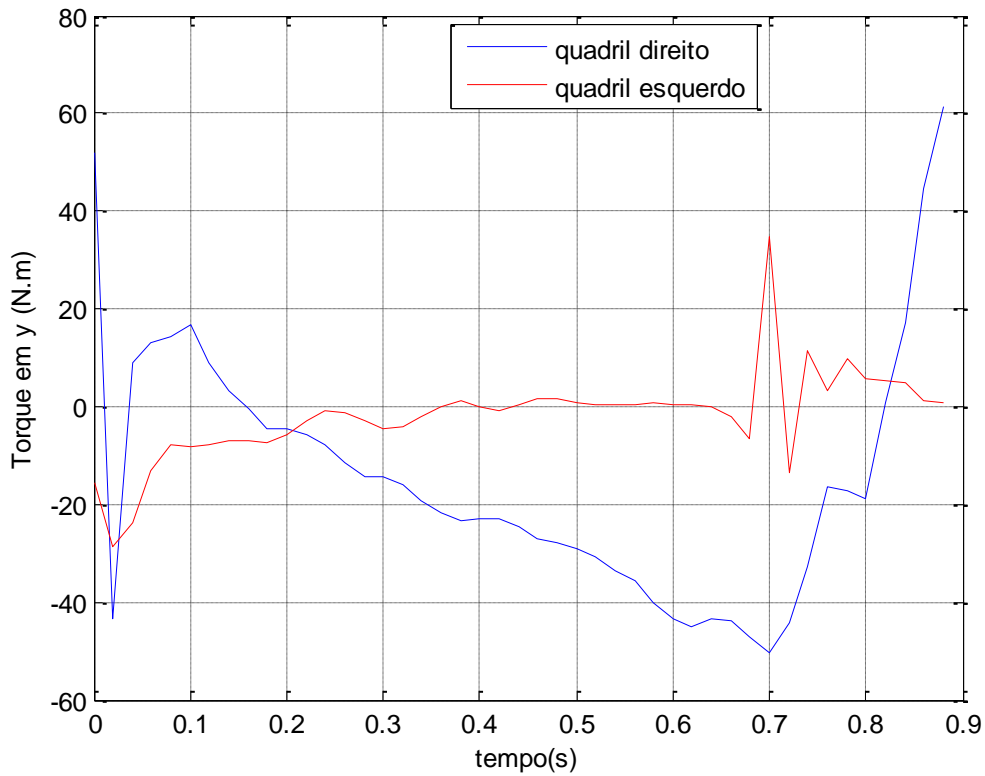


FIG.4.16 - Torque no quadril para o eixo "Y"

Mais resultados para a modelagem bidimensional e tridimensional estão apresentada nos "APÊNDICE I" e "APÊNDICE II" respectivamente. Desta maneira, após encontrar todos os resultados para as duas modelagens, pode-se realizar uma comparação entre elas. Esta comparação para o torque no eixo de extensão e flexão para as principais articulações estão apresentados na TAB.4.3. Estes valores mostram que a modelagem bidimensional é uma ótima aproximação para a marcha humana comparada com a modelagem tridimensional. Como mostrado no APÊNDICE IV na qual compara os modelos tridimensional e bidimensional. Sendo que a diferença entre eles está na aproximação da restrição de uma dimensão.

TAB.4.3 - Comparação dos torques (ext/flx) encontrados modelagem 2D e 3D.

ARTICULAÇÃO	ERRO MÁXIMO (N*m)	ERRO MÍNIMO (N*m)	ERRO MÉDIO (N*m)
Tornozelo Direito	13,45	0,16	9,43
Tornozelo Esquerdo	13,97	0,00	2,64
Joelho Direito	24,68	0,35	18,57
Joelho Esquerdo	19,29	0,01	5,00
Quadril Direito	30,25	0,01	4,11
Quadril Esquerdo	6,80	0,02	2,49

5 EXOESQUELETO

O exoesqueleto (EE) será um equipamento criado para auxiliar o movimento da marcha. O projeto deste equipamento será composto por quatro músculos pneumáticos (MP), que serão acionados em paralelo aos músculos humanos de maior esforço durante o ciclo da caminhada.

O principal objetivo do EE é o de reduzir os esforços do ser humano e colocá-los no equipamento. Neste trabalho não será calculado o método de controle do EE e sim os esforços dos (MP) e quanto eles são capazes de reduzir os esforços na marcha. Os músculos serão colocados na região da coxa que irá atuar na rotação de extensão do joelho (quadríceps) e na região dorsal para o movimento de flexão do quadril (glúteo) que como calculando anteriormente são os músculos de maiores esforços na marcha humana. Na FIG.5.1 para ser apresentado de maneira mais didática pode-se ver um projeto de um EE. Não necessariamente será esse o EE que será calculado, mas a FIG.5.1 serve para visualização e expor melhor a ideia do projeto.



FIG. 5.1 - Exemplo de um exoesqueleto para auxiliar a marcha -

"<http://www.designboom.com/technology/elegs-exoskeleton-by-berkeley-bionics>
(18/04/2013)"

5.1 MÚSCULOS PNEUMÁTICOS

Os atuadores ou músculos pneumáticos (MP) serão responsável por realizar os esforços no projeto do EE. Este músculos serão da empresa

FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20". Na qual a força máxima teórica admitida será de 1500 Newtons. No entanto, optou-se por realizar os cálculos utilizando como carga máxima de operação 80% da força máxima teórica, ou seja, 1200 Newtons. A deformação máxima é de 25% do comprimento total nominal que é de 200 milímetros. Na FIG.5.2 está representado como um músculo pneumático atua. Sabe-se que se esforço é apenas no sentido de compressão. O "Fluidic Muscle DMSP-20" pode operar com uma pressão de até 6 bar.



FIG.5.2 - Contração do músculo pneumático - "www.gizmodo.com.br (18/04/2013)"

O músculo, em seu catálogo de operação apresenta o gráfico de pressão necessária do compressor para acionar este atuador com a força e deformação necessária. Este gráfico está na FIG. 5.3, sendo que o eixo vertical corresponde a força de compressão em Newtons, o eixo horizontal corresponde a deformação em percentual (h) em relação ao comprimento do MP. As sete curvas decrescentes corresponde as pressões de operação que correspondem as pressões 0 bar (curva contínua), 1 bar, 2 bar, 3 bar..6 bar. Representado com o número um a máxima força de operação. O número dois representa a curva de maior pressão 6 bar. Já o número três representa a maior deformação que é de 25% no sentido de compressão; e o número quatro corresponde a menor deformação -4% no sentido de compressão, ou 4% no

sentido de extensão. O principal objetivo é o de encontrar a pressão necessária para saída do compressor acionar o MP.

DMSP-20-200N-...

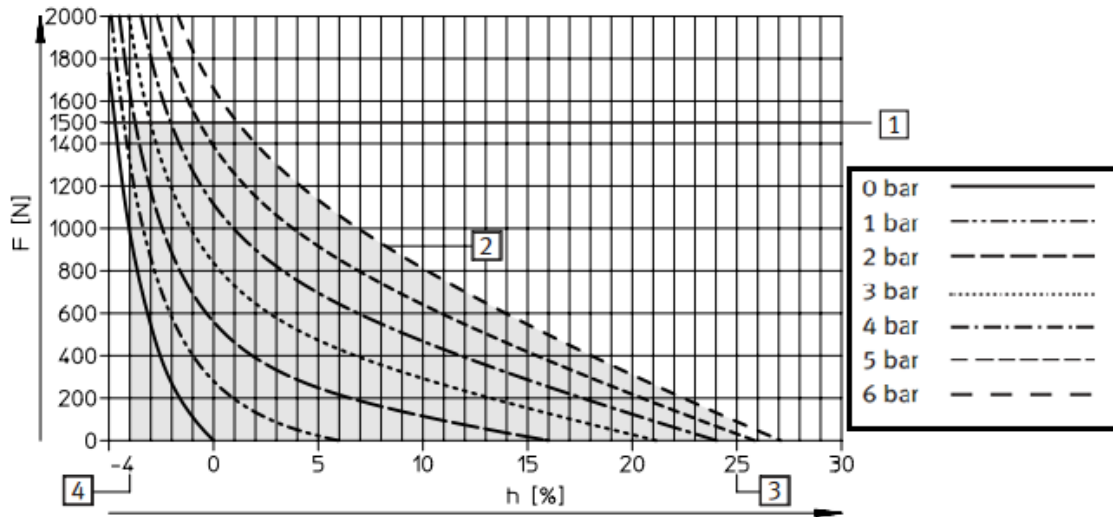


FIG.5.3 - Catálogo de operação do MP: FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20"

O EE como dito anteriormente será composto por quatro AP. Os dois primeiros serão colocado na região da coxa para substituir o movimento de extensão do joelho direito e esquerdo, realizado pelo músculo quadríceps. Os outros dois serão colocados na região dorsal e substituirá o movimento de flexão do quadril direito e esquerdo, esforço realizado pelo glúteo.

O MP que realiza apenas o esforço de compressão será guiado por uma polia (roldana) que realizará o movimento de rotação. Esta roldana terá raio de setenta milímetros, desta maneira o torque realizado pelo MP será sua força de operação multiplicada pelo raio desta roldana, como apresentado na EQ.5.1.

$$M_{MP} = F_{Operação} * r_{roldana} \tag{5.1}$$

5.2 RESULTADOS

Os resultados serão divididos em três partes. Primeiramente deve-se saber quais serão os esforços nos músculos pneumáticos para auxiliar a

marcha; após, será calculado o quanto de esforço deverá ser realizado pelo ser humano, após ser colocado o exoesqueleto (EE); e por último, será calculada a pressão de operação para o compressor alimentar os músculos pneumáticos durante a caminhada.

5.2.1 ESFORÇOS EXOESQUELETO

Para calcular os esforços de cada MP durante a marcha, como os esforços vem da reação do solo, será equacionado primeiramente os esforços do MP responsável pela rotação do joelho e após será equacionado os que são responsáveis pela rotação do quadril.

Sabe-se que a força de operação utilizada é uma força que poderá variar de zero a mil e duzentos Newtons, e que a equação do torque gerado pelo MP está mostrada na EQ.5.1. Desta maneira, está representada na FIG.5.4 os esforços do MP para substituir o músculo quadríceps da coxa, que realiza o movimento de extensão do joelho.

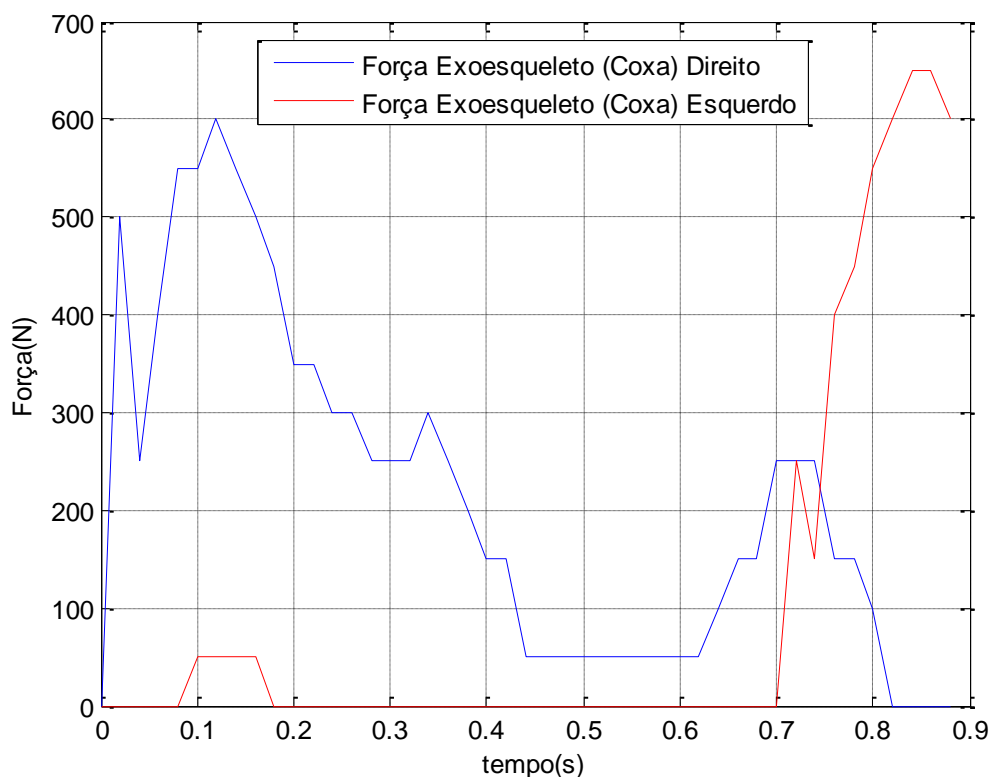


FIG.5.4 - Força do MP para o movimento de extensão do joelho

Para calcular os esforços dos MP responsáveis pela rotação do quadril, deve-se tomar um cuidado especial, pois colocando um atuador pneumático para modificar o torque no joelho, irá modificar também o torque no quadril, mesmo que no quadril não tenha MP atuando. Pode-se perceber pela FIG.5.5 que o torque no quadril é diminuído do torque original (em vermelho) colocando apenas um MP para auxiliar a rotação do joelho (em azul).

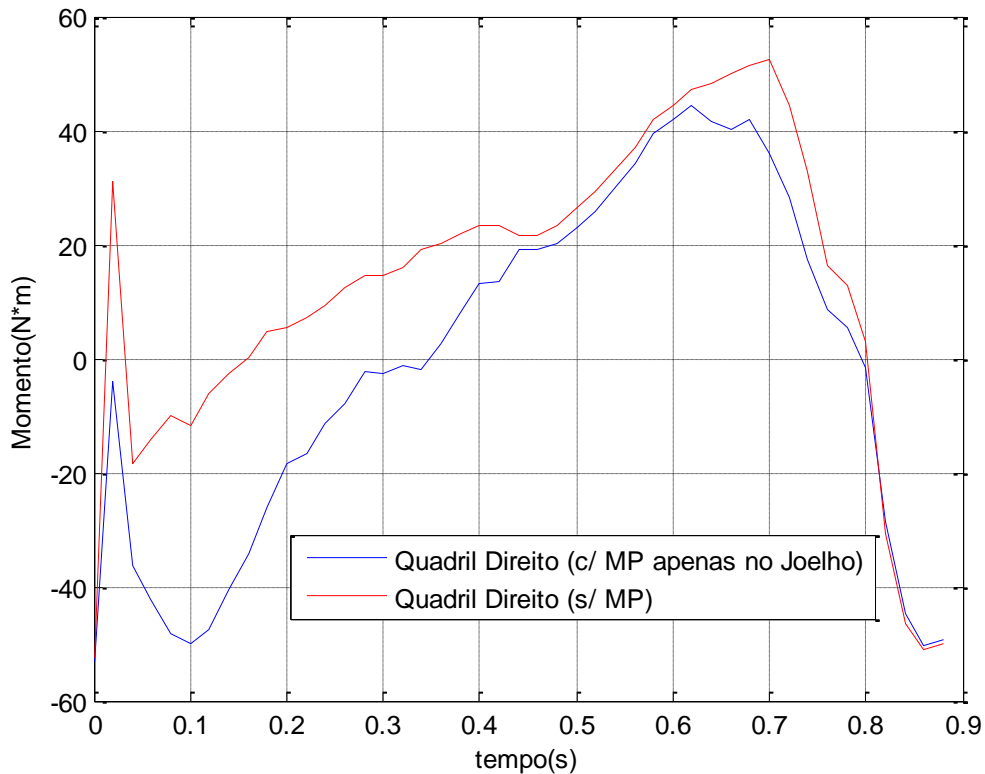


FIG.5.5 - Torque muscular no quadril com e sem MP para o joelho

Desta maneira, sabe-se que haverá um novo torque no quadril antes mesmo de colocar os MP que serão responsável pela rotação dele. Utilizando a EQ.5.1 calculou-se que os esforços dos atuadores pneumáticos para o torque no quadril para o movimento de flexão está representado pela FIG.5.6. Nota-se que o esforço dos MP, tanto para a rotação do joelho e para rotação do quadril são abaixo da força máxima de operação (1200N). Como citado anteriormente, estas forças calculadas serão de compressão e a roldana que dará o sentido de rotação. Assim, a roldana deve ser colocada de tal forma a auxiliar o músculo quadríceps e o glúteo. Ou seja, para o modelo 2D, auxiliar o torque do joelho no sentido anti-horário e o torque no quadril no sentido horário.

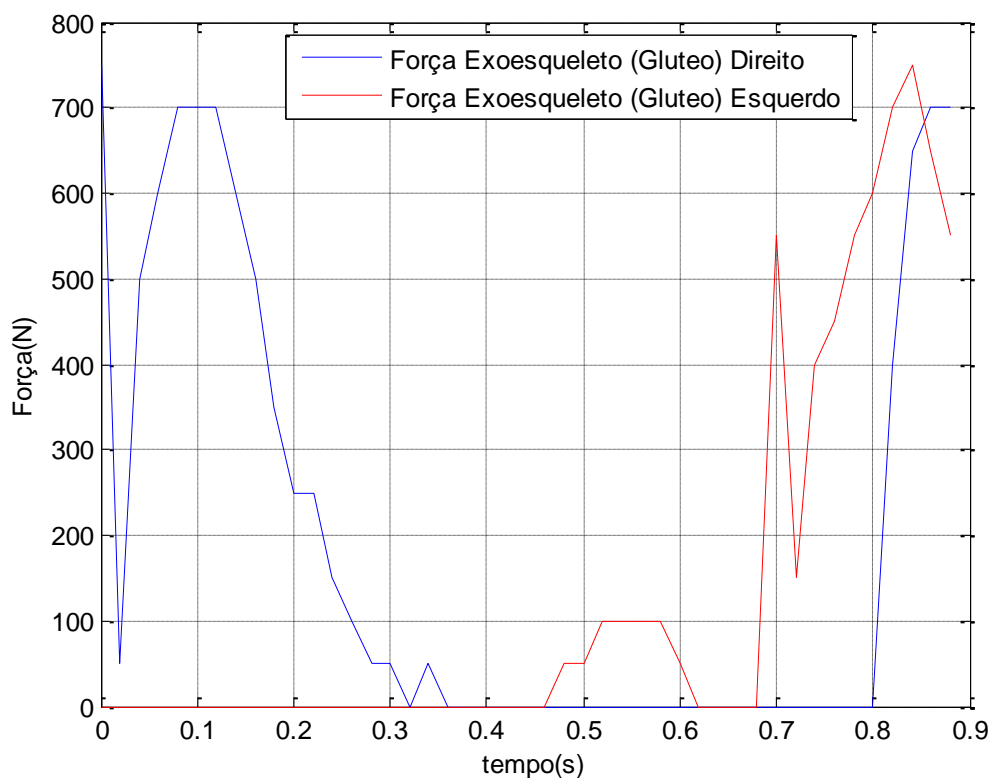


FIG.5.6 - Força do MP para o movimento de flexão do quadril

5.2.2 ESFORÇOS HUMANO

As equações para os esforços musculares, calculados anteriormente, estão representadas na EQ.5.2, EQ.5.3 e EQ.5.4. O cálculo deve ser realizado a partir do pé na qual a carga de reação ao solo esta agindo. Passando para a região da panturrilha e por último a da região da coxa. Com base na EQ.4.39 deduzida pelo princípio dos trabalhos virtuais sabe-se que o somatório dos momentos para o pé é dado pela EQ.5.2. Na qual " $\dot{H}_{pé}$ " é a variação em relação do momento angular, apresentado na EQ.4.40 na sua forma matricial, " F_{Ext} " é a força externa vinda da força de reação do solo e " d_1 " é a distância desta força, "braço de alavanca" perpendicular, em relação ao CG do pé. Já, " $F_{Tornozelo}$ " é a força calculada para o tornozelo utilizando a segunda lei de Newton e " d_2 " a distância entre o "braço de alavanca" desta força, do tornozelo ao CG do pé.

$$M_{Tornozelo} = \dot{H}_{pé} - F_{Ext} * d_1 - F_{Tornozelo} * d_2 \quad (5.2)$$

Para a região da panturrilha, os resultados obtidos para o tornozelo são utilizados para o equacionamento. No entanto, sabe-se que a força que a panturrilha faz no pé é um par de ação e reação com a força que o pé faz na panturrilha, através da terceira lei de Newton. Desta maneira, na EQ.5.3, dentro do parênteses, estão representados os esforços vindos do tornozelo, com sinal oposto aos demais. Onde " d_3 " corresponde ao "braço" da força, entre o tornozelo e o CG da panturrilha. As forças vindas do joelho calculadas através da segunda lei de Newton também entram no cálculo, multiplicadas por " d_4 ", "braço" desta força em relação ao CG da panturrilha. Nesta mesma EQ.5.3 pode-se perceber um termo fora da região com colchetes, este termo refere-se ao momento gerado pelo esforço do músculo pneumático do exoesqueleto colocado para auxiliar o movimento de extensão do joelho.

$$M_{Joelho} = [\dot{H}_{panturrilha} + (M_{Tornozelo} + F_{Tornozelo} * d_3) - F_{Joelho} * d_4] - M_{EE.1} \quad (5.3)$$

Nota-se que de maneira análoga ao cálculo da região da coxa, na EQ.5.4, que os esforços vindos do joelho entrarão com sinal oposto aos demais. Também percebe-se que o momento realizado pelo joelho com o auxílio do exoesqueleto será diminuído do original sem o exoesqueleto, influenciando o cálculo do momento no quadril. A força no quadril será calculada utilizando a segunda lei de Newton. Assim, " d_5 " representa o braço da força do joelho e o CG da coxa e " d_6 " o braço da força do quadril em relação ao CG da coxa. Fora da região com colchetes está o momento gerado pelo músculo pneumático do exoesqueleto responsável pelo auxílio de flexão o quadril.

$$M_{Quadril} = [\dot{H}_{coxa} + (M_{Joelho} + F_{Joelho} * d_5) - F_{Quadril} * d_6] - M_{EE.2} \quad (5.4)$$

Após realizado os equacionamentos, tem-se que com os esforços dos músculos "artificiais" pneumáticos tiveram um ótimo desempenho, conseguindo diminuir consideravelmente os esforços dos músculos humano durante o ciclo da marcha. Através da EQ.5.7 estão apresentados o torque muscular para rotação do joelho direito e esquerdo com o uso do exoesqueleto, percebe-se que a parte responsável pela extensão (positiva) é próxima de zero.

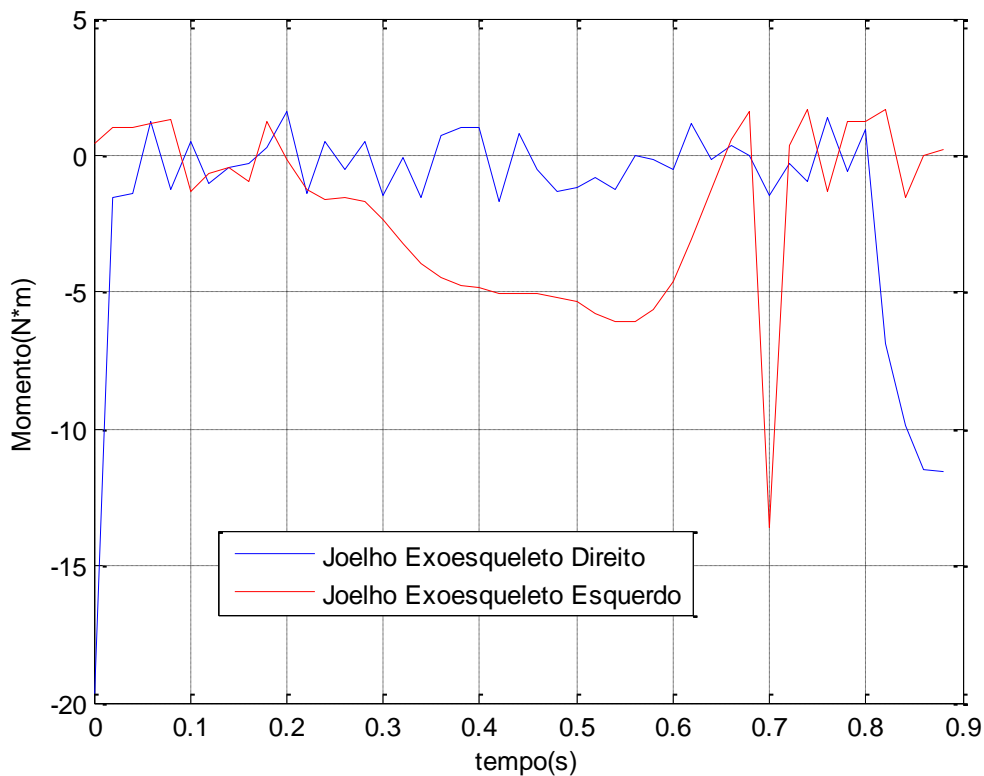


FIG.5.7 - Esforço joelho humano com atuação do EE

Já na FIG.5.8 pode-se ver melhor como diminuiu os esforços do joelho após o uso do EE. Em vermelho está o torque necessário para o joelho direito realizar o movimento da caminhada, sem utilizar os MP. Mas, em azul está o torque após a atuação do MP, percebendo que o esforço de extensão é muito pequeno próximo de zero, sendo removido praticamente todos os esforços do ser humano e colocando-os na máquina. Para a região do quadril, sabe-se que o MP responsável por diminuir o torque no movimento de extensão do joelho também diminuirá o torque do quadril. Este torque, para a articulação do quadril direito e esquerdo, sem que haja atuadores pneumáticos nele mas apenas na coxa para o giro do joelho está representado na FIG.5.9.

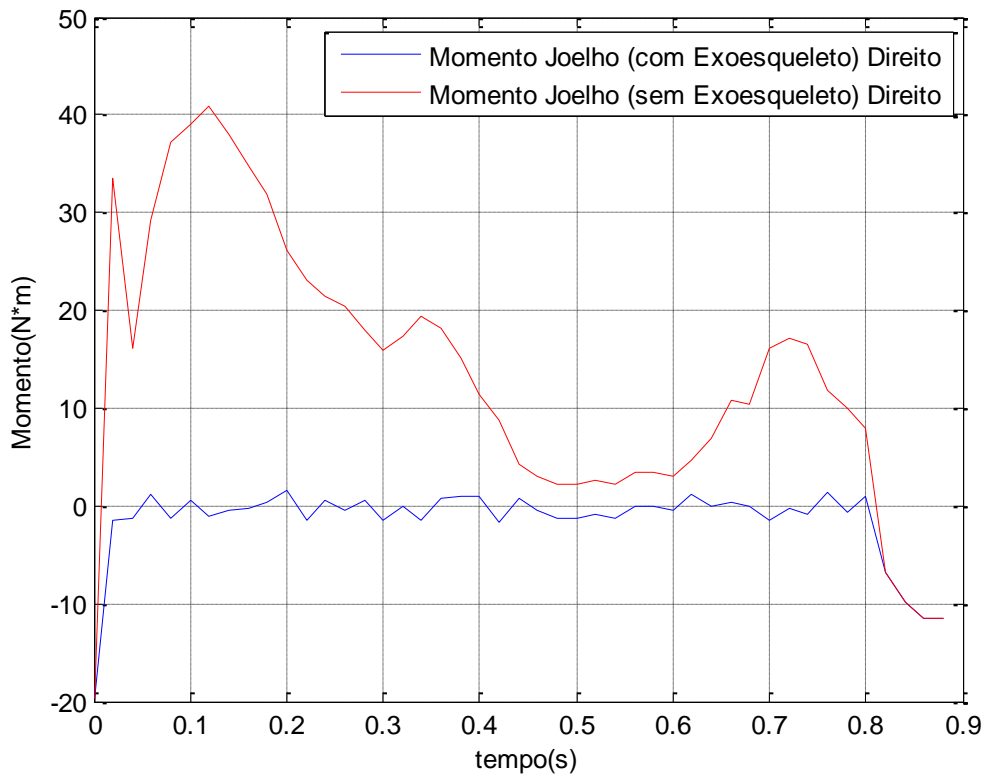


FIG.5.8 - Torque do joelho direito com e sem o EE

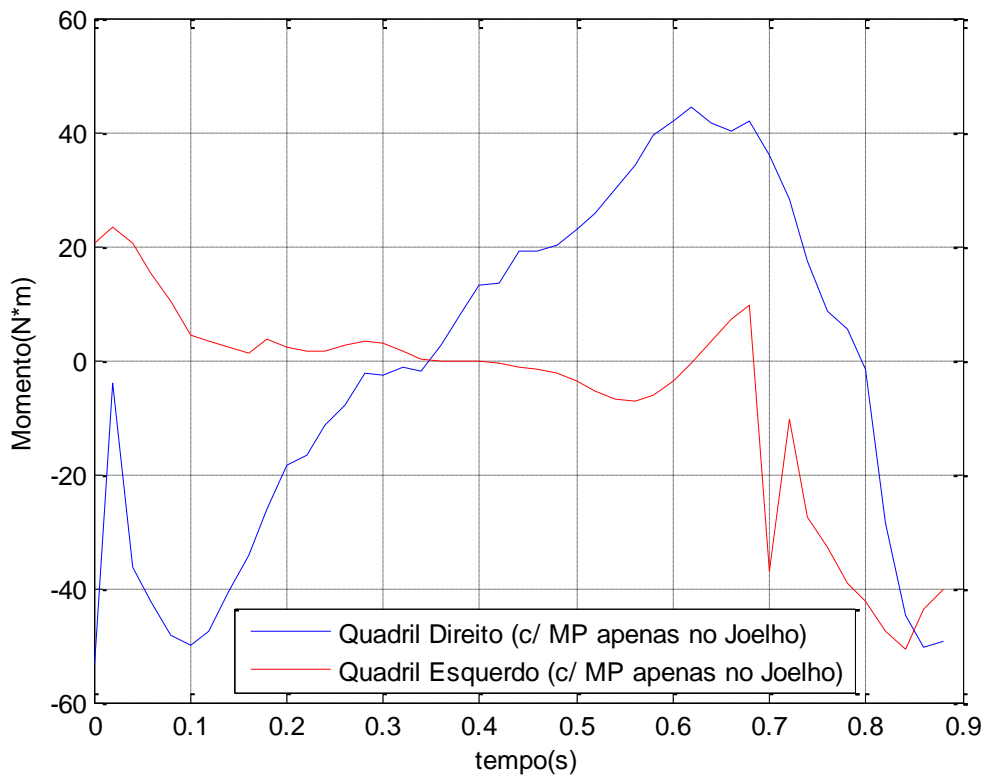


FIG.5.9 - Torque no quadril com MP apenas para rotação do joelho

Colocando os dois últimos atuadores pneumáticos na região dorsal, fazendo com que eles auxiliem no movimento de flexão do quadril, nota-se que também é possível chegar a um torque próximo de zero com as condições de operação dos MPs. Na FIG.5.10 percebe-se que a parte negativa, responsável pela flexão do quadril, é praticamente toda reduzida, sendo que o esforço do ser humano para o músculo glúteo é quase nulo.

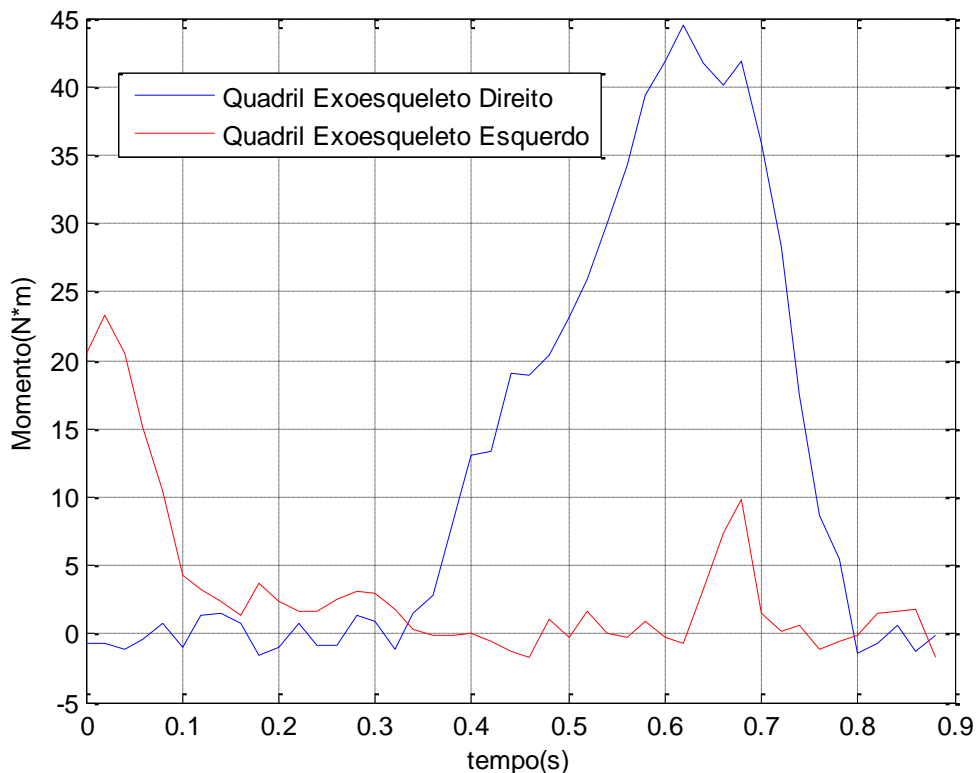


FIG.5.10 - Torque humano no quadril com o EE

Assim, através da FIG.5.11 pode-se perceber o quanto realmente foi diminuído, do torque original sem auxílio do EE (em vermelho) e o torque no quadril direito necessário para o ser humano realizar o ciclo da marcha com o auxílio do EE (em azul). Percebe-se que a parte negativa do gráfico é toda reduzida passando esses esforços de flexão do quadril para os MPs do EE.

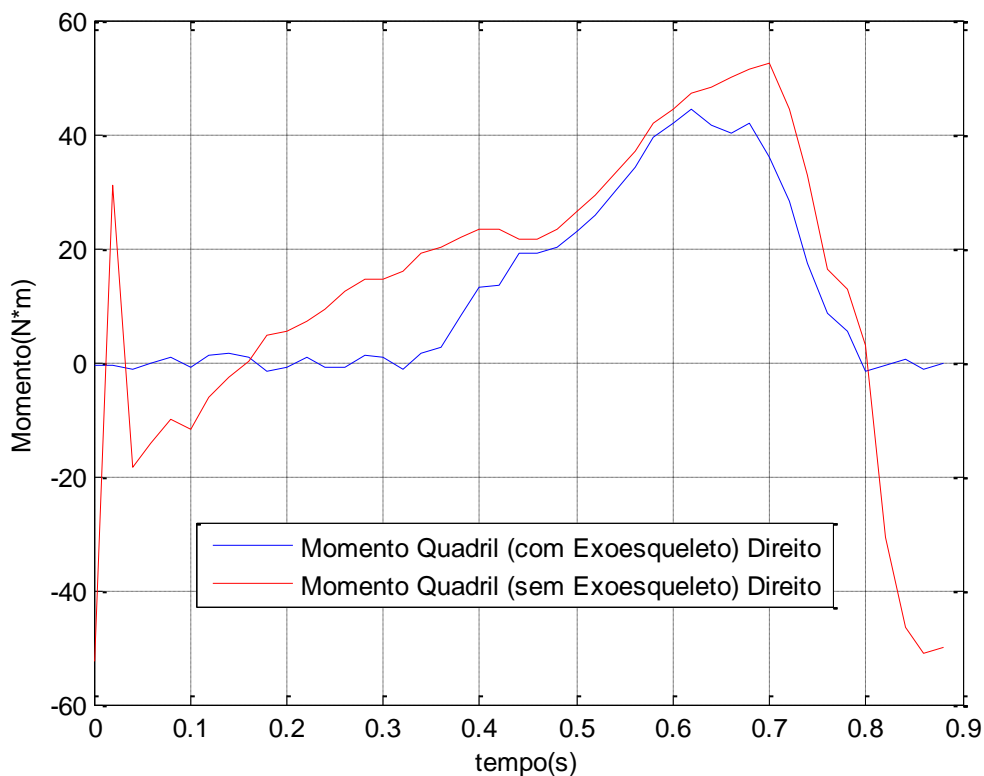


FIG.5.11 - Torque no quadril direito com e sem o EE

5.2.3 PRESSÃO DE OPERAÇÃO

O objetivo do trabalho não é criar um sistema de controle para o exoesqueleto, e sim dimensionar os esforços da marcha e dimensionar os esforços dos músculos pneumáticos para auxiliar a marcha humana. No entanto, optou-se por mesmo assim, calcular a pressão de operação no compressor para realizar a força nos atuadores que foi determinada anteriormente. Sabe-se que o que será regulado e controlado, em um trabalho futuro será apenas a pressão no compressor, desta maneira, é muito importante realizar este cálculo.

Para descobrir a pressão que deve ser dada para acionar os músculos artificiais, deve-se observar atentamente a FIG.5.3 referente a operação do atuador FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20". Como pode-se perceber, através do gráfico, para determinar a pressão de operação é necessário a força e a deformação percentual deste MP.

A força dos atuadores foram calculadas e apresentadas na FIG.5.4 para os MPs que estão na coxa, e na FIG.5.6 para os MPs que estão nas costas. Já o cálculo da deformação está relacionado ao giro da roldana do exoesqueleto, na EQ.5.5 está representada inicialmente a formulação para a variação de comprimento do músculo pneumático " ΔL_{MP} " que depende do raio da roldana " $r_{roldana}$ " e o ângulo de giro desta roldana " θ ". Este angulo para o MP da coxa, será equivalente ao giro do joelho, e para o MP das costas será equivalente ao giro do quadril.

$$\Delta L_{MP} = r_{roldana} * (1 - \cos\theta) \quad (5.5)$$

Na FIG.5.12 está representado a variação do comprimento dos MPs inferiores, que estão preso na coxa e são responsáveis pela rotação do joelho direito e esquerdo. Este resultado foi obtido através da EQ.5.5 para um raio da roldana de setenta milímetros.

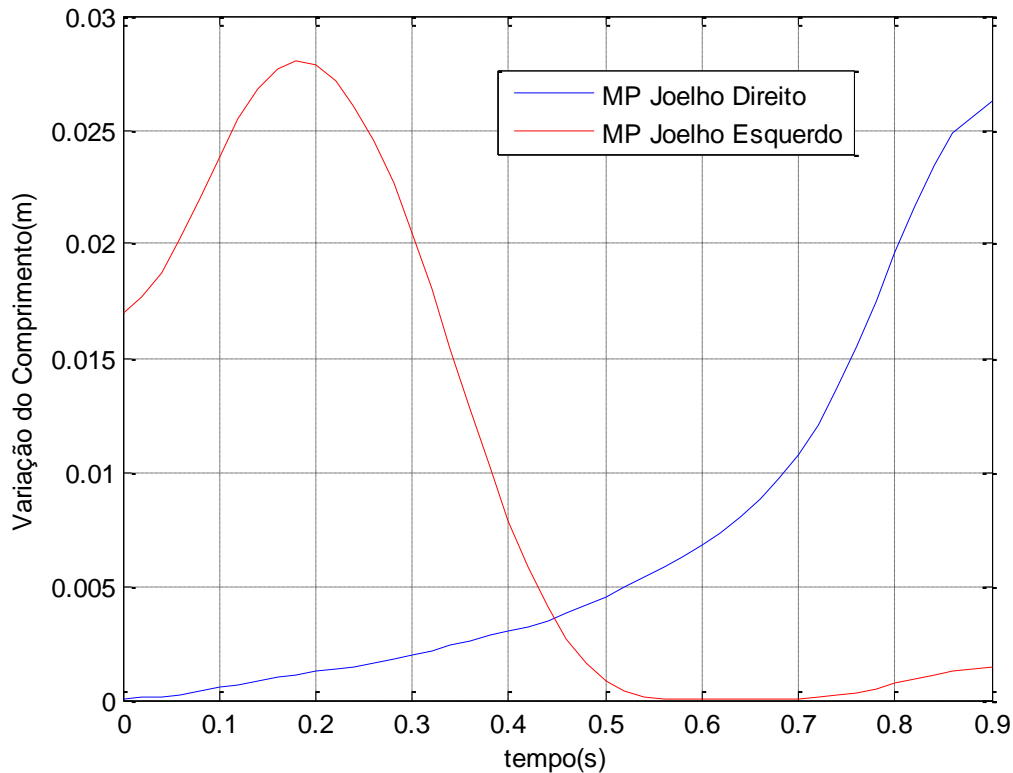


FIG.5.12 - Variação do comprimento dos MPs inferiores (da coxa)

Utilizando a mesma EQ.5.5 para o cálculo da variação de comprimento para os MPs superiores, que estão nas costas e realizam o giro do quadril direito e esquerdo obtém-se a FIG.5.13. Foi utilizada uma mesma roldana de raio de setenta milímetros

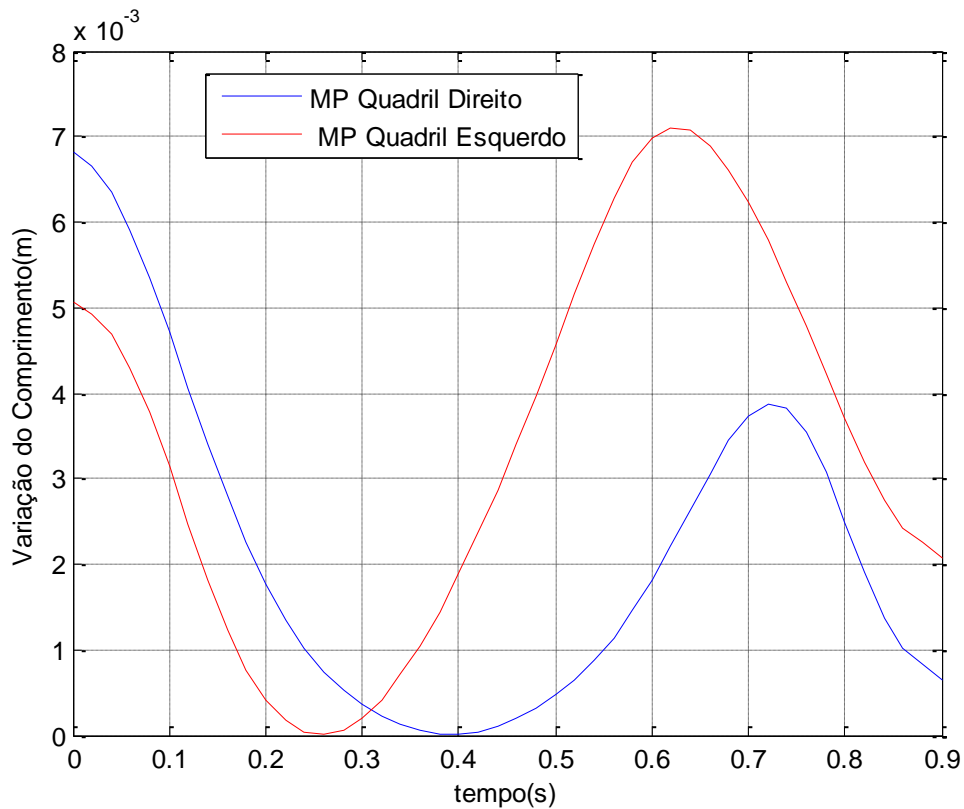


FIG.5.13 - Variação do comprimento dos MPs superiores (das costas)

A deformação pode ser calculada através da variação de comprimento encontrada anteriormente. A EQ.5.6 mostra que a deformação " ε " do músculo pneumático é dada pela razão entre a variação do comprimento e o comprimento original deste atuador. O comprimento original como dito anteriormente é de duzentos milímetros. Caso queira a deformação na forma percentual, basta multiplicar a EQ.5.6 por cem.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L_{MP}}{L_{MP}} \tag{5.6}$$

Após encontrar os valores de força e deformação em relação ao tempo para cada MP, deve-se através do gráfico da FIG.5.3 encontrar a pressão de operação destes MP. A FIG.5.14 representa a pressão em relação ao tempo necessária para acionar os MP inferiores da perna direita e esquerda, responsáveis pela rotação do joelho. Nota-se que a pressão é muito abaixo da pressão máxima admissível de seis bar.

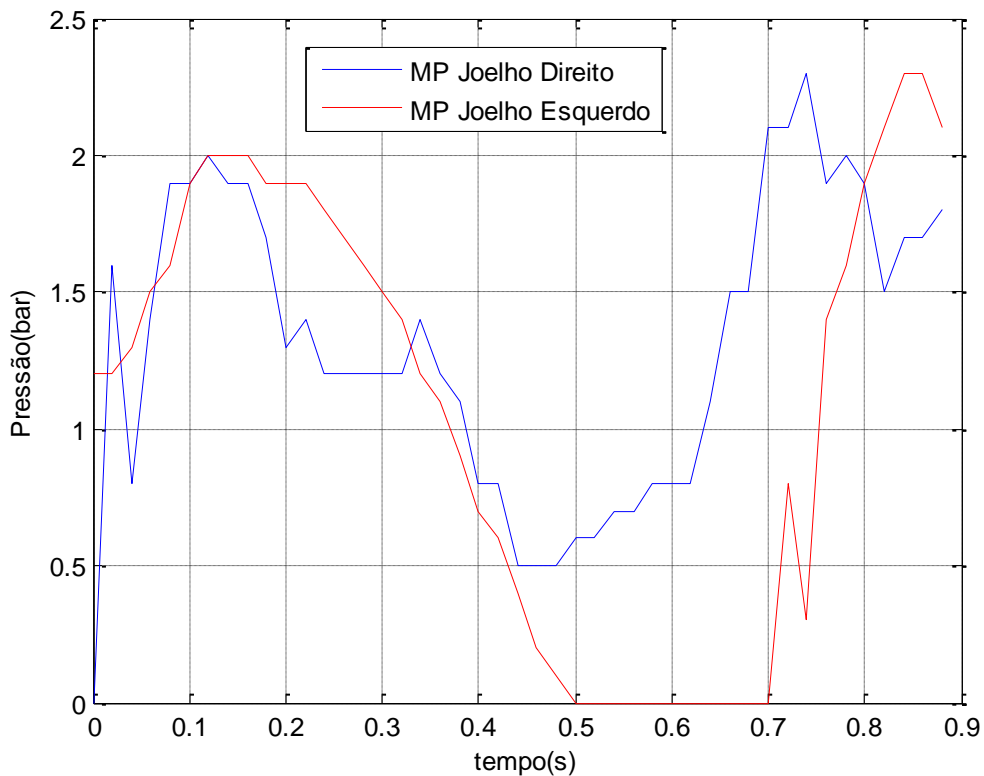


FIG.5.14 - Pressão de operação para os MP da parte inferior

Analogamente, para os MPs da parte superior, pode-se obter a pressão de operação com a análise gráfica da FIG.5.3. Os atuadores da parte superior, são responsáveis pela rotação do quadril. A pressão de operação é também abaixo da pressão máxima de trabalho do atuador, como se pode observar na FIG.5.15, desta maneira, pode-se dizer que o FESTO® "Fluidic Muscle DMSP-20" é um MP que pode ser utilizado para o exoesqueleto.

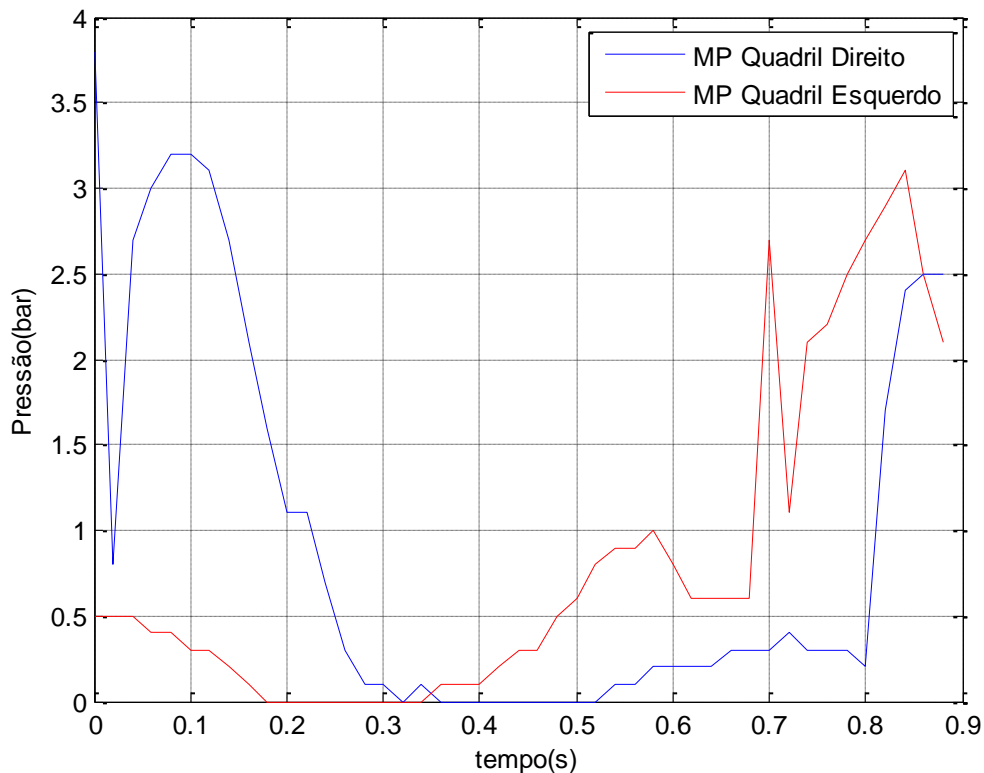


FIG.5.15 - Pressão de operação para os MP da parte superior

Observando o gráfico da FIG.5.3, na qual há as linhas de pressão que variam de zero a seis bar em relação a força e deformação, pode-se representá-lo de uma maneira diferente. Colocando um terceiro eixo em relação ao tempo, as curvas de pressão serão representadas em três dimensões, como no gráfico da FIG.5.16. Na qual, estão representadas quatro curvas de pressão, a de zero, um, dois e três bar. A curva mais "baixa" próxima do "chão" do gráfico, representa a curva de zero bar, crescendo assim até a curva de três bar.

Assim, com o mesmo gráfico da FIG. 5.16, que representa as curvas de pressão em relação a força, tempo e deformação, pode-se representar o ponto de operação de cada MP. Na FIG.5.17 estão (linha em vermelho) os pontos de operação do MP inferior para o movimento do joelho direito. O gráfico é difícil de ser visualizado bem, sendo pouco didático, mas representa em que pressão, força, deformação e tempo o MP está operando. Os demais gráficos que representam os pontos de operação para os demais MP estão no APÊNDICE III.

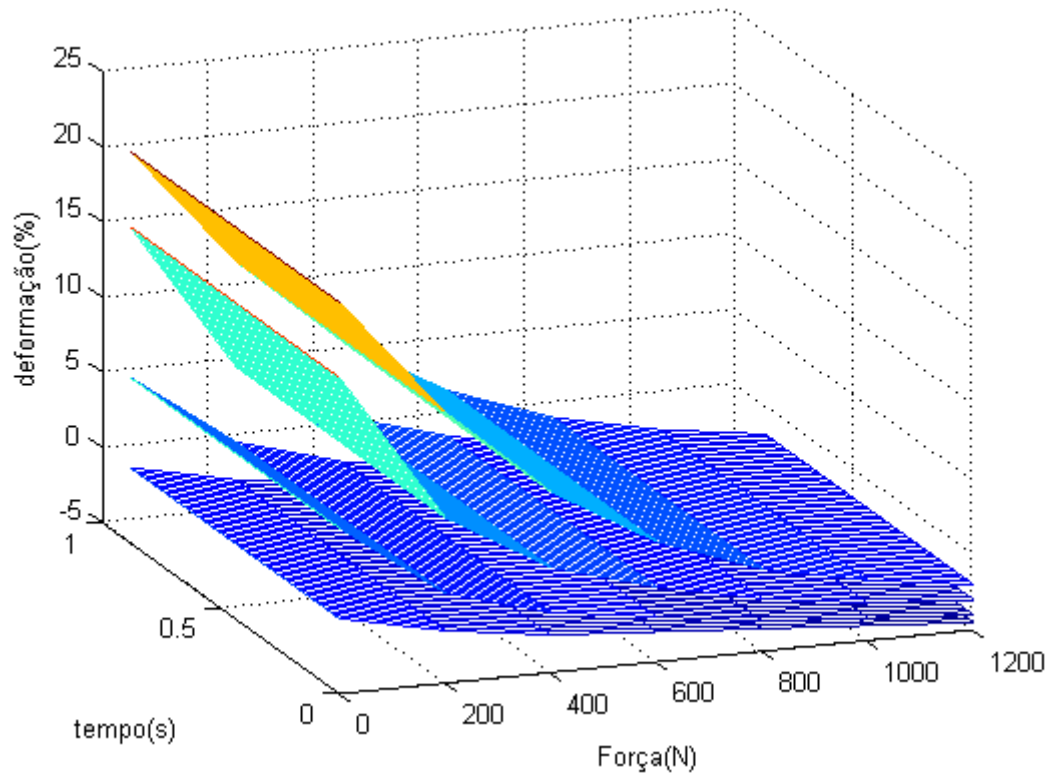


FIG.5.16 - Curvas de pressão de zero a quatro bar para o MP

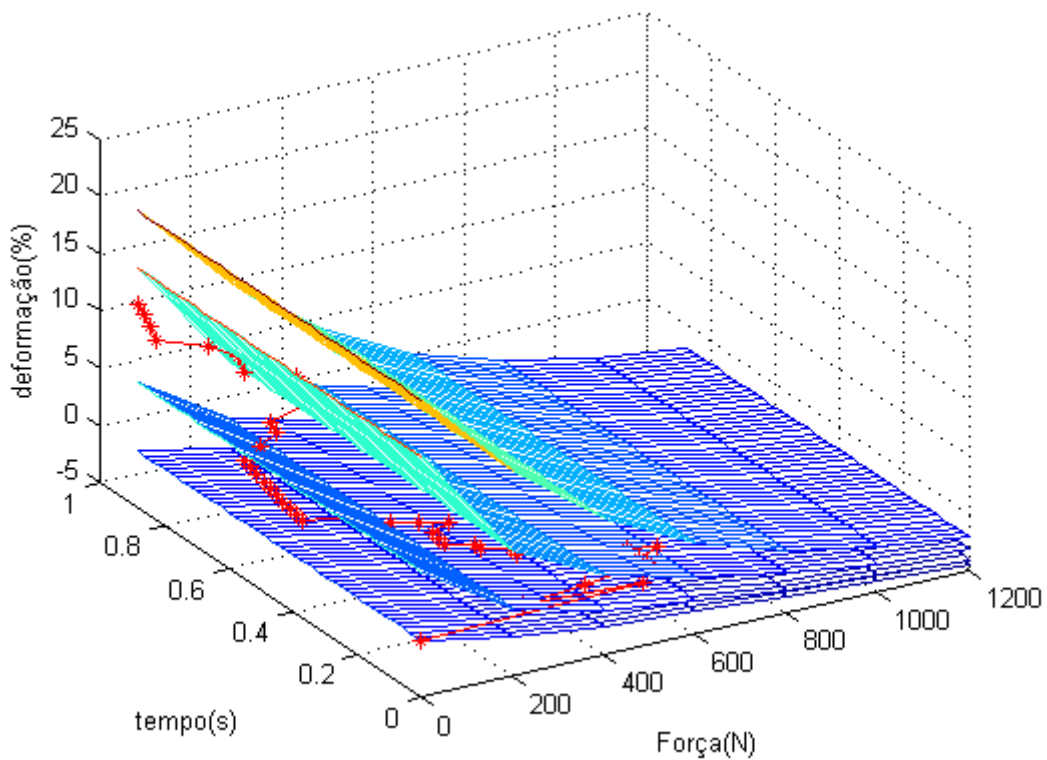


FIG. 5.17 - Pontos de operação do MP da coxa direita durante a marcha

6 CONCLUSÃO

Após o desenvolvimento do trabalho, primeiramente, pode-se verificar que os resultados da modelagem bidimensional (Cap.3), utilizando o método da dinâmica multicorpos é uma excelente aproximação, chegando em resultados confiáveis e próximos ao da modelagem tridimensional (Cap.4) apresentada por O'Connor et. al. (1992). A diferença entre os esforços das duas modelagens estão apresentadas na TAB.4.3. Assim, o primeiro objetivo do trabalho que é o de analisar os esforços da marcha através dos modelos, foi realizado, sendo que os resultados estão de acordo com os descritos na literatura.

Após realizada a análise dos esforços da marcha, percebeu-se que os maiores esforços durante a marcha, são no movimento de extensão do joelho e no movimento de flexão de quadril. Assim, teve-se a ideia de utilizar músculos pneumáticos para atuar nesse tipo de movimento e reduzir os esforços humanos.

Assim, conseguiu-se diminuir consideravelmente os esforços do ser humano durante a marcha, auxiliando-o neste tipo de movimento, transferindo os esforços para o equipamento. Além disso, foi calculado também a pressão necessária para acionar o exoesqueleto através de sua deformação e força de aplicação (Cap. 5).

Este trabalho, abre as portas para diversos trabalhos futuros para colocar em prática o exoesqueleto. Para isso, seria necessário calcular a parte de controle e ver os detalhes do projeto em si. Como citado anteriormente o projeto de um equipamento que facilite a caminhada tem grande importância, tanto na área militar como na área civil.

Desta maneira, com os objetivos alcançados pode-se perceber que é viável um projeto de um equipamento como o exoesqueleto. Pois, além de realmente reduzir os esforços do ser humano durante a marcha, o músculo pneumático estudado em questão, não necessitou utilizar todo seu esforço e pressão máxima admissível durante a operação como na FIG.5.17.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALMEIDA, F. D.; **Mensuração do Torque nos Movimentos de Flexão Extensão do Joelho Submetido a uma Resistência Constante**; 2007, 96p.
- CAMPOS, A. O.; **Estudo da Marcha de Indivíduos Hemiparéticos com Base em Parâmetros de Força e de Atividade Eletromiográfica Durante a Caminhada em Esteira Instrumentada** ; 2004 , 170 p.
- DAVIS, R. B., DELUCA, P. A., ÖUNPUU, S.; **“Analysis of Gait.” The Biomedical Engineering Handbook(Second Edition)**; 2000; 10p.
- DUMAS, R & CHEZE, L.; **Hip and knee joints are more stabilized than driven during the stance phase of gait: an analysis of the 3D angle between joint moment and joint angular velocity**; 2008; *journal of biomechanics*.
- ENGLAND, S. A. & GRANATA, K. P.; **The Influence of Gait Speed on Local Dynamic Stability of Walking**; 2006, 7p.
- FORNER-CORDERO, A.; KOOPMAN, H. J. F. M. & VAN DER HELM, F. C. T.; **Inverse dynamics calculations during gait with restricted ground reaction force information from ressure insoles**; 2004 , 10p.
- FORNER-CORDERO, A.; KOOPMAN, H. J. F. M. & VAN DER HELM, F. C. T.; **Describing gait as a sequence of states**; 2005 , 9p.
- GILAT, A.; SUBRAMANIAM, V.; **Métodos Numéricos para Engenheiros e Cientistas** (ed. Bookman) ; 2008, 479p.
- GOMES, A. A.; **Cinemática de Quadril, Joelho e Tornozelo e a Atividade Muscular de Membros Inferiores no Ciclo Completo da Marcha de Diabéticos Neuropatas em Diferentes Cadências** ; 2009, 103p.
- HAUG, E. J., **Computer Aided Kinematics and Dynamis of Mechanical Systems**; 1989, 490p.
- HAUG, E. J., **Intermediate Dynamics Systems**; 1992, 420p.
- HERMINI; H. A.; **Modelagem, Implementação e Controle de Sistemas Biomecânicos envolvendo Aspectos Cinemáticos**; 2000, 412p.
- HIBBELER, R.C.; **Dinâmica - Mecânica para Engenharia - 10ª Edição**, 2004, 572p
- JANG, J.R; SUN, C.; MIZUTANI,E.; **Neuro-Fuzzy and Soft Computing**; 1997; 614p.

- JIA-FAN, Z. ; YI-MING, D.; YU, G.; YING, C. & YIN,Y.; **5-Link Model Based Gait Trajectory Adaption Control Strategies of the Gait Rehabilitation Exoskeleton for Post-Stroke Patients**; 2009, 9p.
- LEI REN, L.; JONES,R. K. & HOWARD D.; **Predictive Modelling of Human Walking Over a Complete Gait Cycle**; 2006, 8p.
- LEI REN, L.; JONES,R. K. & HOWARD D.; **Whole Body Inverse Dynamics Over a Complete Gait Cycle Based Only on Measured Kinematics**; 2008,10p.
- LOSS; J. F.; **Avaliação dos Parâmetros Inerciais, Massa, Centro de Massa e Momento de Inércia do Membro Inferior em Humanos**; 2001, 220p.
- LOUREIRO, A.; **Influência dos Membros Superiores na Componente Vertical das Forças de Reação do Solo na Marcha Humana**; 2006, 58p.
- MENEGALDO; L. L.; **Modelagem Biomecânica e Controle Ótimo da Postura Humana Através de Algoritmos Baseados na Teoria das Aproximações Consistentes**; 2001; 305p.
- MILLARD, M.; KUBICA, E. & MCPHEE, J.; **Forward Dynamic Human Gait Simulation Using a SLIP Target Model**; 2011, 16p.
- O'CONNOR , J. C.; DAVIS, B. L. & VAUGHAN C. L., **Dynamics of Human Gait (Second Edition)**; 1992, 141p.
- PEDRAN, G. J.; **Análise por Cinemetria do Corpo Humano Durante a Marcha - Proposta de um Sistema de Custo Reduzido**; 2002, 133p.
- PEREIRA, A. H.; **Análise de Uma Prótese de Joelho, Durante a Marcha Humana** ; 2002, 111p.
- PINHO, A. S.; **Estudo da Distribuição Corporal entre Retopé e Antepé em Blocos Simuladores e Calçados de Salto** ; 2005, 123p.
- QUEVEDO, A. J. U.; **Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial**; 2011, 202p.
- RAO, G.; AMARANTINI, D. & FAVIER D.; **Influence of Body Segments' Parameters Estimation Models on Inverse Dynamics Solutions During Gait**; 2005; 6p.
- SANGEUX, M.; PETERS A. & BAKER, R.; **Hip joint centre localization: Evaluation on normal subjects in the context of gait analysis**; 2011; *Journal of biomechanics*.

SANTOS, A. M. C.; **Análise Cinética da Marcha de Mulheres em Três Condições: Descalça e Utilizando Calçados de Salto Baixo e Salto Alto**; 2006, 93p.

SANTOS, DIEGO PEDROSO DO. **Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores**; 2011; Dissertação (Mestrado em Engenharia de Controle e Automação Mecânica)- Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2011; 135p.

VIMIEIRO, C. B. S.; **Proposta de um Modelo Biomecânico que Incorpore a Comparação entre Padrões de Marcha**; 2008, 127p.

WIBELINGER; L. M.; **Avaliação da Força Muscular (torque muscular) de Flexores e Extensores de Joelho em Indivíduos Idosos Socialmente ativos**; 2007, 61p.

8 APENDICÊS

8.1 APÊNDICE I – RESULTADOS MODELAGEM BIDIMENSIONAL

Como os resultados dos momentos foram apresentados no Cap.3, optou-se por deixar no apêndice os resultados da dinâmica referentes a força nos eixos "X" horizontal e no eixo "Z" vertical para as articulações.

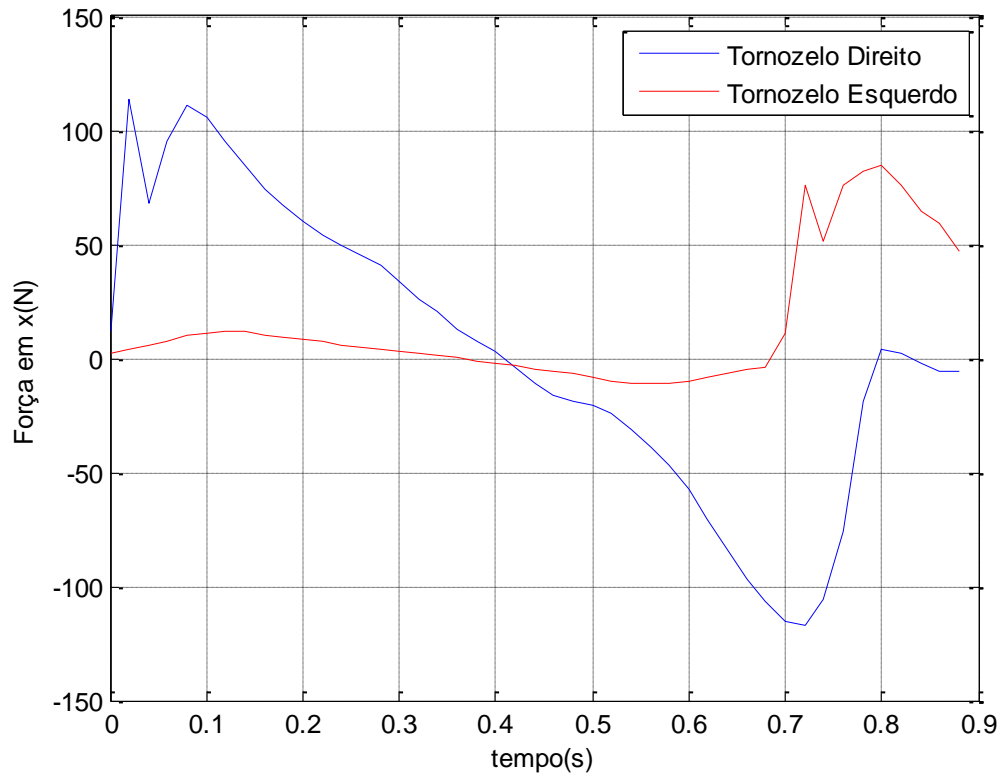


FIG.AI.1 - Força Interna do tornozelo eixo "X"

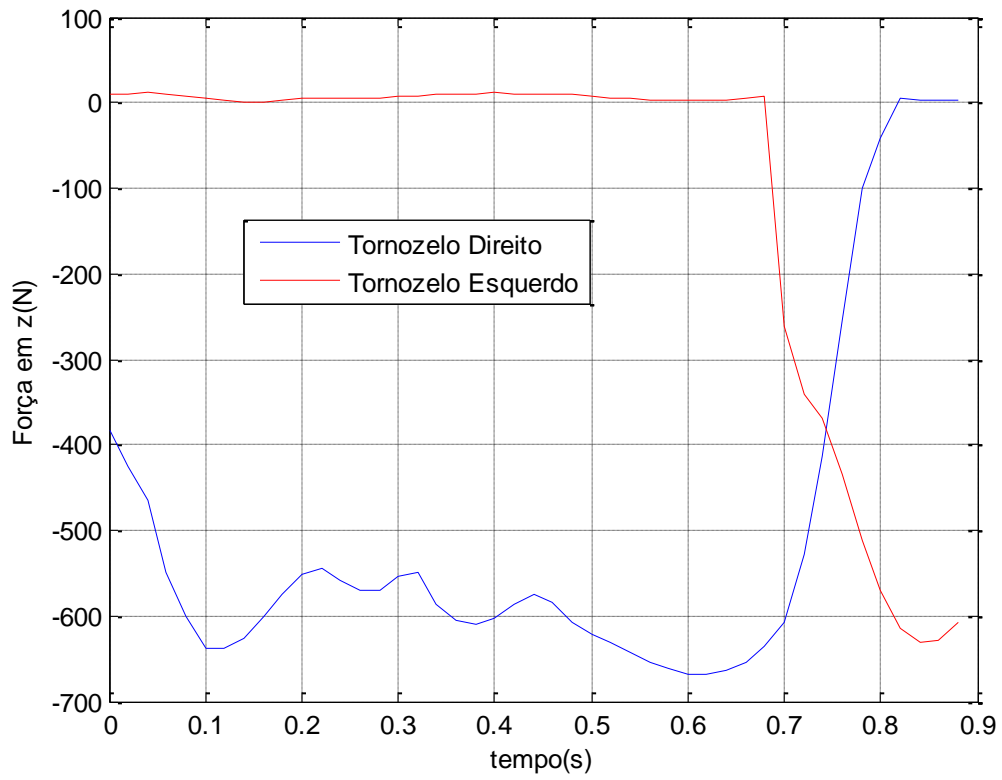


FIG.AI.2 - Força Interna do tornozelo eixo "Z"

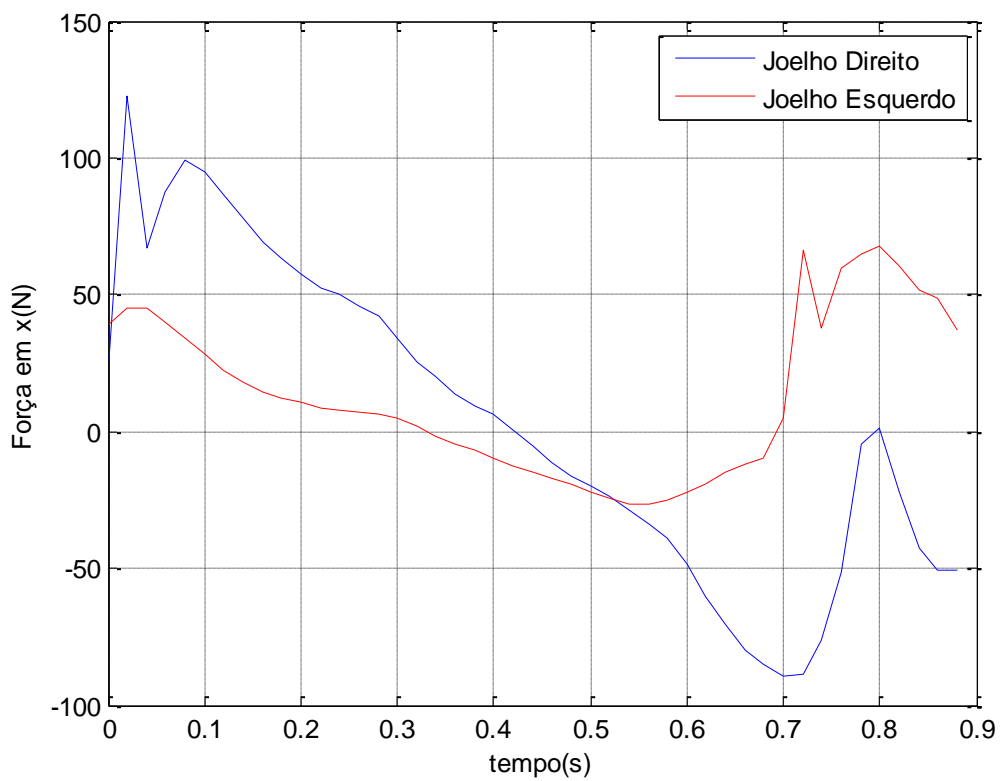


FIG.AI.3 - Força Interna do joelho eixo "X"

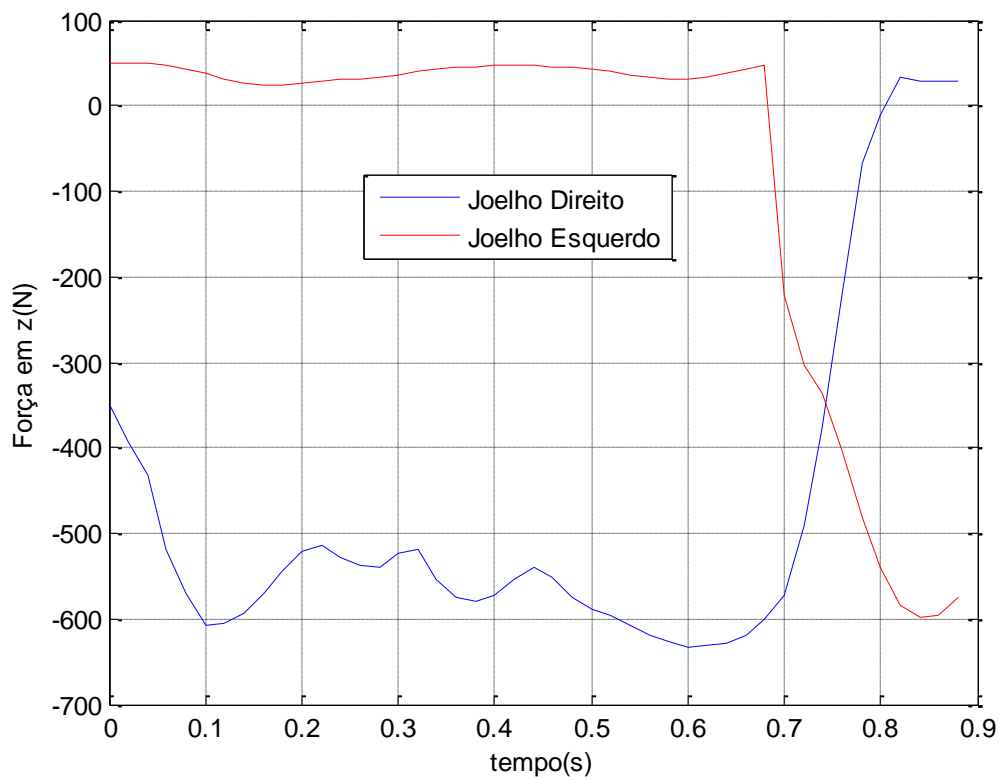


FIG.AI.4 - Força Interna do joelho eixo "Z"

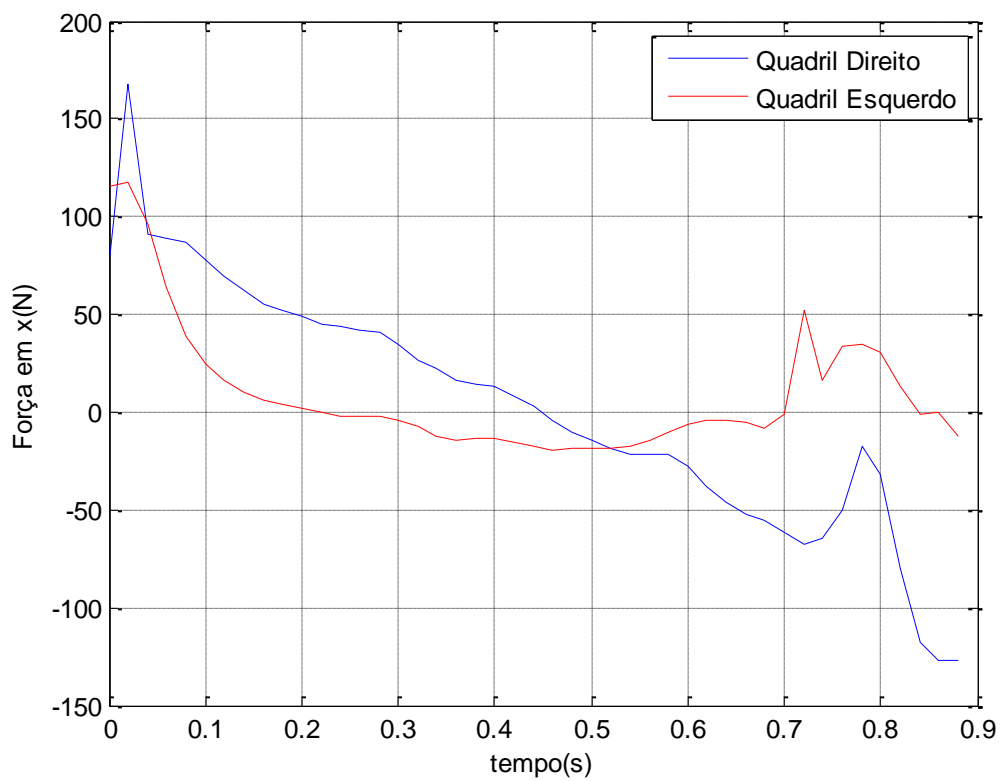


FIG.AI.5 - Força Interna do quadril eixo "X"

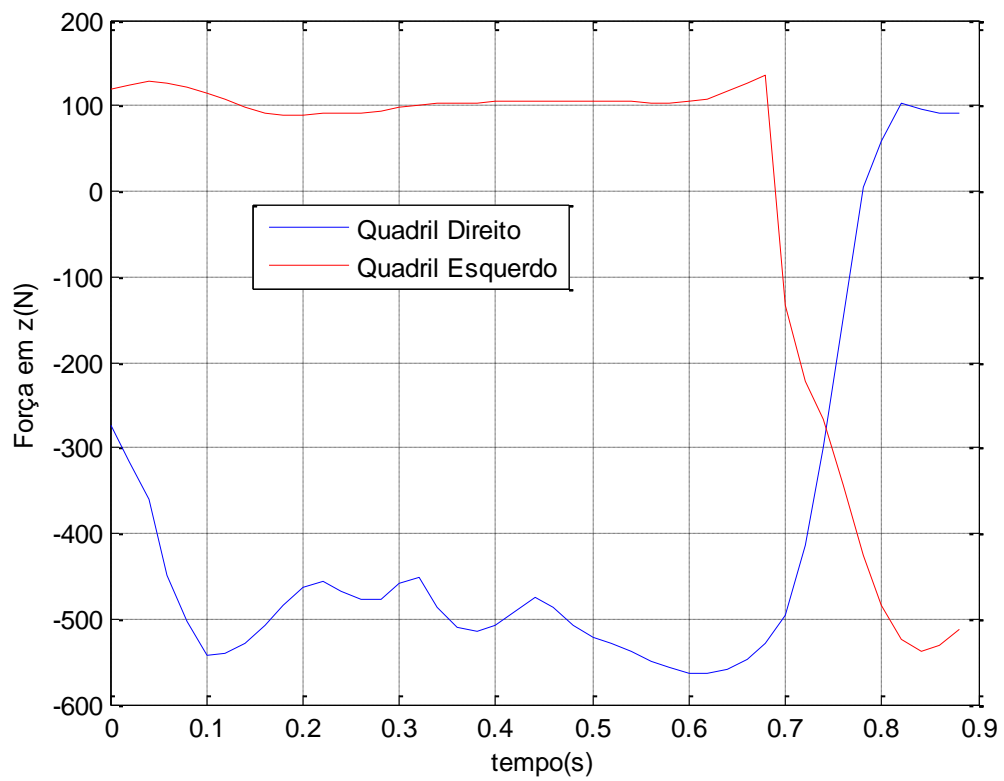


FIG.AI.6 - Força Interna do quadril eixo "Z"

Alguns valores obtidos na modelagem bidimensional para a cinemática serão apresentados a seguir:

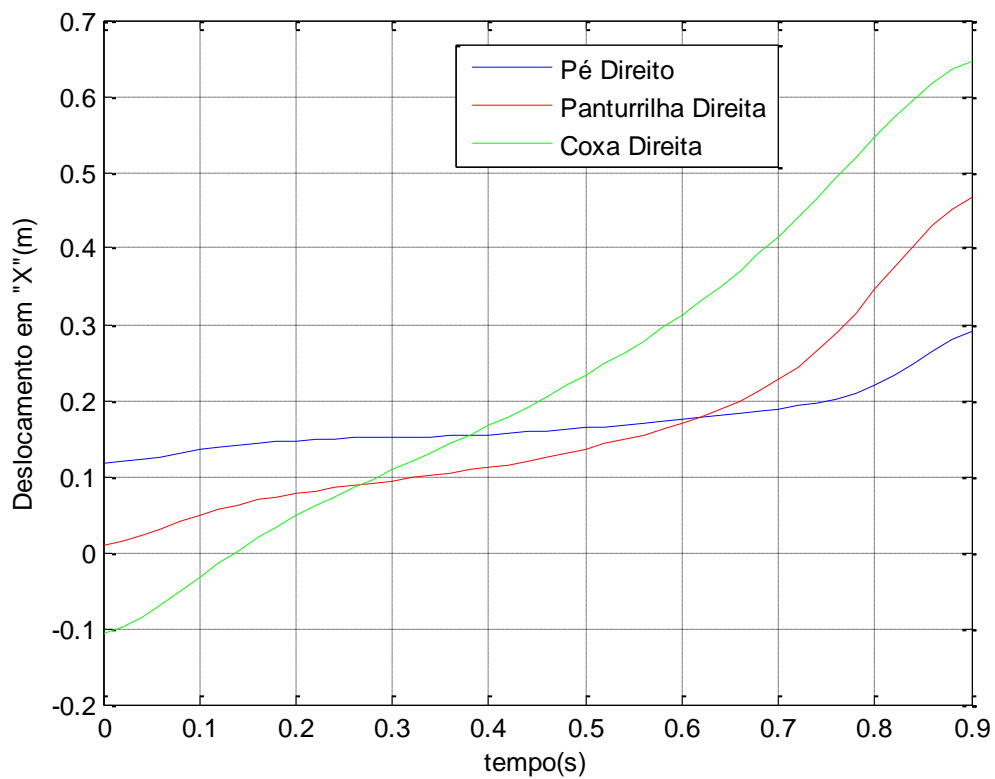


FIG.AI.7 - Deslocamento em "X" dos membros inferiores direito

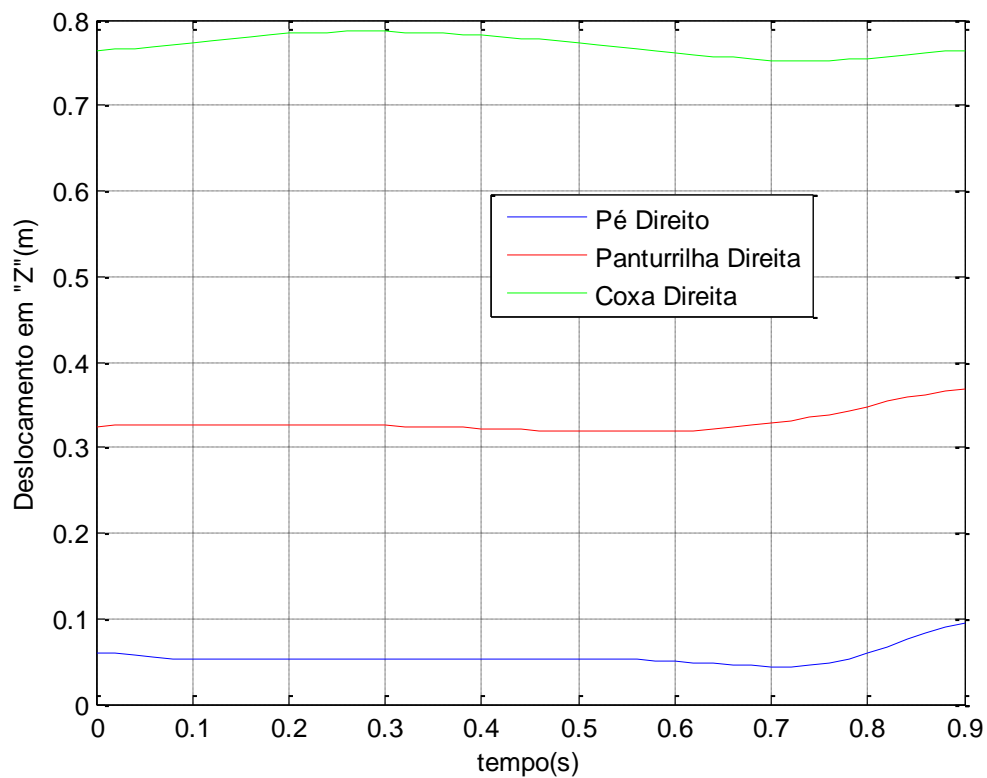


FIG.AI.8 - Deslocamento em "Z" dos membros inferiores direito

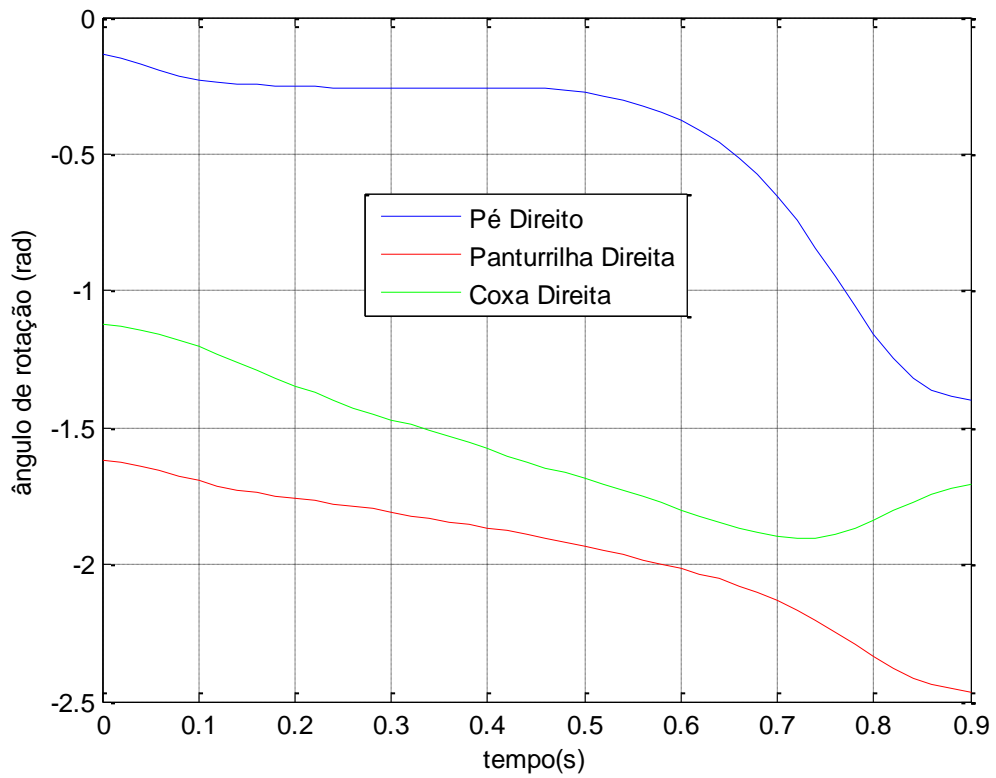


FIG.AI.9 - Ângulo Referencial Local em relação ao global lado direito

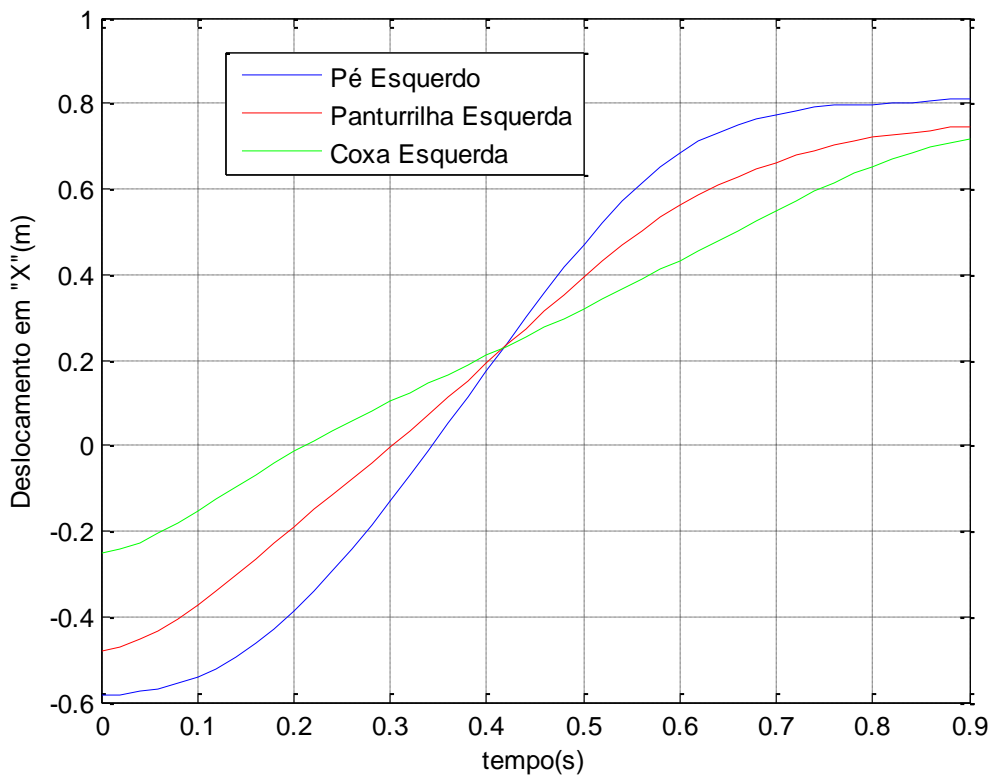


FIG.AI.10 - Deslocamento em "X" dos membros inferiores esquerdo

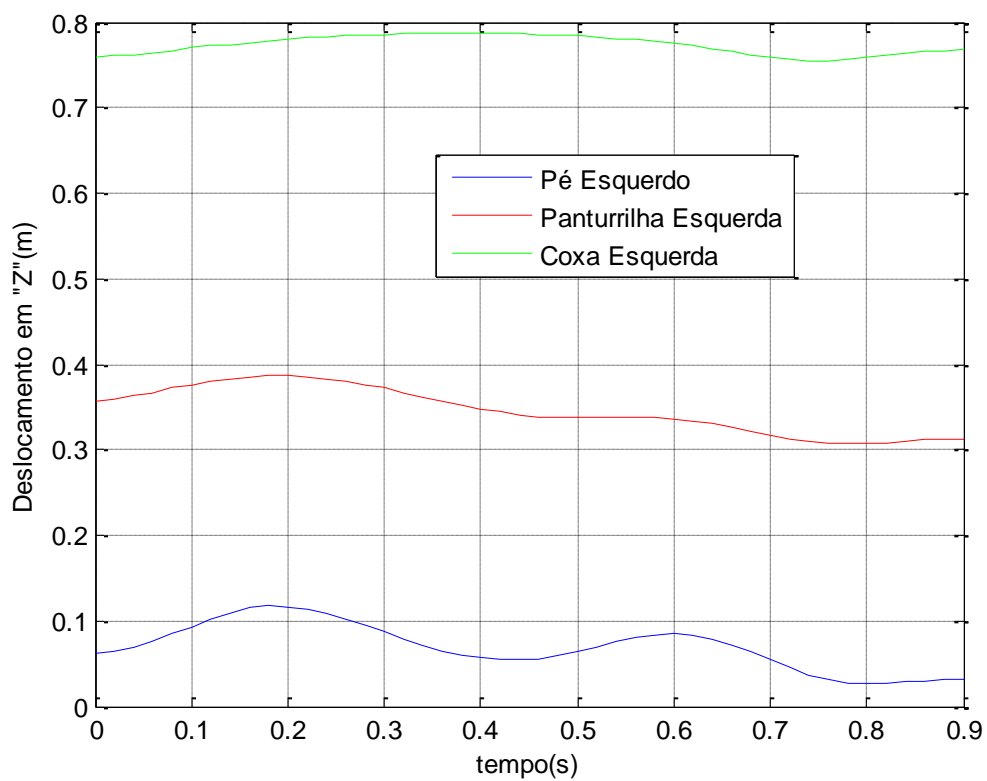


FIG.AI.11 - Deslocamento em "Z" dos membros inferiores esquerdo

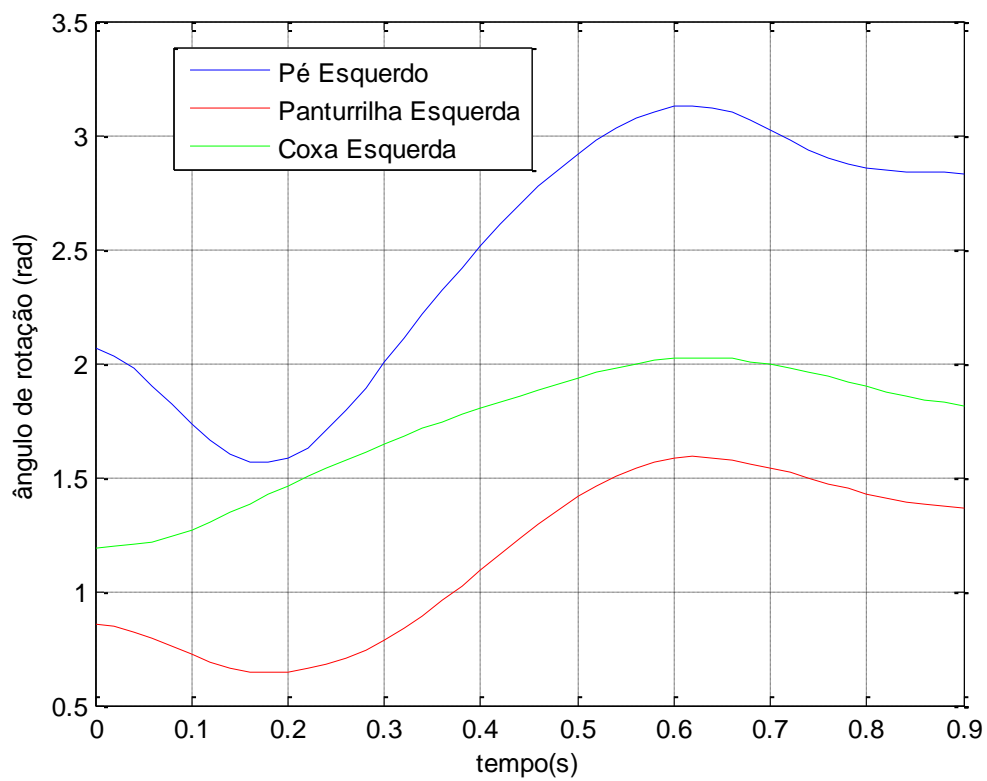


FIG.AI.12 - Ângulo Referencial Local em relação ao global lado esquerdo

8.2 APÊNDICE II – RESULTADOS MODELAGEM TRIDIMENSIONAL

Para a modelagem tridimensional, vários resultados foram obtidos para as forças e momentos da dinâmica. Serão apresentados apenas alguns dos diversos gráficos que podem ser obtidos, neste APÊNDICE II. Para os esforços externos da força de reação do solo, tem-se:

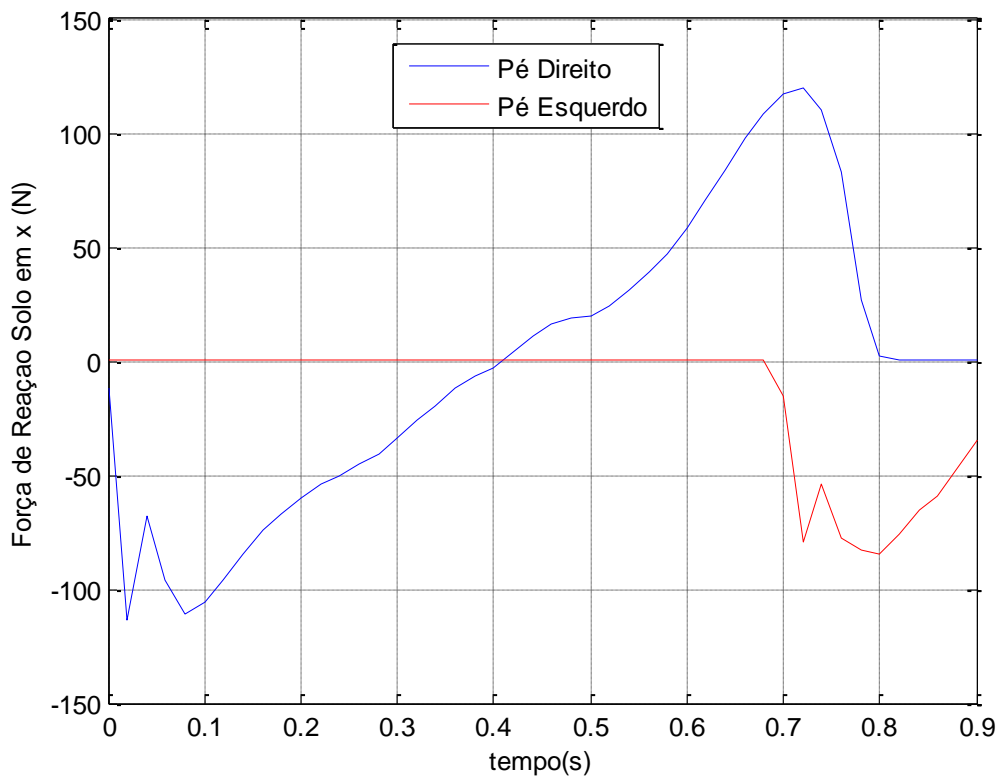


FIG.AII.1 - Força de Reação do Solo no eixo "X"

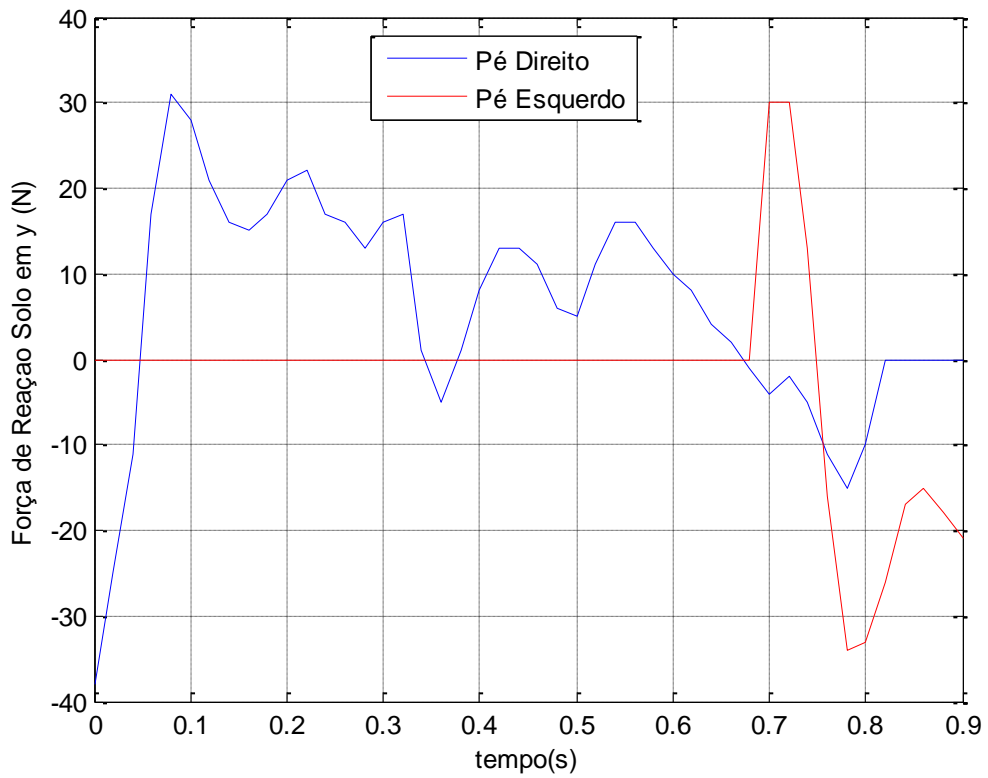


FIG.AII.2 - Força de Reação do Solo no eixo "Y"

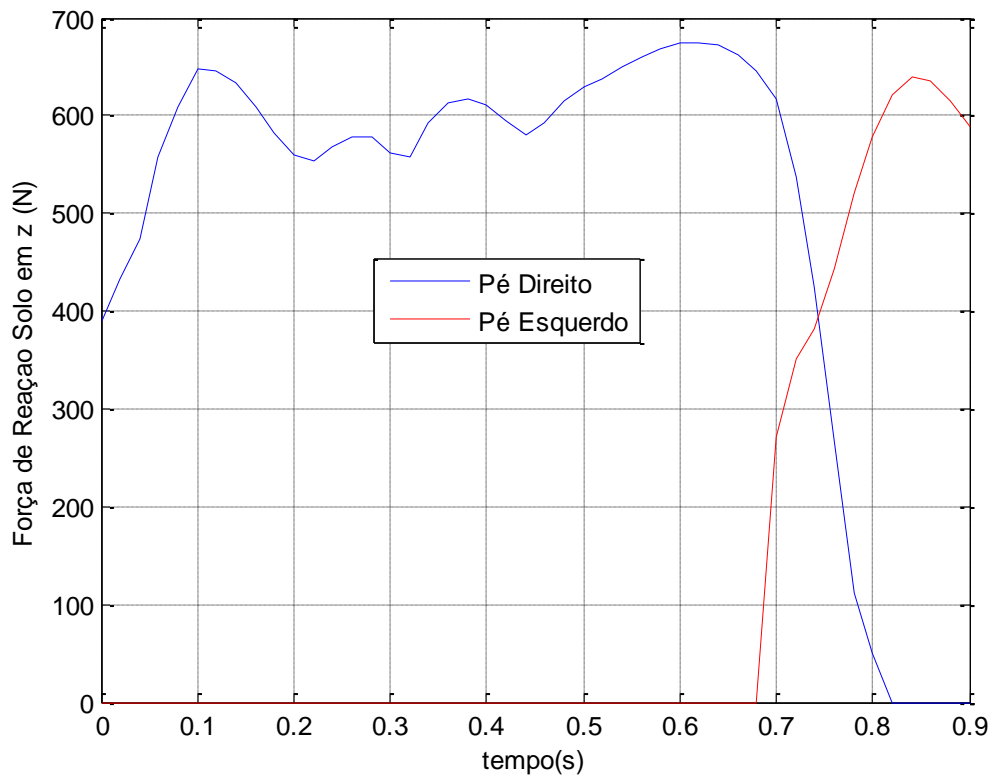


FIG.AII.3 - Força de Reação do Solo no eixo "Z"

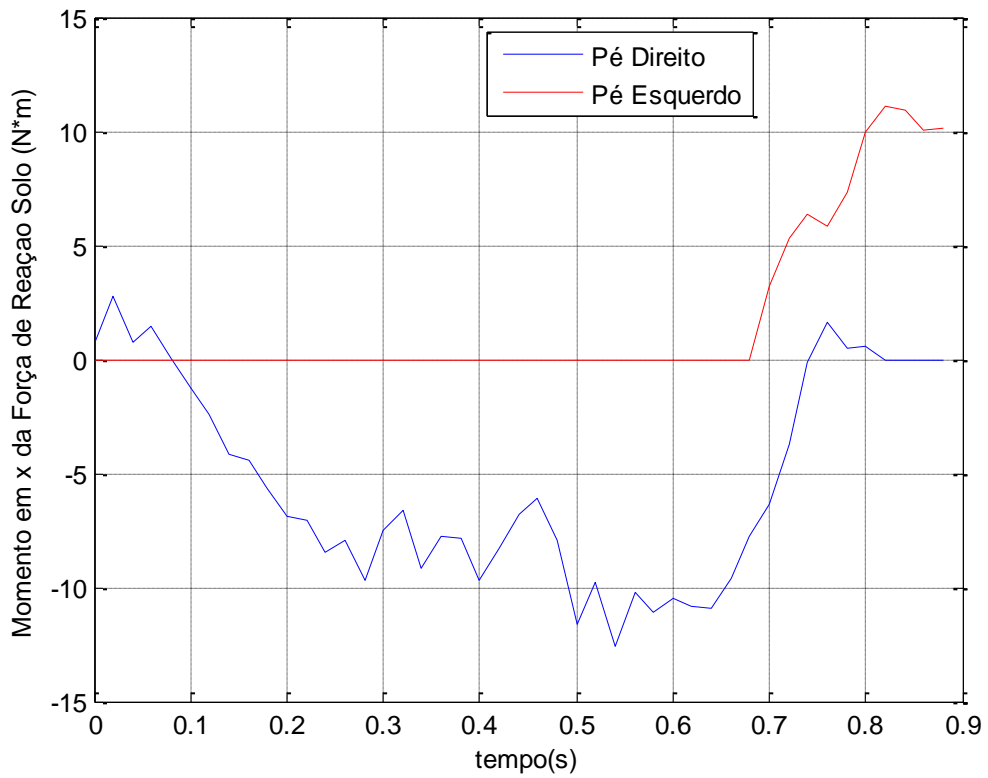


FIG.AII.4 - Momento em relação ao eixo "X" da Força de Reação do Solo

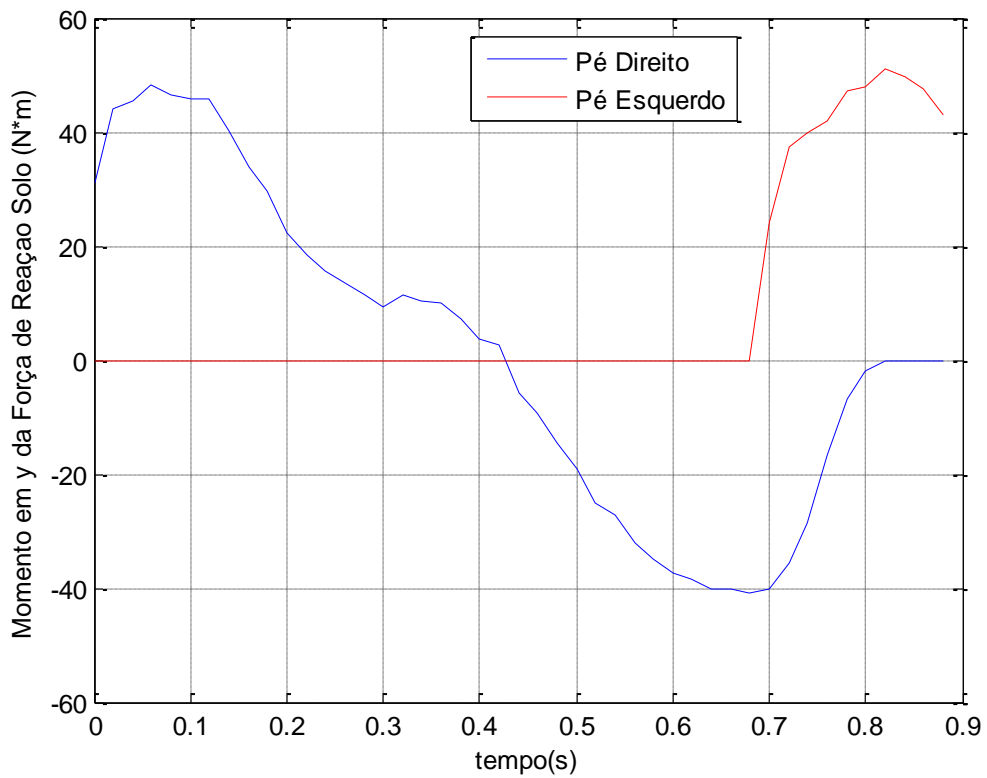


FIG.AII.5 - Momento em relação ao eixo "Y" da Força de Reação do Solo

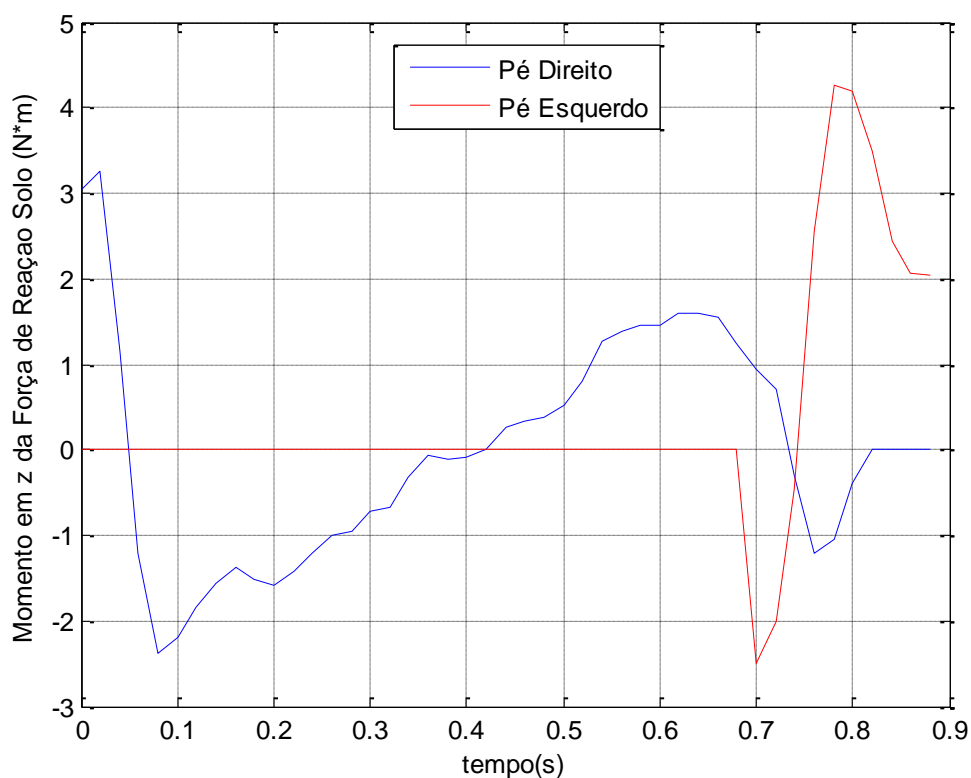


FIG.AII.6 - Momento em relação ao eixo "Z" da Força de Reação do Solo

Para os resultados dos torques, durante o trabalho, foi apresentado no Cap.4, os momentos em relação ao eixo "Y" para as principais articulações. Serão apresentados os momentos internos em relação aos eixos "X" e "Z", para respectivamente o tornozelo, joelho e quadril. Após estão também neste APÊNDICE II as forças internas destas articulações.

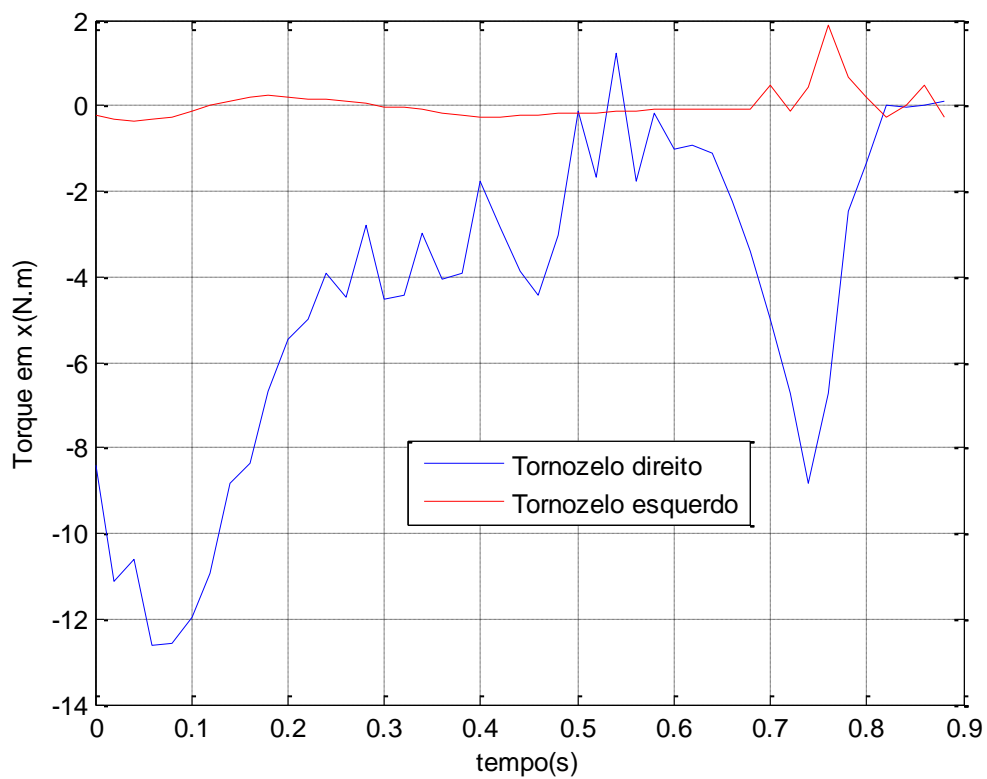


FIG.AII.7 - Momento no Tornozelo em relação ao eixo "X"

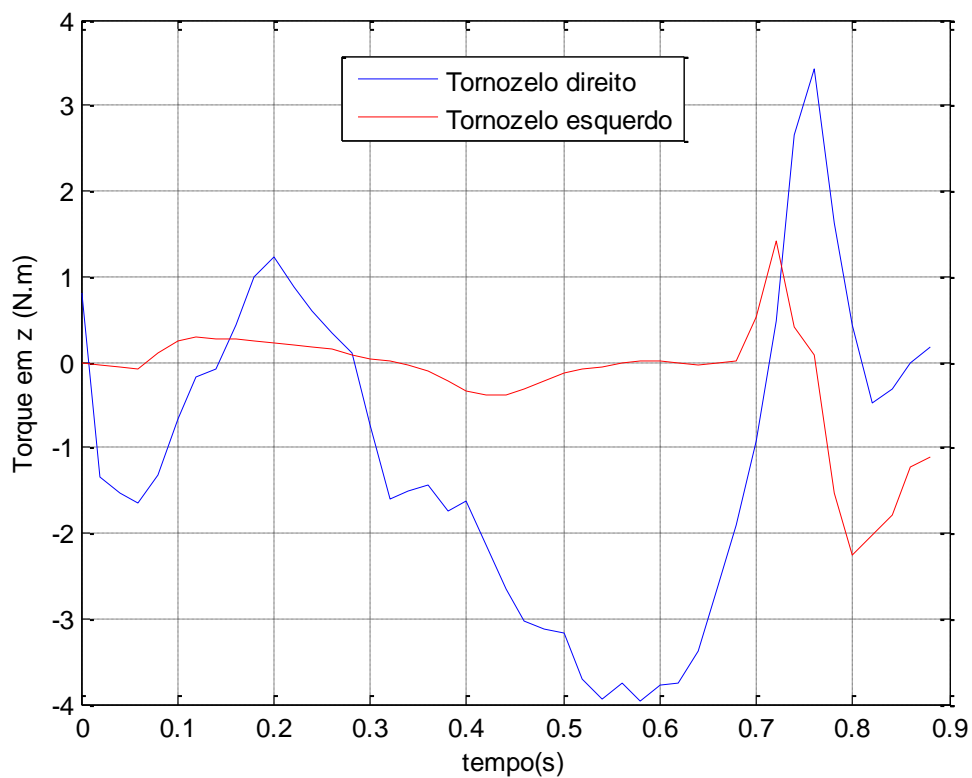


FIG.AII.8 - Momento no Tornozelo em relação ao eixo "Z"

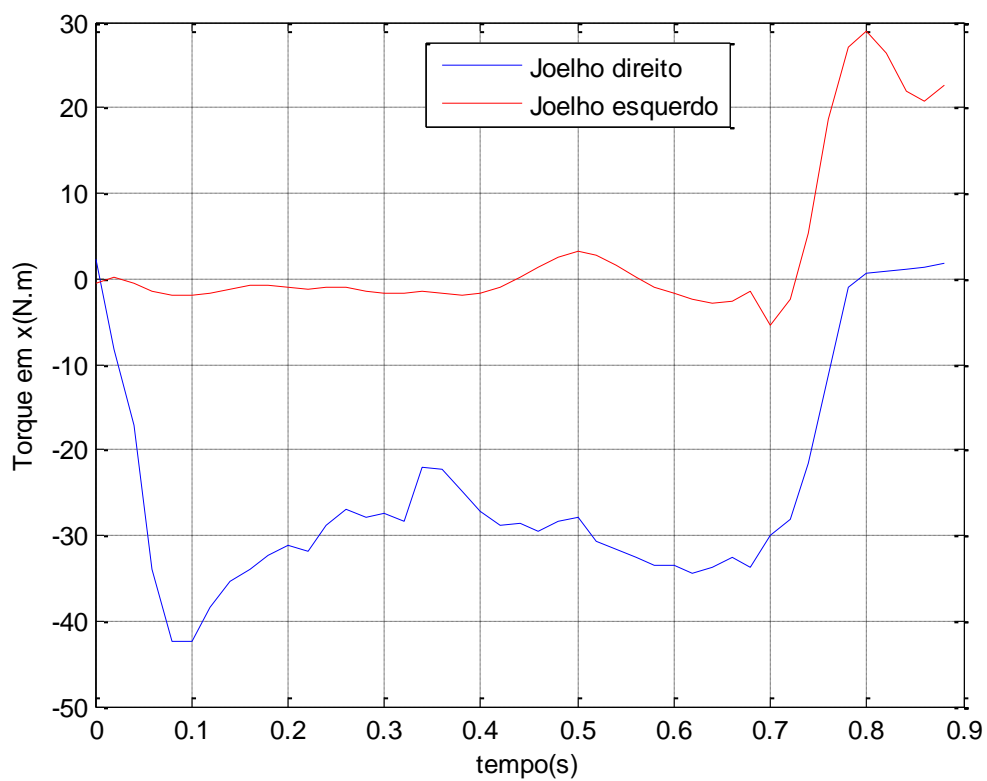


FIG.AII.9 - Momento no Joelho em relação ao eixo "X"

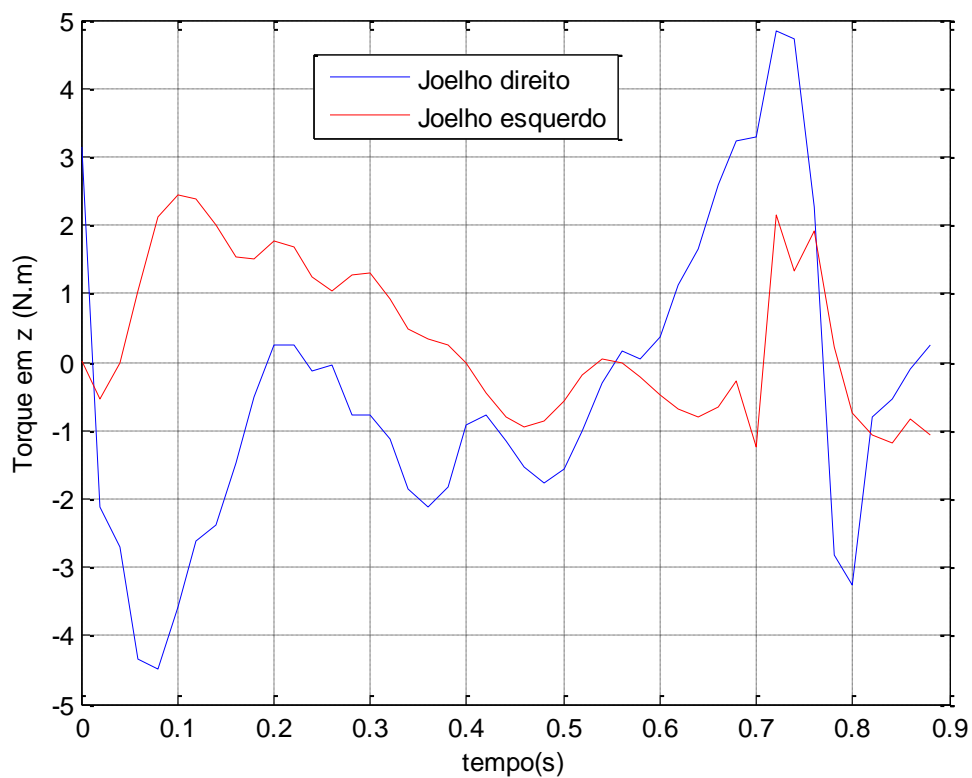


FIG.AII.10 - Momento no Joelho em relação ao eixo "Z"

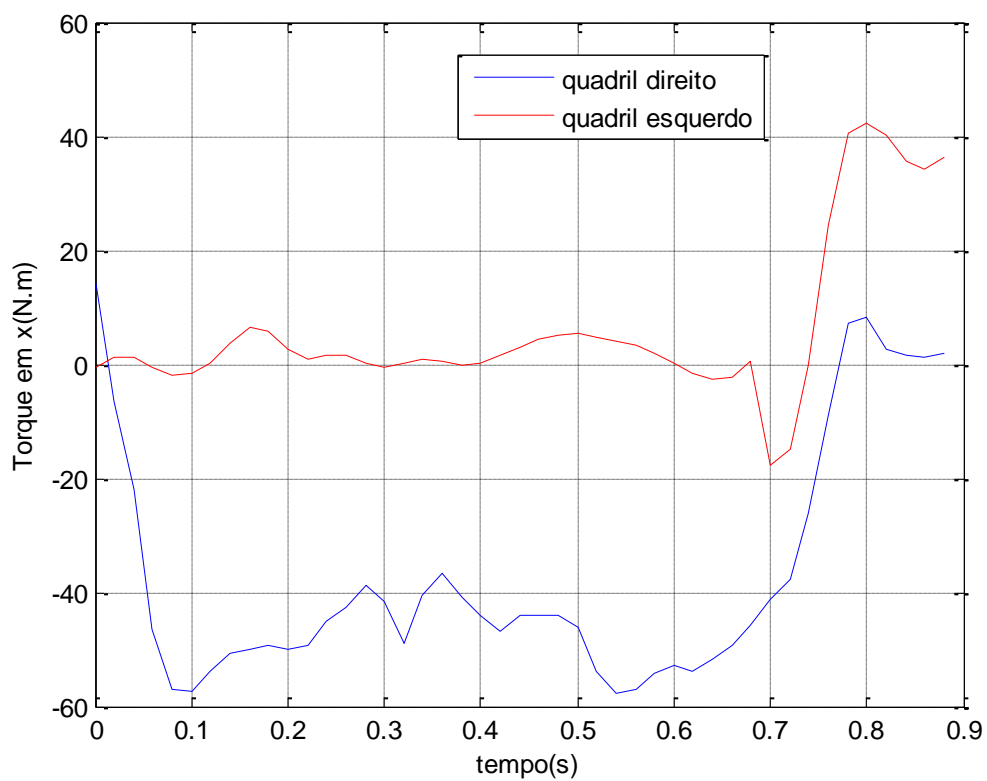


FIG.AII.11 - Momento no Quadril em relação ao eixo "X"

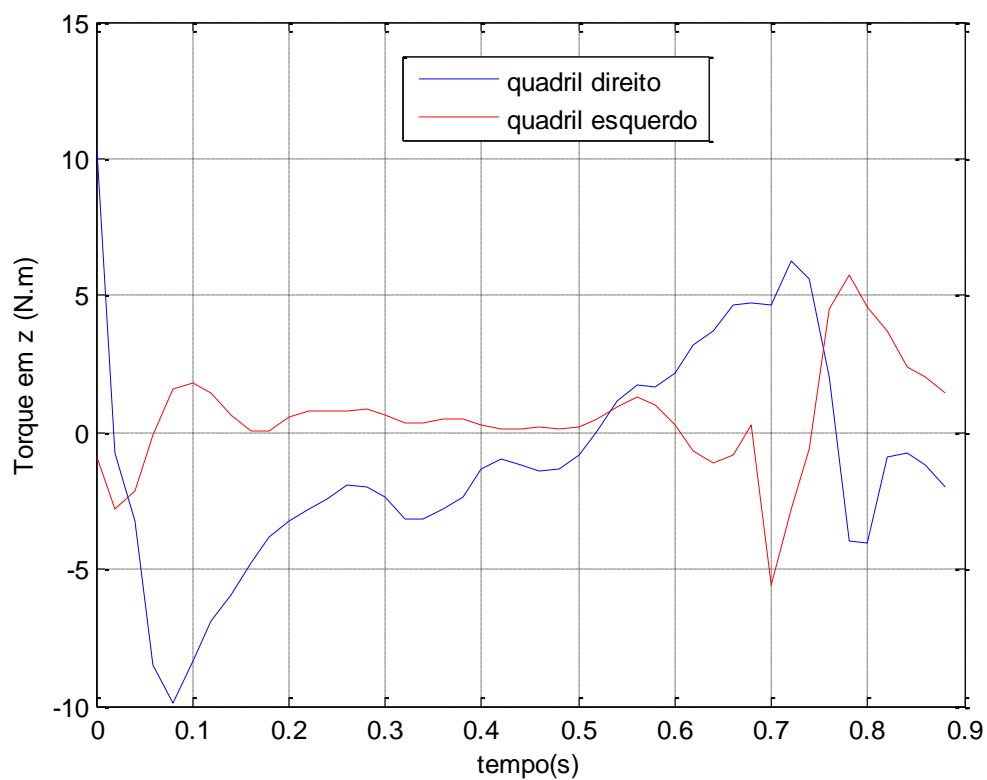


FIG.AII.12 - Momento no Quadril em relação ao eixo "Z"

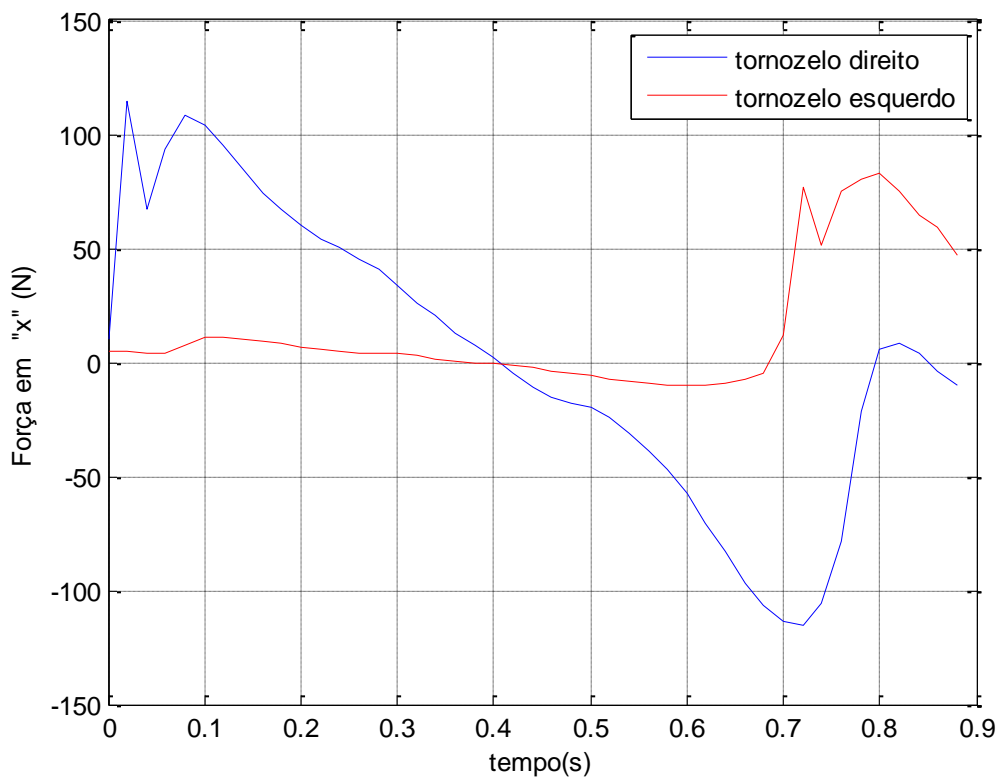


FIG.AII.13 - Força no Tornozelo no eixo "X"

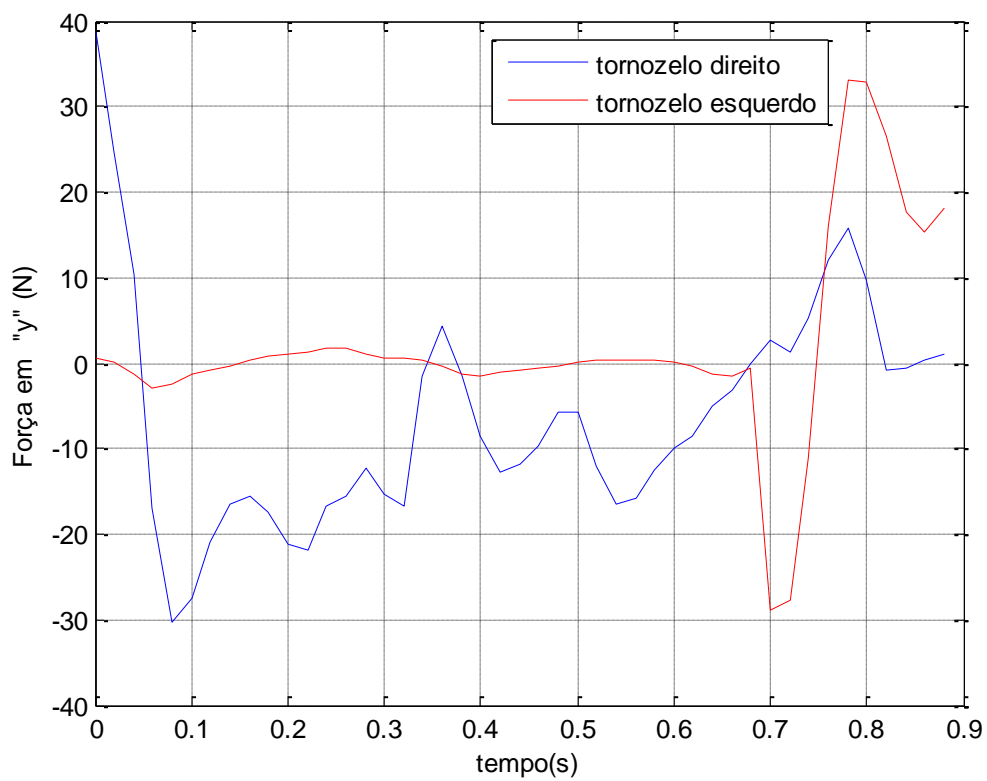


FIG.AII.14 - Força no Tornozelo no eixo "Y"

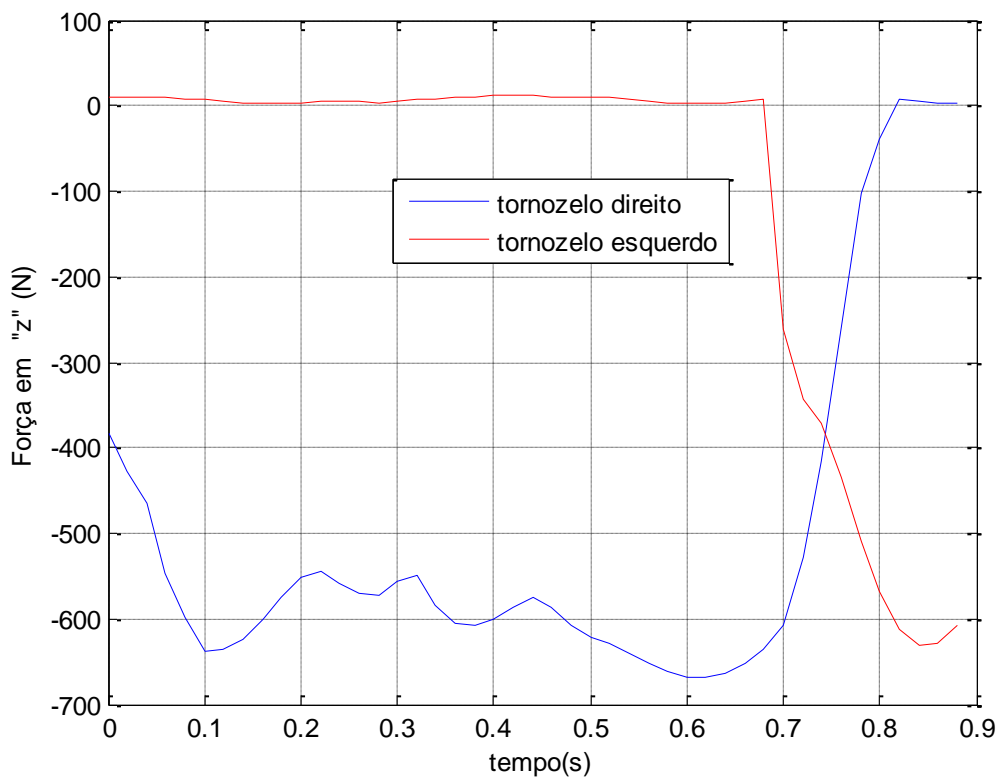


FIG.AII.15 - Força no Tornozelo no eixo "Z"

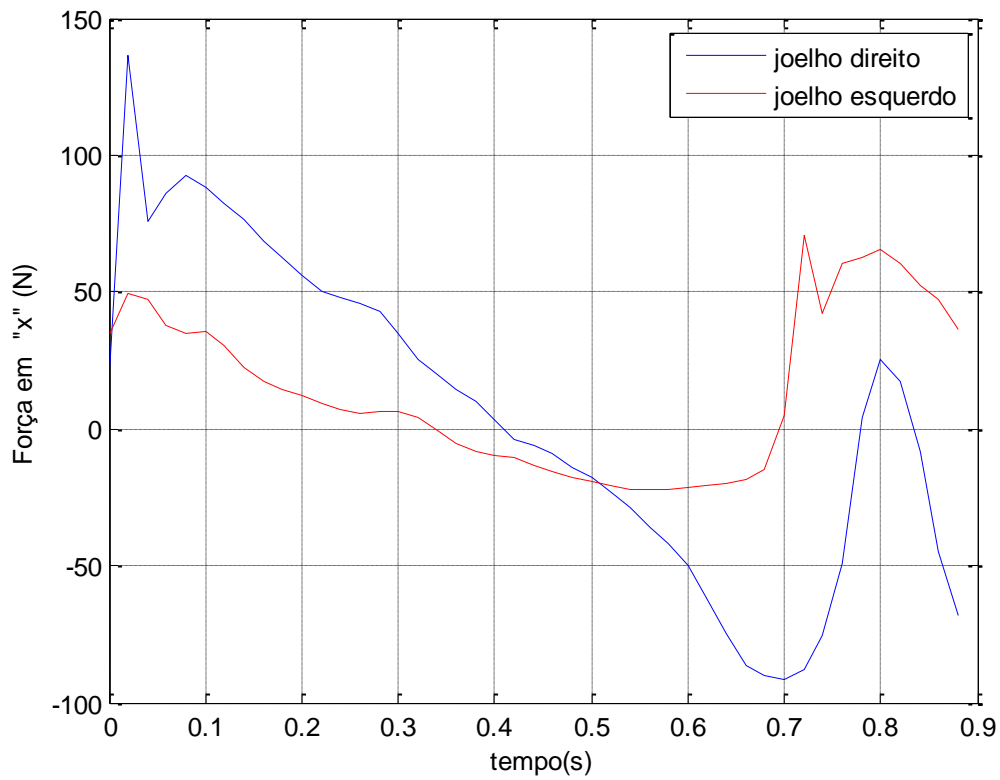


FIG.AII.16 - Força no Joelho no eixo "X"

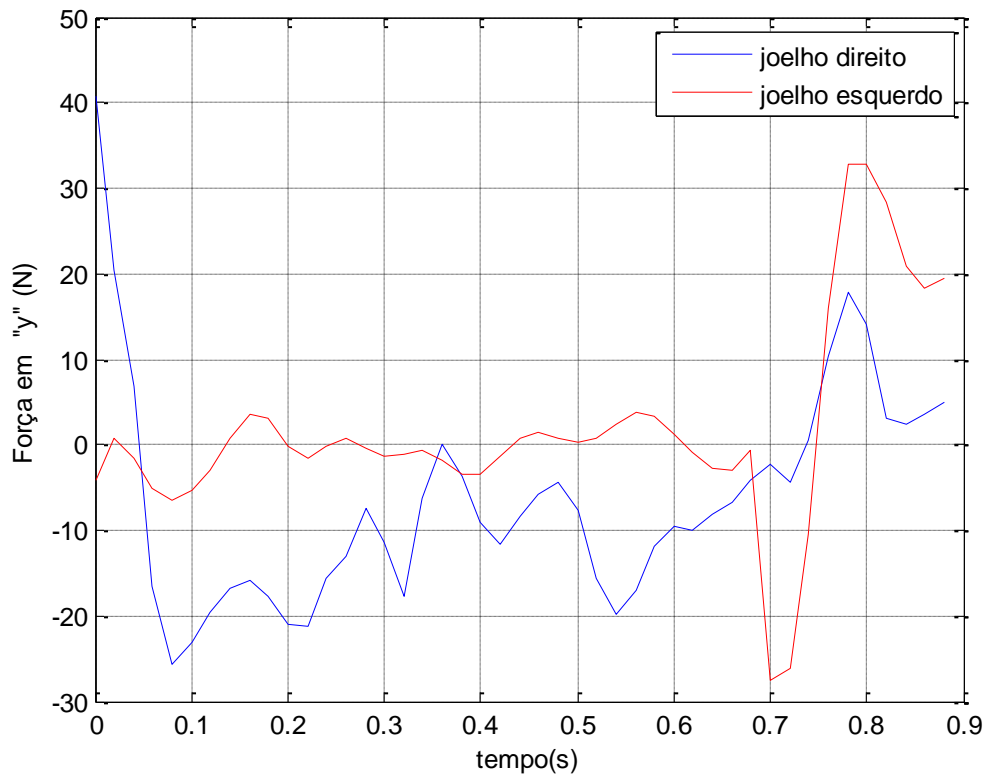


FIG.AII.17 - Força no Joelho no eixo "Y"

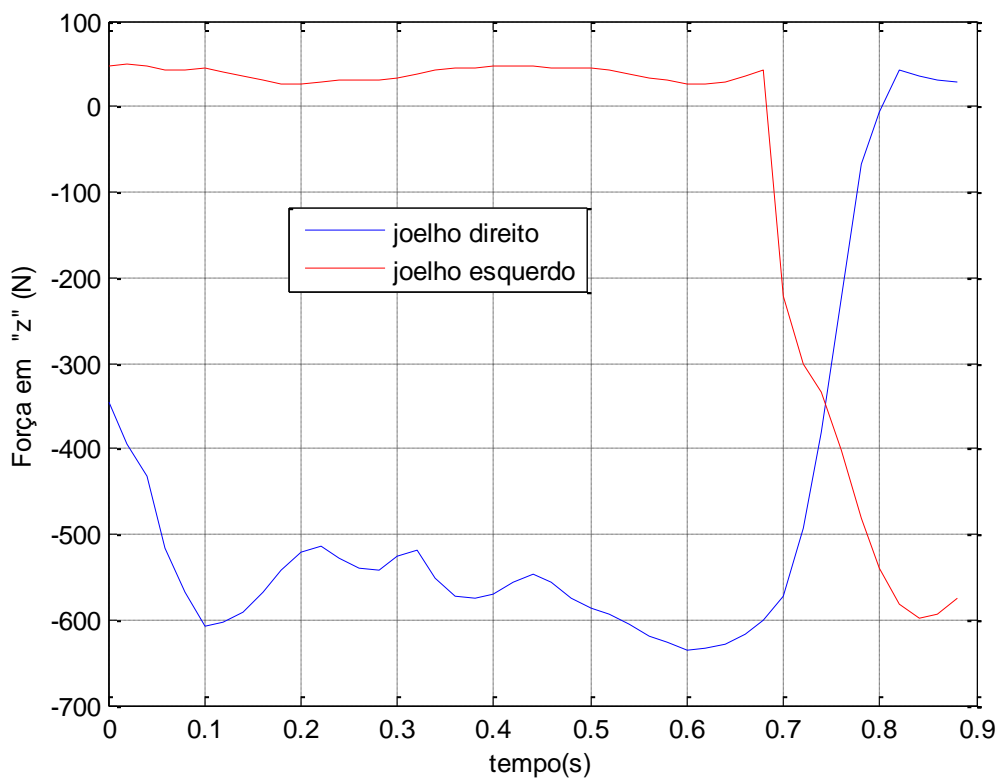


FIG.AII.18 - Força no Joelho no eixo "Z"

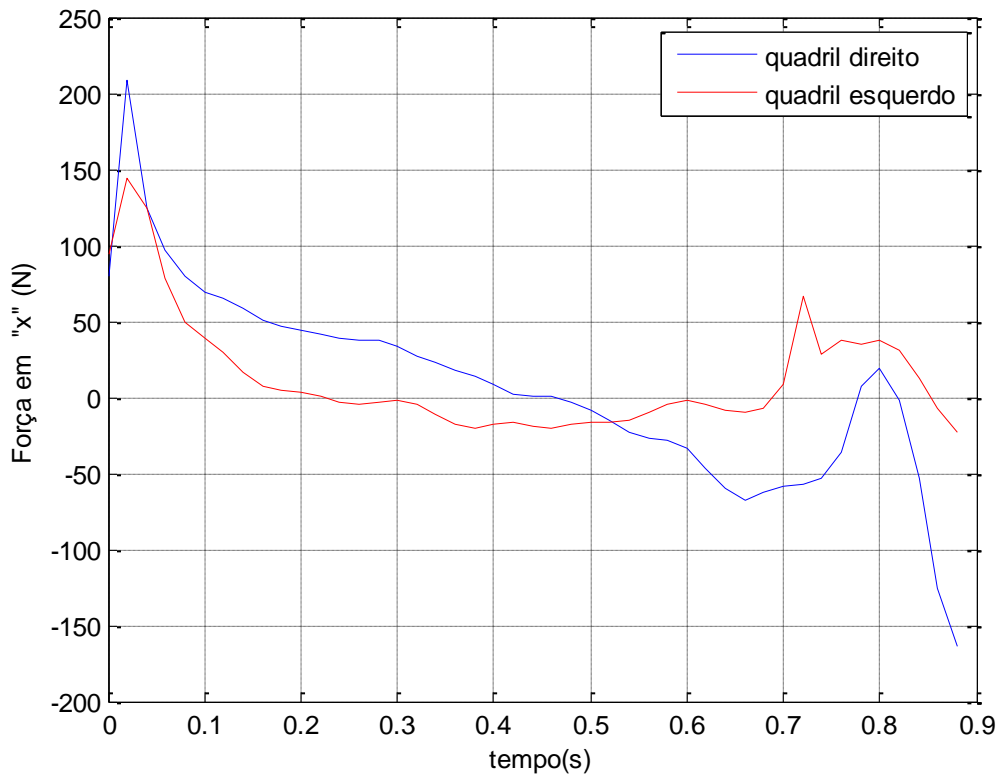


FIG.AII.19 - Força no Quadril no eixo "X"

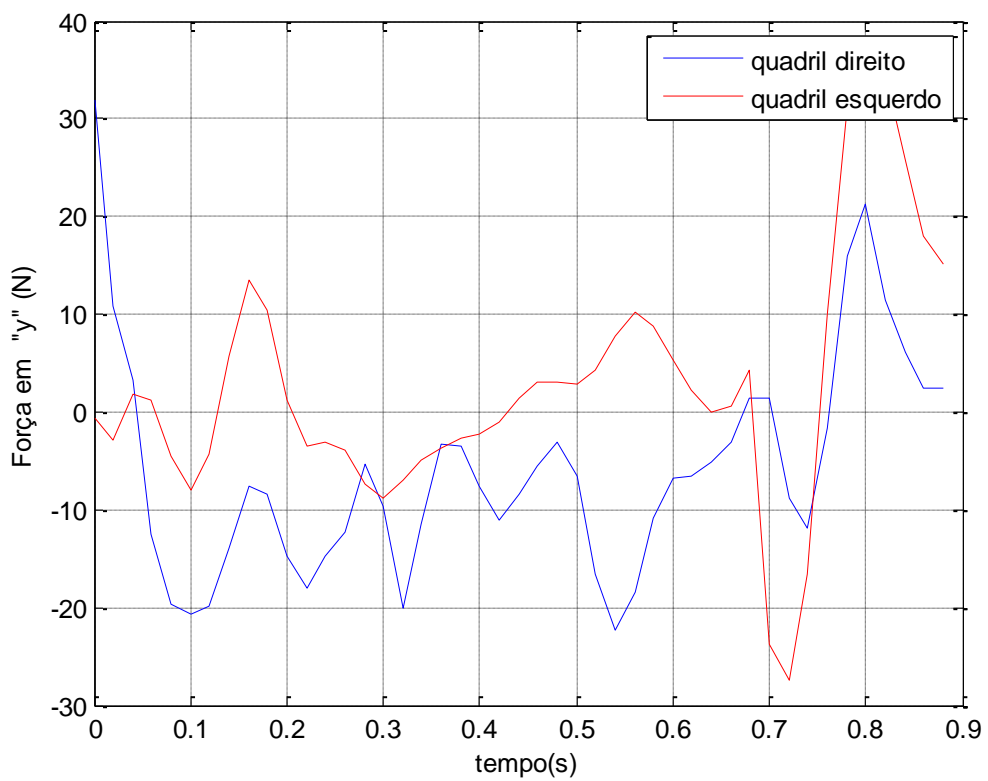


FIG.AII.20 - Força no Quadril no eixo "Y"

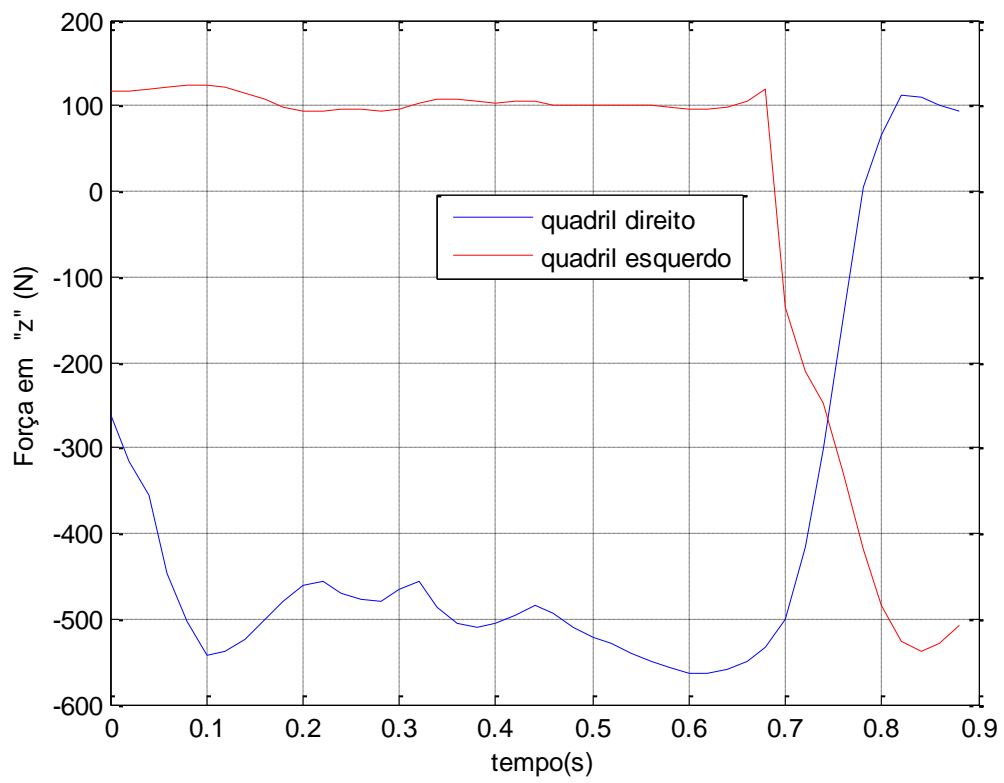


FIG.AII.21 - Força no Quadril no eixo "Z"

8.3 APÊNDICE III – RESULTADOS EXOESQUELETO

Estão apresentados na FIG.AIII.1 os quatros planos que representam as pressões de zero, um dois e três bar (debaixo para cima); e em vermelho os pontos de operação do músculo pneumático responsável pela rotação do quadril direito. Este gráfico representa, a força a deformação e a pressão do músculo pneumático em função do tempo, assim como está apresentado na FIG.5.17.

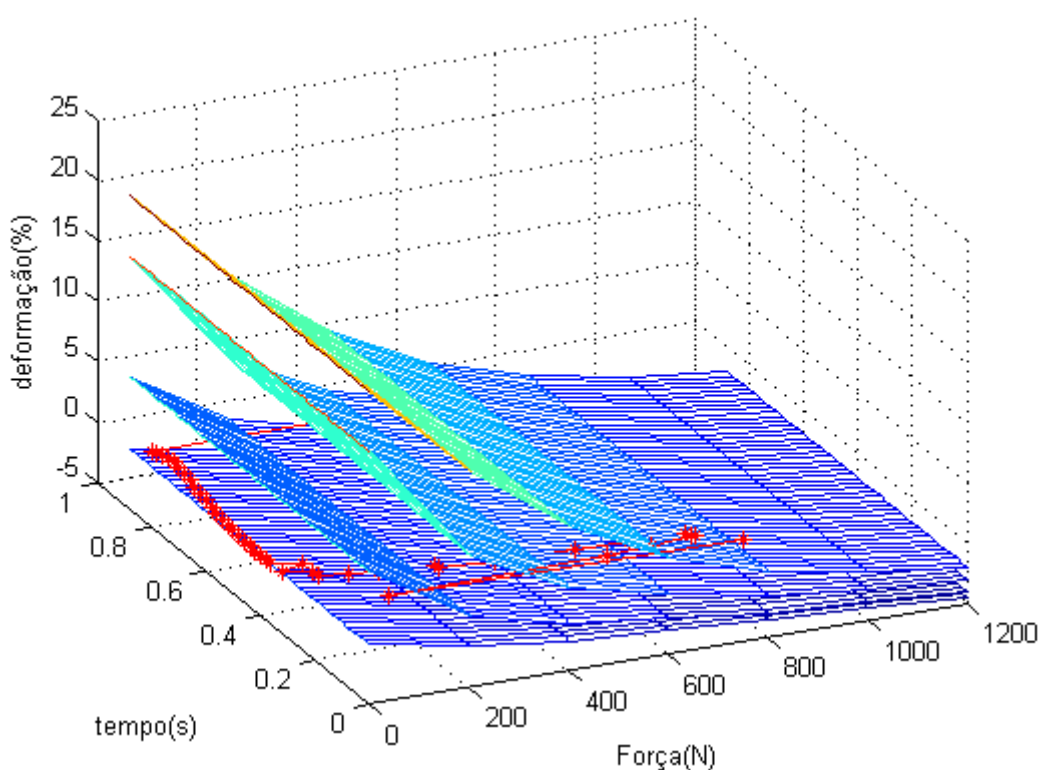


FIG.AIII.1 - Pontos de Operação do MP superior direito

Na FIG.AIII.2 de maneira análoga com as FIG.5.17 e FIG.AIII.1 estão os pontos de operação do músculo pneumático responsável pela rotação do joelho esquerdo.

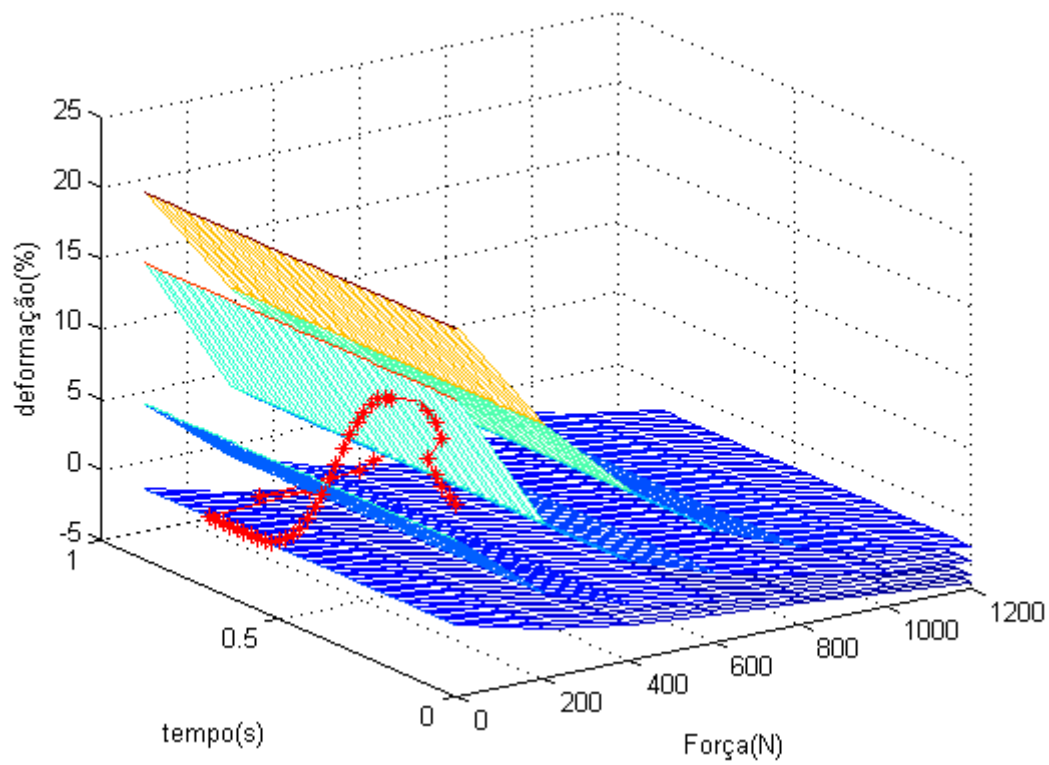


FIG.AIII.2 - Pontos de Operação do MP inferior esquerdo

Na FIG.AIII.3 estão os pontos de operação do músculo pneumático responsável pela rotação do quadril esquerdo.

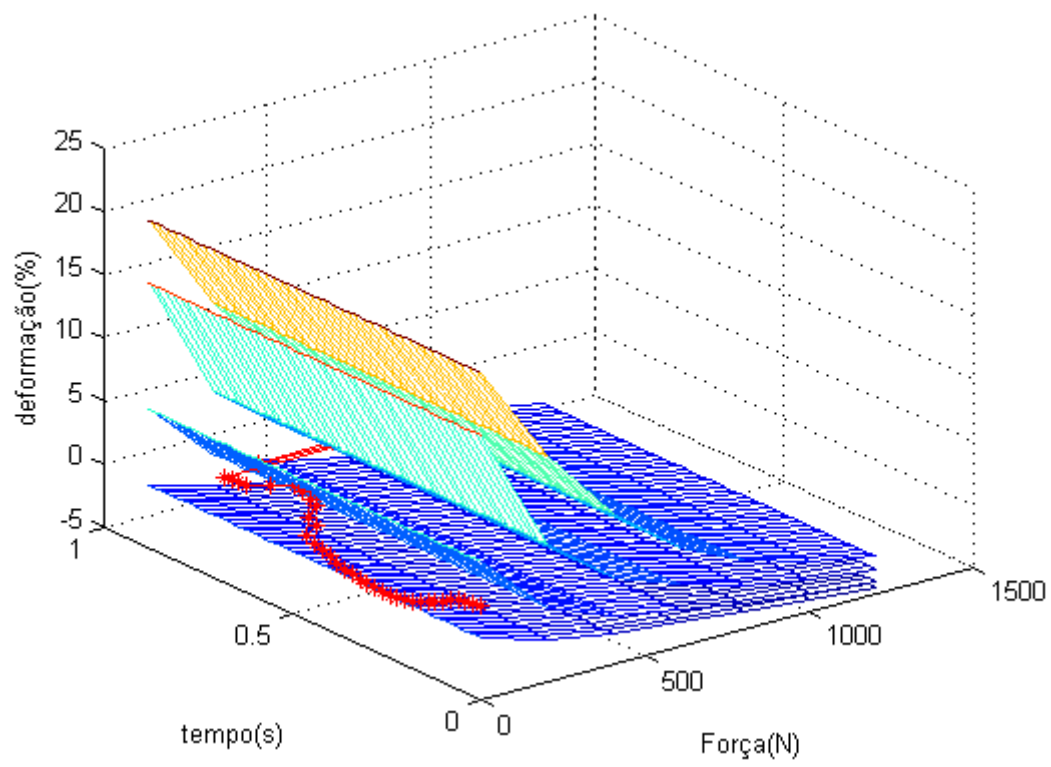


FIG.AIII.3 - Pontos de Operação do MP superior esquerdo

8.4 APÊNDICE IV – COMPARAÇÃO ENTRE MODELOS 2D E 3D

Através dos gráficos a seguir, pode-se perceber os resultados dos esforços encontrados do modelo bidimensional e do modelo tridimensional. Os esforços são equivalente ao torque muscular durante a marcha no eixo "y" de extensão e flexão para a perna direita. Assim nota-se que a pequena diferença entre os torques deve-se a restrição de uma dimensão considerando, assim, o modelo bidimensional uma aproximação razoável da caminhada.

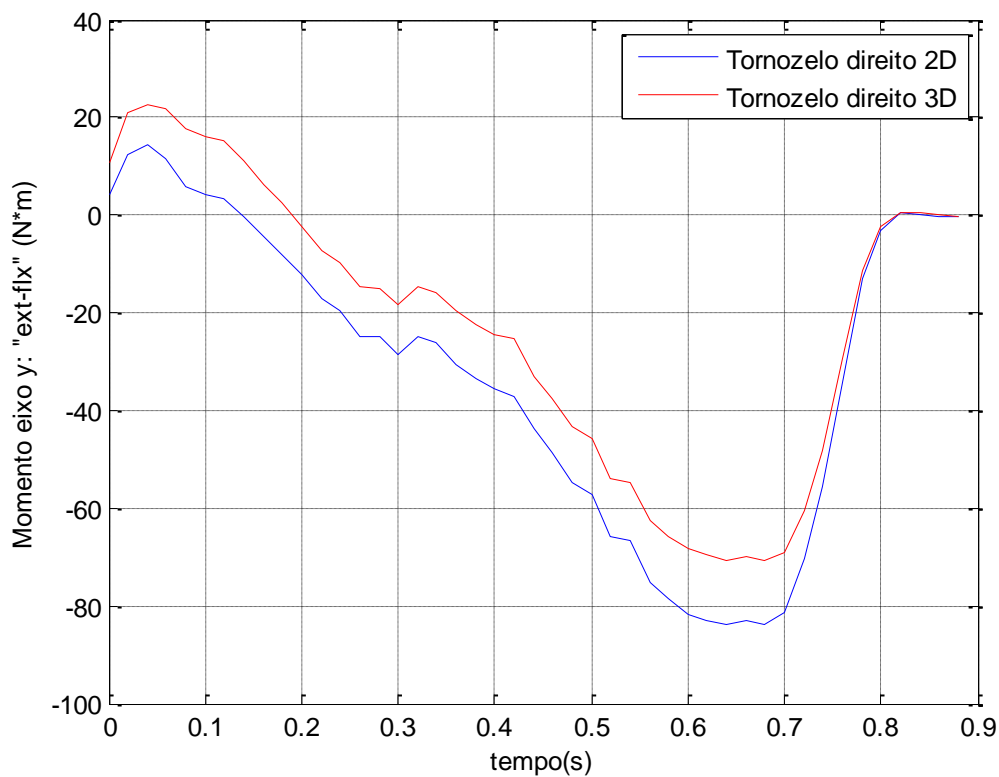


FIG.AIV.1 - Torque do tornozelo direito eixo ext-flx

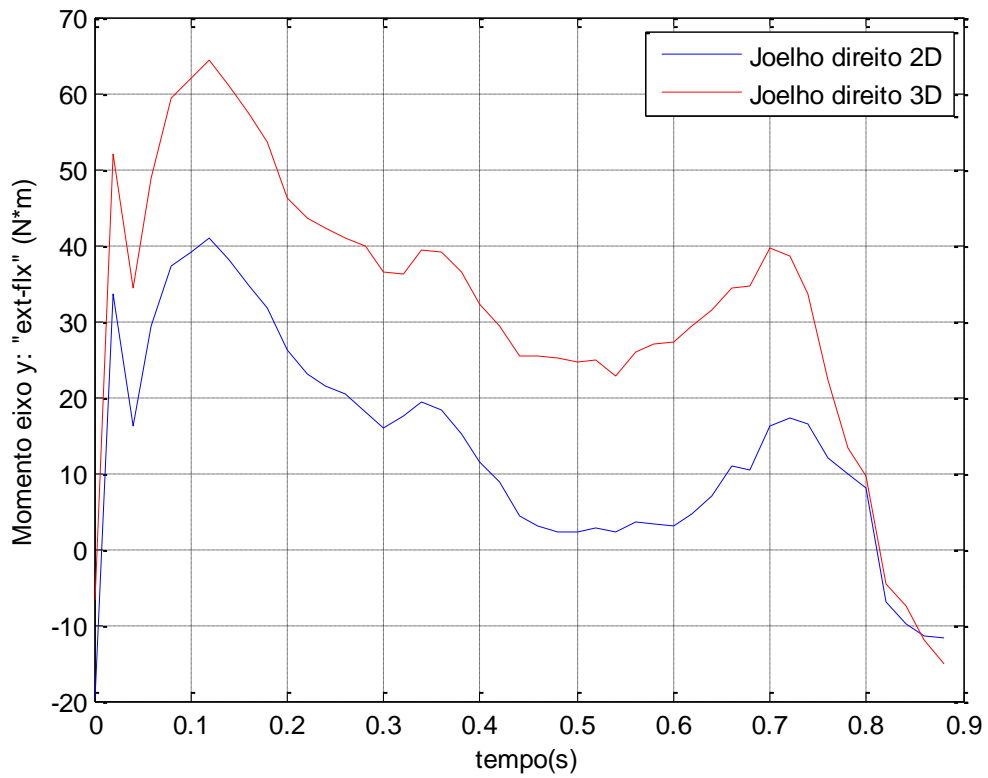


FIG.AIV.2 - Torque do joelho direito eixo ext-flx

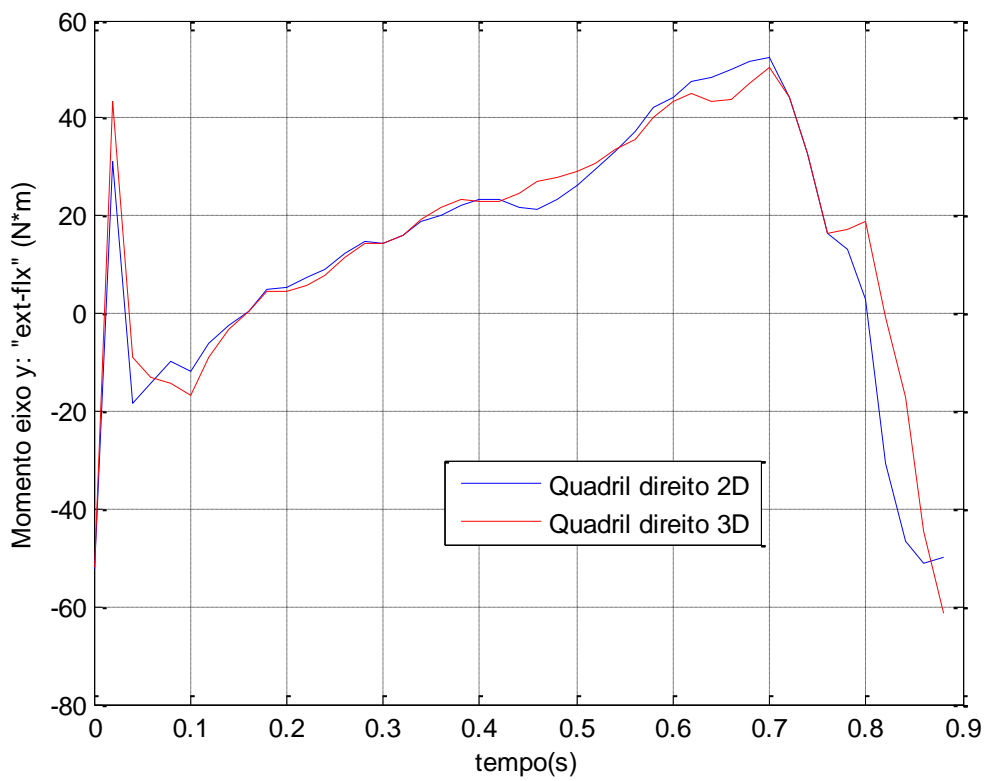


FIG.AIV.2 - Torque do quadril direito eixo ext-flx