

**MINISTÉRIO DA DEFESA  
EXÉRCITO BRASILEIRO  
SECRETARIA DE CIÊNCIA E TECNOLOGIA  
INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA  
CURSO DE MESTRADO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**ANTÔNIO ÍTALO RODRIGUES PEDROSA**

**MODELAGEM E CONTROLE DE UM EXOESQUELETO PARA MEMBROS  
INFERIORES ACIONADOS POR MÚSCULOS PNEUMÁTICOS**

**Rio de Janeiro  
2015**

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**ANTÔNIO ÍTALO RODRIGUES PEDROSA**

**MODELAGEM E CONTROLE DE UM EXOESQUELETO PARA MEMBROS  
INFERIORES ACIONADOS POR MÚSCULOS PNEUMÁTICOS**

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: Prof. Jorge Audrin Morgado de Gois, Dr-Ing.

Rio de Janeiro

2015

C2015

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.

É permitida 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.

Pedrosa, Antônio Ítalo Rodrigues

Modelagem e controle de um exoesqueleto para membros inferiores acionados por músculos pneumáticos / Antônio Ítalo Rodrigues Pedrosa. - Rio de Janeiro: Instituto Militar de Engenharia, 2015.

86 f. : il., graf., tab. : 30 cm.

Dissertação (mestrado) - Instituto Militar de Engenharia, 2015.

1. Exoesqueleto. 2. Controle Fuzzy. 3. Pneumática

**INSTITUTO MILITAR DE ENGENHARIA**

**ANTÔNIO ÍTALO RODRIGUES PEDROSA**

**MODELAGEM E CONTROLE DE UM EXOESQUELETO PARA MEMBROS  
INFERIORES ACIONADOS POR MÚSCULOS PNEUMÁTICOS**

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: Prof. Jorge Audrin Morgado de Gois – Dr-Ing.

Aprovada em \_\_\_ de \_\_\_\_ de 2015 pela seguinte Banca Examinadora:

---

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

---

Prof XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX – D. C. do IME

---

Prof XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX – D. C. da UFRJ

---

Profa XXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXXX – Ph. D. da PUC

Rio de Janeiro  
2015

A Deus e à família, por emprestarem suas forças desde o início dessa caminhada.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus por ter guiado todos os meus caminhos e tornado possível a realização de mais um sonho. Agradeço também a Nossa Senhora, por ter me acolhido durante todos os momentos de dúvida e fraqueza.

Agradeço também à minha família, por ter incentivado desde o começo da minha vida acadêmica a sempre objetivar o mais distante possível. Em especial ao meu pai, Pedrosa, minha mãe, Raimunda, e minhas irmãs, Ingrid e Dilliany, sem vocês, eu nada seria.

Agradeço à minha noiva, Lya, por todo o seu amor e carinho, independente da situação, sempre me mostrando o caminho a trilhar, com muita paciência, sabedoria e resiliência. Sem a sua companhia, nada disso teria sentido algum.

Também agradeço aos amigos de fé e de luta, que me salvaram nesses anos, das mais diversas formas. Em especial aos conterrâneos, Apoenna, Rafaela e TAMILIS, e aos amigos de turma, Elias, Érica, Nicolis, Telmo, Thaynã e todos os outros que não estão aqui por falha da memória, mas que de alguma forma pretendo mostrar gratidão.

Aproveito a oportunidade para agradecer também ao IME, por ter acreditado em seu aluno e capacitado de forma ímpar, proporcionando grandes momentos de sabedoria e de glória. Nesse momento, um agradecimento especial ao meu professor orientador Maj. Jorge Audrin Morgado de Gois, e a todos os outros que também fizeram parte dessa conquista como os professores Aldélio, Gruzman, Ricardo, Teles e também ao Cristiano por ter me dado suporte em tudo que precisei no laboratório de projetos mecânicos.

Uma enorme gratidão também ao IFPI e todos os meus parceiros que contribuíram e incentivaram a seguir em frente. Em especial ao atual diretor geral, o professor Odimógenes, aos professores e amigos Armyston, Mário, Jarley, Sidney, Wilbertt e todos os outros colegas de profissão do Campus Floriano. Um salve maior ao amigo e principal incentivador de todo esse processo, o professor Anderson, por sempre ter acreditado, apoiado e incentivado.

“Coragem não significa ter forças para seguir em frente, mas seguir em frente quando não se tem mais forças”.

THEODORE ROOSEVELT

## SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES .....	10
LISTA DE TABELAS.....	15
LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS .....	16
LISTA DE SIGLAS.....	18
<b>1 INTRODUÇÃO.....</b>	<b>21</b>
1.1 MOTIVAÇÃO.....	21
1.2 ESTADO DA ARTE .....	23
1.3 OBJETIVO DO TRABALHO.....	28
<b>2 BIOMECÂNICA .....</b>	<b>30</b>
2.1 PLANOS E EIXOS PRINCIPAIS .....	30
2.2 ANATOMIA ÓSSEA DOS MEMBROS INFERIORES .....	34
2.3 ANATOMIA MUSCULAR DOS MEMBROS DO QUADRIL E JOELHO .....	39
<b>3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>42</b>
3.1 MODELAGEM CINEMÁTICA E DINÂMICA.....	43
3.1.1 PÊNDULO TRIPLO .....	43
3.1.2 DINÂMICA INVERSA.....	47
3.2 MODELAGEM DO EXOESQUELETO .....	49
3.2.1 PROJETO MECÂNICO .....	49
3.2.2 MÉTODO DE NEWTON RAPHSON.....	51
3.2.3 DINÂMICA DIRETA .....	52
3.3 MODELAGEM DO PAM.....	55
3.3.1 MODELO DE CHOU E HANNAFORD (1994).....	55
3.3.2 MODELO DE SZEPE (2005).....	57



3.3.3	MÉTODOS DE OTIMIZAÇÃO .....	57
3.4	FILTRAGEM DO SINAL EMG .....	59
3.5	MODELAGEM DO CONTROLADOR.....	62
3.5.1	LÓGICA <i>FUZZY</i> .....	62
3.5.2	CONTROLADOR FUZZY .....	68
<b>4</b>	<b>PROJETO MECÂNICO</b> .....	<b>72</b>
4.1	AQUISIÇÃO DE SINAIS.....	73
4.2	CONTROLADOR .....	77
4.3	ARQUITETURA DE CONTROLE.....	78
<b>5</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>81</b>
5.1	SOLUÇÃO DA DINÂMICA INVERSA.....	81
5.2	SOLUÇÃO DO PROJETO MECÂNICO .....	87
5.3	OTIMIZAÇÃO DOS MODELOS DE PAM.....	90
5.4	AVALIAÇÃO DO SINAL EMG .....	94
5.5	SOLUÇÃO DO CONTROLADOR .....	96
5.6	AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS .....	99
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b> .....	<b>102</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	<b>105</b>
<b>8</b>	<b>APÊNDICES</b> .....	<b>108</b>
8.1	APÊNDICE 1: DINÂMICA DO MODELO DURANTE A FASE DE APOIO .....	109

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIG. 1.1 Eolípila, invento de Herão nos anos 60 d.C.....	21
FIG. 1.2 Movimento das fibras do PAM quando relaxado e contraído (catálogo PAM, Festo) .....	24
FIG. 1.3 ExoHand, da Festo (portifólio ExoHand) .....	24
FIG. 1.4 BLEEX (Kazerooni, H. e Chu, A. et al, 2004) .....	25
FIG. 1.5 Órtese robótica feita por Mihajlo Pupin (Vukobratovic, 2008) .....	26
FIG. 1.6 Órtese robótica feita pela Universidade de Salford (Costa e Caldwell, 2006) .....	27
FIG. 2.1 Posição anatômica (Calais-Germain, 2007) .....	30
FIG. 2.2 (a) Plano Médio; (b) flexão do quadril; (c) extensão do ombro (Calais-Germain, 2007).....	31
FIG. 2.3 (a) Flexão do ombro; (b) flexão do joelho; (c) extensão do tornozelo (Calais-Germain, 2007).....	32
FIG. 2.4 (a) Plano frontal; (b) adução do quadril (Calais-Germain, 2007) .....	32
FIG. 2.5 (a) Plano transversal; (b) rotação lateral do quadril (Calais-Germain, 2007) .....	33
FIG. 2.6 Eixos e planos principais do corpo humano (Dollar e Herr, 2007) .....	34
FIG. 2.7 (a) Encaixe esférica; (b) elíptica; (c) articulação; (d) pivotante (Dollar e Herr, 2007) .....	35

FIG. 2.8 Movimento de rotação da perna (Hall, 2006).....	36
FIG. 2.9 Movimento do quadril no plano frontal (Hall, 2006) .....	37
FIG. 2.10 Flexão e extensão da coxa (Calais-Germain, 2007).....	37
FIG. 2.11 (a) flexão do joelho; extensão do joelho; rotação do joelho (Calais-Germain, 2007).....	38
FIG. 2.12 Graus de liberdade dos membros inferiores (Calais-Germain, 2007).....	39
FIG. 2.13 Reto femoral, vasto lateral, vasto intermediário e vasto femoral (Hall, 2006) .....	40
FIG. 2.14 (a) extensão/flexão do quadril; (b) extensão/ flexão do joelho (Calais-Germain, 2007).....	40
FIG. 2.15 Fases da marcha humana (Dollar e Herr, 2007).....	41
FIG. 3.1 Análise do ROM do quadril e do joelho (HIDH, 2010) .....	42
FIG. 3.2 (a) Modelo simplificado do corpo humano; (b) Modelo durante a fase de balanço; (c) Modelo durante a fase de apoio.....	44
FIG. 3.3 Ângulo de abertura das articulações durante o movimento de caminhada (Dollar e Herr, 2007) .....	45
FIG. 3.4 Posicionamento do quadril e do joelho de forma senoidal durante a marcha .....	45
FIG. 3.5 Velocidade das articulações em forma senoidal durante a marcha.....	46
FIG. 3.6 Modelo do Exoesqueleto .....	50

FIG. 3.7 Vetores unitários na direção do atuador pneumático.....	54
FIG. 3.8 Curva de força em função da contração (FESTO).....	55
FIG. 3.9 Geometria do Músculo McKibben (Chou e Hannaford, 1994) .....	56
FIG. 3.10 Sinal EMG bruto .....	60
FIG. 3.11 Sinal EMG retificado e sua envoltória com filtro PB de 10 Hz .....	61
FIG. 3.12 Lógica <i>fuzzy</i> para a altura de um homem adulto com 3 funções de pertinência.....	63
FIG. 3.13 Lógica <i>fuzzy</i> para a altura de um homem adulto com 5 funções de pertinência.....	64
FIG. 3.14 Defuzzificação pelo método Mamdani utilizando o centroide da área de máximo (Jang, 1997).....	65
FIG. 3.15 Defuzzificação pelo método TSK utilizando média ponderada (Jang, 1997) .....	66
FIG. 3.16 Defuzzificação pelo modelo de Tsukamoto utilizando média ponderada (Jang, 1997) .....	67
FIG. 3.17 Regra de inferência com uma entrada e uma saída .....	67
FIG. 3.18 Exemplo de lógica <i>fuzzy</i> aplicada a duas entradas (baixo/médio/alto e magro/normal/gordo) e uma saída (IMC).....	68
FIG. 3.19 Diagrama de blocos de um controlador proporcional .....	69
FIG. 3.20 Malha fechada do controlador <i>fuzzy</i> PID (Simões, et al. 2007) .....	70

FIG. 4.1 Potenciômetro P160KN (robocore.net) .....	73
FIG. 4.2 Sensor EMG (advancertechnologies.com) .....	74
FIG. 4.3 Posicionamento dos eletrodos para captação dos sinais EMG do reto femoral (à esquerda) e do bíceps femoral (à direita) com aterramento na patela ....	75
FIG. 4.4 Sensor de pressão manométrica (labdegarage.com) .....	76
FIG. 4.5 Válvula de admissão e escape de ar utilizada .....	76
FIG. 4.6 Servo motor padrão 3 pinos.....	77
FIG. 4.7 Microcontrolador Arduino UNO Rev3 (arduino.cc).....	77
FIG. 4.8 Arquitetura de controle do exoesqueleto .....	78
FIG. 4.9 Planta experimental do controle do exoesqueleto .....	79
FIG. 5.1 Torques necessários nas articulações para realização da marcha humana utilizando dinâmica inversa em um modelo simplificado .....	85
FIG. 5.2 Ajuste das curvas de torque por polinômios de grau 10 .....	86
FIG. 5.3 Torques experimentais nas articulações do quadril e joelho durante a marcha humana (Dollar e Herr, 2008) .....	86
FIG. 5.4 Amplitude máxima atingida pela coxa em função do comprimento e posição da alavanca de apoio.....	87
FIG. 5.5 Alcance do exoesqueleto com movimento de flexão do quadril e joelho....	89
FIG. 5.6 Projeto do exoesqueleto solucionado .....	89

FIG. 5.7 Solução do Modelo de Chou e Hannaford completo por R2W e PSO .....	91
FIG. 5.8 Solução do Modelo de Szepe (2005) pelo método R2W e PSO.....	92
FIG. 5.9 Solução do modelo de Szepe (2005) para pressões de 1 a 6 bar .....	92
FIG. 5.10 Pressão em função da força e da contração no PAM MAS-20 da FESTO93	
FIG. 5.11 Resultado do sinal EMG para o bíceps femoral durante o movimento de levantamento e agachamento usando o sensor Advancer Technologies™ .....	94
FIG. 5.12 Resultado do sinal EMG para o reto femoral durante o movimento de extensão e relaxamento do joelho usando o sensor Advancer Technologies™ .....	95
FIG. 5.13 Sinal EMG do reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) durante a marcha humana usando o sensor Advancer Technologies™ .....	96
FIG. 5.14 Funções de pertinência para o erro e a variação do erro .....	97
FIG. 5.15 Resposta da válvula com controle <i>fuzzy</i> a diferentes respostas em degrau .....	98
FIG. 5.16 Força necessária nos atuadores do quadril e do joelho durante a marcha .....	99
FIG. 5.17 Pressão necessária no PAM do quadril e do joelho durante a marcha ...	101
FIG. 5.18 Curva de posição das válvulas do PAM do quadril e do joelho .....	101

## LISTA DE TABELAS

TAB. 3.1 Coeficientes da função de transferência em z para o filtro PB de primeira ordem .....	62
TAB. 3.2 Regras de Inferência .....	71
TAB. 5.1 Parâmetros utilizados para o projeto do exoesqueleto .....	88
TAB. 5.2 Parâmetros otimizados para o modelo de Szepe (2005) no PAM MAS-20 pelo método do enxame de partículas (PSO).....	93

## LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

### ABREVIATURAS

$A$	-	matriz de rotação em relação ao movimento do quadril
$B$	-	matriz de rotação em relação ao movimento do joelho
$b$	-	valor em bytes
$CG_i$	-	centro de gravidade da barra acoplada ao fêmur/tíbia
$D$	-	diâmetro do músculo pneumático
$F_i$	-	força produzida pelo atuador no quadril/joelho
$h$	-	contração do atuador pneumático
$l_i$	-	comprimento das alavancas de torque do exoesqueleto
$L_i$	-	comprimento do tronco/fêmur/tíbia
$l_m$	-	comprimento do PAM contraído
$L_m$	-	comprimento do PAM relaxado
$M_i$	-	matriz de massa
$P$	-	pontos de apoio do atuador pneumático
$p^k$	-	parâmetros a serem otimizados
$q$	-	vetor de coordenadas cartesianas
$Q_i$	-	vetor de forças externas e internas atuantes em um corpo
$r_i$	-	vetor de posição das alavancas de torque do joelho/quadril
$ROM_i$	-	ângulo de flexão do quadril/joelho
$\dot{ROM}_i$	-	velocidade de abertura do quadril/joelho
$S$	-	função objetivo
$t$	-	tempo
$T(p^k)$	-	curva aproximada de pressão do atuador pneumático
$T_i$	-	torque produzido no quadril/joelho
$t_k$	-	espessura das paredes do atuador pneumático
$u_i$	-	vetor unitário
$w_i$	-	velocidade angular da barra acoplada ao fêmur/tíbia
$x$	-	posição do elemento em relação ao eixo horizontal



- $y$  - posição do elemento em relação ao eixo vertical
- $Y$  - curva real de pressão do atuador pneumático

## SÍMBOLOS

- $\alpha$  - ângulo de posicionamento da alavanca de torque do quadril
- $\beta$  - ângulo de posicionamento da alavanca de torque do joelho
- $\theta_1$  - ângulo de rotação do quadril
- $\theta_2$  - ângulo de rotação do joelho
- $\lambda$  - multiplicadores de Lagrange
- $\mu$  - grau de pertinência de um elemento nebuloso
- $\Phi$  - vetor de restrições generalizadas
- $\varphi(x)$  - função de iteração para o método de Newton Raphson
- $\Phi^D$  - vetor de restrições diretores
- $\Phi^k$  - vetor de restrições cinemáticas
- $\Phi_q$  - matriz jacobiana do vetor de restrições generalizadas em relação ao vetor de coordenadas generalizadas
- $\Phi_t$  - derivada do vetor de restrições generalizadas no tempo

## LISTA DE SIGLAS

BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton
CAD	Desenho Assistido por Computador
EMG	Eletromiográficos
HIDH	Human Integration Design Handbook
HULC	Human Universal Load Carrier
IHM	Interface Homem Máquina
IME	Instituto Militar de Engenharia
LPM	Laboratórios de Projetos Mecânicos
NASA	National Aeronautics and Spacial Administration
NC	Número de Corpos em Movimento
NGL	Número de Graus de Liberdade
P	Proporcional
PAM	Músculo Artificial Pneumático
PI	Proporcional Integrador
PID	Proporcional Integrador Derivativo
PSO	Particle Swarm Optimization
R2W	Random Restricted Window
RMS	Valor Quadrático Médio
ROM	Amplitude de Movimento

## RESUMO

O desenvolvimento de equipamentos robóticos capazes de elevar ou garantir a capacidade física humana tem se mostrado promissor e em constante ascensão dos últimos anos, tanto na área militar e quanto industrial, assegurando menor exaustão do combatente ou operário, quanto na área médica, proporcionando melhores técnicas de reabilitação corporal.

Este trabalho tem por finalidade desenvolver o modelo de um exoesqueleto para membros inferiores do corpo humano capazes de auxiliar o usuário no ciclo de marcha comum baseado no controle de um músculo pneumático.

Inicialmente, é avaliado o torque exigido nas articulações para movimento do indivíduo durante a caminhada, utilizando dinâmica inversa de multi-corpos. Um projeto de exoesqueleto é proposto e solucionado pelo método de Newton-Raphson para sistemas não-lineares, e aplicada a dinâmica direta para cálculo da força necessária no atuador.

Foram avaliados dois modelos matemáticos para cálculo de pressão no interior de um músculo pneumático por soluções numéricas (R2W e PSO) e o melhor deles é utilizado para estimativa da pressão no interior do atuador capaz de fornecer a força e contração desejadas.

Um controlador nebuloso é responsável por ajustar a pressão desejada com base em sensores de pressão e posição. Um compensador baseado nos sinais eletromiográficos dos músculos da perna responsáveis pelo movimento de flexão do joelho e quadril é sugerido para autonomia do usuário durante o percurso.

O projeto mostra-se possível e de fácil implantação, com a utilização de poucos equipamentos, sendo estes facilmente encontrados no mercado e propõe uma alternativa como exoesqueleto para auxílio aos membros inferiores durante a marcha humana.

## ABSTRACT

The development of robotic equipment capable of raise or guarantee human physical ability has shown promise and constantly rising in recent years, both in military as in industrial area, ensuring a lower exhaust combatant or worker, as in the medical field, providing better techniques of corporal rehabilitation.

This work aims to develop a prototype exoskeleton for lower limbs of the human body that can assist the user in usual gait cycle based on the control of a pneumatic muscle.

Initially, the required torque is evaluated for the joint movement of user while walking, using inverse dynamics of multibody. An exoskeleton project is proposed and solved by the Newton-Raphson method for nonlinear systems, and applied in direct dynamics for calculation of the required force on the actuator.

Two mathematical models were evaluating to calculating of the pressure inside a pneumatic muscle by numerical solutions (R2W and PSO) and the best one is used to estimate the pressure inside the actuator capable of providing the desired strength and contraction.

A fuzzy controller is responsible for adjusting the desired pressure based on pressure sensors and position. A compensator based on the electromyography signals of the leg muscles responsible for knee and hip flexion is suggested for more autonomy for the route.

The design is shows possible and can be easily implemented with the use of few equipment, easily found on the market and proposes an alternative exoskeleton as a support for the lower limbs during human motion.

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 MOTIVAÇÃO

A análise dos sistemas pneumáticos de controle já vem sendo realizado desde os trabalhos de Herão, no século I, com seus estudos sobre a pressão atmosférica. Dentre suas principais criações, encontra-se a *eolípila* (FIG. 1.1), uma esfera oca cheia de líquido que se movimenta em sentido circular quando aquecida devido à exaustão do vapor pelas suas hastes.



**FIG. 1.1 Eolípila, invento de Herão nos anos 60 d.C.**

De Negri (2001) diz que, por sua natureza, os sistemas hidráulicos e pneumáticos constituem-se em uma forma concreta de aplicação dos princípios da mecânica dos fluidos compressível e incompressível a qual embasa o desenvolvimento de componentes e circuitos.

Ainda segundo De Negri (2001), os conceitos de automação e controle estão intimamente relacionados com a hidráulica e pneumática, pois esta área da tecnologia possui dispositivos para atuação mecânica rotacional e translacional para uma vasta gama de forças, torques, velocidades e rotações. O estudo da automação e controle engloba diversas áreas como lógica Booleana, Teoria de Controle, metrologia e mecatrônica.

Como todos os sistemas de controle, o pneumático também possui vantagens e desvantagens. Dentre as suas vantagens, destaca-se que são altamente eficientes, possuem alta durabilidade e segurança, facilidade de projeto, facilmente adaptável a variações de pressão e velocidade, além de ser mais econômicos e ecológicos, pois o ar comprimido que não será mais utilizado pode ser jogado diretamente na atmosfera. No entanto, os circuitos pneumáticos se limitam a pequenas cargas, devido à compressibilidade dos gases, o ar deve ser previamente comprimido para ser utilizado e o ruído gerado por equipamentos pneumáticos durante o ciclo também pode ser bastante incômodo na utilização desse sistema.

Também de acordo com De Negri (2001), sistema de controle é um conjunto de componentes interconectados que têm como função principal a realização de uma ou mais ações que são observadas ao longo do tempo e cuja modificação decorre da aplicação de sinais de entrada. Estas ações podem ser o controle (ou regulação) de posição, velocidade ou força em um cilindro, ou de vazão ou pressão em um circuito. O comportamento destas variáveis é observado no tempo, ou seja, é interessante verificar, por exemplo, em quanto tempo uma posição é alcançada ou qual a magnitude das oscilações e picos de pressão que estão ocorrendo no circuito.

Com isso, observa-se que um circuito pneumático é composto de vários componentes, como: atuadores pneumáticos, válvulas de controle direcional, válvulas de controle de fluxo, compressores, entre outros. Por conta disso, faz-se necessário modelar, analisar e controlar o comportamento de cada um desses itens, com o objetivo de se conseguir as melhores respostas para os resultados medidos ou esperados.

O sistema de controle estudado neste trabalho será modelado para o controle de um músculo pneumático (PAM) encontrado no mercado modelo MAS-20 comercializado pela FESTO, que deve ser utilizado em prótese biomecânica projetada para um exoesqueleto. Essa escolha foi tomada devido à disponibilidade

do equipamento no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) do Instituto Militar de Engenharia (IME).

Morgado Junior (2011) modelou um músculo pneumático de duas formas, focando no modelo geométrico do músculo e prezando a física envolvida no processo. Além disso, também estudou o controle de atuação baseado em modelo inverso e em lógica nebulosa. Os resultados obtidos em laboratório foram utilizados no modelo realizado utilizando um PAM MAS-20 para aferição.

Sousa (2014) apresentou seu trabalho de instrumentação e sensoriamento do PAM MAS-20, utilizando um micro controlador Arduino de linguagem aberta, com captação de sinais eletromiográficos e sinais de aceleração para o controle do atuador pneumático.

A motivação para a dissertação foi a da necessidade prática de equipamentos capazes de elevar, ou recuperar, a resposta da força humana quando submetidas a esforços físicos excessivos ou por longos períodos. Uma prótese nesse sentido auxiliará colaboradores que tenham que realizar tarefas repetitivas em fábricas ou que sejam extremamente desgastantes, reduzindo a energia gasta pelo operário, elevando a capacidade e reduzindo o tempo de produção. Além disso, esse projeto pode auxiliar pessoas que tenham perdido a sensibilidade e o controle do movimento dos membros, como os afetados pelo mal de Parkinson, esclerose amiotrófica ou alguma deficiência muscular.

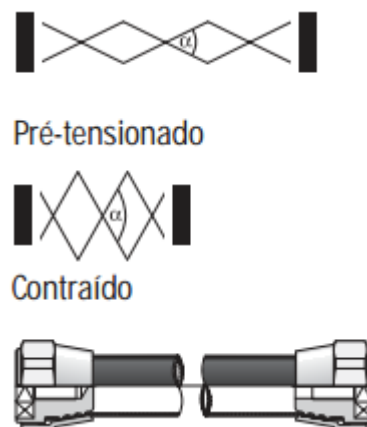
## 1.2 ESTADO DA ARTE

O músculo pneumático é um tipo de atuador pneumático que se difere dos demais pela sua estrutura. A maior parte dos atuadores é formada de cilindros rígidos ociosos com êmbolos que se deslocam no seu interior de acordo com a variação de pressão dada nas suas câmaras. No entanto, o PAM é um sistema de contração de membrana, ou seja, o tubo contrai-se quando está sob pressão (FESTO).

Ainda segundo a fabricante, a ideia básica é combinar tubos flexíveis impermeáveis com um revestimento de fibras robustas em formato de losango, criando assim uma estrutura tridimensional. Quando o ar é admitido, a forma dessa estrutura é alterada pela expansão e surge uma força de tração na direção axial. A

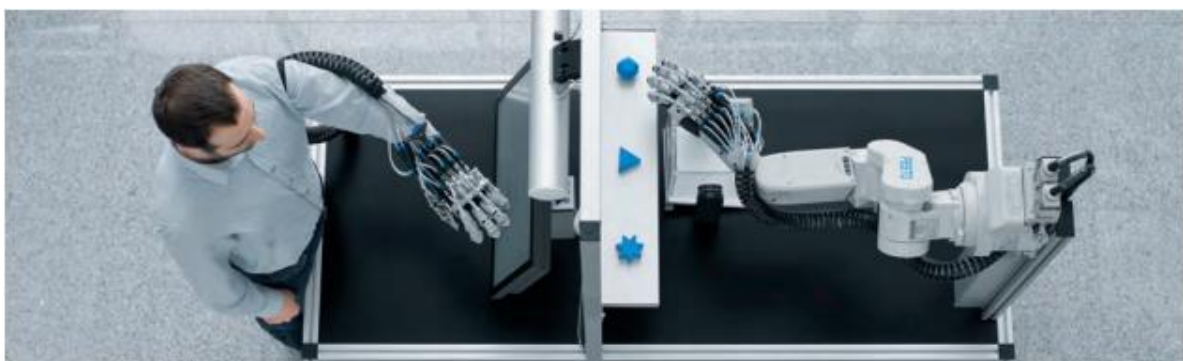
estrutura de grade faz com que o músculo reduza o eixo neutro à medida que a pressão interna aumenta, como pode ser visto na FIG. 1.2.

Quando distendido, o “músculo” desenvolve até dez vezes mais força do que um cilindro pneumático tradicional e consome apenas 40% da energia para uma força idêntica. É possível obter uma força idêntica com apenas um terço da seção transversal, sendo que o curso é reduzido com um comprimento idêntico de instalação, de acordo com a FESTO.



**FIG. 1.2 Movimento das fibras do PAM quando relaxado e contraído (catálogo PAM, Festo)**

Esse atuador é bastante utilizado na construção de próteses biomecânicas, inclusive da própria fabricante, como é o caso da ExoHand da Festo (FIG. 1.3), propondo um exoesqueleto que pode ser calçado como uma luva. Os dedos podem ser ativados pelo movimento e a sua força é amplificada; os movimentos da mão do operador são registrados e transmitidos para uma mão robótica em tempo real.



**FIG. 1.3 ExoHand, da Festo (portifólio ExoHand)**



O equipamento desenvolvido por Kazerooni e Chu (2004) é descrito como o primeiro exoesqueleto para membros inferiores de alimentação autônoma capaz de levantar cargas. O Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), que pode ser visto na FIG. 1.4, tem sete graus de liberdade para cada perna, quatro dos quais são alimentados por atuadores hidráulicos lineares.



**FIG. 1.4 BLEEX (Kazerooni, H. e Chu, A. et al, 2004)**

O sistema de exoesqueleto Berkeley permite que soldados, trabalhadores de resgate, brigada de incêndio, e outras equipes de emergência possam transportar grandes cargas, como alimentos, equipamentos de resgate, suprimentos de primeiros socorros, equipamentos de comunicação e armamento com o mínimo esforço sobre qualquer tipo de terreno por longos períodos.

O Laboratório de Engenharia Humana e Robótica de Berkeley também possui outros estudos na área de exoesqueletos biomecânicos, não necessariamente

utilizando os princípios hidráulicos de atuação, como é o caso do Human Universal Load Carrier (HULC, ou Suporte de Carregamento Humano Universal em tradução livre) ou o ExoClimber que utilizam de outras formas de energia como motores elétricos e mecanismos de compensação de força.

Nesses casos, o protótipo desenvolvido teve por objetivo garantir ao usuário forças sobre-humanas, para que fossem capazes de carregar suprimentos com o mínimo de esforço, o que se torna bastante viável no aspecto militar.

O exoesqueleto humano também pode ser utilizado para reabilitação de pessoas que perderam controle dos membros ou que possuem alguma dificuldade em movimentá-los. Um dos primeiros pesquisadores na área de exoesqueleto para reabilitação foi Mihajlo Pupin na década de 60. Esse equipamento utilizava atuadores pneumáticos capazes de rotacionar as pernas do usuário, mas sem flexionar os joelhos, como pode ser visto na FIG. 1.5. De acordo com Vukobratovic (2008), apenas anos depois, em 1972, foi acrescentada a articulação que permitiu a flexão do joelho, utilizando atuadores elétricos e pneumáticos.



**FIG. 1.5 Órtese robótica feita por Mihajlo Pupin (Vukobratovic, 2008)**

Modelos mais sofisticados foram produzidos depois desses, como o de Costa e Caldwell (2006), que já possuíam atuadores do tipo músculo pneumático e

articulações que permitiam um sistema com 10 graus de liberdade, representando praticamente todos os movimentos possíveis dos músculos da perna humana. O modelo se destacava por ser mais leve que os demais, mas com maiores potências, apesar da sua aparência vulnerável, como pode ser visto na FIG. 1.6.



**FIG. 1.6 Órtese robótica feita pela Universidade de Salford (Costa e Caldwell, 2006)**

Ramos (2013) pontua as principais dificuldades de se conceber um projeto de exoesqueletos como: escolha dos atuadores, antropomorfismo, posicionamento dos atuadores e sensores, portabilidade, interface entre homem e máquina, previsão de movimento, peso, suavidade do movimento e segurança.

A escolha do tipo de atuador é de fundamental importância no projeto. A partir dessa escolha, será desenvolvido todo o restante do protótipo, pois é nesse ponto em que são dimensionadas as relações de “peso x potência”, o que justifica ou não o uso do equipamento.

Após escolhido o tipo de atuador, é necessário que o modelo seja adaptável ao corpo humano, ou seja, deve ser antropomórfico. O equipamento deve ser de fácil manuseio e ajustável ao corpo do usuário, pois o exoesqueleto pode ser utilizado tanto em pessoas saudáveis quanto em portadores de deficiência física. Também deve ser considerada a portabilidade desse tipo de equipamento, que deve permitir a fácil locomoção do indivíduo, juntamente com a sua fonte de alimentação.

A Interface entre Homem e Máquina (IHM) é o elo de comunicação entre o usuário e o equipamento, ou seja, o mecanismo deve se mostrar simples e seguro para quem manuseia. Principalmente em um projeto de exoesqueleto, em que o operador possa ter problemas de coordenação motora, é de grande relevância que o sistema seja amigável e intuitivo, passando conforto e segurança mesmo em condições desfavoráveis.

Para esse tipo de equipamento, é necessário que a resposta do sistema se dê com velocidade superior ou igual à necessidade do usuário, ou seja, a previsibilidade de movimento deve atender aos interesses de quem está utilizando o exoesqueleto com base nas condições do ambiente e o processo de locomoção do indivíduo.

O peso do modelo também deve ser levado em consideração, pois dificilmente o equipamento será utilizado permanentemente, o que sugere que ele deve ser retirado com facilidade e por vezes guardado ou manuseado para dentro de veículos e outras circunstâncias.

E a suavidade do movimento que está intimamente ligada à segurança, pois o utilizador do exoesqueleto deve realizar movimentos similares ao da condição humana para que possa recuperar movimentos perdidos ou interagir com segurança em máquinas e situações que foram projetadas para pessoas que não tenham esse modelo de equipamento.

### 1.3 OBJETIVO DO TRABALHO

Neste trabalho, será realizada a modelagem e o controle de um músculo pneumático que será utilizado em uma prótese biomecânica de exoesqueleto projetado no LPM do IME baseado nos trabalhos apresentados anteriormente. Para isso, os equipamentos utilizados serão os encontrados no laboratório juntamente

com aquisição de novos itens que venham a ser acrescentados ao projeto futuramente.

Primeiramente, serão avaliados os esforços exigidos pelas articulações da perna durante a marcha humana usando dinâmica inversa de multi-corpos. Posteriormente, é apresentado o modelo do exoesqueleto a ser projetado, solucionando a sua geometria pelo método Newton-Raphson. Um modelo de atuador pneumático é apresentado e solucionado por métodos estocásticos, a ser acionado por meio de um controlador *fuzzy* para realização do movimento.

Um microcontrolador é utilizado para comunicação dos sensores com o computador. Os sinais obtidos pelos potenciômetros, barômetro e eletrodos EMG são avaliados para acionamento da servo válvula proporcional.

## 2 BIOMECÂNICA

O projeto de exoesqueleto proposto requer o estudo de alguns conceitos de biomecânica, que serão tratados nesse capítulo. O conhecimento de como funciona o corpo humano durante a marcha, seus planos e eixos principais são de fundamental importância na elaboração do protótipo que deve funcionar de forma harmônica com o usuário. Para tanto, serão estudados a anatomia óssea e a anatomia muscular dos membros inferiores do corpo humano.

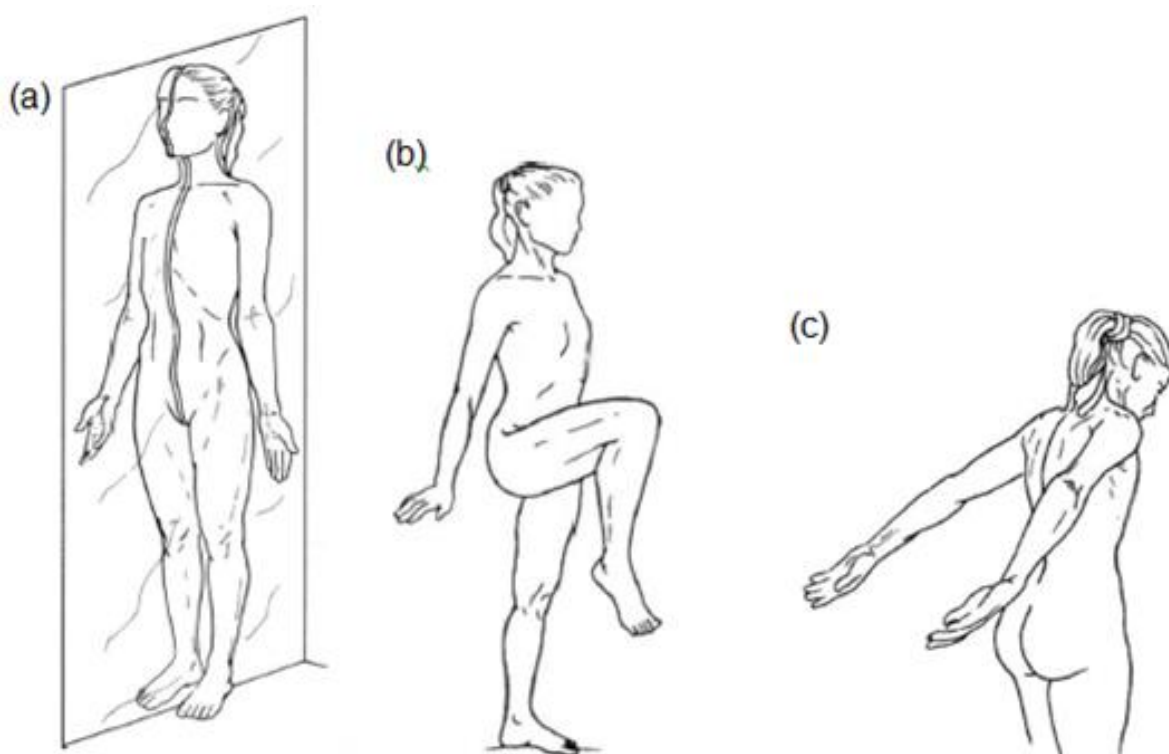
### 2.1 PLANOS E EIXOS PRINCIPAIS

Os movimentos do corpo humano são descritos de acordo com sua posição anatômica. Essa posição refere-se ao indivíduo em posição ereta, com os pés paralelos, os braços baixos e ao lado do corpo, com a palma das mãos virada pra frente e o rosto virado para frente, como pode ser visto na FIG. 2.1.



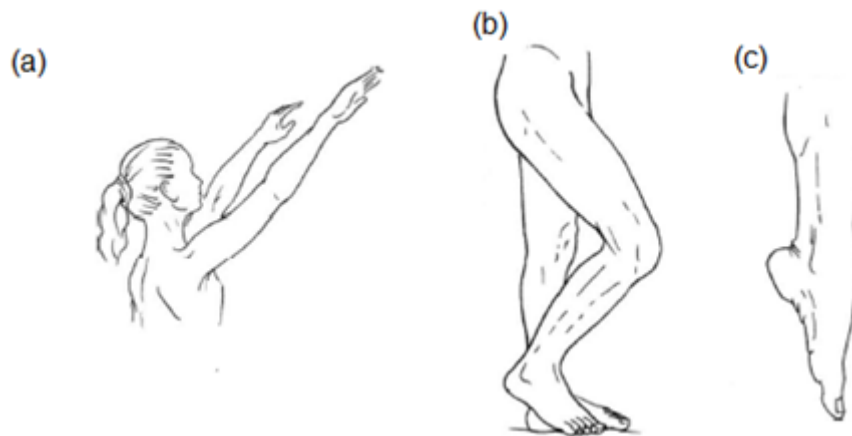
**FIG. 2.1 Posição anatômica (Calais-Germain, 2007)**

O plano médio divide o corpo em duas metades simétricas, esquerda e direita (FIG. 2.2a). Qualquer plano paralelo ao plano médio é chamado plano sagital. Movimentos nesse plano podem ser vistos lateralmente. Um movimento no plano sagital que leva parte do corpo pra frente da posição anatômica é chamada flexão (FIG. 2.2b). Um movimento no plano sagital que leva parte do corpo para trás da posição anatômica (FIG 2.2c) é chamado extensão (Calais-Germain, 2007).



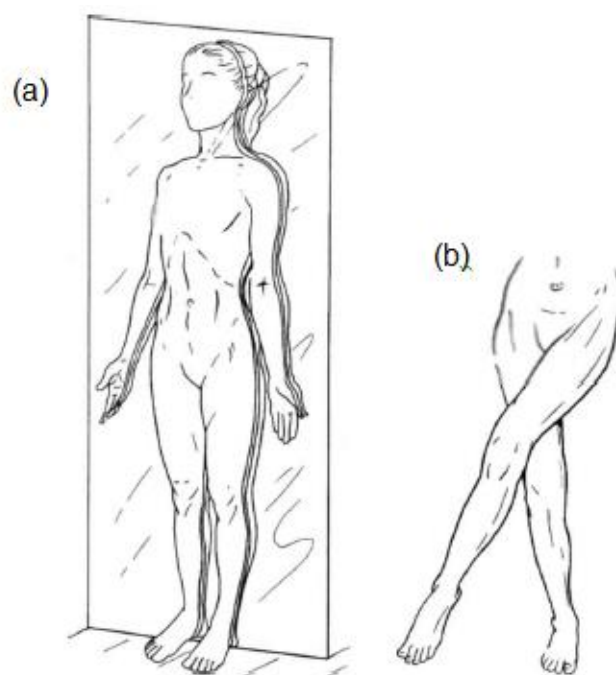
**FIG. 2.2 (a) Plano Médio; (b) flexão do quadril; (c) extensão do ombro (Calais-Germain, 2007)**

Algumas partes do corpo se excetuam dessa regra, é o caso da flexão do tornozelo (FIG. 2.3a) e do joelho (FIG. 2.3b) que levam o membro para trás do plano médio, e a extensão do tornozelo (FIG 2.3c), em que o pé se movimenta para frente do referido plano.



**FIG. 2.3 (a) Flexão do ombro; (b) flexão do joelho; (c) extensão do tornozelo (Calais-Germain, 2007)**

O plano coronal ou frontal é um plano perpendicular ao plano médio (FIG. 2.4a). Ele divide o corpo nas partes anterior e posterior. Um movimento no plano frontal cuja parte do corpo atravessa o plano médio (FIG. 2.4b) é chamado adução (Calais-Germain, 2007).

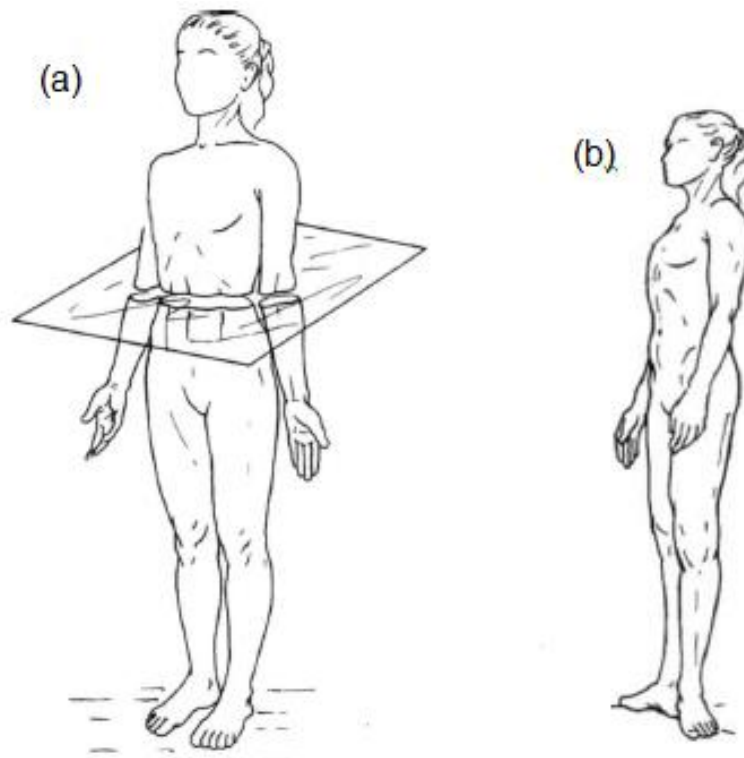


**FIG. 2.4 (a) Plano frontal; (b) adução do quadril (Calais-Germain, 2007)**

O plano transversal divide o corpo nas partes inferior e superior (FIG. 2.5a). Movimentos nesse plano podem ser visto de cima ou por baixo. Um movimento no

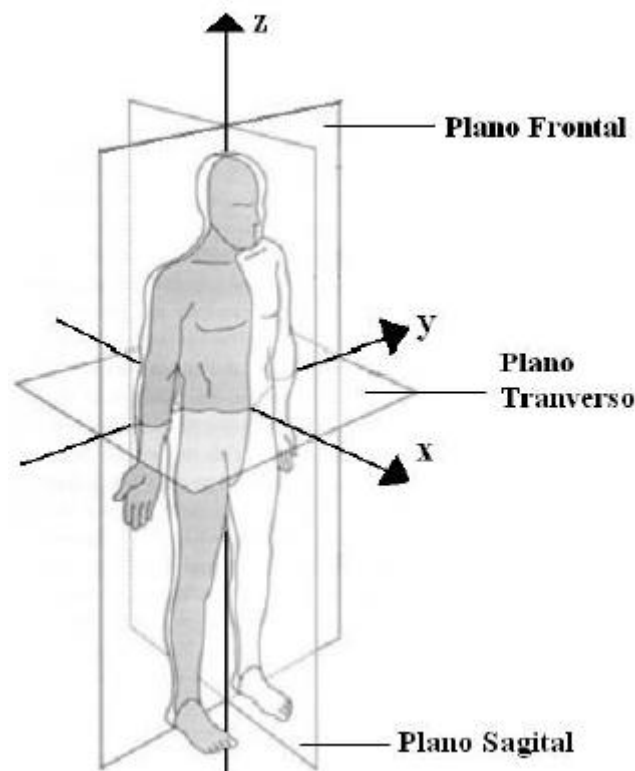


plano transversal a esse que leva uma parte do corpo para fora do plano (FIG. 2.5b) é chamado rotação lateral (Calais-Germain, 2007).



**FIG. 2.5 (a) Plano transversal; (b) rotação lateral do quadril (Calais-Germain, 2007)**

O corpo humano também é orientado por três eixos principais, sendo eles: o longitudinal, o transversal e o frontal (FIG. 2.6). O eixo longitudinal é aquele que corta o corpo humano verticalmente da cabeça aos pés, mais comumente é associado ao eixo z do sistema de coordenadas cartesianas. O eixo transversal é aquele que corta o corpo humano horizontalmente da direita para a esquerda ou vice-versa e normalmente é associado ao eixo y do sistema de coordenadas cartesianas. O eixo frontal é aquele que corta o corpo humano horizontalmente da frente para trás ou vice-versa, associado ao eixo x do sistema de coordenadas cartesianas (Azevedo, 2003).



**FIG. 2.6 Eixos e planos principais do corpo humano (Dollar e Herr, 2007)**

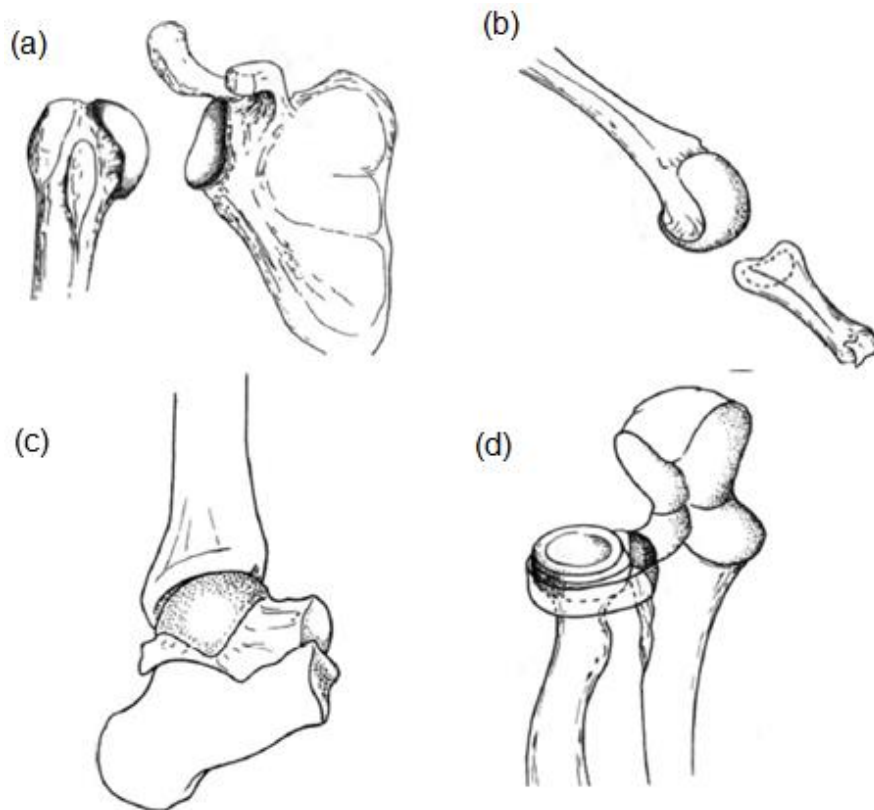
## 2.2 ANATOMINA ÓSSEA DOS MEMBROS INFERIORES

As juntas, ou articulações, são áreas onde os ossos estão ligados. Elas possuem vários graus de liberdade. Em algumas juntas, os ossos estão ligados apenas por um tecido conjuntivo fibroso ou cartilagem. Isto permite pouco ou nenhum movimento (Calais-Germain, 2007).

Ainda de acordo com Calais-Germain (2007), existem as juntas chamadas diartroses, ou juntas sinoviais. Essas superfícies (comumente chamadas de facetas) são moldadas de modo a se encaixar perfeitamente, mas também permitem algum movimento. Há várias categorias de juntas, baseadas na forma e na superfície da articulação, como:

- Encaixe esférico, também chamado junta esferoidal, permite movimento em todas as direções (FIG. 2.7a);
- Elíptica, similar à junta esférica, permite movimento nos três planos principais (FIG. 2.7b);

- Articulação, que possui movimento restrito a apenas um plano (FIG. 2.7c);
- e o Pivotante, em que um anel circular permite o movimento do osso apenas em uma direção (FIG. 2.7d).



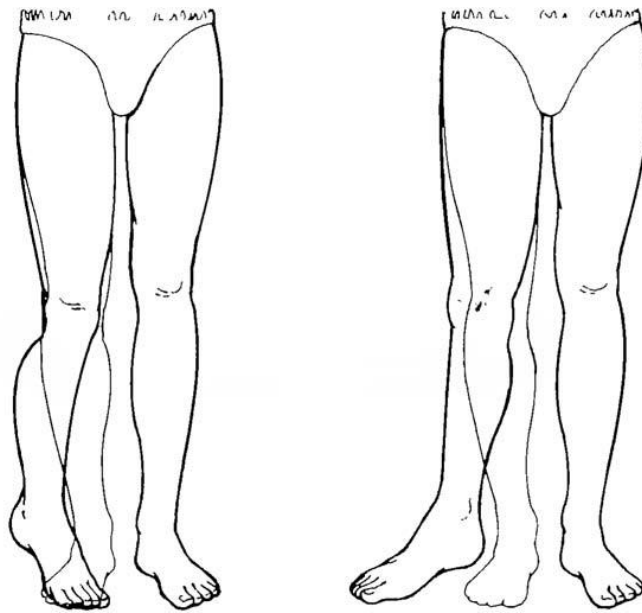
**FIG. 2.7 (a) Encaixe esférica; (b) elíptica; (c) articulação; (d) pivotante (Dollar e Herr, 2007)**

O quadril é a junta esférica dos membros inferiores responsável por conectar o fêmur à pélvis. A estabilidade e força da musculatura dessa junta são essenciais para ficar em pé e caminhar. Muitos exercícios físicos requerem boa amplitude de movimento (ROM, do inglês *range of motion*) do quadril (Dollar e Herr, 2007).

A flexibilidade da junta é um termo usado para descrever a amplitude do movimento (ROM) permitido em cada plano de movimento da junta. Flexibilidade estática refere-se ao ROM presente quando o segmento do corpo é movido passivamente (por um exercício assistido ou clínico), enquanto que flexibilidade dinâmica refere-se ao ROM que pode ser adquirido pelo movimento ativo de um segmento do corpo em virtude da contração muscular. A medida da amplitude da

junta é medida diretamente em graus. Na posição anatômica, considera-se que todas as juntas estão em zero graus (Hall, 2006).

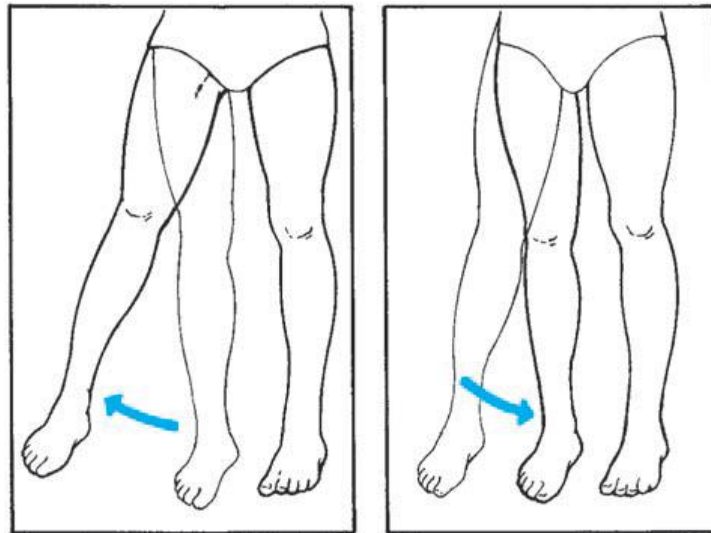
Hall (2006) afirma que embora os movimentos do fêmur se deem principalmente devido à rotação ocorrente na junta do quadril, a cintura pélvica tem a função similar ao ombro. Diferente do ombro, a pélvis é uma estrutura não articulada, mas que pode rodar nos três planos de movimento. Esse movimento de rotação pode ser visto na FIG. 2.8.



**FIG. 2.8 Movimento de rotação da perna (Hall, 2006)**

Movimentos do pé que ocorrem na amplitude do plano frontal são chamados de eversão e inversão (FIG. 2.9). A rotação da sola do pé para fora é considerada eversão, e a rotação da sola para dentro é chamada inversão. Pronação e supinação são geralmente usados para descrever o movimento que ocorre na junta da articulação posterior. Pronação nessa junta consiste da combinação de eversão, abdução, e dorsiflexão, e a supinação envolve inversão, adução, e flexão plantar (Hall, 2006).

A flexão é o movimento em que o ângulo entre a superfície anterior da coxa e o tronco diminuem, enquanto na extensão do quadril, o ângulo entre a superfície posterior da coxa e o tronco diminuem (Calais-Germain, 2007), como pode ser visto na FIG. 2.10.



**FIG. 2.9 Movimento do quadril no plano frontal (Hall, 2006)**

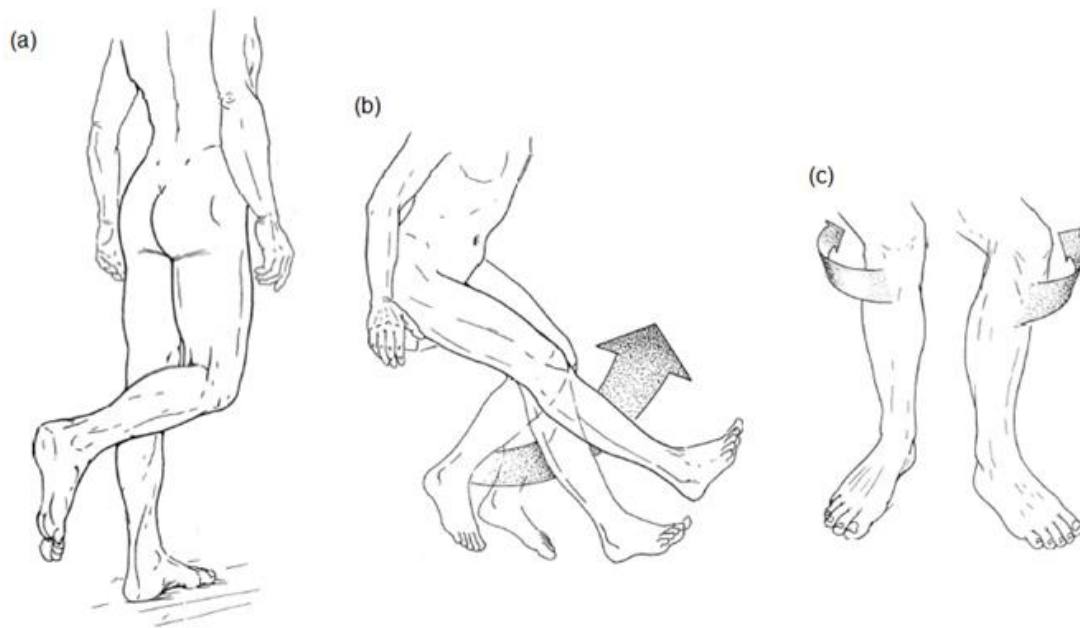


**FIG. 2.10 Flexão e extensão da coxa (Calais-Germain, 2007)**

Ainda de acordo com Calais-Germain (2007), a flexão do joelho se dá com a redução do ângulo entre a parte posterior da coxa e a perna, enquanto a extensão é o aumento desse ângulo, além de permitir uma rotação lateral ou medial como pode ser visto na FIG. 2.11.

De acordo com Dollar e Herr (2007) o joelho, uma junta intermediária do membro inferior, é especialmente capaz de flexionar e estender. Sua mobilidade permite-lhe variar a distância entre o pé e o tronco em larga escala. Sua estabilidade não se dá devido à estrutura óssea, que em geral é frágil, mas devido aos

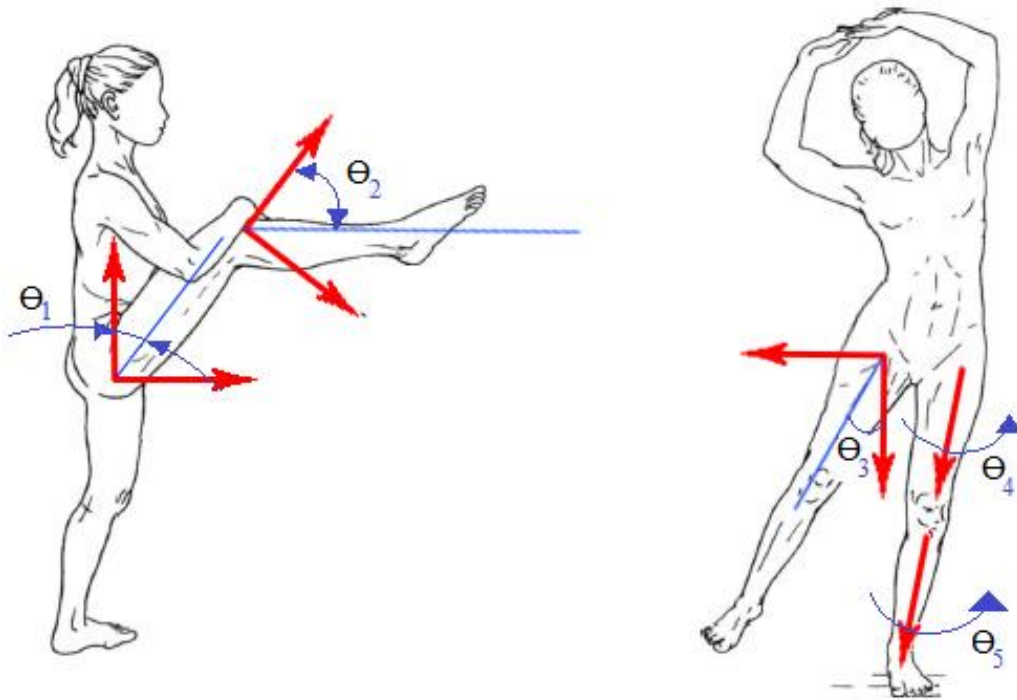
ligamentos e músculos. O joelho recebe pressão considerável, tanto de cima (pelo peso corporal) como por baixo (devido ao impacto do pé com o chão).



**FIG. 2.11 (a) flexão do joelho; extensão do joelho; rotação do joelho (Calais-Germain, 2007)**

Como pode ser observado, desconsiderando o movimentos dos pés, os membros inferiores do corpo humano possuem 5 graus de liberdade, sendo eles: rotação, eversão/inversão, e extensão/flexão do quadril; e rotação mais extensão/flexão do joelho. Todos os graus de liberdade são tomados levando princípio da amplitude de movimento (ROM), ou seja, estão todos relacionados ao ângulo de rotação do membro, como pode ser visto na FIG. 2.12.

Apenas dois graus de liberdade serão considerados nesse trabalho, sendo o de flexão/extensão da coxa ( $\theta_1$ ) e flexão/extensão do joelho ( $\theta_2$ ).



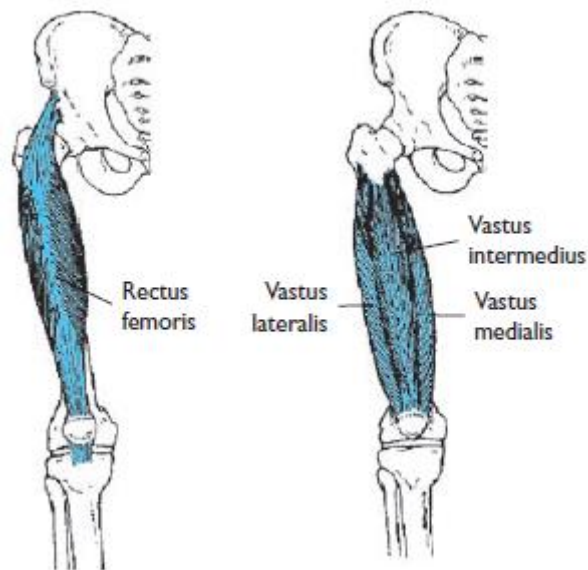
**FIG. 2.12 Graus de liberdade dos membros inferiores (Calais-Germain, 2007)**

### 2.3 ANATOMIA MUSCULAR DOS MEMBROS DO QUADRIL E JOELHO

Nesta seção, serão mostrados apenas os músculos responsáveis pelos dois graus de liberdade considerados para o trabalho.

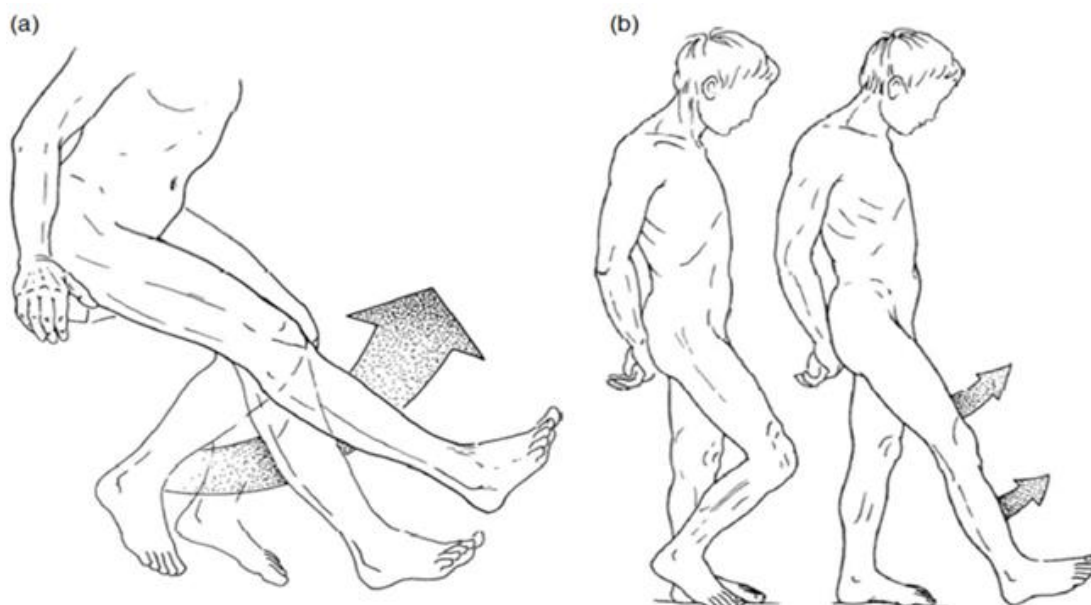
Essencialmente, todos os movimentos do corpo humano resultam de contrações musculares. Em uma seção microscópica, é possível observar que o músculo é composto de um pacote de fibras emaranhadas por partições fibrosas. Essas partições permitem o movimento de um músculo ou um grupo muscular relacionado ao outro (Calais-Germain, 2007).

O quadríceps femoral é um músculo composto de quatro outros músculos (reto femoral, vasto femoral, vasto lateral e vasto intermediário) que convergem a um tendão simples na patela. Esse tendão se insere e envolve a patela, até se unir ao ligamento patelar, como pode ser observado na FIG. 2.13.



**FIG. 2.13 Reto femoral, vasto lateral, vasto intermediário e vasto femoral (Hall, 2006)**

Calais-Germain (2007) afirma que esses quatro músculos atuando juntos atuam o quadríceps que estende o joelho (FIG. 2.14a). Esse é o músculo mais forte do corpo humano. Como o quadríceps une o quadril ao joelho, o reto femoral atua em ambas as juntas. Se a pélvis estiver fixa, ele flexiona o quadril e estende o joelho (FIG. 2.14b).



**FIG. 2.14 (a) extensão/flexão do quadril; (b) extensão/ flexão do joelho (Calais-Germain, 2007)**



## 2.4 Marcha Humana

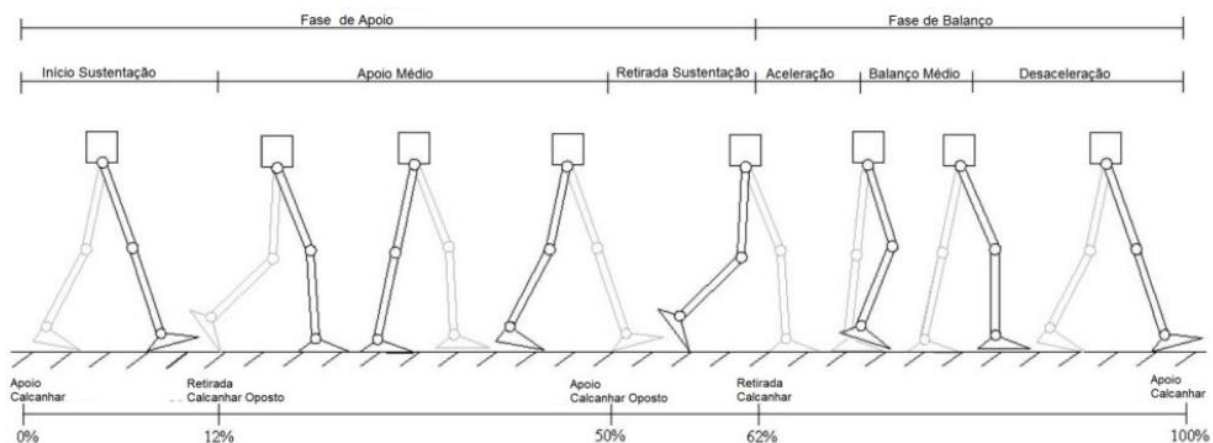
De acordo com Tao, Liu, Zheng e Feng (2012), a marcha humana é um movimento periódico dos segmentos do corpo e inclui repetitivos movimentos. Para uma melhor compreensão, a marcha precisa descrever um período inteiro da caminhada.

A marcha humana pode ser dividida em duas partes: a Fase de Apoio, quando o pé em análise encontra-se em contato com o solo, e a Fase de Balanço, quando o pé está suspenso do solo (FIG. 2.15).

A fase de apoio ainda se divide em Início da Sustentação, quando o calcanhar de apoio toca o chão; Apoio Médio, quando o peso do corpo é transferido para o pé de apoio com a elevação do pé adjacente ao movimento; e a retirada da sustentação, quando o pé adjacente volta a tocar o chão.

Da mesma forma, a fase de balanço também pode ser subdividida: Aceleração, com a retirada do calcanhar do chão; Balanço Médio, com movimento da perna suspensa para frente; e desaceleração, quando a perna começa a voltar para a posição de apoio.

Dollar e Herr (2007) afirmam que a fase de apoio corresponde a 62% do ciclo da marcha, enquanto a fase de balanço representa 38%. No entanto, é importante dizer que o peso do corpo não é totalmente transferido para o pé de apoio durante essa fase, pois a perna adjacente ainda está em contato com o solo nas fases de início e retirada da sustentação, fazendo com que o peso seja dividido, ainda que de forma desigual, entre os dois membros.



**FIG. 2.15 Fases da marcha humana (Dollar e Herr, 2007)**

### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Como foi dito anteriormente, o presente trabalho tratará apenas de dois graus de liberdade do movimento dos membros inferiores do corpo humano, sendo eles a flexão/extensão da coxa ( $\theta_1$ ) e flexão/extensão do joelho ( $\theta_2$ ).

Para a construção do modelo, é necessário estimar as dimensões médias desses membros do corpo humano. A NASA (National Aeronautics and Space Administration) desenvolveu um manual chamado HIDH (Human Integration Design Handbook, ou Manual de Projetos de Integração Humana em tradução livre), com o objetivo de viabilizar as dimensões médias do homem americano a fim de padronizar a construção de modelos e protótipos internacionais nessas medidas.

Um dos primeiros aspectos a ser analisados é o ROM (amplitude de movimento) dos membros a ser considerados, que no caso serão o da flexão do quadril, estipulado um máximo de 177 graus radianos, e a flexão do joelho, alcançando um máximo de 118 graus radianos, como pode ser visto na FIG. 3.1.

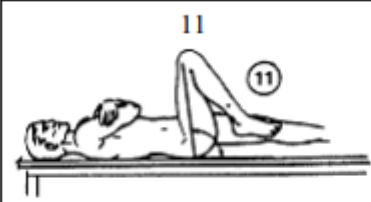
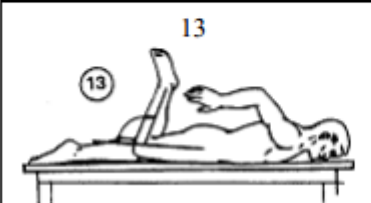
Imagem	Movimento da Junta	Amplitude de Movimento (ROM)
 Hip Flexion	Hip, flexion	117
 Knee Flexion, Prone	Knee, flexion	118

FIG. 3.1 Análise do ROM do quadril e do joelho (HIDH, 2010)

De acordo com os dados da HIDH (2010), para medições de massa, tem-se que a coxa masculina possui, em média, 7.628 gramas, enquanto a perna tem 4.598 gramas. A coxa humana mede aproximadamente 75,2 cm e seu centro de massa está localizado a 23,33 cm do quadril, enquanto a perna possui 39,6 cm com seu centro de massa distante 12,02 cm da patela.

### 3.1 MODELAGEM CINEMÁTICA E DINÂMICA

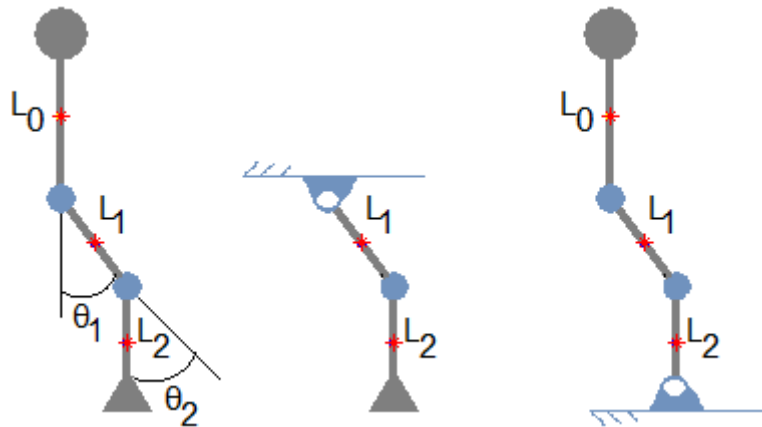
#### 3.1.1 PÊNDULO TRIPLO

Um modelo simplificado do corpo humano será utilizado para realizar a análise dinâmica dos membros inferiores durante o movimento (FIG. 3.2a). Nesse modelo, são consideradas três barras rígidas articuladas, onde a primeira delas ( $L_0$ ) corresponde a toda a massa acima da cintura (tronco, braços, cabeça, etc.), a segunda ( $L_1$ ) corresponde à coxa e por último a que corresponde à parte da tíbia e pés ( $L_2$ ).

No entanto, o ponto de apoio das barras se altera conforme a etapa da marcha. Para a fase de balanço, considera-se um sistema similar ao de pêndulo duplo, já que a perna está suspensa e seu ponto de apoio encontra-se no quadril (FIG. 3.2b). Dessa forma, apenas os esforços necessários para movimentar a coxa e tíbia são considerados (barras  $L_1$  e  $L_2$ ).

No caso da fase de apoio, o ponto fixo encontra-se no pé e permite o movimento de todo o corpo (FIG. 3.2c). Dessa forma, todas as barras do pêndulo triplo são consideradas e os torques exigidos nas articulações referem-se ao movimento de todo o indivíduo (barras  $L_0$ ,  $L_1$  e  $L_2$ ). Nesse caso, encontra-se um sistema com 3 graus de liberdade, porém, considerando que o ser humano assume uma postura ereta durante todo o trajeto, é possível achar uma combinação do terceiro grau de liberdade com os outros dois, reduzindo-se a um sistema com apenas dois graus como na fase de balanço.

O interesse nesse tipo de modelagem é conhecer o torque necessário para mover a perna na direção e velocidade desejadas. Para isso, é necessário conhecer o movimento da marcha humana.



**FIG. 3.2 (a) Modelo simplificado do corpo humano; (b) Modelo durante a fase de balanço; (c) Modelo durante a fase de apoio**

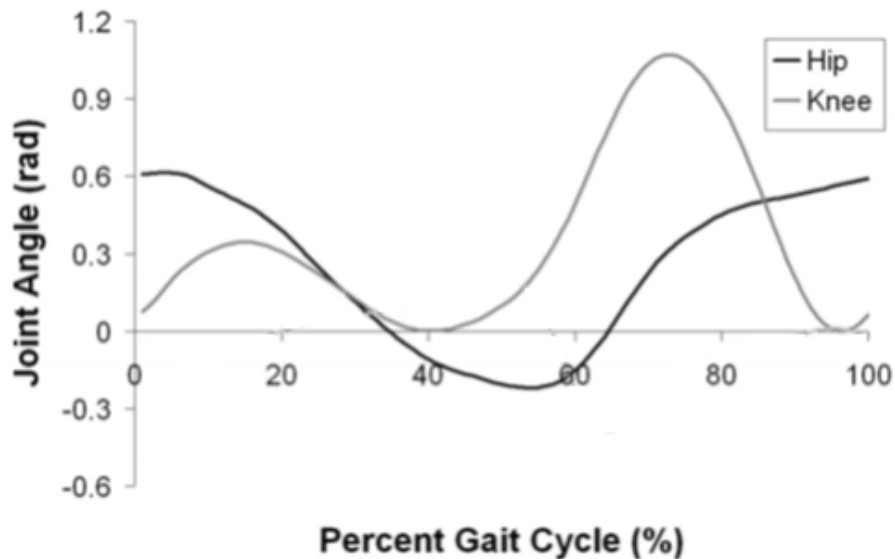
A análise da marcha é o estudo sistemático da locomoção humana. Este tipo de análise envolve a medida, descrição e as taxas de variação que caracterizam essa locomoção (Ghoussayni, Steves, Durham e Ewins, 2004).

Dessa forma, faz-se necessário conhecer o movimento de cada membro, bem como as suas velocidades e acelerações, para que seja definido todo o processo de locomoção humana. Como já definido, para esse trabalho, apenas dois graus de liberdade serão avaliados, então é necessário o movimento apenas do fêmur e da tíbia humanas.

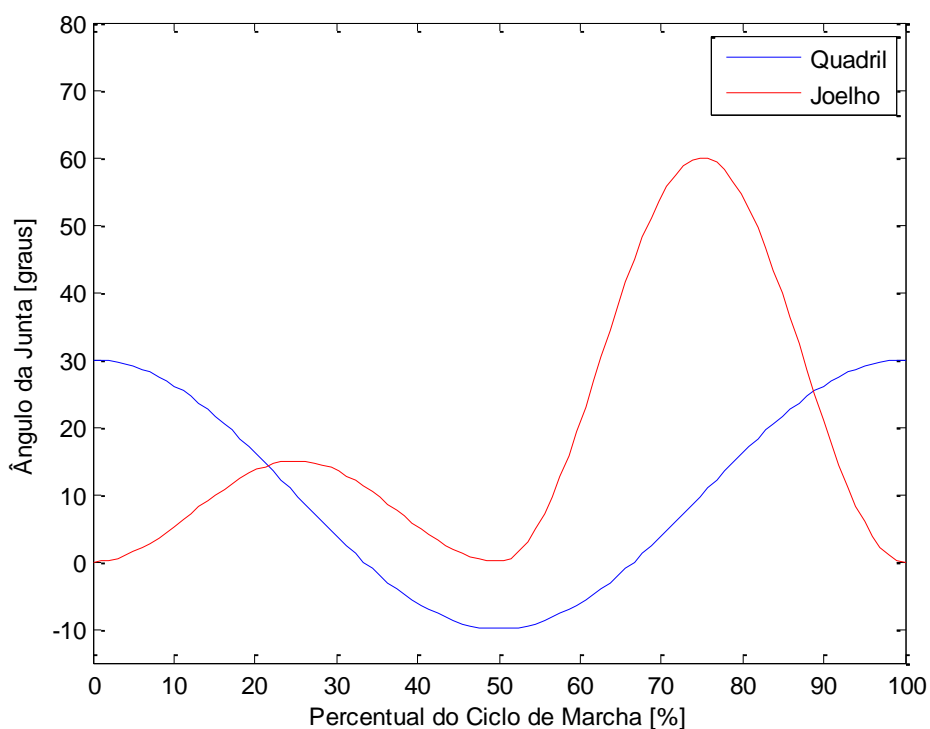
De acordo com Bureau (2007), o movimento da marcha é semelhante para todas as pessoas, ou seja, os ângulos, as velocidades e as acelerações de cada articulação podem ser considerados idênticos. Somente o que altera na marcha entre cada indivíduo é o tamanho da passada, que varia de acordo com o tamanho da pessoa, acarretando como consequência diferenças nas velocidades de caminhada (FIG. 3.3).

Para uma análise mais simplificada do movimento, Dos Santos (2011) aproxima as curvas de posição do quadril e do joelho por senoidais. O autor considera que uma pessoa de muletas possui menor amplitude de movimento e um maior tempo de passada. Nesse trabalho, será considerado o período de caminhada de uma pessoa normal como igual a 1 segundo e uma aproximação baseada na curva de Dollar e Herr (2007) (FIG. 3.4).

Nota-se que a frequência do joelho é o dobro da frequência do quadril, e que o joelho possui duas amplitudes de movimento diferentes ( $15^\circ$  e  $60^\circ$ ), enquanto o quadril possui apenas uma ( $40^\circ$ ).



**FIG. 3.3** Ângulo de abertura das articulações durante o movimento de caminhada (Dollar e Herr, 2007)

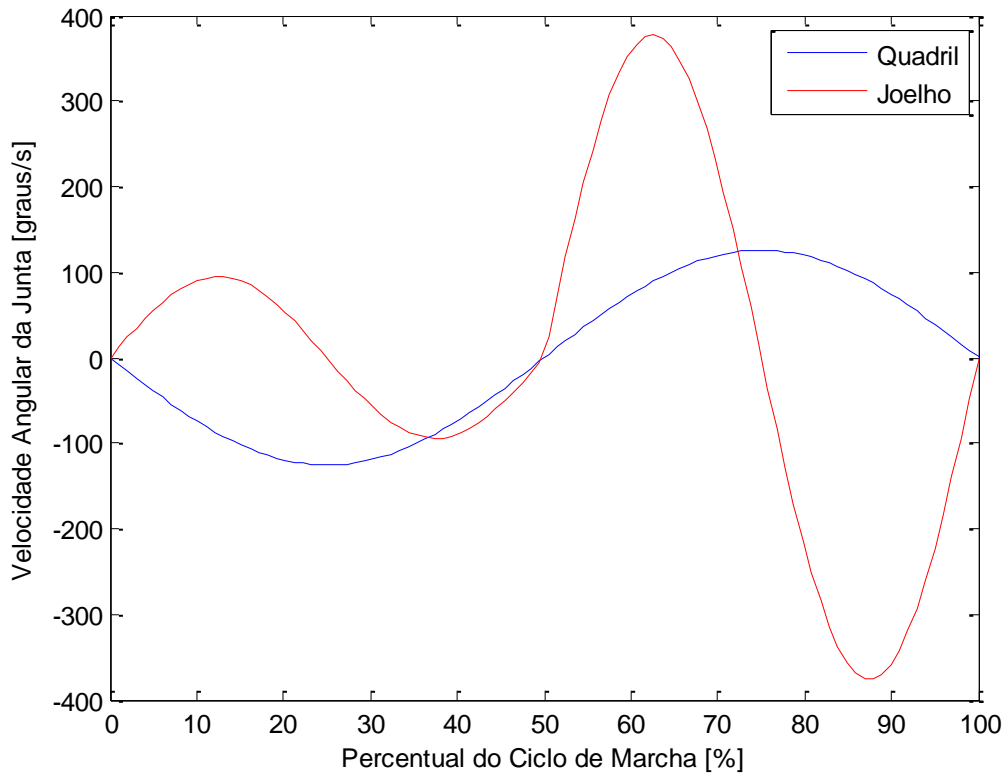


**FIG. 3.4** Posicionamento do quadril e do joelho de forma senoidal durante a marcha

O sistema que descreve o movimento das articulações é então:

$$\begin{cases} ROM_{quadril}(t) = 20 \cos(2\pi t) + 10 \\ ROM_{joelho}(t) = 7,5 \sin\left(4\pi t - \frac{\pi}{2}\right) + 7,5, & 0 < t < 0,5 \\ ROM_{joelho}(t) = 30 \sin\left(4\pi t - \frac{\pi}{2}\right) + 30, & 0,5 < t < 1 \end{cases} \quad \text{EQ. 3.1}$$

A velocidade desse movimento pode ser encontrada diferenciando-se a curva de posição, que pode ser facilmente encontrada, uma vez que está se trabalhando com senoidais (FIG. 3.5).



**FIG. 3.5 Velocidade das articulações em forma senoidal durante a marcha**

O sistema que descreve a velocidade das articulações torna-se:

$$\begin{cases} \dot{ROM}_{quadril}(t) = -40\pi \sin(2\pi t) \\ \dot{ROM}_{joelho}(t) = 30\pi \cos\left(4\pi t - \frac{\pi}{2}\right), & 0 < t < 0,5 \\ \dot{ROM}_{joelho}(t) = 120\pi \cos\left(4\pi t - \frac{\pi}{2}\right), & 0,5 < t < 1 \end{cases} \quad \text{EQ. 3.2}$$

### 3.1.2 DINÂMICA INVERSA

Com a cinemática da marcha humana definida, é possível utilizar-se de dinâmica inversa para calcular qual o trabalho necessário para produzir esse movimento. Para isso, é necessário encontrar essas forças resolvendo as equações de cinemática atualizando as informações de posição, velocidade e aceleração de todos os corpos nas equações de movimento. Quando se considera que existe uma quantidade de atuadores igual ao número de graus de liberdade, então existe solução única para esse sistema.

As coordenadas cartesianas procuram determinar a posição absoluta de um ponto de referência (em geral o centro de massa) bem como a orientação de um corpo no espaço. Definindo-se as coordenadas dessa maneira, obtém-se um conjunto de coordenadas dependentes entre si. Uma vez que se especifique o valor da coordenada independente, o valor das demais coordenadas por ser obtido numericamente (SILVA, 2007).

Quando se escolhe um conjunto de coordenadas dependentes, em geral, obtém-se um conjunto de equações não-lineares acopladas que devem ser resolvidas simultaneamente. Estas equações de restrição são classificadas em dois grandes grupos: restrições cinemáticas  $\Phi^k$  e restrições diretoras  $\Phi^D$  (HAUG, 1989).

As restrições cinemáticas representam as conexões físicas entre os corpos, e por este motivo, elas impõem restrições ao movimento relativo entre os corpos que estão conectados. Já as restrições diretoras dependem explicitamente do tempo e das coordenadas cartesianas, que por sua vez estão associadas aos graus de liberdade do sistema (SILVA, 2007).

O vetor de restrições é então formado pela associação das restrições cinemáticas e diretoras, tornando-se função tanto do vetor de coordenadas cartesianas ( $q$ ) quanto do tempo:

$$\Phi(q, t) = \begin{bmatrix} \Phi^k(q, t) \\ \Phi^D(q, t) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 3.3}$$

Conhecendo-se todas as equações de restrição, é possível isolar todos os termos ao lado direito da equação.

$$\Phi(q, t) = 0 \quad \text{EQ. 3.4}$$

Assim, é possível diferenciar essa equação, a fim de encontrar a equação da velocidade para essas restrições. No entanto, como o vetor de coordenadas cartesianas não é uma função explícita no tempo, utiliza-se da regra da cadeia, logo:

$$\dot{\Phi}(q, t) = \frac{\partial \Phi}{\partial q} \frac{dq}{dt} + \frac{\partial \Phi}{\partial t} \frac{dt}{dt} = 0 \quad \text{EQ. 3.5}$$

$$\Phi_q \dot{q} + \Phi_t = 0 \quad \text{EQ. 3.6}$$

Onde  $\Phi_q$  corresponde à matriz jacobiana de  $\Phi$  em relação a  $q$ , a velocidade  $\dot{q}$  e o vetor  $\Phi_t$  que representa a derivada de  $\Phi$  no tempo. E aplicando-se novamente a regra da cadeia para encontrar o cálculo da aceleração, encontra-se:

$$\ddot{\Phi}(q, t) = (\Phi_q \dot{q})_q \dot{q} + 2\Phi_{qt} \dot{q} + \Phi_q \ddot{q} + \Phi_{tt} = 0 \quad \text{EQ. 3.7}$$

$$\Phi_q \ddot{q} = -(\Phi_q \dot{q})_q \dot{q} - 2\Phi_{qt} \dot{q} - \Phi_{tt} \equiv \gamma \quad \text{EQ. 3.8}$$

Onde  $\Phi_{qt}$  e  $\Phi_{tt}$  correspondem às derivadas de  $\Phi_q$  e  $\Phi_t$  no tempo, respectivamente.

Considerando que todas as forças (internas e externas) que atuam em cada corpo estejam, incluídas no vetor  $Q_i$ , tem-se a equação de movimento do sistema como:

$$\sum_{i=1}^{nb} \delta q_i [M_i \ddot{q}_i - Q_i] = 0 \quad \text{EQ. 3.9}$$

Onde  $q_i$  representa as coordenadas e  $\ddot{q}_i$  a aceleração da coordenada cartesiana de cada corpo  $i$ ,  $M_i$  é a matriz diagonal de massa e  $Q_i$  um vetor que representa a força ou torque atuantes na quantidade  $nb$  de corpos presentes.



HAUG (1992) utiliza o teorema dos multiplicadores de Lagrange para provar que as forças internas que atuam sobre cada corpo podem ser escritas em função do Jacobiano das equações de restrição e de um vetor de incógnitas  $\lambda$ . Como essas forças não realizam trabalho, a equação de movimento de um sistema multi-corpos bidimensional pode ser escrita como:

$$Mq + \Phi_q^T \lambda = Q^A \quad \text{EQ. 3.10}$$

$$\Phi(q, t) = 0 \quad \text{EQ. 3.11}$$

Tal que os vetores compostos do sistema apresentam-se como:

$$q = [q_1^T, q_2^T, \dots, q_{nb}^T]^T \quad \text{EQ. 3.12}$$

$$M = \text{diag}(M_1, M_1, J_1, \dots, M_{nb}, M_{nb}, J_{nb}) \quad \text{EQ. 3.13}$$

$$Q = [Q_1^T, Q_2^T, \dots, Q_{nb}^T]^T \quad \text{EQ. 3.14}$$

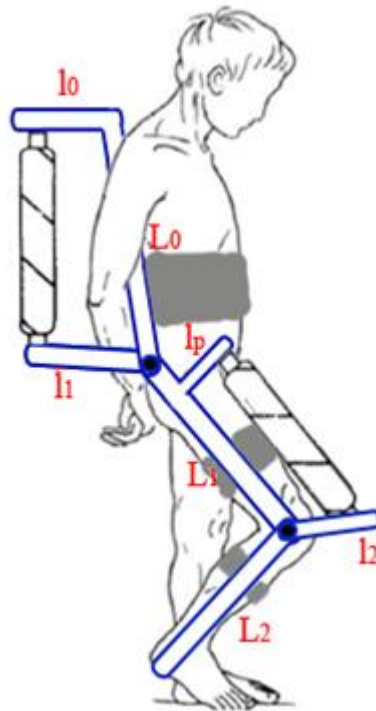
Assim, o único vetor de incógnitas do sistema é o próprio multiplicador de Lagrange. Esse vetor corresponde a todos os esforços do sistema, tanto as forças internas quanto os torques exigidos para que as barras tenham o movimento esperado pelas equações de restrição cinemática.

## 3.2 MODELAGEM DO EXOESQUELETO

### 3.2.1 PROJETO MECÂNICO

O sistema proposto deve ser capaz de auxiliar o seu usuário no movimento de flexão do quadril e do joelho. Para isso, foi desenvolvido o modelo da FIG. 3.6.

Esse modelo é composto por três barras articuláveis, permitindo movimento com dois graus de liberdade para os membros inferiores, sendo elas a barra  $L_0$  presa às costas,  $L_1$  para o fêmur e  $L_2$  para a tíbia. Além disso, são utilizadas as alavancas de apoio  $l_0$  e  $l_p$  para fixação do PAM e as alavancas de torque  $l_1$  e  $l_2$  que serão responsáveis por produzir o torque para as articulações do quadril e do joelho responsáveis pelo movimento.



**FIG. 3.6 Modelo do Exoesqueleto**

Nesse modelo, percebe-se que dois quadriláteros são formados: o primeiro deles composto pelos comprimentos  $l_0$ ,  $L_0$ ,  $l_1$  e o comprimento do músculo pneumático (que será tratado como  $l_m$  quando contraído e  $L_m$  quando relaxado), e o segundo formado pelos comprimentos  $l_p$ ,  $L_1$ ,  $l_2$  e o comprimento do outro atuador pneumático. Assim, utilizando a lei dos cossenos, encontra-se o sistema não linear na forma:

$$\begin{cases} l_0^2 + L_0^2 - l_m^2 - l_1^2 + 2l_m l_1 \cos(\hat{A}) \\ L_0^2 - l_m^2 + l_1^2 - l_0^2 - 2L_0 l_1 \cos(\alpha) + 2l_0 l_m \cos(\hat{B}) \\ L_0^2 - L_m^2 + l_1^2 - l_0^2 + 2L_m l_1 \cos(\hat{A}') \\ L_0^2 - L_m^2 + l_1^2 - l_0^2 - 2L_0 l_1 \cos(\alpha + ROM_1) + 2l_0 L_m \cos(\hat{B}') \\ \alpha + \hat{A} + \hat{B} - 1,5\pi \\ \alpha + ROM_1 + \hat{A}' + \hat{B}' - 1,5\pi \end{cases} = 0 \quad \text{EQ. 3.15}$$

Onde  $\hat{A}$  e  $\hat{A}'$  correspondem aos ângulos formados entre os comprimentos  $l_1$  e o comprimento do atuador contraído e relaxado, respectivamente,  $\hat{B}$  e  $\hat{B}'$  os ângulos entre os comprimentos  $l_0$  e o comprimento do atuador,  $\alpha$  é o ângulo e  $l_2$  o comprimento da alavanca de torque a serem calculados e  $ROM_1$  o ângulo de rotação

do quadril. Foi considerado que a alavanca de apoio faz um ângulo reto com a barra presa às costas.

Para o outro quadrilátero, também considerando um ângulo reto para a alavanca de apoio, o sistema encontra-se como:

$$\begin{cases} L_1^2 - l_m^2 + l_p^2 - l_2^2 + 2l_m l_2 \cos(\hat{C}) \\ L_1^2 - l_p^2 - l_m^2 + l_2^2 - 2L_1 l_2 \cos(\beta) + 2l_p l_m \cos(\hat{D}) \\ L_1^2 - L_m^2 + l_p^2 - l_2^2 + 2L_m l_2 \cos(\hat{C}') \\ L_1^2 - L_m^2 + l_2^2 - l_p^2 - 2L_1 l_2 \cos(\beta + ROM_2) + 2l_p L_m \cos(\hat{D}') \\ \beta + \hat{C} + \hat{D} - 1,5\pi \\ \beta + ROM_2 + \hat{C}' + \hat{D}' - 1,5\pi \end{cases} = 0 \quad \text{EQ. 3.16}$$

Em que  $\hat{C}$  e  $\hat{C}'$  são os ângulos entre os comprimentos do apoio  $l_p$  e o atuador contraído e relaxado, respectivamente, e  $\hat{D}$  e  $\hat{D}'$  os ângulos entre a alavanca de torque e o atuador. Considera-se também que existe um ângulo reto entre a barra de apoio  $l_p$  e a barra  $L_1$  para definição do ângulo  $\beta$  e comprimento  $l_2$  da alavanca de torque do joelho, que se movimenta em um ângulo  $ROM_2$ .

### 3.2.2 MÉTODO DE NEWTON RAPHSON

A solução para os sistemas apresentados nas EQ. 3.15 e EQ. 3.16 é obtida através do método de Newton-Raphson. Esse é um método baseado em outro método iterativo, o Método do Ponto Fixo. No segundo, procura-se encontrar um valor de  $x$  a partir de uma equação equivalente produzindo seguidos valores de raiz até aproximar-se da solução desejada.

O método de Newton-Raphson é uma variação desse algoritmo a fim de garantir esse critério de convergência e acelerar o processo. Para isso, é escolhida uma função de iteração  $\varphi(x)$  tal que  $\varphi'(\varepsilon) = 0$ .

$$\varphi(x) = x + A(x)f(x) \quad \text{EQ. 3.17}$$

$$\varphi'(x) = 1 + A'(x)f(x) + A(x)f'(x) \quad \text{EQ. 3.18}$$

$$\varphi'(\varepsilon) = 1 + A'(\varepsilon)f(\varepsilon) + A(\varepsilon)f'(\varepsilon) \quad \text{EQ. 3.19}$$

$$\varphi'(\varepsilon) = 1 + A(\varepsilon)f'(\varepsilon) \quad \text{EQ. 3.20}$$

A partir da condição tomada, tem-se que:

$$1 + A(\varepsilon)f'(\varepsilon) = 0 \quad \text{EQ. 3.21}$$

$$A(\varepsilon) = -\frac{1}{f'(\varepsilon)} \quad \text{EQ. 3.22}$$

Dessa forma, tem-se a relação:

$$x_{k+1} = x_k - \frac{f(x_k)}{f'(x_k)}, \quad k = 0,1,2, \dots \quad \text{EQ. 3.23}$$

O método de Newton aproxima a raiz da equação baseado na diferenciação direta da equação a ser analisada, precisando apenas de uma estimativa inicial para início do processo iterativo.

No caso de sistemas, onde é necessária a solução para mais de uma variável, então a matriz jacobiana é utilizada como a derivada do sistema para cada um dos parâmetros a ser estimado.

### 3.2.3 DINÂMICA DIRETA

Com a geometria do exoesqueleto e a curva de força do atuador definidos, é possível calcular o torque produzido pelos atuadores em cada uma das articulações. Duas matrizes de rotação serão definidas em função das amplitudes de movimento do fêmur ( $ROM_1$ ) e da tíbia ( $ROM_2$ ). Para o primeiro caso, onde a flexão acontece no sentido horário, tem-se a matriz  $A$  definida como:

$$A = \begin{bmatrix} \cos(ROM_1) & -\text{sen}(ROM_1) & 0 \\ \text{sen}(ROM_1) & \cos(ROM_1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 3.24}$$

Enquanto a flexão do joelho, que acontece no sentido anti-horário, representa-se pela matriz  $B$  como:

$$B = \begin{bmatrix} \cos(ROM_2) & \text{sen}(ROM_2) & 0 \\ -\text{sen}(ROM_2) & \cos(ROM_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 3.25}$$

Assim, definindo-se os pontos de apoio do atuador das costas ( $P_0$ ) e da perna ( $P_p$ ), da alavanca de torque do fêmur ( $P_1$ ) e da tíbia ( $P_2$ ), e os pontos de articulação ( $P_A$ ,  $P_B$ ,  $P_C$  e  $P_D$ ), é possível controlar a sua posição de acordo com o movimento da perna, seguindo como:

$$\begin{aligned} P_A &= [0; 0; 0] \\ P_B &= [0; L_2; 0] \\ P_C &= P_B + A [0; L_1; 0] \\ P_D &= P_C + B A [0; L_0; 0] \\ P_P &= P_B + A [l_P; L_P; 0] \\ P_0 &= P_D + B A [-l_0; 0; 0] \\ P_1 &= P_C + A [-l_1 \text{sen}(\alpha); l_1 \cos(\alpha); 0] \\ P_2 &= P_B + [l_2 \sin(\beta); l_2 \cos(\beta); 0] \end{aligned} \quad \text{EQ. 3.26}$$

Um vetor unitário direcional ( $u$ ) na direção do eixo do PAM pode ser definido com base na posição dos pontos de apoio e de alavanca em que ele está fixado (FIG. 3.7). Para isso, basta calcular a razão entre a diferença dos pontos de apoio com o de alavanca com a sua norma, ou seja:

$$\begin{aligned} u_1 &= \frac{P_0 - P_1}{\|P_0 - P_1\|} \\ u_2 &= \frac{P_P - P_2}{\|P_P - P_2\|} \end{aligned} \quad \text{EQ. 3.27}$$

O torque por sua vez, será o produto vetorial entre o braço de alavanca e o vetor unitário, com magnitude igual à força produzida pelo PAM:

$$r_1 = P_1 - P_C$$

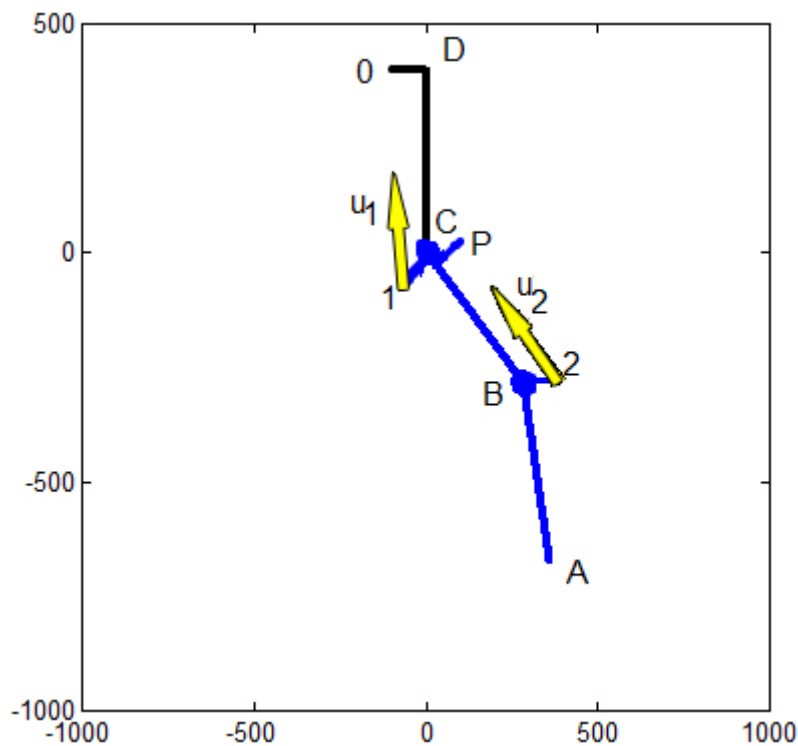
$$r_2 = P_2 - P_C$$

$$T_1 = F_1 (r_1 \times u_1)$$

$$T_2 = F_2 (r_2 \times u_2)$$

EQ. 3.28

Onde  $r_1$  e  $r_2$  são os braços de alavanca do atuador do fêmur e da tíbia, respectivamente, e  $T_1$  e  $T_2$  são os torques produzidos no quadril e no joelho, respectivamente, quando aplicadas as forças ( $F_1$  e  $F_2$ ) dos PAM.



**FIG. 3.7 Vetores unitários na direção do atuador pneumático**

Com base na equação de torque produzido, é possível escrever a força necessária em função do torque produzido, considerando apenas os módulos escalares da força e torque. Assim, invertendo-a, resulta em:

$$F_1 = \frac{T_1}{r_1 \times u_1}$$

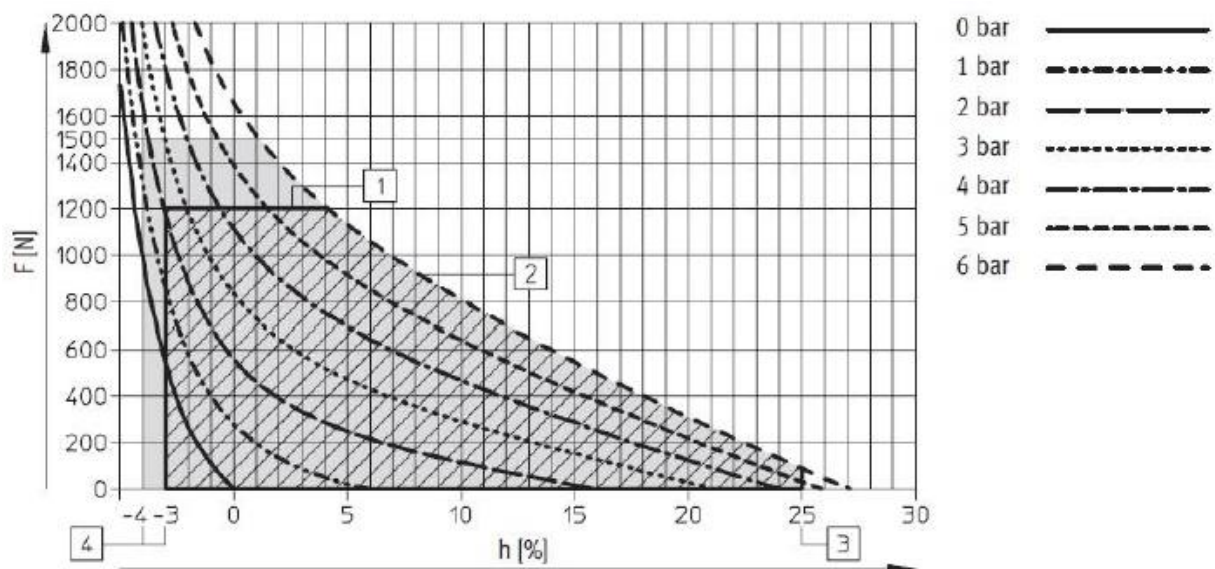
$$F_2 = \frac{T_2}{r_2 \times u_2}$$

EQ. 3.29

### 3.3 MODELAGEM DO PAM

O músculo artificial pneumático (PAM) é um tipo de atuador que produz força quando inflado. Essa força acontece na direção do eixo neutro do PAM e apenas do sentido da contração, ou seja, trata-se de um atuador de simples ação com avanço natural pouco resistente, mas capaz de produzir grandes esforços quando comprimido.

A força produzida pelo atuador pneumático varia de acordo com o índice de contração do músculo descrevendo uma curva fornecida pela própria fabricante (FIG. 3.8). O músculo utilizado para o trabalho é um PAM MAS-20 produzido pela FESTO, disponível no Laboratório de Projetos Mecânicos (LPM) do IME.



**FIG. 3.8 Curva de força em função da contração (FESTO)**

Por conta dessa variação, existem vários modelos que procuram aproximar o comportamento dessa curva para conhecimento da força obtida para cada pressão de entrada desejada em função da contração do elemento.

#### 3.3.1 MODELO DE CHOU E HANNAFORD (1994)

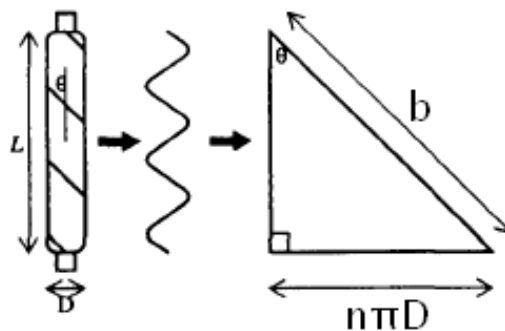
De acordo com Chou e Hannaford (1994), as relações entre tensão, comprimento, velocidade e ativação são as características principais dos atuadores,

podendo variar para cada modelo. Para encontrar uma relação entre a tensão, comprimento e pressão, uma aproximação teórica será analisada com um modelo simplificado do atuador.

Desconsiderando a elasticidade das superfícies do PAM, e admitindo que a espessura dessa camada ( $t_k$ ) seja bem pequena, então o volume do atuador dependerá apenas do seu comprimento ( $L$ ) e diâmetro ( $D$ ). Relacionando esses parâmetros com o ângulo entre os fios trançados e o eixo principal ( $\theta$ ) é possível encontrar a relação de força ( $F$ ) em função da contração ( $h$ ) do PAM para uma dada pressão de entrada ( $P$ ):

$$F(h) = \pi D_0^2 P \frac{(3 \text{sen} \theta_0 h^2 - 1)}{\tan^2 \theta_0 \text{sen} \theta_0} \quad \text{EQ. 3.30}$$

Onde  $D_0$  representa o diâmetro quando o ângulo  $\theta$  é igual a  $90^\circ$ , e  $\theta_0$  o ângulo  $\theta$  quando o atuador encontra-se em repouso (FIG. 3.9).



**FIG. 3.9 Geometria do Músculo McKibben (Chou e Hannaford, 1994)**

Quando considerada a espessura das paredes do atuador, é necessário acrescentar uma parcela de ajuste à equação, seguindo como:

$$F(h) = \pi D_0^2 P \frac{(3 \text{sen} \theta_0 h^2 - 1)}{\tan^2 \theta_0 \text{sen} \theta_0} + \pi P \left[ D_0 t_k \left( 2 \text{sen} \theta - \frac{1}{\text{sen} \theta} \right) - t_k^2 \right] \quad \text{EQ. 3.31}$$

$$\text{sen} \theta = \left( \frac{2}{3} - \frac{4 \text{sen} \theta_0 h^2 - 1}{\tan^2 \theta_0 \text{sen} \theta_0} \right)^{\frac{1}{2}}$$



### 3.3.2 MODELO DE SZEPE (2005)

O modelo de Szepe (2005) descreve o comportamento estático do PAM com uma função de transferência relacionando a contração do músculo pneumático, a pressão relativa e a força gerada. De acordo com o autor, uma função exponencial descreve melhor o comportamento do atuador que uma função trigonométrica ou uma polinomial de ordem baixa.

Ainda segundo Szepe (2005), esse modelo é capaz de gerar a curva de força para qualquer pressão de entrada com a menor quantidade de parâmetros a serem otimizados. A forma geral da equação utiliza seis parâmetros desconhecidos:

$$F(P, h) = (aP + b)\exp\left(\frac{1}{h+c}\right) + (dh + e)P + f \quad \text{EQ. 3.32}$$

E para uma formulação mais realista da equação para todas as pressões admissíveis, é necessário o sistema de restrições:

$$F(P, h) = \begin{cases} F_y, & \text{se } 0 \leq F_y \leq y_{m\acute{a}x} \\ y_{m\acute{a}x}, & \text{se } y_{m\acute{a}x} < F_y \\ 0, & \text{se } F_y < 0 \end{cases} \quad \text{EQ. 3.33}$$

Onde  $y_{m\acute{a}x}$  representa a máxima força de operação para dada pressão, ou o limite da força de compensação no limite de força do músculo fornecido pela fabricante.

### 3.3.3 MÉTODOS DE OTIMIZAÇÃO

Para a solução dos modelos apresentados anteriormente, serão analisados os pontos da curva de pressão ( $P$ ) de 6 bar da Figura 1 com variação ( $h$ ) de 0 a 25%, armazenando seus dados no vetor  $Y$ . A solução obtida pelos métodos será armazenada em um vetor  $T(P^k)$  que é função dos parâmetros  $P^k$  a serem estimados. Com isso, a função objetivo ( $S$ ) a ser minimizada será a soma da diferença quadrática entre os pontos, apresentada como:

$$S = [Y - T(P^k)]^T [Y - T(P^k)] \quad \text{EQ. 3.34}$$

O Método de Janela Aleatória (Random Restricted Window, em inglês) trata-se de um método estocástico bastante simples de ser implantado, em que os parâmetros a ser otimizados são encontrados dentro de uma janela de busca que deve ser atualizada a cada iteração tendo como base o resultado da melhor partícula dentro desse intervalo.

Inicialmente, deve-se definir uma janela de busca com os possíveis valores mínimos e máximos que os parâmetros podem alcançar. Os limites dessa janela serão armazenados nos vetores  $P_L$  (valores mínimos) e  $P_H$  (valores máximos). Dentro desse intervalo, uma população aleatória de  $n$  partículas é estipulada como possíveis soluções, e avalia-se qual o erro ( $S_n$ ) de cada uma delas pela função objetivo a ser minimizada. Cada uma dessas partículas é dada na forma:

$$P_n = P_L + rand()(P_H - P_L) \quad \text{EQ. 3.35}$$

A partícula com menor erro agregado ( $P_{best}$ ) servirá como base para atualização da nova janela de busca, assim os novos valores a ser utilizados serão:

$$\begin{aligned} P_L &= P_{best} - \delta P_{best} \\ P_H &= P_{best} + \delta P_{best} \end{aligned} \quad \text{EQ. 3.36}$$

Onde  $\delta$  corresponde à margem de janela percentual ao melhor resultado daquela iteração. Esse procedimento é repetido até que o critério de parada seja atingido.

O Enxame de Partículas (Particle Swarm Optimization, em inglês) foi desenvolvido em 1995 por Kennedy e Eberhart para solução estocástica de sistemas lineares e não lineares. Inicialmente, também será definido um espaço de busca, onde serão estimadas  $n$  partículas a serem avaliadas. Cada uma dessas partículas terá, além do erro  $S_n$ , uma velocidade ( $v_n$ ) que define a direção do seu movimento de busca. A atualização desses parâmetros é alterada levando em consideração a melhora ou não da sua posição e a melhor posição do grupo. Os

valores de posição e velocidades são obtidos aleatoriamente na primeira iteração e depois são atualizados na forma:

$$\begin{aligned} v_n^{k+1} &= \alpha v_n^k + \beta \text{rand}() (P_n^{\text{best}} - P_n^k) + \beta \text{rand}() (G^{\text{best}} - P_n^k) \\ P_n^{k+1} &= P_n + v_n^{k+1} \end{aligned} \quad \text{EQ. 3.37}$$

Onde  $\alpha$  é um fator de momento,  $\beta$  um fator de aprendizado,  $G^{\text{best}}$  a partícula com melhor função objetivo dentre todas as partículas e  $P_n^{\text{best}}$  corresponde à melhor posição da partícula  $n$  durante todas as iterações. Como a atualização das velocidades se dá baseando-se nos melhores resultados das partículas e o melhor resultado global, a função objetivo de  $G^{\text{best}}$  irá sempre diminuir até convergir a uma solução ótima em  $k$  iterações.

### 3.4 FILTRAGEM DO SINAL EMG

Eletromiografia é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação do sarcolema, como efeito de voltagem em função do tempo. O sinal eletromiográfico (EMG) é a soma de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas, assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a instrumentação utilizada para a aquisição de sinais (Enoka, 2000).

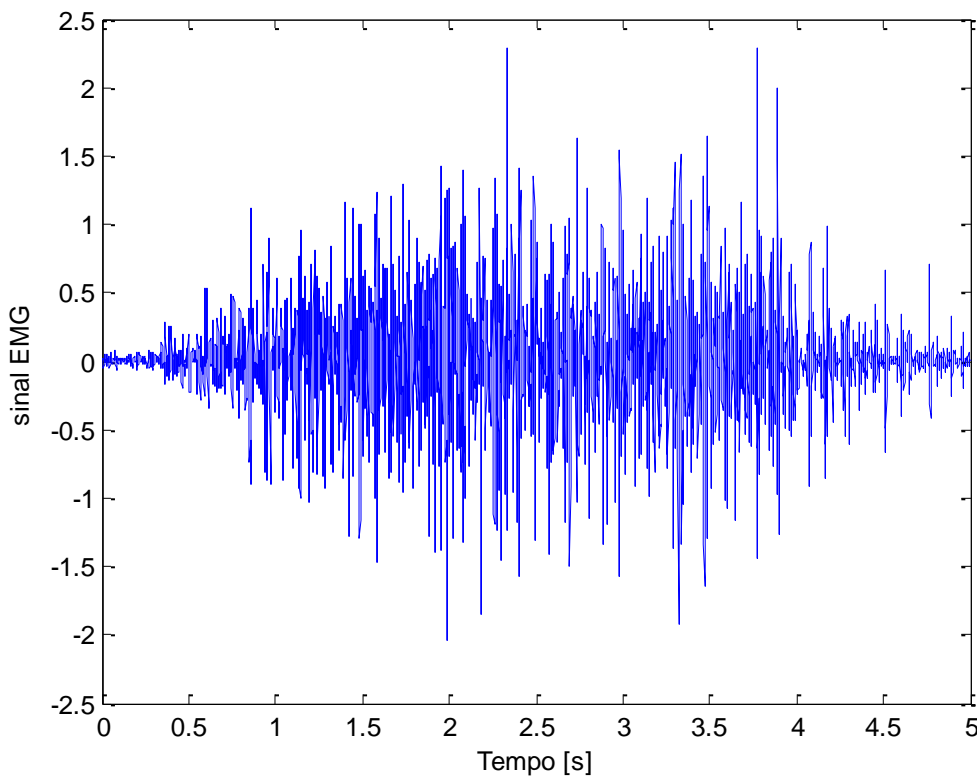
A eletromiografia é uma ferramenta importante na análise clínica da marcha, fornecendo informações relevantes sobre o timing de ativação da musculatura envolvida no movimento, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (Marchetti e Duarte, 2006).

Segundo Marchetti e Duarte (2006), certos parâmetros devem ser ajustados na aquisição do sinal EMG, dependendo da tarefa e objetivos para posterior análise. Os principais parâmetros são: frequência de amostragem, componentes como eletrodo, amplificadores de filtro, conversor analógico/digital, além do equipamento de armazenagem dos dados (computador).

O filtro é um dispositivo designado para atenuar variações específicas de frequências. Os filtros possuem duas utilidades importantes, ou seja, de separação e

restauração do sinal. A separação do sinal é necessária quando este for contaminado com alguma interferência, ruído ou outro sinal. A restauração do sinal é utilizada quando este for distorcido de alguma forma. Portanto, a proposta dos filtros é permitir a passagem de algumas frequências inalteradas e atenuar outras (Konrad, 2005).

Depois de adquirido o sinal EMG (FIG. 3.10), há várias formas de interpretação dos dados, como o envoltório linear, RMS (do inglês Root Mean Square), integrador, entre outros. Nesse trabalho, será analisado o envoltório do sinal obtido.



**FIG. 3.10 Sinal EMG bruto**

A retificação consiste em tomar o valor absoluto do sinal EMG, ou seja, rebater as fases negativas (full-wave) ou remover os valores negativos do sinal bruto (half-wave). Pela retificação em full-wave, utiliza-se o valor absoluto do sinal EMG, retendo sua energia (Marchetti e Duarte, 2006).

O envoltório linear é um tipo de média móvel que indica a magnitude do sinal EMG. A exata seleção das frequências de corte é arbitrária e depende de sua aplicação, embora existam recomendações entre 3 a 50 Hz (Robertson, 2004). Em

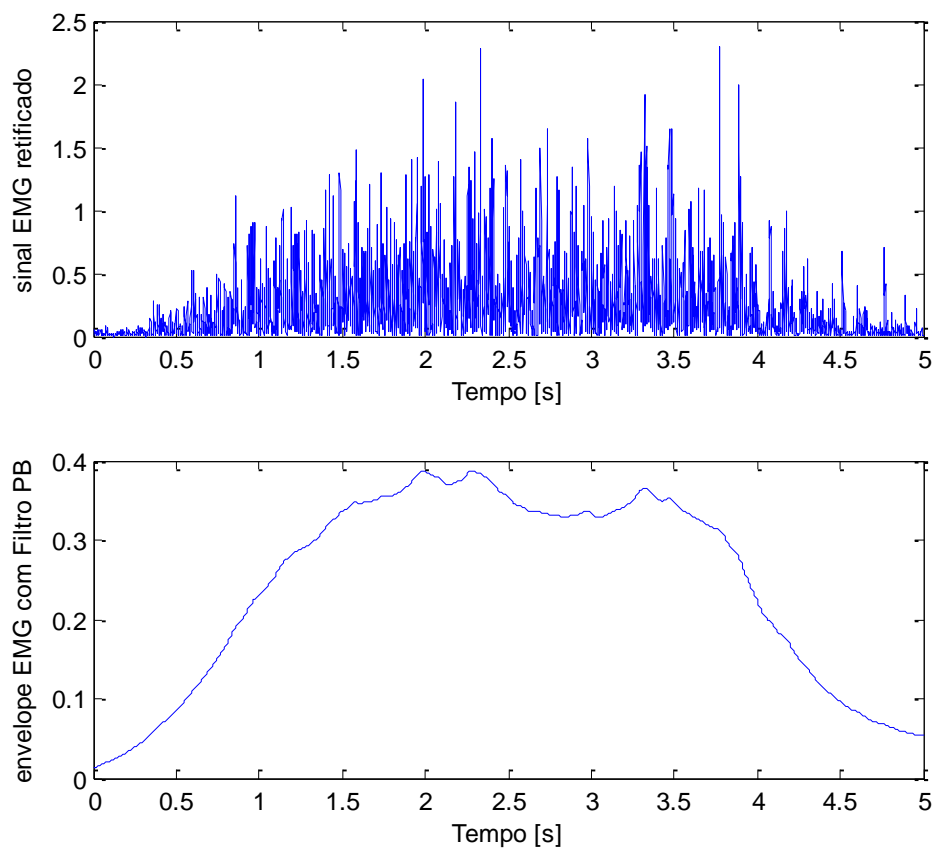
atividades de curta duração, geralmente usa-se frequências de corte em torno de 10 Hz, embora a resolução das características das altas frequências do sinal seja atenuada (Marchetti e Duarte, 2006).

A função de transferência para o filtro utilizado nesse trabalho, Butterworth, é definida como:

$$H(z) = \frac{b(1) + b(2)z^{-1} + \dots + b(n+1)z^{-n}}{1 + a(2)z^{-1} + \dots + a(n+1)z^{-n}} \quad \text{EQ. 3.38}$$

A FIG. 3.11 mostra o sinal depois de retificado e a envoltória linear obtida depois de filtrado utilizando um filtro de passa-baixa com frequência de corte de 1.97 Hz de primeira ordem. Com esse resultado, é possível analisar a magnitude da força que se espera ser produzida pelo músculo humano em cada instante de tempo.

Para essas considerações, a função de transferência define-se pelos coeficientes apresentados na TAB. 3.1.



**FIG. 3.11 Sinal EMG retificado e sua envoltória com filtro PB de 10 Hz**

**TAB. 3.1 Coeficientes da função de transferência em z para o filtro PB de primeira ordem**

$n$	1	2
$a$	1	-0,9938
$b$	0,0031	0,0031

### 3.5 MODELAGEM DO CONTROLADOR

#### 3.5.1 LÓGICA FUZZY

Um conjunto clássico é um conjunto definido explicitamente por limites. Por outro lado, um conjunto nebuloso, como o próprio nome indica, é um conjunto sem limites definidos. Isto é, a transição entre “pertence ao grupo” para “não pertence ao grupo” é gradual, e essa transição suave é caracterizada por funções de transferência que fornecem flexibilidade aos conjuntos nebulosos (Jang, 1997).

A operação destes sistemas inspira-se, em geral, em sistemas biológicos. A capacidade dos seres humanos de raciocinar de maneira incerta ou difusa contrasta com a forma de operar de computadores e máquinas, regidos por raciocínio binário e preciso. Esta forma de raciocínio é conhecida em inglês por *fuzzy*, tendo como tradução em português nebuloso, difuso (AZEVEDO, BRASIL e OLIVEIRA, 2000).

Essa definição de conjuntos *fuzzy* torna os limites de um conjunto mais tolerantes à variação. Na prática, um conjunto binário de pertence ou não pertence pode ter elementos que ao mesmo tempo pertencem e não pertencem a determinado grupo, porém com pertinências diferentes.

Utilizando-se de lógica booleana, onde um elemento  $x$  pertencente ao conjunto  $X$  é denotado por  $(x, 1)$  e denotado por  $(x, 0)$  quando não pertence a esse grupo, os limites são explícitos e definidos. No entanto, para conjuntos nebulosos, a pertinência dos elementos nesse grupo são definidos por funções de pertinências (MF).

As funções de pertinência de um conjunto *fuzzy* possuem valores que variam de 0 a 1, o que remete ao grau de pertinência de determinado elemento ao conjunto nebuloso. Nesse caso, um elemento  $x$  é denotado por:

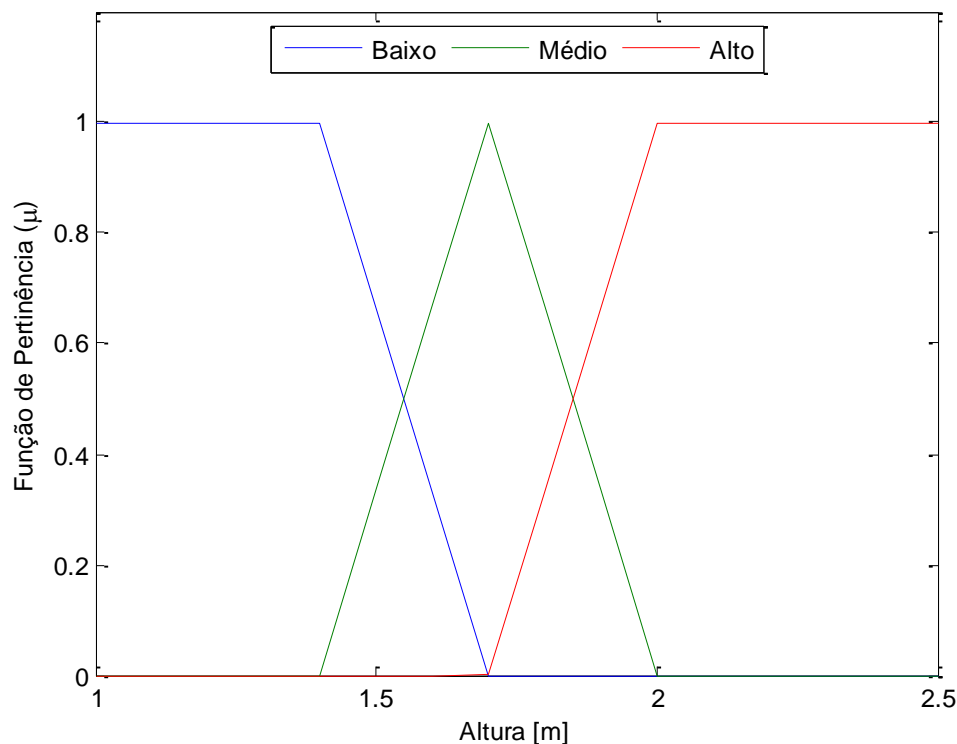
$$A = \{(x, \mu_A(x)) \mid x \in X\}$$

EQ. 3.39

Onde cada elemento do conjunto clássico  $X$  pertence ao conjunto nebuloso  $A$  seguindo uma função de pertinência  $\mu_A(x)$  que está entre 0 e 1.

Um exemplo da aplicação dessa subjetividade está na afirmação de uma pessoa alta, por exemplo. Considerando um homem de 1,70 m de altura como de estatura normal, não seria correto dizer que alguém medindo 1,69 m seja baixo ou que 1,71 m seja alto o suficiente. Para isso, são criadas as funções de pertinência que auxiliam nessa definição (FIG. 3.12).

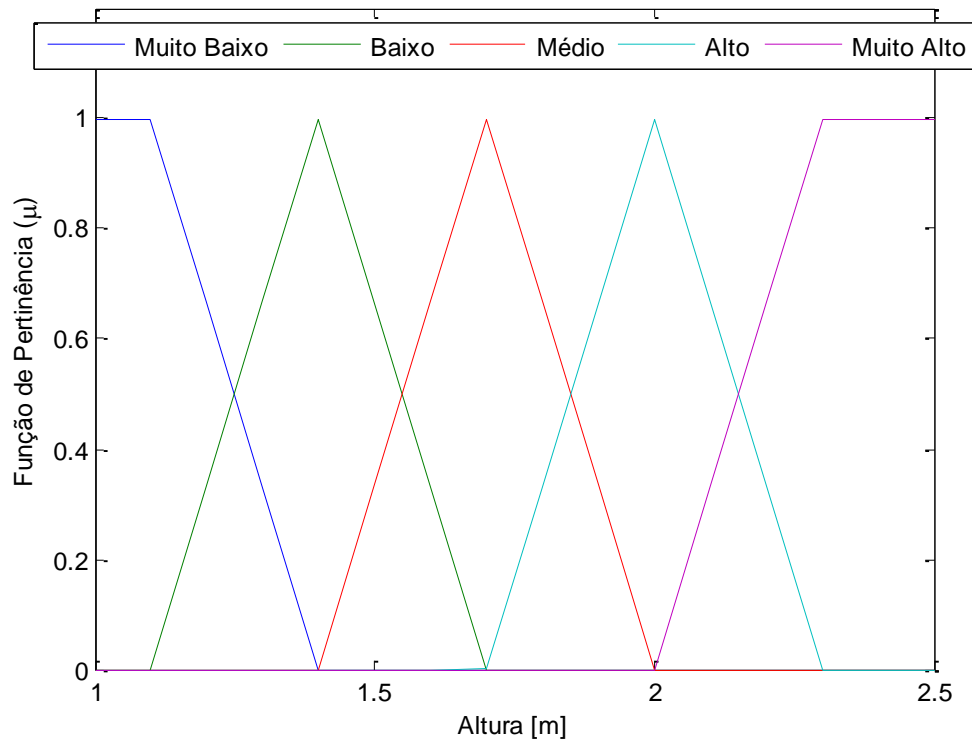
Nesse caso, uma pessoa com menos de 1,70 m pode ser considerada dentro dos padrões de altura, ainda que esteja se aproximando das pessoas baixas. Assim como uma pessoa maior que isso também pode ser considerada dentro dos padrões, mas com certa pertinência ao grupo dos altos.



**FIG. 3.12 Lógica fuzzy para a altura de um homem adulto com 3 funções de pertinência**

Ainda que exista uma transição suave entre os grupos, existem pontos do domínio que pertencem totalmente a um ou outro conjunto. Nesse exemplo, uma

uma pessoa com mais de 2 metros de altura é considerada alta sem nenhuma dúvida. No entanto, essa mesma pessoa é tão alta quanto uma pessoa com 2,5 metros. A solução para essa discussão é acrescentar mais funções de pertinências, como as do grupo de pessoas muito altas ou muito baixas (FIG. 3.13).



**FIG. 3.13 Lógica *fuzzy* para a altura de um homem adulto com 5 funções de pertinência**

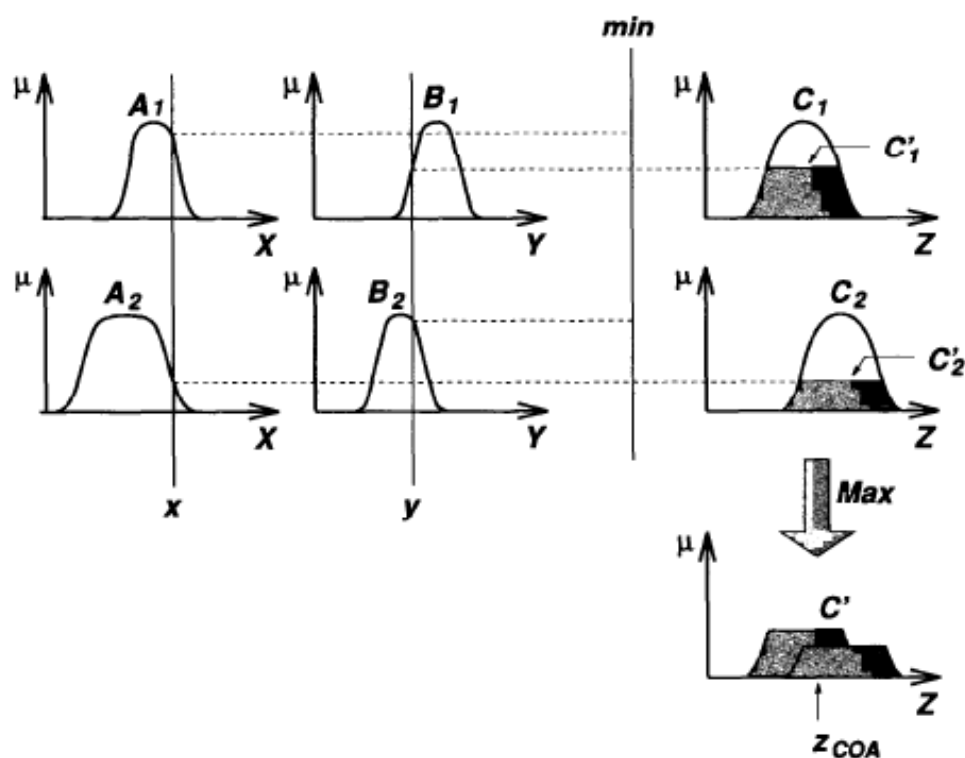
Outro exemplo de aplicação da lógica *fuzzy* é quando considerado a massa corporal de uma pessoa. Um homem com 80 kg pode ser considerado saudável, desde que também tenha altura normal. Ou seja, um determinado peso é considerado normal para um grupo de indivíduos, mas uma pessoa baixa pode ser considerada gorda ou uma pessoa alta pode ser considerada magra com a mesma massa.

Nesse caso, existem duas funções de pertinência (altura e massa) para representar a saúde de um indivíduo. Inicialmente, é realizada uma fuzzificação dos domínios clássicos, representando por funções de pertinência as alturas e massas das pessoas, e depois uma defuzzificação do resultado para análise da saúde do indivíduo.



Para a defuzzificação, são definidos três sistemas de inferência principais: Mamdani, Sugeno e Tsukamoto. Um sistema de inferência é uma estrutura computacional baseada na teoria dos conjuntos *fuzzy*, regras “se-então” e raciocínio nebuloso (Jang, 1997).

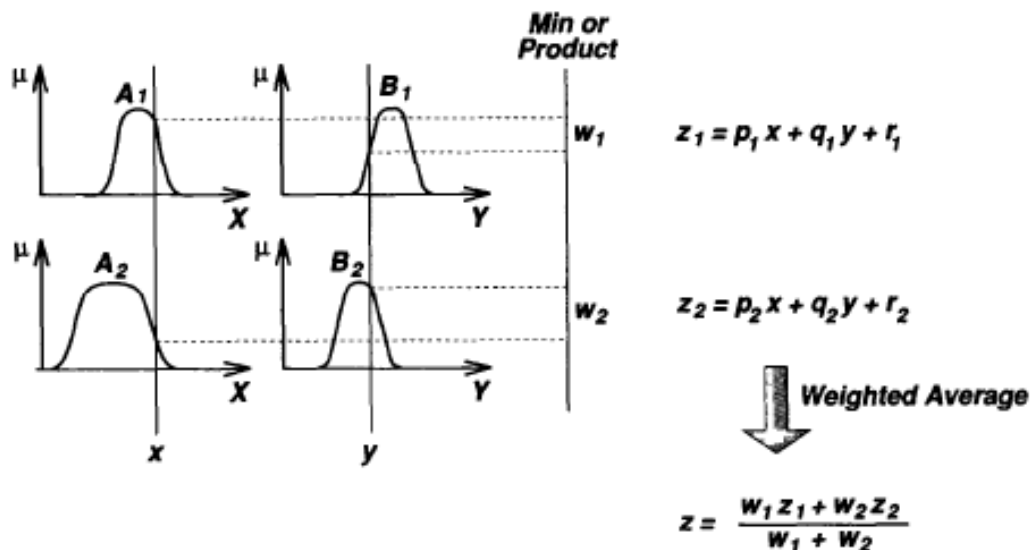
O sistema de inferência Mamdani utiliza de projeções geométricas para converter um número *fuzzy* em um valor representativo. As regras utilizadas podem ser de máximo e mínimo, bisetor da área, média do máximo, menor máximo, etc. Nesses casos, a área correspondente à pertinência dos elementos é considerada e a área resultante é então analisada (FIG. 3.14).



**FIG. 3.14 Defuzzificação pelo método Mamdani utilizando o centroide da área de máximo (Jang, 1997)**

O sistema de inferência Sugeno (ou TSK, pois foi proposto por Takagi, Sugeno e Kang) utiliza de expressões polinomiais para avaliação dos parâmetros *fuzzy*. O resultado dessa defuzzificação é combinação linear das funções de pertinência de entrada. Essa combinação pode ser definida de qualquer em um sistema de equações que podem ser função de todos os parâmetros de entrada ou apenas

alguns deles. A regra mais utilizada é a da média ponderada entre as pertinências do elemento do domínio (FIG. 3.15)



**FIG. 3.15 Defuzzificação pelo método TSK utilizando média ponderada (Jang, 1997)**

Por último, o método Tsukamoto, que é bastante parecido com o método TSK, no entanto, a avaliação da entrada nebulosa tem saída igualmente nebulosa. A média ponderada é obtida a partir das saídas de cada uma das funções de pertinência do resultado (FIG. 3.16). Esse método é o menos utilizado porque não é tão explícito qualitativamente quanto os anteriores, já que não se conhece os polinômios de saída.

A defuzzificação ocorre então baseado em regras de inferências, responsáveis por correlacionar as entradas com as saídas do sistema. O conectivo lógico “se-então” também é utilizado na lógica nebulosa, e possui a mesma estrutura de premissa e conclusão (FIG. 3.17).

Quando existe mais de uma entrada para apenas uma regra de inferência, então um outro conectivo é adicionado, podendo ser o de conjunção (E) ou de disjunção (OU). Existem várias normas e conormas que definem esses conectivos como: produto e adição, mínimo e máximo, dentre outras.

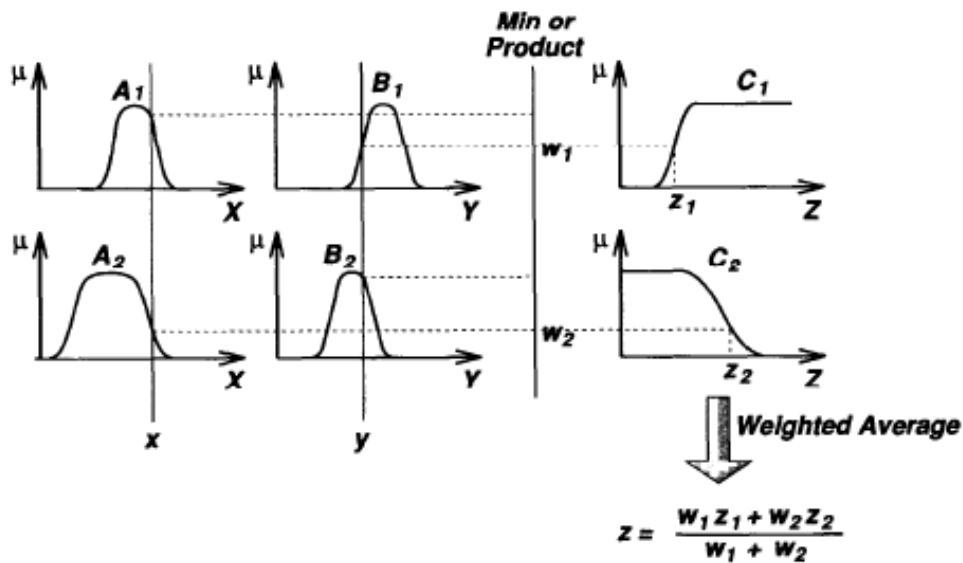


FIG. 3.16 Defuzzificação pelo modelo de Tsukamoto utilizando média ponderada (Jang, 1997)

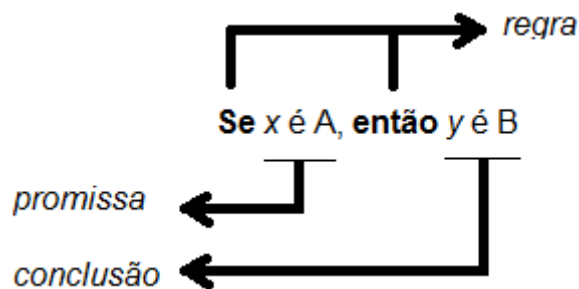


FIG. 3.17 Regra de inferência com uma entrada e uma saída

Pelos métodos de inferência citados anteriormente, então a base de regras para o modelo de Mamdani resume-se como:

Regra 1: **Se** (x é A<sub>1</sub> e y é B<sub>1</sub>), **então** (z é C<sub>1</sub>).

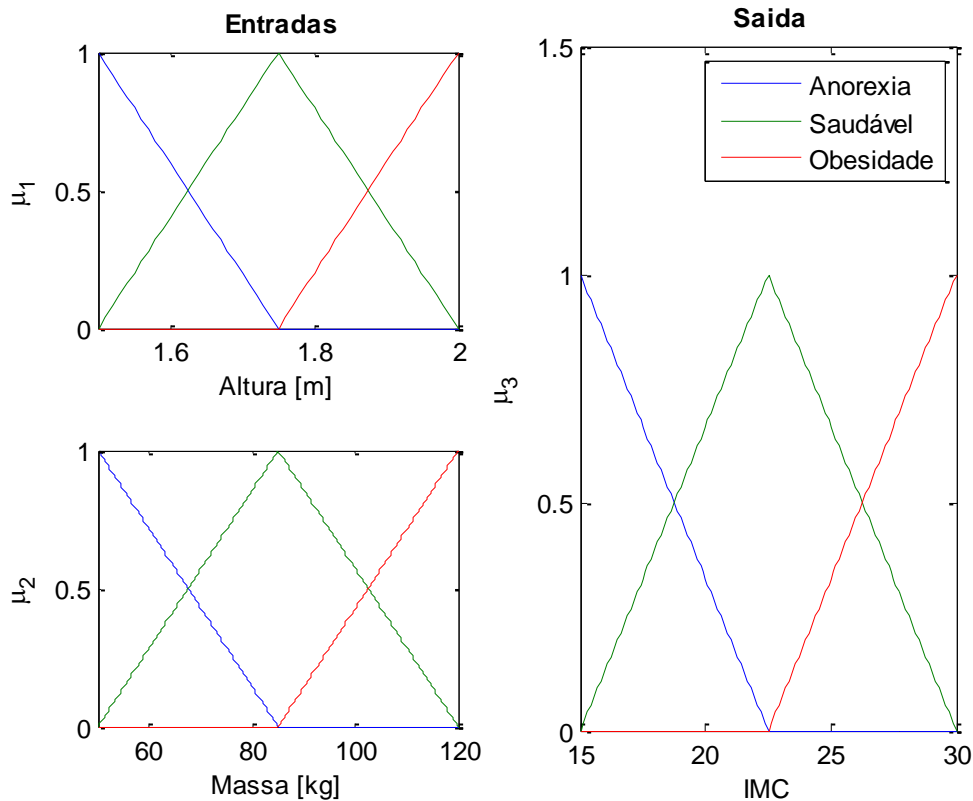
Regra 2: **Se** (x é A<sub>2</sub> e y é B<sub>2</sub>), **então** (z é C<sub>2</sub>).

Enquanto para o modelo TSK, tem-se:

Regra 1: **Se** (x é A<sub>1</sub> e y é B<sub>1</sub>), **então**  $z = f_1(x, y)$ .

Regra 2: **Se** (x é A<sub>2</sub> e y é B<sub>2</sub>), **então**  $z = f_2(x, y)$ .

Assim, voltando ao exemplo da altura e massa de um homem adulto, é possível estabelecer um sistema nebuloso, com duas entradas (altura e massa), relacionadas por um conetivo de conjunção, que tenha o Índice de Massa Corporal como resposta (FIG. 3.18).



**FIG. 3.18 Exemplo de lógica *fuzzy* aplicada a duas entradas (baixo/médio/alto e magro/normal/gordo) e uma saída (IMC)**

### 3.5.2 CONTROLADOR FUZZY

Quando se tem um modelo matemático do processo, é possível aplicar várias técnicas visando à determinação dos parâmetros do controlador que atendam às especificações de regimes transitório e estacionário do sistema a malha fechada. Nos casos, contudo, em que o processo seja tão complicado que seu modelo matemático não possa ser obtido com facilidade, então a abordagem analítica para se projetar um controlador PID (Proporcional Integral Derivativo) deixa de ser viável.

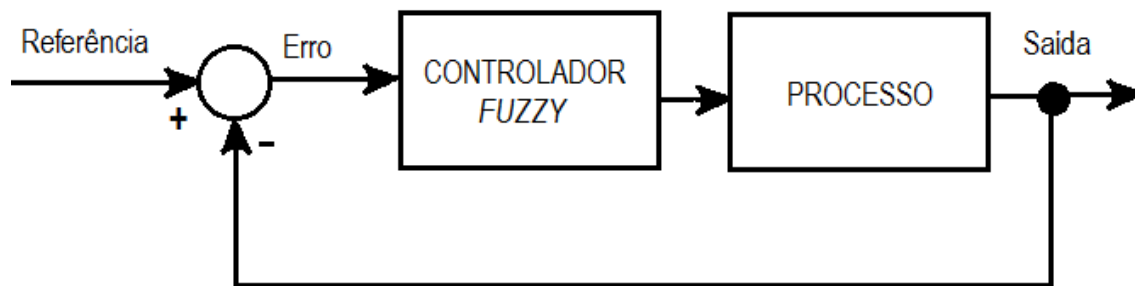
Nestes casos deve-se fazer uso das técnicas experimentais de sintonia dos controladores PID (Ogata, 1997).

Ao contrário dos controladores convencionais em que o algoritmo de controle é descrito analiticamente por equações algébricas ou diferenciais, através de um modelo matemático, em controle nebuloso (*fuzzy*) utilizam-se de regras lógicas no algoritmo de controle, com a intenção de descrever numa rotina a experiência humana, intuição e heurística para controlar um processo (Zadeh, 1965).

O controle *fuzzy* aplica através de algoritmos o conhecimento humano e especialista na solução de problemas com incertezas, no caso as não linearidades e atrasos de transporte. Uma vantagem do método é que o mesmo não precisa inicialmente ser modelado matematicamente (FENG, 2002).

Basicamente, existem três tipos de controladores: proporcional (P), proporcional-integrador (PI) e proporcional-integral-derivativo (PID). Esses procedimentos de controle são utilizados para minimizar o erro da saída em relação à entrada do sinal.

De acordo com Ogata (1997), qualquer que seja o mecanismo real ou a forma da energia usada na operação, o controlador proporcional é essencialmente um amplificador com ganho ajustável (FIG. 3.19).



**FIG. 3.19 Diagrama de blocos de um controlador proporcional**

O controlador proporcional-integrador considera o incremento do erro em pequenos intervalos de tempo. Para um erro atuante nulo, o valor de  $u(t)$  permanece estacionário. A ação de controle integral é muitas vezes denominada controle de restabelecimento (Ogata, 1997).

A ação de controle derivativa, algumas vezes denominada controle de taxa, é onde a magnitude da saída do controlador é proporcional à taxa de variação do sinal

de erro atuante. Essa ação de controle derivativa tem um caráter antecipatório (Ogata, 1997).

O controlador proporcional-integral-derivativo usa de todas as ações citadas acima, permitindo que o sistema completo possua as vantagens de cada um desses individualmente. Assim, é possível acrescentar um ganho ao sinal de entrada, acompanhar a evolução do erro e prever a margem de erro em pequenos intervalos de tempo. O controlador PID é um controlador temporal cuja função contínua de entrada e saída para controle de posição é:

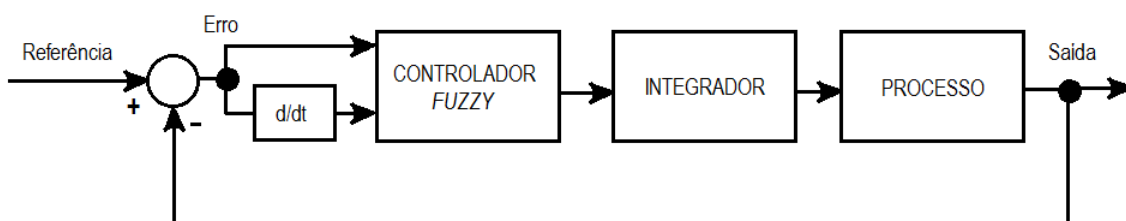
$$c(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad \text{EQ. 3.40}$$

Em sua forma diferencial, obtém-se:

$$\frac{dc(t)}{dt} = K_p \frac{de(t)}{dt} + K_i e(t) + K_d \frac{d^2 e(t)}{dt^2} \quad \text{EQ. 3.41}$$

Onde  $K_p$ ,  $K_i$  e  $K_d$  representam as taxas de ganho proporcional, integral e derivativo, respectivamente. A FIG. 3.19 apresenta um controlador baseado na EQ. 3.40, em que os parâmetros integrador e derivativo são nulos e a saída do controlado já representa o valor de controle.

Para um controlador PI, em que a saída do controle dá-se pelo incremento (EQ. 3.41), então a variável  $K_d$  é nula e a planta utilizada torna-se a apresentada pela FIG. 3.20.



**FIG. 3.20 Malha fechada do controlador *fuzzy* PID (Simões, et al. 2007)**

Dessa forma, o erro (diferença entre o sinal de entrada e de saída) e a sua derivada são avaliados por meio de um sistema de inferência nebuloso com duas

funções de pertinência no antecessor e uma no consequente. Esse resultado é então integrado e corresponde ao valor da saída desejada.

Para esse tipo de controlador, é comum utilizar entre três e sete funções de pertinência para a entrada e saída. Assim, os termos linguísticos mais utilizados são: muito, simplesmente e pouco. Como o erro pode assumir valores positivos ou negativos, assim como a sua derivada, as funções de pertinência resumem-se a:

- Muito negativo (MN) ou muito positivo (MP);
- Simplesmente negativo (SN) ou simplesmente positivo (SP);
- Pouco negativo (PN) ou pouco positivo (PP);
- E, por fim, zero (ZE).

O sistema deve funcionar então com base em regras de inferência que relacionam a entrada do erro e sua derivada, resultando em uma saída defuzzificada (TAB. 3.2).

**TAB. 3.2 Regras de Inferência**

$\frac{de(t)}{dt}$ $e(t)$	MN	SN	PN	ZE	PP	SP	MP
MN	MN	MN	SN	SN	PN	PN	ZE
SN	MN	SN	SN	PN	PN	ZE	PP
PN	SN	SN	PN	PN	ZE	PP	PP
ZE	SN	PN	PN	ZE	PP	PP	SP
PP	PN	PN	ZE	PP	PP	SP	SP
SP	PN	ZE	PP	PP	SP	SP	MP
MP	ZE	PP	PP	SP	SP	MP	MP

O valor defuzzificado resultante equivale ao valor do passo de correção que deve ser dado para que o erro seja reduzido. Dessa forma, a cada instante de tempo, o passo é ajustado de forma nebulosa a fim de reduzir o erro paralelamente ao acontecimento do evento a ser controlado.

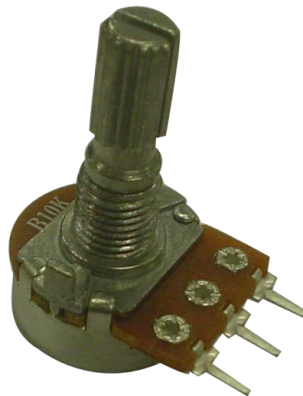


## 4 PROJETO MECÂNICO

### 4.1 AQUISIÇÃO DE SINAIS

Para a solução da dinâmica inversa do modelo, é necessário que seja fornecido a amplitude e a velocidade de abertura das articulações do joelho e do quadril. Para isso, é utilizado um potenciômetro posicionado no centro de rotação das juntas que permite rotação livre paralelamente ao movimento da perna.

O potenciômetro utilizado é um modelo P160KN (FIG. 4.1) com resistência variável linearmente de até 10k $\Omega$  que permite rotação de até 300° e fornece um valor em bytes ( $b$ ) ao micro controlador que varia de 0 a 1024. Com isso, é possível analisar a amplitude de movimento do usuário ( $\theta$ ) com uma regra de três simples.

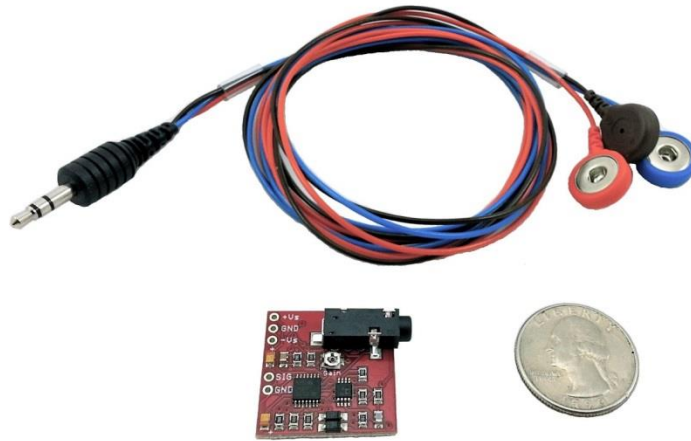


**FIG. 4.1 Potenciômetro P160KN (robocore.net)**

A velocidade do movimento pode ser encontrada diferenciando-se a posição em relação ao tempo. Em um modelo discreto, são conhecidos os intervalos de tempo de leitura entre um sinal e outro, o que torna possível o conhecimento da velocidade média.

O sinal EMG é adquirido por um sensor encontrado no mercado e distribuído pela Advancer Technologies<sup>TM</sup> (FIG. 4.2). Esse sensor possui um filtro passa-baixa e um amplificador de resistência regulável. Esse acessório fornece uma leitura em

bytes do sinal eletromiográficos retificado e com frequência de corte de aproximadamente 1,97 Hz em um filtro passa-baixa de primeira ordem.



**FIG. 4.2 Sensor EMG (advancertechnologies.com)**

Esse é um tipo de receptor superficial não invasivo, ou seja, os sensores são posicionados diretamente sobre a pele, sem danos ao usuário. Para isso, são necessários alguns cuidados especiais que podem interferir na leitura do sinal. Os eletrodos devem estar em superfície previamente limpa com álcool para garantir a melhor fixação do componente e o seu posicionamento deve seguir as normas de utilização.

Um dos eletrodos é posicionado no centro do músculo, onde há maior atividade eletromiográfica, o segundo deve ser colocado na mesma linha das fibras musculares analisadas e no final do músculo, enquanto o terceiro eletrodo deve ser posicionado em um aterramento, que deve ser o osso que possui ligamentos junto ao músculo (FIG. 4.3). Como já dito anteriormente, o grupo muscular do quadríceps femoral é o responsável pela flexão da coxa e do joelho, então a análise se deu pelos músculos reto femoral e bíceps femoral, ambos pertencentes ao grupo citado.



**FIG. 4.3 Posicionamento dos eletrodos para captação dos sinais EMG do reto femoral (à esquerda) e do bíceps femoral (à direita) com aterramento na patela**

A pressão na entrada do PAM é obtida por meio do sensor MPX5700 (FIG. 4.4) que permite leituras de até 7 bar. No entanto, a leitura desse equipamento também fornece dados em unidades de bytes para o microcontrolador. Martins (2012) realizou a calibragem desse sensor experimentalmente com auxílio de um manômetro do tipo peso-morto, obtendo a relação entre o valor em bytes fornecido e a pressão manométrica desejada.

O autor realizou 14 medidas partindo da pressão atmosférica até 6,9 bar, e depois outras 14 medições no sentido de decompressão até voltar à pressão manométrica novamente. Diante disso, utilizando regressão linear, ele obteve a equação:

$$P = 0,76283b - 28,01015$$

EQ. 4.1

Onde  $b$  é a medição em bytes e  $P$  corresponde à pressão em kPa.



**FIG. 4.4 Sensor de pressão manométrica (labdegarage.com)**

O sistema de válvulas utilizado consiste em duas válvulas globo unidas por conexões em “T” e em “L” (FIG. 4.5). Essa montagem permite o controle da admissão e do escape de ar no PAM. As válvulas possuem eixos que permitem rotação de até 90° para fechamento completo do fluxo.



**FIG. 4.5 Válvula de admissão e escape de ar utilizada**

O eixo dessas válvulas é acoplado a um servo motor que realizará o movimento de giro permitindo ou bloqueando a passagem de ar. O motor utilizado possui baixo custo e é facilmente encontrado no mercado (FIG. 4.6). Sua tensão de entrada é de até 6 V e possui torque máximo de 146,9 Nmm, capaz de ativar as válvulas globo eficazmente. Esse é um modelo de 3 pinos, em que dois são para alimentação e outro para envio de sinal de controle.

Em cada uma das válvulas é acoplado um motor e o seu acionamento acontece de forma inversa e síncrona, ou seja, quando um deles gira no sentido horário para permitir a passagem de ar, o outro gira no sentido anti-horário bloqueando esse fluxo.



**FIG. 4.6 Servo motor padrão 3 pinos**

## 4.2 CONTROLADOR

Os sinais adquiridos são enviados ao computador por meio do microcontrolador Arduino Uno (FIG. 4.7). Esse é um componente de linguagem aberta e fácil disponibilidade no mercado. Além disso, a MathWorks™ disponibiliza uma toolbox que realiza a comunicação serial entre a placa e o software MATLAB™.



**FIG. 4.7 Microcontrolador Arduino UNO Rev3 (arduino.cc)**

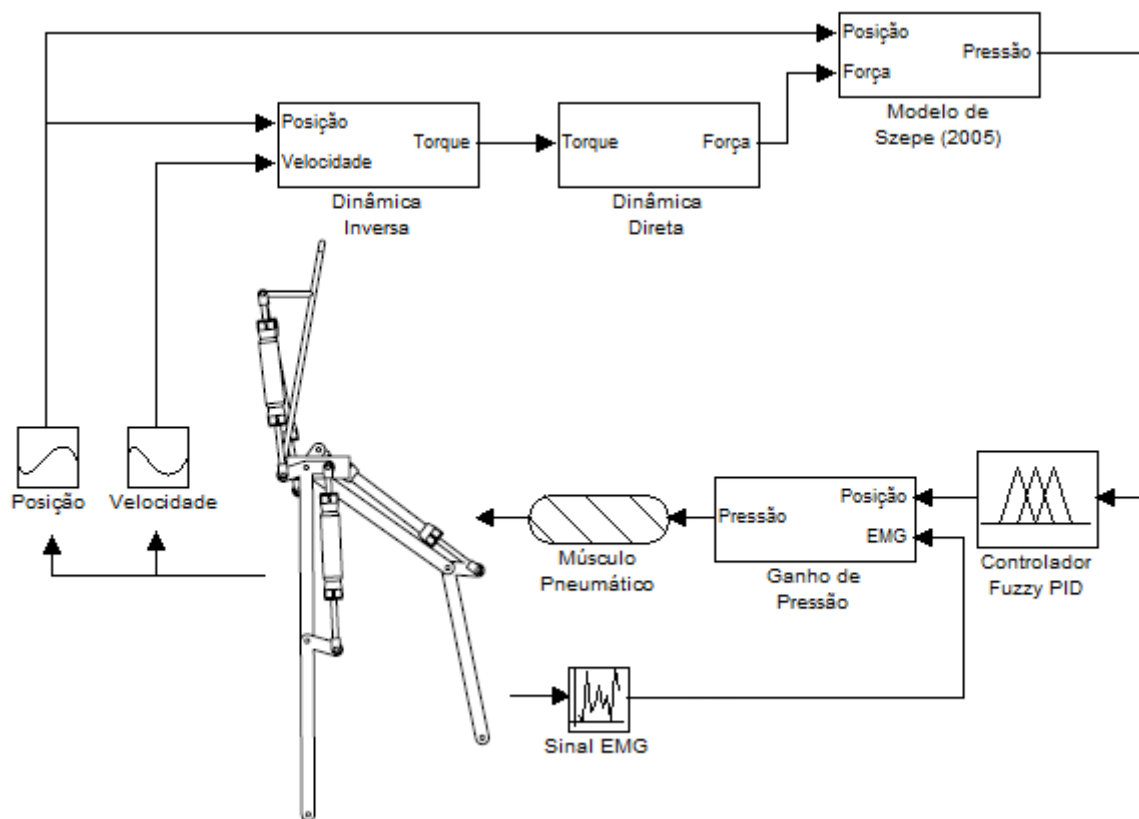
A alimentação dessa placa se dá via cabo USB (permitindo também a transferência de dados simultaneamente) ou por fonte externa, desde que já esteja

programado previamente para comunicação com o software (nesse caso, é necessário um emissor de sinal wireless para o computador).

A programação também pode ser embarcada completamente no próprio Arduino, utilizando linguagem C, porém, devido a limitações de velocidade de processamento esse projeto utiliza do MATLAB™ para cálculo das variáveis e o microcontrolador para emissão e coleta de sinais.

#### 4.3 ARQUITETURA DE CONTROLE

O controle utilizado deve fornecer pressão ao atuador pneumático (saída) com base na posição e velocidade das articulações (entradas). Então, conhecidos os valores de entradas captados pelos potenciômetros, uma planta de controle deve converter esse sinal de tal forma a posicionar a válvula de admissão que corresponda à pressão desejada para o movimento de flexão do membro humano (FIG. 4.8).

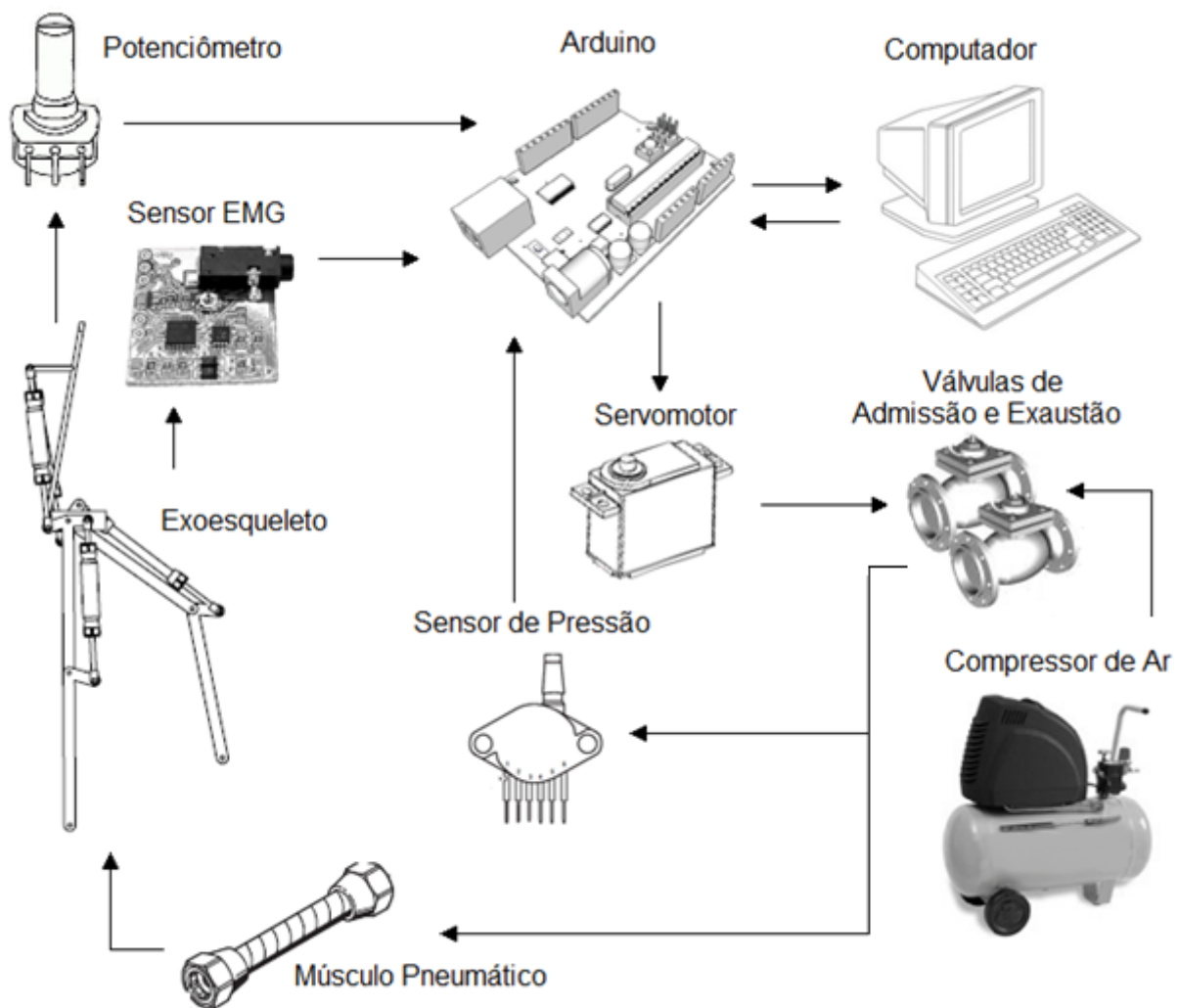


**FIG. 4.8** Arquitetura de controle do exoesqueleto



Inicialmente, os valores são utilizados na dinâmica inversa apresentada, que resulta em torque requerido pelas EQ. 3.15 e EQ. 3.16. Esse torque é utilizado na dinâmica direta do exoesqueleto apresentado no sistema das EQ. 3.24 para cálculo da força necessária produzida pelo atuador pneumático. Utilizando o modelo de Szepe (2005) com os parâmetros encontrados pelo algoritmo genético, é possível descobrir a pressão no interior do PAM em função da contração e força desenvolvida como mostrado no sistema das EQ. 3.33.

Como não existe um modelo linear que relacione a pressão de saída e o posicionamento das válvulas, a pressão será calculada utilizando um controlador PID *fuzzy* que será responsável por enviar a pressão desejada para o atuador resultando no movimento do indivíduo.



**FIG. 4.9** Planta experimental do controle do exoesqueleto

O sinal EMG dos músculos analisados também serve de referência para o ganho de pressão no atuador muscular. Quando o esforço realizado é maior que o normal, significa que o usuário precisa de mais força no exoesqueleto, resultando em aumento da pressão, assim como a pressão deve cair quando o usuário não realizar esforços, seja para reduzir a velocidade da marcha ou mesmo para parar o movimento. Os equipamentos utilizados para a planta projetada são mostrados na FIG. 4.9.



## 5 RESULTADOS

### 5.1 SOLUÇÃO DA DINÂMICA INVERSA

Como já definido anteriormente, esse trabalho resume-se a apenas dois graus de liberdade da perna humana. Durante a fase de balanço da marcha, será considerado um pêndulo duplo, e na fase de apoio, um pêndulo triplo com um grau de liberdade que é combinação linear dos outros dois.

Nesta seção, será analisado apenas o movimento bidimensional do corpo humano durante a caminhada, então as matrizes de rotação da barra  $L_1$  e da barra  $L_2$  (FIG. 3.6) apresentadas para o exoesqueleto anteriormente resumem-se a:

$$A = \begin{bmatrix} \cos(ROM_1) & -\text{sen}(ROM_1) \\ \text{sen}(ROM_1) & \cos(ROM_1) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.1}$$

$$B = \begin{bmatrix} \cos(ROM_2) & \text{sen}(ROM_2) \\ -\text{sen}(ROM_2) & \cos(ROM_2) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.2}$$

Para o terceiro grau de liberdade, considera-se que  $ROM_3 = ROM_2 - ROM_1$ , a fim de se manter a postura ereta do indivíduo durante todo o período da caminhada. Considerando, inicialmente, apenas a fase de balanço, tem-se, então, um problema com dois graus de liberdade ( $NGL$ ) e dois corpos em movimento ( $NC$ ), então são necessárias  $3NGL - NC$  equações de restrição cinemáticas e  $NGL$  equações de restrição diretoras.

Existem várias combinações possíveis para as equações de restrição cinemáticas. Neste caso, serão usadas as coordenadas cartesianas dos centros de massa das barras em função das amplitudes de movimento  $ROM_1$  e  $ROM_2$  utilizando as matrizes de rotação já definidas. Os centros de gravidades das barras são definidos por:

$$CG1 = A \begin{bmatrix} 0 \\ L_1 \\ -\frac{L_1}{2} \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.3}$$

$$CG2 = A \begin{bmatrix} 0 \\ -L_1 \end{bmatrix} + AB \begin{bmatrix} 0 \\ L_2 \\ -\frac{L_2}{2} \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.4}$$

O vetor de coordenadas generalizadas desse sistema resume-se nas posições do centro de massa das barras juntamente com a posição angular das mesmas, como:

$$q = [CG1_x, CG1_y, ROM_1, CG2_x, CG2_y, ROM_2]^T \quad \text{EQ. 5.5}$$

Onde o índice  $x$  representa a projeção horizontal daquele vetor e o índice  $y$  a sua projeção vertical. As equações de restrição cinemáticas resultam então em:

$$\Phi^k = \begin{bmatrix} x_1 - CG1_x \\ y_1 - CG1_y \\ x_2 - CG2_x \\ y_2 - CG2_y \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.6}$$

Como se trata de um sistema com dois graus de liberdade, são necessárias duas equações de restrição diretoras para o problema. Essas equações devem apresentar a posição de cada uma das barras em função do tempo, relacionando-se com a velocidade angular de cada uma delas, obtendo-se:

$$\Phi^D = \begin{bmatrix} ROM_1(t) - ROM_1(0) - w_1 t \\ ROM_2(t) - ROM_2(0) - w_2 t \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.7}$$

Onde  $ROM_1(0)$  e  $ROM_2(0)$  são as posições das barras no instante inicial, enquanto  $w_1$  e  $w_2$  representam as velocidades angulares dessas barras no instante de tempo  $t$ .

Dessa forma, considerando que as posições iniciais das barras são nulas, obtém-se o vetor de restrições do sistema na forma:

$$\Phi = \begin{bmatrix} x_1 - \frac{L_1}{2} \text{sen}(ROM_1) \\ y_1 + \frac{L_1}{2} \text{cos}(ROM_1) \\ x_2 - L_1 \text{sen}(ROM_1) + \frac{L_2}{2} (\text{cos}(ROM_1) \text{sen}(ROM_2)) - \\ - \text{cos}(ROM_2) \text{sen}(ROM_1) \\ y_2 + L_1 \text{cos}(ROM_1) + \frac{L_2}{2} (\text{cos}(ROM_1) \text{cos}(ROM_2)) + \\ + \text{sen}(ROM_1) \text{sen}(ROM_2) \\ ROM_1(t) - w_1 t \\ ROM_2(t) - w_2 t \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 5.8}$$

É fácil encontrar o vetor  $\Phi_t$  que representa a derivada do vetor de restrições no tempo como definido anteriormente. Nota-se que apenas os dois últimos termos do vetor possuem dependência explícita do tempo, logo:

$$\Phi_t = [0, 0, 0, 0, -w_1, -w_2]^T \quad \text{EQ. 5.9}$$

Conhecendo-se esse vetor, é possível perceber que a sua derivada segunda no tempo e a sua derivada parcial em relação ao vetor de coordenadas são ambas nulas, então  $\Phi_{qt}$  é uma matriz quadrada nula de dimensão  $[6 \times 6]$  e  $\Phi_{tt}$  um vetor nulo de ordem  $[1 \times 6]$ .

No entanto, a derivada parcial do vetor de restrições em relação ao vetor de coordenadas generalizadas não é nula, pelo contrário, é fundamental para a solução do vetor  $\gamma$ .

Como já apresentado anteriormente, a matriz de massa  $M$  é uma matriz diagonal composta pelas massas e momentos de cada uma das barras. Foi definido também que as forças atuantes no sistema formam o vetor de forças generalizadas  $Q^A$ . A distribuição das forças nesse vetor se dá correspondendo a direção de aplicação da força em relação à matriz de massa.

O primeiro elemento do vetor de forças relaciona-se a uma força aplicada na direção horizontal da barra 1, enquanto o segundo elemento está relacionado a uma força aplicada na direção horizontal e o terceiro elemento diz quais torques estão

aplicados nessa mesma barra. Dessa forma, sabendo que apenas o próprio peso das barras é considerada como esforço aplicado, tem-se:

$$Q^A = [0, -m_1g, 0, 0, -m_2g, 0] \quad \text{EQ. 5.10}$$

Com todas as matrizes conhecidas, é possível calcular o vetor  $\lambda$ , na forma:

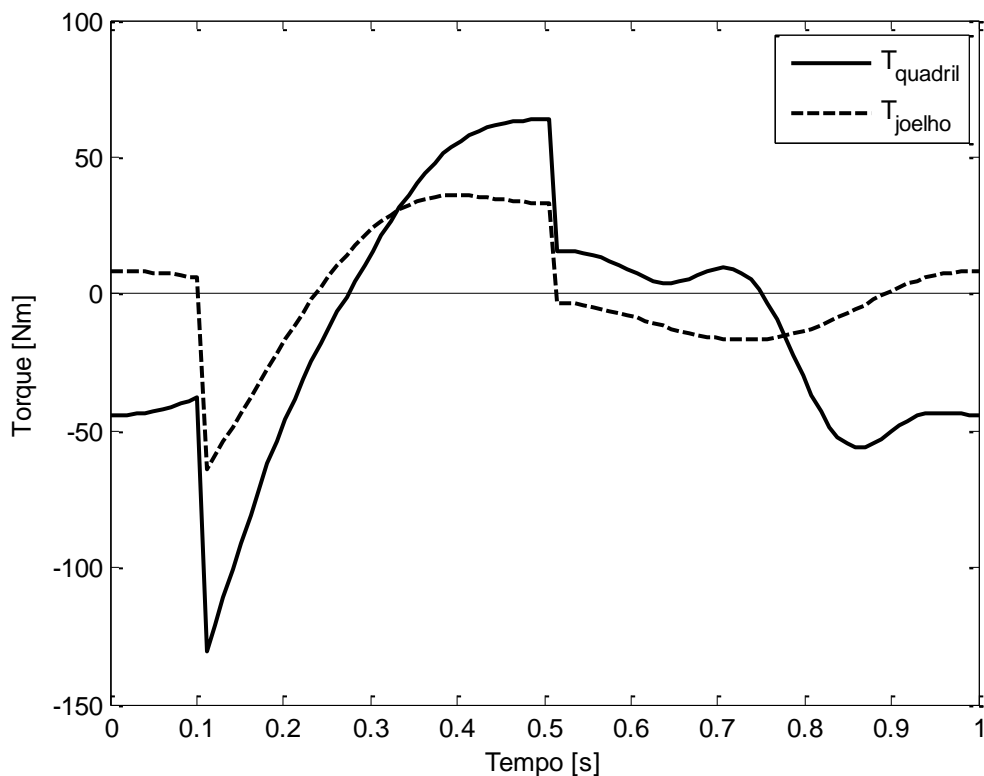
$$\lambda = \Phi_q^{T-1}(Q^A - M\ddot{q}) \quad \text{EQ. 5.11}$$

Esse vetor, correspondente aos multiplicadores de Lagrange, corresponde às forças internas do sistema. Os torques que devem ser aplicados nas barras 1 e 2 são encontradas na solução do quinto e sexto multiplicadores, respectivamente. Assim, é possível escrever o torque aplicado nas articulações em função das amplitudes de movimento em cada instante, desde que conhecidas as posições e velocidades iniciais.

Para o movimento de marcha humana durante a fase de balanço, utilizando as equações de posição e velocidade apresentadas nas EQ. 3.12 e EQ. 3.13, obtém-se a curva de torques em que  $T_{quadril}$  e  $T_{joelho}$  correspondem aos negativos de  $\lambda_5$  e  $\lambda_6$ , respectivamente, nesse intervalo de tempo.

O mesmo procedimento é utilizado para encontrar os vetores de coordenadas generalizadas, de restrição cinética e dinâmicas, de esforços internos e externos, a fim de calcular o vetor  $\lambda$ , relativo aos torques exigidos nas articulações do quadril e joelho na fase de apoio (ver APÊNDICE 1).

Considerando que o peso do corpo apoia-se sobre o calcanhar entre 12% e 50% do movimento, divide-se o torque calculado em três etapas. Inicialmente, é calculado o  $\lambda$  pelo modelo utilizado na fase de apoio (até 12%), posteriormente o  $\lambda$  na fase de balanço (até 50%) e novamente o calculado na fase de apoio. Completando o ciclo dessa forma, obtém-se a curva apresentada na FIG. 5.1.



**FIG. 5.1** Torques necessários nas articulações para realização da marcha humana utilizando dinâmica inversa em um modelo simplificado

Observa-se que existem descontinuidades nos intervalos de tempo em que há mudança da fase de apoio para fase de balanço, e vice-versa, devido à diferença dos modelos usados em cada fase (pêndulo duplo e pêndulo triplo). Esse fato se dá principalmente porque não está sendo considerado o outro calcanhar de apoio durante a caminhada. Essas descontinuidades podem ser amenizadas acrescentando-se o esforço absorvido pela perna adjacente ao movimento. A fim de suavizar a curva nesses pontos de descontinuidades, foi utilizada uma aproximação polinomial de 10ª ordem, resultando nas curvas da FIG. 5.2.

Com essas considerações, observa-se que a curva obtida assemelha-se à apresentada por Dollar e Herr (2008) (FIG. 5.3). Uma melhor aproximação seria atingida, caso fossem assumidos mais graus de liberdade. No entanto, como o objetivo do trabalho resume-se ao movimento de flexão do quadril e do joelho, os resultados mostram-se satisfatórios, considerando que os limites de esforços encontram-se na faixa experimental das referências bibliográficas.

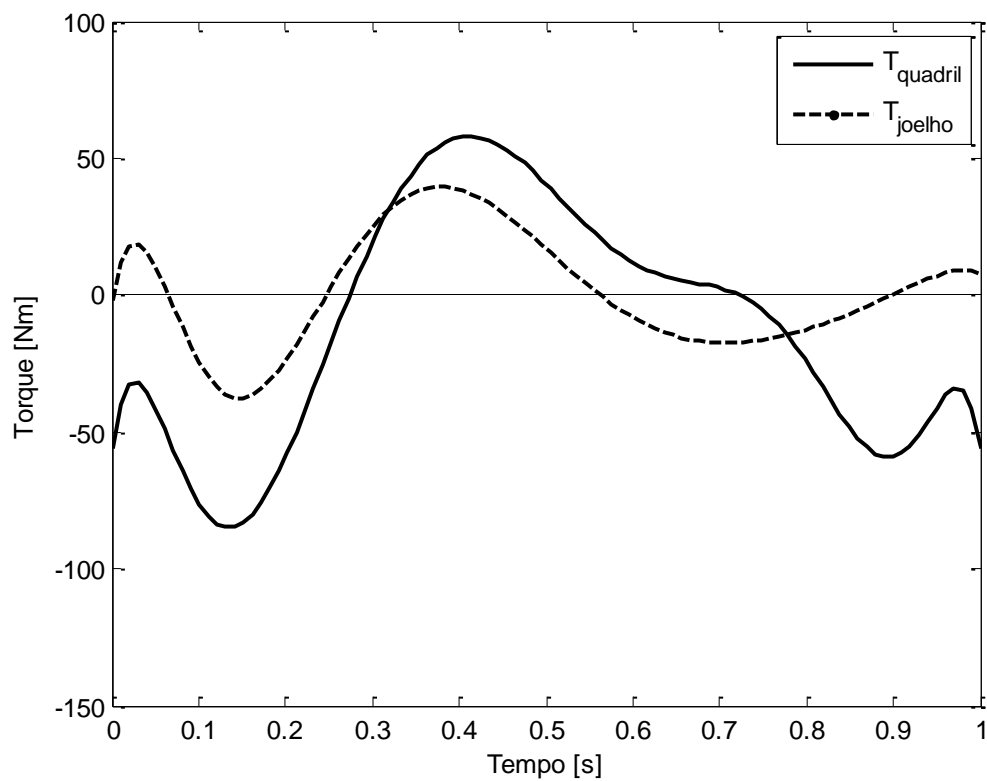


FIG. 5.2 Ajuste das curvas de torque por polinômios de grau 10

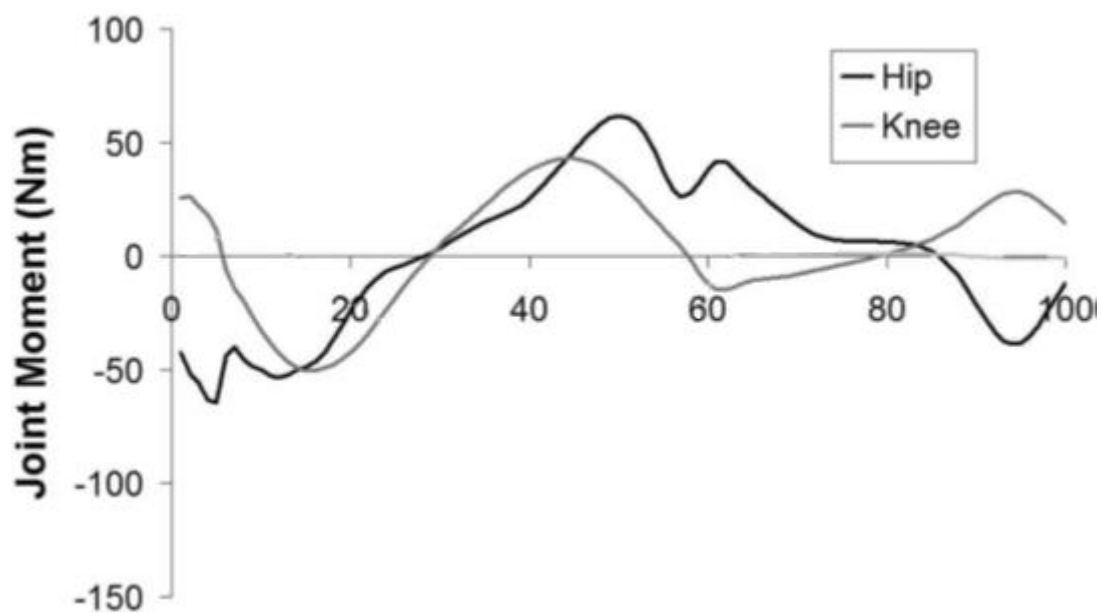


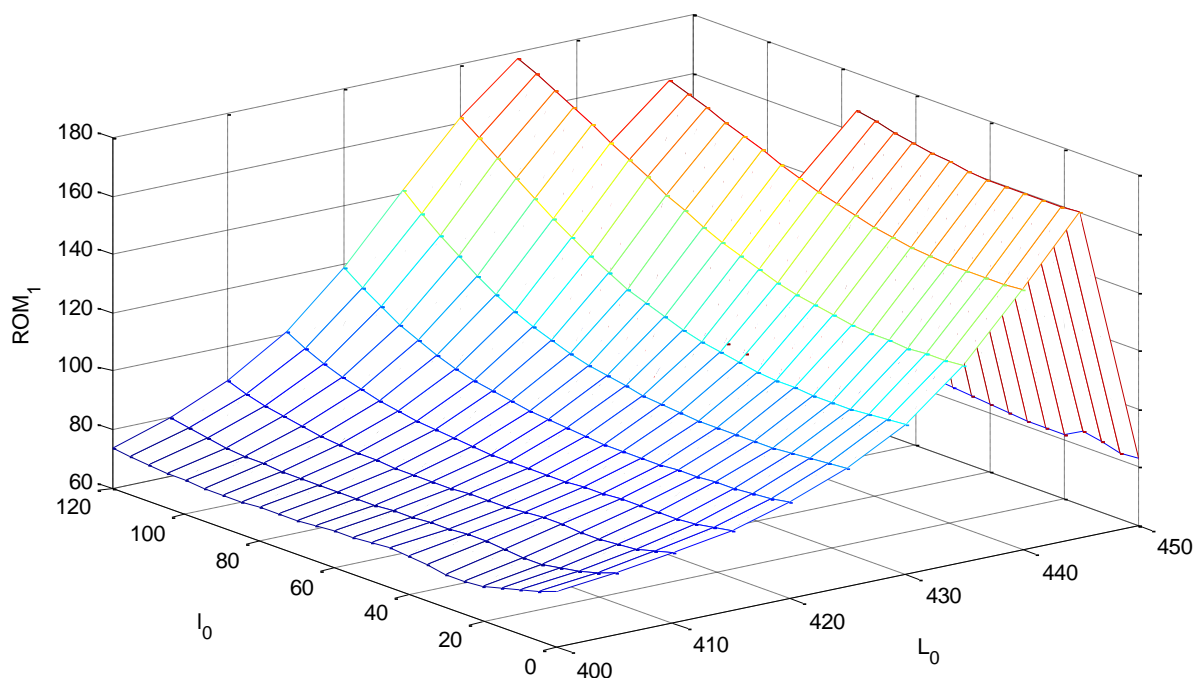
FIG. 5.3 Torques experimentais nas articulações do quadril e joelho durante a marcha humana (Dollar e Herr, 2008)

## 5.2 SOLUÇÃO DO PROJETO MECÂNICO

O método de Newton-Raphson é utilizado para solucionar o sistema das EQ. 3.14 apresentado para o projeto mecânico do exoesqueleto. Esse sistema possui 8 variáveis e apenas 6 equações, o que permite infinitas soluções. Assim, são definidas duas dessas variáveis para que a resposta seja encontrada, sendo elas o comprimento da alavanca de apoio e a distância que ela se encontra do eixo de rotação.

Das seis variáveis encontradas, apenas duas são de interesse para o projeto, o comprimento e o ângulo da alavanca de torque, e uma terceira que reflete diretamente no movimento do usuário que é a máxima amplitude de movimento para aquela condição especificada.

Assim, é possível definir a malha de respostas para o sistema, considerando uma variação de 0 a 120 mm para a alavanca de apoio ( $l_0$ ) e uma altura de 400 a 450 mm dessa alavanca ( $L_0$ ) em relação ao eixo de rotação da primeira barra (FIG. 5.4).



**FIG. 5.4 Amplitude máxima atingida pela coxa em função do comprimento e posição da alavanca de apoio**

Nota-se que, matematicamente, é possível atingir grandes amplitudes, acima até do ROM humano admissível. No entanto, existem restrições físicas de projeto, que impossibilitam a execução de alguns pontos nessa malha, como comprimentos muito pequenos que não permitem furos para encaixe do atuador pneumático, ou comprimentos tão mínimos que fragilizam a estrutura do equipamento. Assim, deve-se analisar criteriosamente qual a amplitude máxima desejada e a possibilidade de construção prática.

O valor ideal para o projeto seria o próprio ROM apresentado no HIDH (Human Integration Design Handbook) pela NASA (National Aeronautics and Space Administration) ou pelo menos um valor que permitisse ao usuário sentar-se com facilidade. Porém, devido às justificativas citadas anteriormente, os valores utilizados e obtidos são os apresentados na TAB. 5.1.

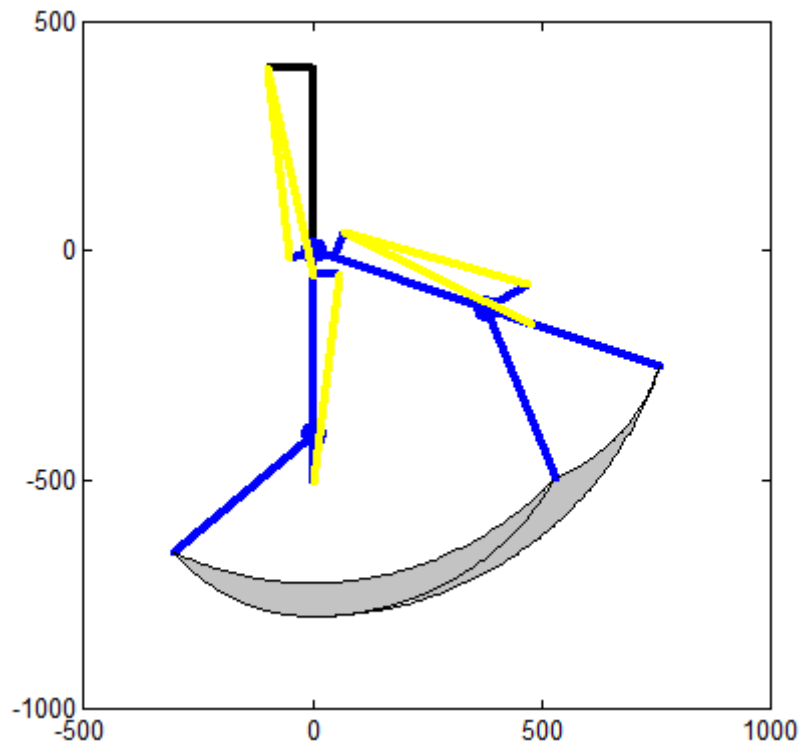
**TAB. 5.1 Parâmetros utilizados para o projeto do exoesqueleto**

Quadril				Movimento do Joelho			
$L_0$ (mm)	$l_0$ (mm)	$l_1$ (mm)	$\alpha$	$L_p$ (mm)	$l_p$ (mm)	$l_2$ (mm)	$\beta$
400	100	54,8	108°	360	50	98,6	126°

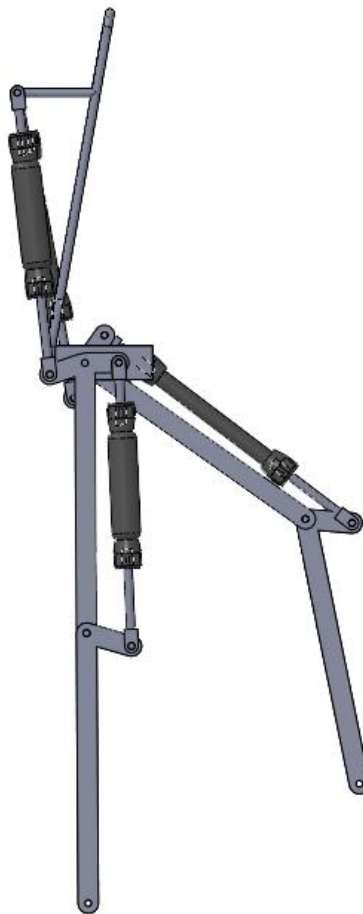
Além da restrição de projeto, é necessário que não haja mudança no sentido do torque aplicado à junta. Por isso, a soma dos ângulos das alavancas de torque com suas respectivas amplitudes de movimento não devem exceder 180°. Assim, os máximos valores alcançados são de 72° para o quadril e de 54° para o joelho, assumindo que o atuador pneumático ainda tem um alongamento admissível de 20% (4mm) para a alma quando tensionado. A FIG. 5.5 mostra o alcance do projeto para as condições definidas acima. É possível, com essa configuração, realizar um agachamento de 295 mm ou suspender a perna a uma altura de 548 mm, a contar do piso.

Com base nas dimensões calculadas, elaborou-se o projeto em CAD com auxílio do Solidworks™ (FIG. 5.6). Nesse modelo os atuadores pneumáticos são colocados diretamente sobre a estrutura mecânica do exoesqueleto, excluindo a necessidade de cabos. Como existem dois graus de liberdade para cada perna, são necessários pelo menos quatro atuadores nesse modelo.





**FIG. 5.5 Alcance do exoesqueleto com movimento de flexão do quadril e joelho**



**FIG. 5.6 Projeto do exoesqueleto solucionado**

O dimensionamento dos pinos é realizado considerando o diâmetro dos furos dos encaixes de admissão de ar próprio do PAM fornecido pela FESTO. A estrutura é presa ao usuário por velcros, fazendo com que as barras movam-se juntamente com a perna durante o movimento.

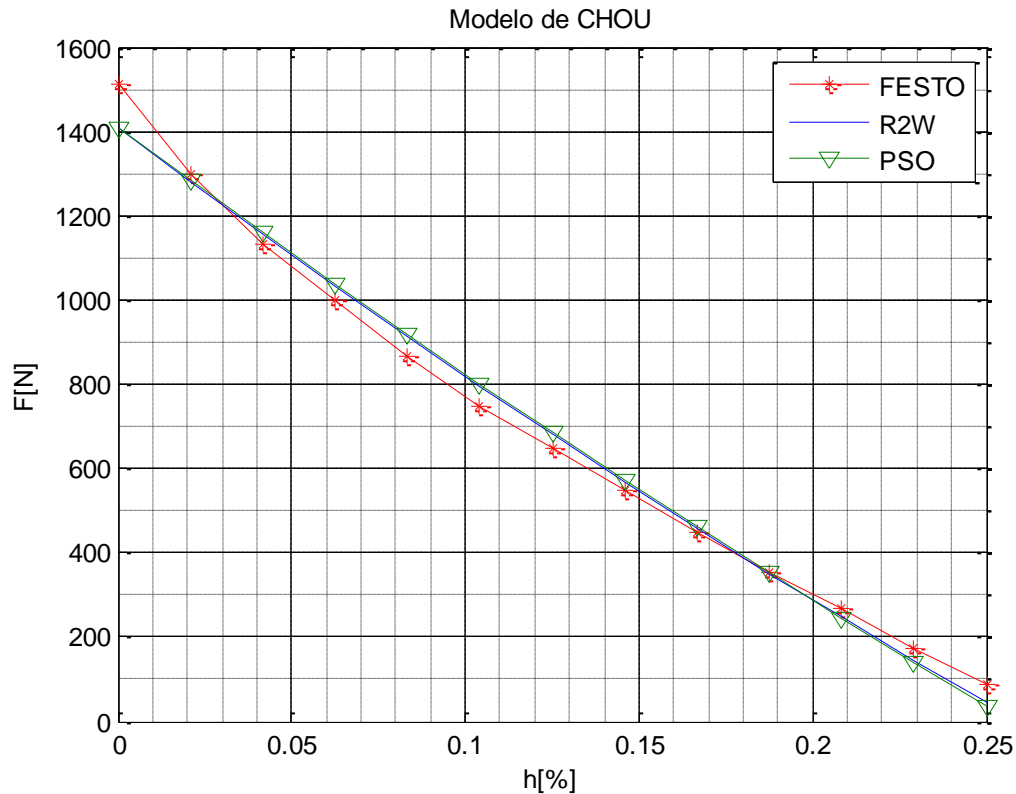
### 5.3 OTIMIZAÇÃO DOS MODELOS DE PAM

A solução para os modelos de PAM apresentados por Chou e Hannaford (1994) e Szepe (2005) é dada pelos métodos estocásticos R2W e PSO já definidos anteriormente. Inicialmente, é solucionado o modelo utilizando apenas uma curva de pressão (6 bar), por uma questão de custo computacional para avaliação dos resultados. Posteriormente, o modelo que apresentar menor erro quadrático médio, será submetido às curvas fornecidas pela FESTO em seu catálogo.

Os dois métodos estocásticos são analisados com uma população inicial de 100 indivíduos até atingir a precisão de  $10^{-5}$  ou uma quantidade de  $10^4$  iterações. Toda a população é gerada aleatoriamente, a fim de fornecer maiores combinações de parâmetros otimizados.

O modelo de Chou e Hannaford (1994) a ser analisado é o que leva em consideração a espessura da parede da membrana do atuador, por ser mais preciso que o modelo simplificado. Apesar de se utilizar o modelo completo, nota-se que as curvas obtidas ainda se distanciam bastante do modelo real (FIG. 5.7).

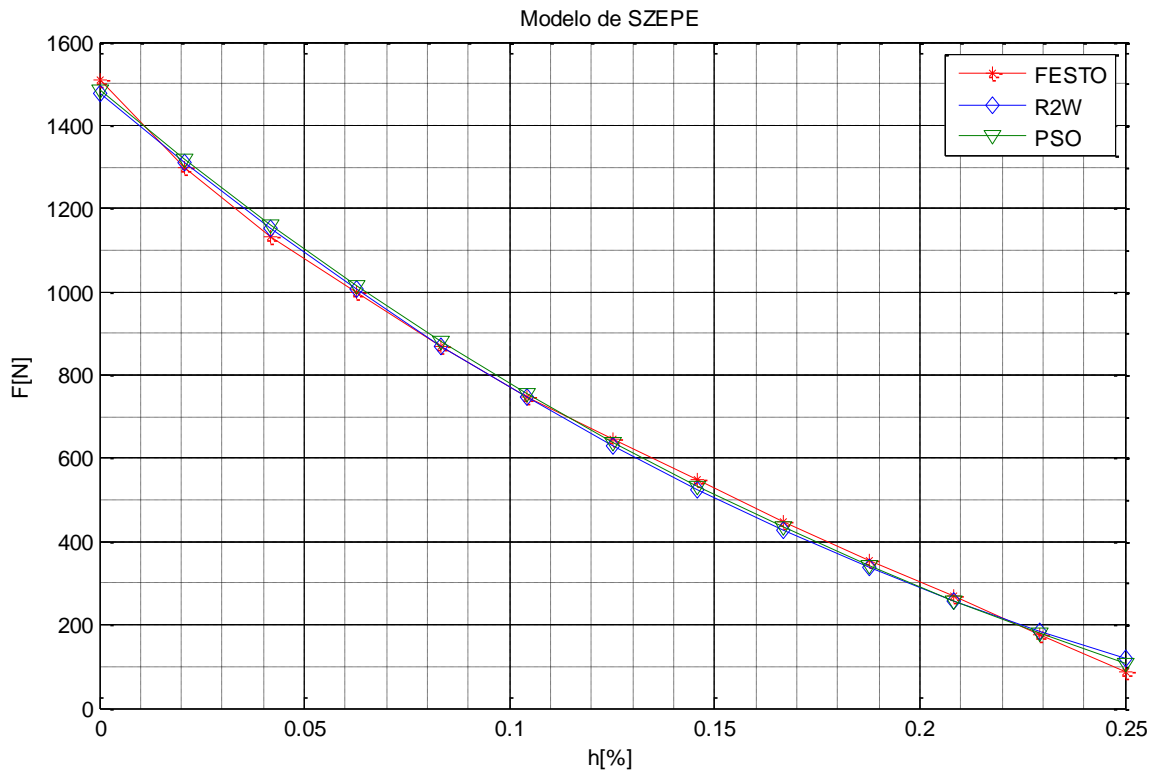
Os parâmetros reais para o modelo de atuador utilizado no trabalho são de 20 mm de diâmetro da alma do PAM, ângulo de  $45^\circ$  entre os fios e 1 mm de espessura da parede. Utilizando o método PSO os valores encontrados para esses parâmetros foram de 16 mm,  $34^\circ$  e 1,2 mm, respectivamente. Percebe-se que são valores diferentes do real, mas que diminuem o resíduo de 37,4 para 11,4. Utilizando o método de R2W, os parâmetros encontrados foram 18 mm para o diâmetro do atuador,  $37^\circ$  para o ângulo entre os fios e 0,1 mm para a espessura da parede, reduzindo o resíduo para 11,1. Nota-se que as curvas encontradas são bem parecidas, por isso, o resíduo das duas também é próximo.



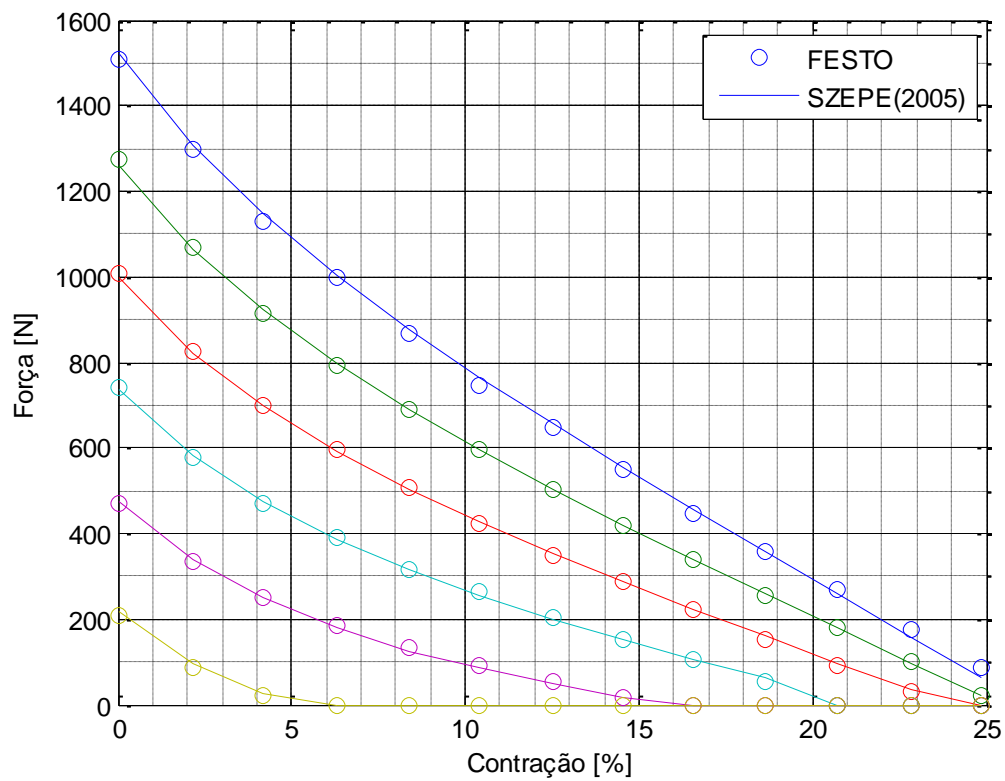
**FIG. 5.7 Solução do Modelo de Chou e Hannaford completo por R2W e PSO**

O modelo de Szepe (2005) não apresenta nenhum parâmetro físico a ser determinado, apenas as constantes da aproximação exponencial, então a comparação se dá diretamente entre os resíduos dos dois métodos. Para o método R2W, o resíduo atingido foi de 4,8, e utilizando o PSO atingiu-se um resíduo de apenas 0,9. As duas curvas possuem precisão bem melhor que o modelo anterior (FIG. 5.8), o que mostra que esse é um modelo que aproxima satisfatoriamente a curva utilizada.

Comparando-se então os dois modelos e os dois métodos estocásticos, define-se aquele com menor resíduo para solução das curvas com diferentes pressões de entrada no atuador pneumático: modelo de Szepe (2005) solucionado por enxame de partículas. Os pontos a ser comparados são os da FESTO variando a pressão de 1 a 6 bar e considerando apenas contrações positivas até 25%, regime recomendado pela fabricante (FIG. 5.9). Os parâmetros que minimizam o resíduo encontram-se na TAB. 5.2.



**FIG. 5.8 Solução do Modelo de Szepe (2005) pelo método R2W e PSO**



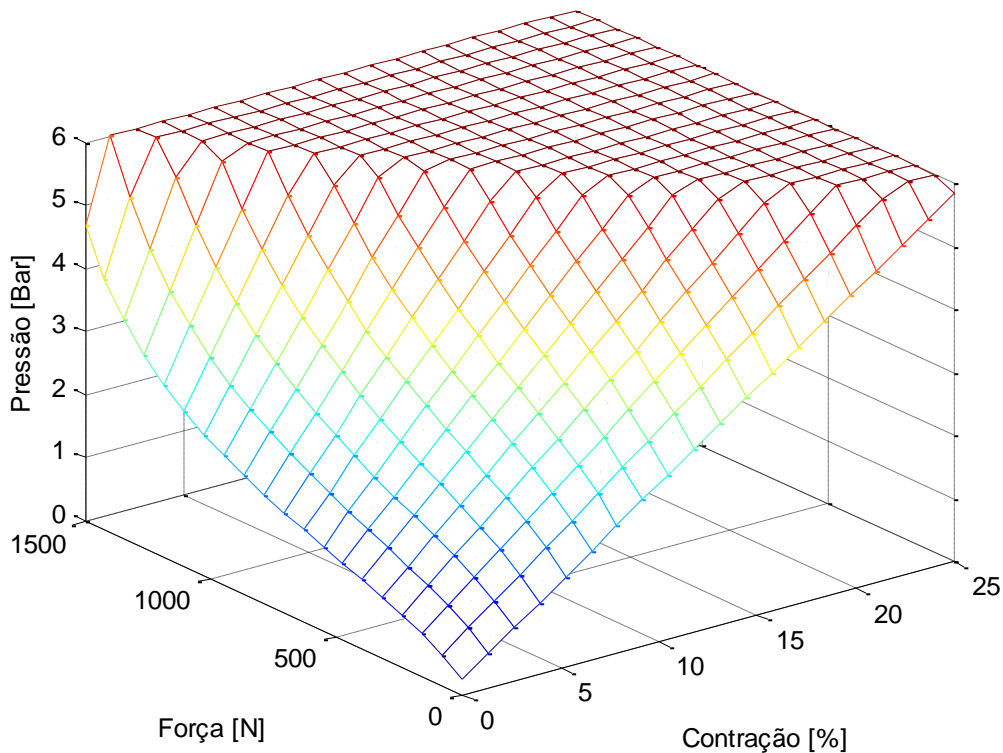
**FIG. 5.9 Solução do modelo de Szepe (2005) para pressões de 1 a 6 bar**

**TAB. 5.2 Parâmetros otimizados para o modelo de Szepe (2005) no PAM MAS-20 pelo método do enxame de partículas (PSO)**

<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>d</i>	<i>e</i>	<i>f</i>
0,25	1,77	0,21	-725,58	236,66	-285,74

A partir desses parâmetros, é possível então escrever a pressão necessária em função da contração e da força de atuação (FIG. 5.10). A equação torna-se então:

$$P(F, h) = - \frac{b \exp\left(\frac{1}{h+c}\right) + f - F}{a \exp\left(\frac{1}{h+c}\right) + d h + e} \quad \text{EQ. 5.12}$$

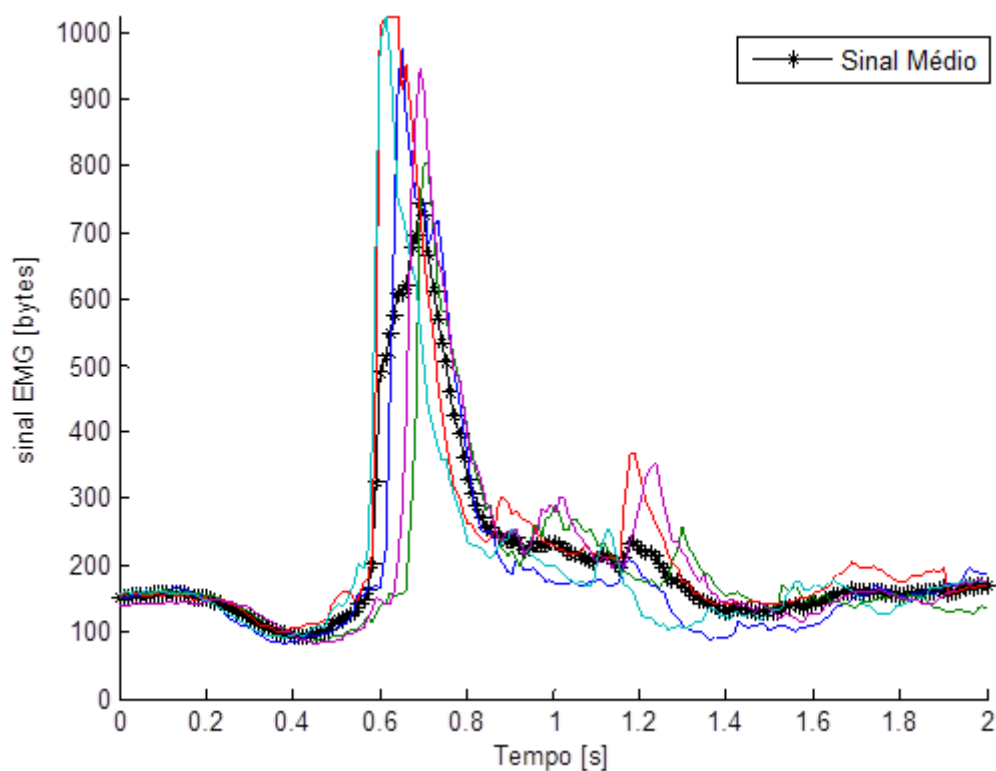


**FIG. 5.10 Pressão em função da força e da contração no PAM MAS-20 da FESTO**

## 5.4 AVALIAÇÃO DO SINAL EMG

Os músculos em que foram posicionados os eletrodos para o sensor EMG são o reto femoral e o bíceps femoral, como dito anteriormente, por serem esses os principais responsáveis pela flexão do joelho e quadril, respectivamente. Inicialmente, foi analisado o movimento desses dois músculos isoladamente para interpretação dos resultados.

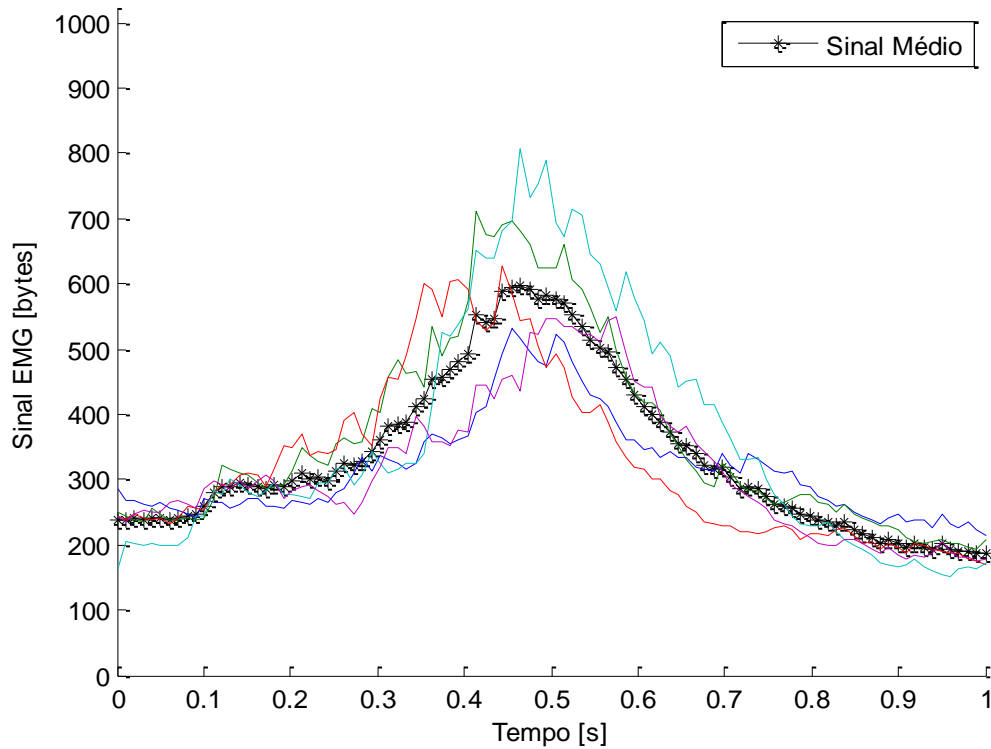
Para a avaliação do bíceps femoral, foi realizado um movimento de levantamento com posterior agachamento, o que resultou em movimento de 2 segundos sem interrupção. Percebe-se que a ativação muscular acontece com maior intensidade na fase de levantamento (extensão do quadril), mas influencia muito pouco no agachamento (FIG. 5.11).



**FIG. 5.11** Resultado do sinal EMG para o bíceps femoral durante o movimento de levantamento e agachamento usando o sensor Advancer Technologies™

Para o músculo reto femoral, foi realizado o movimento de extensão e relaxamento do joelho enquanto sentado. O movimento durou apenas dois segundos

e é possível perceber que a intensidade do sinal aumenta com o movimento de flexão (FIG. 5.12). Esses dois resultados demonstram que os músculos escolhidos realmente são os responsáveis pelo movimento desejado (extensão), com pouca interferência na flexão.

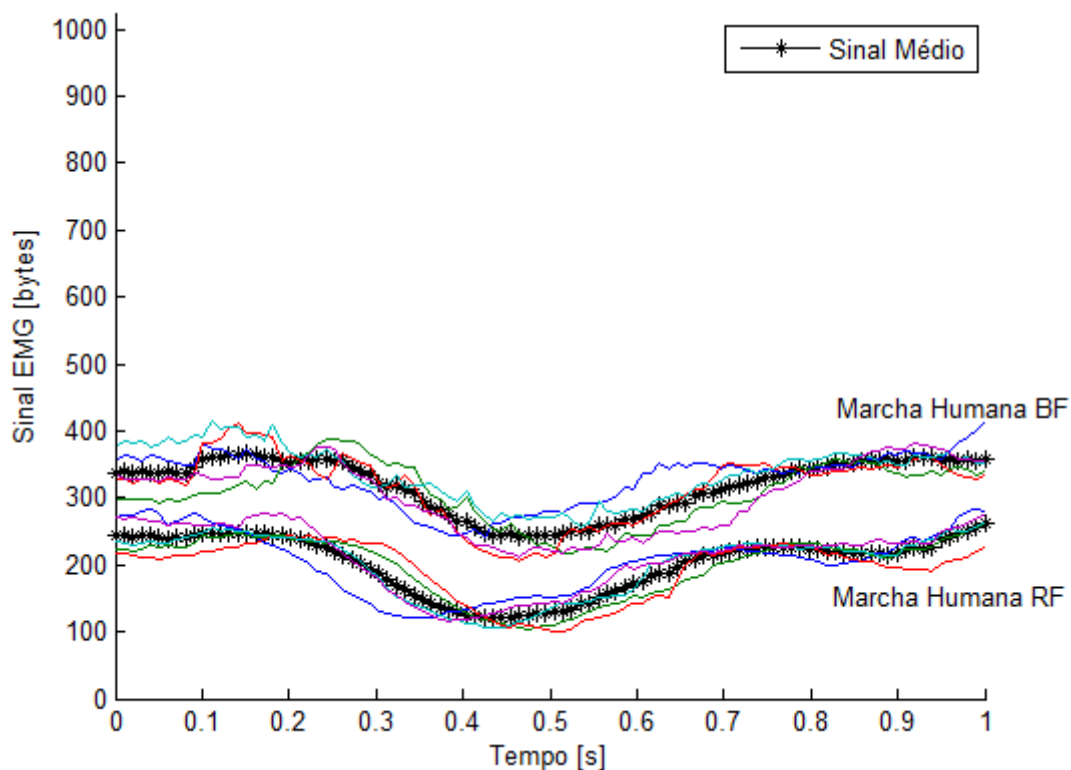


**FIG. 5.12 Resultado do sinal EMG para o reto femoral durante o movimento de extensão e relaxamento do joelho usando o sensor Advancer Technologies™**

Definidos os músculos a ser estudados, também foi analisado o sinal de ativação desses durante a marcha humana (FIG. 5.13). Nota-se que a variação na intensidade do sinal durante esse movimento é muito pequena e que acontece em torno de 40% do movimento. Esse é aproximadamente o instante de tempo em que a perna encontra-se totalmente esticada, ou seja, o centro de massa do corpo encontra-se alinhado à posição ereta, reduzindo o esforço muscular e transferindo o peso para os ossos.

Dessa forma, é admissível usar o valor médio da ativação EMG dos músculos enquanto há o movimento, e entendendo que o esforço é menor quando o músculo é relaxado. Assim, valores acima de 250 bytes para o reto femoral e 350 para o

bíceps femoral são considerados esforços físicos enquanto valores abaixo desses representam situações de relaxamento.



**FIG. 5.13 Sinal EMG do reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) durante a marcha humana usando o sensor Advancer Technologies™**

Um sistema *fuzzy* pode ser utilizado como compensador de ganho analisando os sinais de ativação durante o movimento, resultando na abertura maior ou menor da válvula de admissão para compensar o esforço do usuário do exoesqueleto transferindo essa força para o atuador pneumático.

## 5.5 SOLUÇÃO DO CONTROLADOR

Como já definido, são utilizadas sete funções de pertinência para cada uma das duas entradas do controlador *fuzzy* e mais sete para a saída. Uma das entradas é o erro  $e(t)$ , definido por:

$$e(t) = P_m(t) - P_r \quad \text{EQ. 5.13}$$

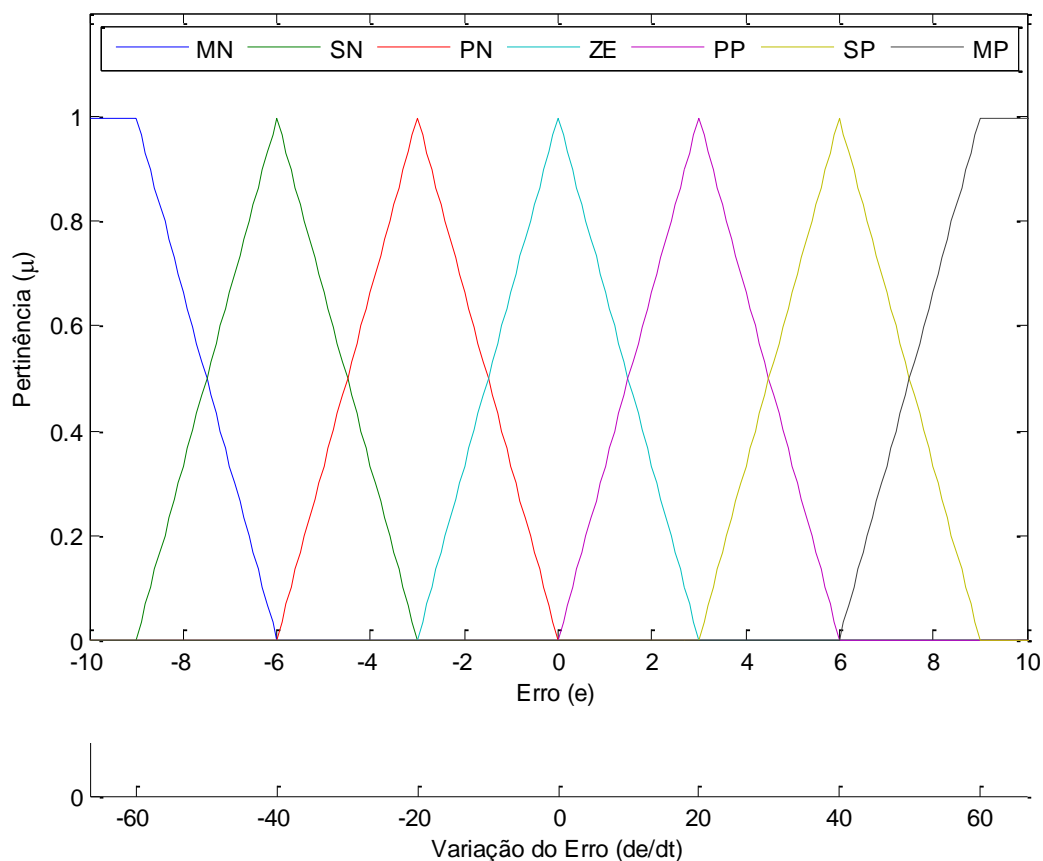


Onde  $P_m(t)$  representa a pressão medida no instante de tempo  $t$  e  $P_r$  a pressão de referência. Assim, a derivada do erro pode ser tomada como:

$$\frac{de}{dt} = \frac{e_n - e_{n-1}}{t_n - t_{n-1}} \quad \text{EQ. 5.14}$$

$$\frac{de}{dt} = \frac{P_m(t_n) - P_m(t_{n-1})}{t_n - t_{n-1}} \quad \text{EQ. 5.15}$$

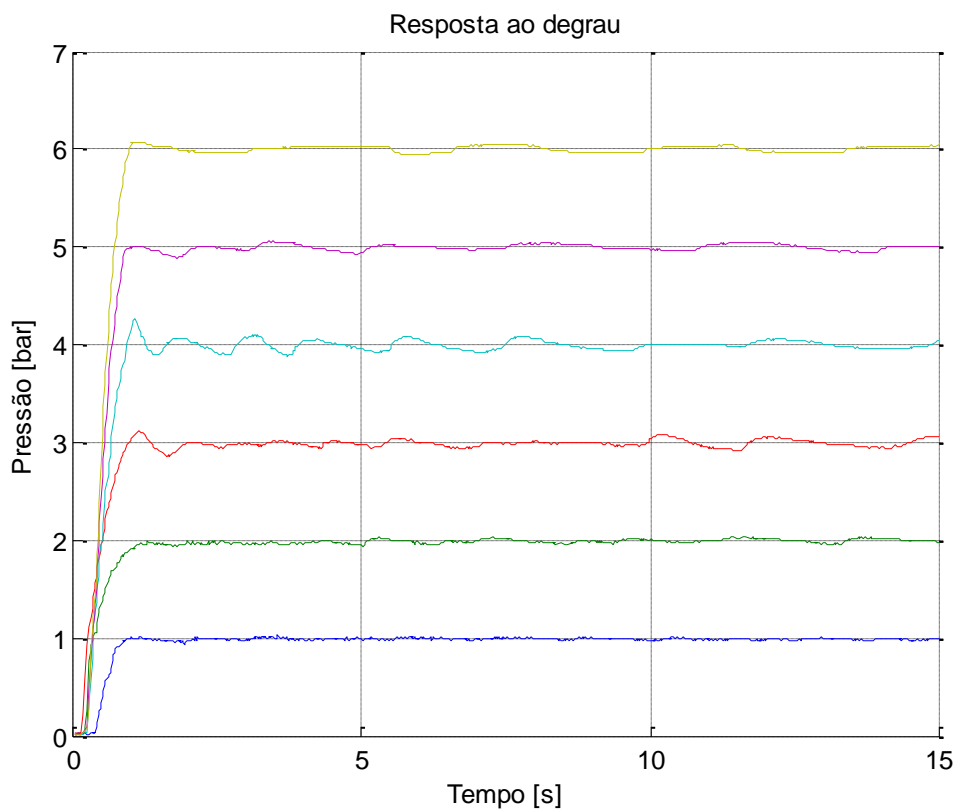
Como a máxima pressão admitida no interior do PAM é de 6 bar, o intervalo de erro se limita a  $\pm 6$  bar. No entanto, para intervalos de tempo muito pequenos, a sua derivada pode assumir valores bem maiores. Experimentalmente, conferiu-se que a variação do erro atinge valores de até  $\pm 60$  bar/s, então esse será o intervalo para as funções de pertinências dessa entrada (FIG. 5.14).



**FIG. 5.14** Funções de pertinência para o erro e a variação do erro

A saída para esse sistema é a abertura da válvula de ar no PAM. O posicionamento do servo motor acoplado à válvula corresponde a maior ou menor fluxo de ar, logo, a abertura da válvula pode ser positiva, quando for necessário aumentar a pressão interna, ou negativa, caso contrário. Com isso, utilizando o método de defuzzificação Sugeno, os valores escolhidos para variação da posição do servo motor foram de 1, 10 e 20 para as variáveis linguísticas Pouco, Simplesmente e Muito, respectivamente.

Esses valores são arbitrários e correspondem à resposta do sistema em função dos limites estimados. A escolha desses parâmetros foi baseada na resposta ao degrau do conjunto variando a pressão de 1 a 6 bar (FIG. 5.15).



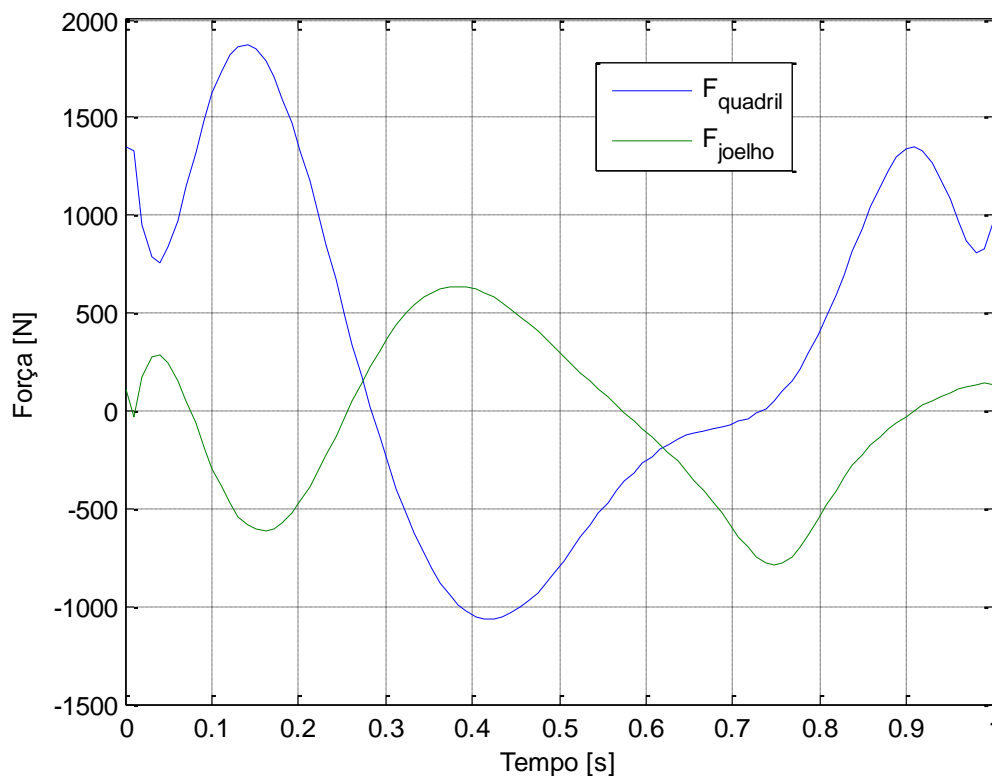
**FIG. 5.15 Resposta da válvula com controle *fuzzy* a diferentes respostas em degrau**

Nessa configuração, percebe-se que o tempo de acomodação é de aproximadamente 1 segundo para os diferentes degraus de entrada, com pequeno *overshoot*. Para as altas e pequenas pressões, o controlador consegue manter o

valor de referência com pouquíssima variação. No entanto, para valores médios, percebe-se maior dificuldade em manter a pressão, devido ao comportamento do material elástico do atuador nessa faixa. Apesar disso, o ruído acontece de forma pontual e sem grandes variações, que são corrigidas pelo controlador.

## 5.6 AVALIAÇÃO DOS RESULTADOS

Definidas as dimensões do exoesqueleto a serem utilizadas, é possível calcular a força necessária exigida pelos atuadores com base na curva de torque obtida pela dinâmica inversa. Conhecendo a posição e o torque necessário em cada instante de tempo, é possível encontrar a curva de força mostrada na FIG. 5.16.



**FIG. 5.16 Força necessária nos atuadores do quadril e do joelho durante a marcha**

Nesse gráfico, é possível perceber que existem valores positivos e negativos, o que equivale a esforços no sentido de contração e expansão, respectivamente, já

que o sentido do torque foi definido para que a contração tenha valores positivos. No entanto, o músculo pneumático, como já explicado anteriormente, só produz força no sentido de contração. Por isso, valores negativos são considerados nulos para solução do modelo de PAM.

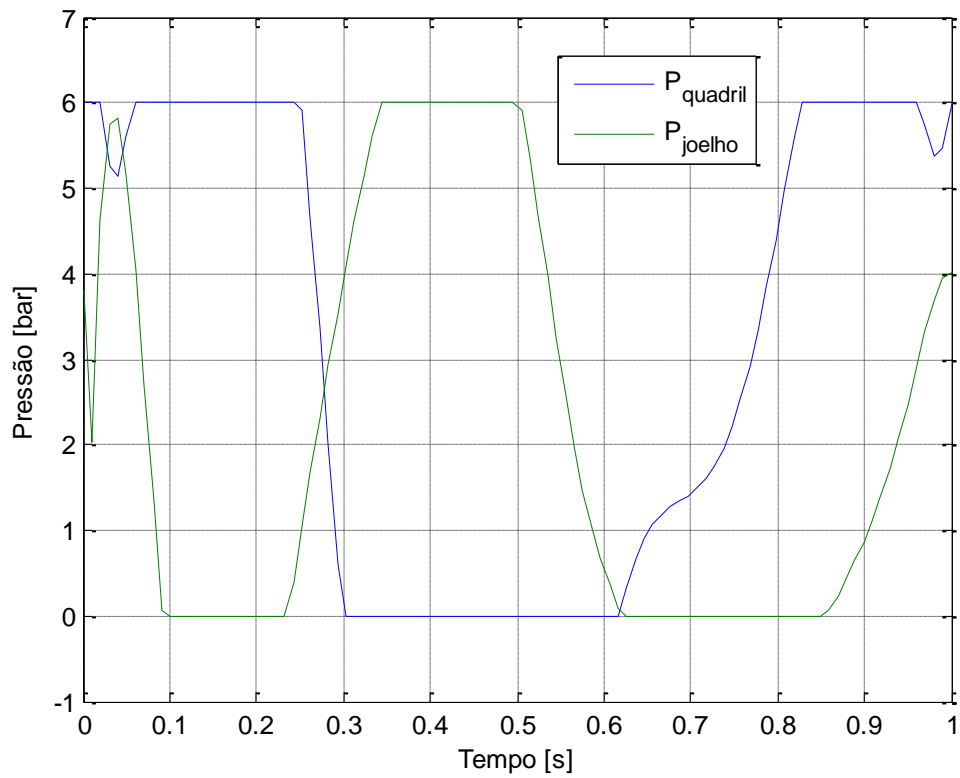
É importante perceber que a força exigida ultrapassa o valor máximo fornecido pelo atuador de 1200 N na transição da fase de apoio médio, mas que rapidamente se mantém a uma faixa admissível. Naturalmente, não seria possível utilizar um exoesqueleto com esses requisitos, mas os experimentos apresentados por Dollar e Herr (2007) mostram que o valor real necessário para o movimento está abaixo de 1200 N, ou seja, o atuador fornecerá o torque necessário mesmo que seja exigido o seu valor máximo de pressão e contração.

Utilizando então o modelo de Szepe (2005), obtêm-se as curvas de pressão necessária no interior dos atuadores mostradas na FIG. 5.17. A pressão no PAM do joelho se mantém em níveis aceitáveis dentro do limite suportado pelo atuador, enquanto para o quadril, em alguns pontos, é necessário elevar a pressão a níveis acima de 6 bar para atingir a força requisitada. No entanto, esse valor é restringido para evitar danos ao equipamento.

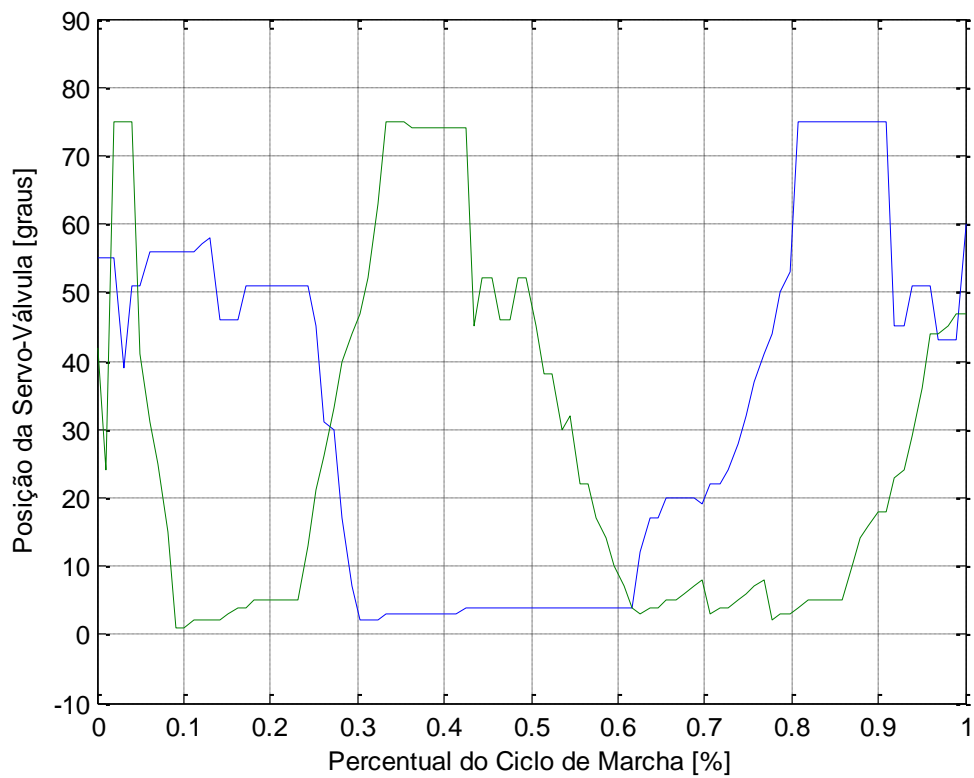
Como explicado anteriormente, valores negativos são desconsiderados, fazendo com que o PAM permaneça vazio por certos intervalos de tempo em que são necessários esforços no sentido de expansão.

O controle da válvula de admissão segue, então, essa curva de pressão. Os servo-motores são abertos e fechados seguindo o controlador *fuzzy* projetado de forma a atender esses requisitos. A tolerância de erro admitida para cada intervalo foi de  $\pm 0,2$  bar.

Nota-se que há um acompanhamento da curva de posicionamento dos servo-motores (FIG. 5.18) em relação à curva de pressão. Claramente, as curvas não são iguais, tanto pelo comportamento não linear do PAM como pela tolerância de erro ajustada para o controlador. É interessante perceber, pelo gráfico, que mesmo a pressões constantes, existe movimentação da posição da servo-válvula. Essa movimentação acontece para compensar possíveis variações de pressão devido ao *overshoot* ou perda de carga mesmo que a pressão exigida seja constante.



**FIG. 5.17** Pressão necessária no PAM do quadril e do joelho durante a marcha



**FIG. 5.18** Curva de posição das válvulas do PAM do quadril e do joelho

## 6 CONCLUSÃO

Um sistema de controle para acionamento de músculos pneumáticos de um exoesqueleto para membros inferiores baseado em sinais de posição e eletromiografia do usuário foi proposto. A avaliação desse controlador foi realizada mediante simulação computacional, utilizando de referências bibliográficas para validação do modelo.

A aproximação do modelo de corpo humano por barras, similar a um pêndulo triplo, mostrou que a curva de torque obtida por dinâmica inversa multi-corpos possui comportamento similar à apresentada em bibliografia, apesar das descontinuidades pontuais e da diferença em valores absolutos entre as duas curvas. Isso se deve ao fato da utilização de curvas de posição e velocidades aproximadas para o ciclo de marcha humana. Um melhor resultado pode ser alcançado aumentando-se a quantidade de graus de liberdade no modelo proposto e utilizando dados experimentais no modelo apresentado.

O projeto de exoesqueleto proposto, apesar das limitações de movimento, permite ao equipamento relativa mobilidade quando referente à marcha humana, ou seja, é permitido ao usuário realizar uma caminhada, ou até um pequeno agachamento, com as amplitudes de movimento apresentadas em bibliografia como as mais comuns ao ser humano saudável. Essa configuração também permite que seja produzido torque suficiente pelos atuadores pneumáticos para a caminhada, compatíveis com o exigido pelas articulações do corpo humano.

Para o modelo de curva da pressão do PAM, é notável a diferença de resultados quando utilizado o modelo proposto por Szepe (2005) em relação ao de Chou e Hannaford (1994), bem como a aplicação do método de enxame de partículas para estimativa de parâmetros. A solução do projeto do exoesqueleto pelo método de Newton-Raphson também se mostrou eficiente em resolver o sistema de equações definido, mostrando ainda as capacidades e limitações do protótipo.

O controle *fuzzy* utilizado nas servo válvulas do circuito pneumático mostrou-se eficiente. Os parâmetros das funções de pertinência podem ser alterados a fim de ajustar a resposta do sistema, reduzindo o *overshoot* ou tempo de acomodação do

sinal de entrada. A resposta do sistema obtida foi de menos de 1 segundo para a maioria das entradas em degrau avaliadas e com baixo *overshoot*, o que significa que os parâmetros encontrados empiricamente satisfazem o problema, apesar de não serem ótimos. Um compensador foi proposto ao sistema de controle baseado nos sinais de eletromiografia dos músculos responsáveis pela flexão do quadril e joelho. Uma análise desses órgãos mostrou que existe relação direta com o movimento, mas não pôde ser quantificada nesse trabalho.

A planta de controle projetada está definida e com todas as equações utilizadas já apresentadas, assim como os equipamentos necessários para aquisição e envio de sinais também adquiridos e com funcionamento de acordo com o esperado. Uma das vantagens dessa planta é o seu aspecto modular que permite que partes isoladas do projeto sejam alteradas sem que sejam afetadas as demais. Com isso, é possível a otimização do modelo por blocos de acordo com a necessidade de alteração do módulo para cálculo de força, torque, sinal EMG, controlador, etc.

Como proposta para trabalhos futuros, cada um desses módulos pode ser avaliado e melhorado:

- ✓ Aumento da quantidade de graus de liberdade no modelo de dinâmica inversa multi-corpos para cálculo dos torques nas articulações do quadril e joelho;
- ✓ Avaliação do método Newton-Euler ou as equações de Lagrange para cálculo dos torques nas articulações;
- ✓ Utilização de outra geometria de exoesqueleto que permita maior amplitude de movimento, a fim de auxiliar o usuário a subir escadas, sentar, pular, etc.;
- ✓ Avaliação de músculos pneumáticos de diâmetros diferentes para análise da curva de força produzida;
- ✓ Implementação de todo o sistema de controle na placa Arduino para que o equipamento se torne independente de computador fixo;
- ✓ Utilização de algoritmos de otimização como PSO, R2W, algoritmos genéticos, etc. nos parâmetros do controlador fuzzy
- ✓ Estudo da relação dos sinais eletromiográficos com o movimento de caminhada para aprimoramento do compensador de pressão;

- ✓ Prototipagem do equipamento para realização de experimentos e validação dos resultados teóricos com os experimentais.

Essa área de estudo mostra-se promissora e aborda metodologias multidisciplinares, abrindo várias linhas de pesquisa teóricas e experimentais.



## 7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Araújo, M. V. **Desenvolvimento de uma Órtese Ativa para os Membros Inferiores com Sistema Eletrônico Embarcado**, Dissertação de Mestrado, UFRN, 2010.
- Calais-German, B. **Anatomy of Movement**, Eastland Press, Seattle, 2007.
- Cervieri, A. **Instrumentação de Prótese para Verificação de Dinâmica Inversa**, Laboratório de Medições Mecânicas, UFRGS, IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 2001.
- Chou, C. P. e Hannaford, B. **Static and Dynamic Characteristics of McKibben Pneumatic Artificial Muscles**, IEEE Xplore, 1994.
- Costa, N., Caldwell, D. G. e Brown, M. **Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Orthosis**. Workshop on Human Adaptive Mechatronics, 2005.
- De Negri, V. J. **Sistemas Hidráulicos e Pneumáticos para Automação e Controle**, LASHIP, 2001.
- Dollar, A. M. and Herr, H. **Active Orthoses for the Lower-limbs: Challenges and State of the Art**, Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2007.
- Dollar, A. M. and Herr, H. **Lower Extremity Exoskeleton and Active Orthoses: Challenges and State of the Art**, IEEE Transactions on Robotics, 2008.
- Dos Santos, D. P. **Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores**. Dissertação de Mestrado, USP, 2011.
- Enoka, R. M. **Bases neurônicas da cinesiologia**. São Paulo, Manole, 2000.
- FESTO Inc. **Festo Catalogue**, 2010.
- Ghoussayni, S.; Stevens, C.; Durham, S.; Ewins, D. **Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals**. Gait & Posture, 2004.
- Hall, S. **Basic Biomechanics**, McGrawHill, USA, 2006.
- Human Integration Design Handbook (HIDH)**, National Aeronautics and Space Administration, 2010.

- JANG, J.-S. R., SUN, C.-T., MIZUTANI, E. **Neuro-Fuzzy and Soft Computing: a computational approach to learning and machine intelligence** USA: Prentice-Hall, 1997.
- Kazerooni, H., Huang, L. e Steger, J. R. **Hybrid Control of the Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**, ASME, International Mechanical Engineering Congress and Exposition, 2005.
- Kennedy, J., Eberhart, R. C., **Particle Swarm Optimization**, Proceedings IEEE, IV Conference on Neural Networks, 1995.
- Konrad, P., **The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography**. Noraxon Inc. USA, 2005.
- L. A. Zadeh. **Fuzzy Sets, Information and Control**, 1965
- Marchetti, P. H. e Duarte, M., **Instrumentação em Eletromiografia**, Laboratório de Biofísica, Universidade de São Paulo, 2006.
- Martins, L. L. **Desenvolvimento de um regulador de Pressão Microprocessado**, Dissertação de Mestrado, USP, 2012.
- Morgado Junior, F. D. **Modelagem e Controle de Músculo Pneumático**, Dissertação de Mestrado, IME, 2011.
- Ponde, P. J. V. **Análise Dinâmica e Cinemática de um Exoesqueleto para Auxiliar a Marcha Humana**, Dissertação de Mestrado, IME, 2013.
- Ramos, J. L. A. S. **Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos**, Dissertação de Mestrado, PUC-RJ, 2013.
- Sandri, S. e Correa, C. **Lógica nebulosa**, INPE, SP, 1999.
- Shadmehr, R. e Wise, S. P. **The Computational Neurobiology of Reaching and Pointing**. Massachusetts Institute of Technology, 2005.
- Simões, M. G. **Controle e Modelagem Fuzzy**, FAPESP, SP, 2007.
- Sousa, H. N. C. **Instrumentação e Controle de um Exoesqueleto Parte Inferior do Corpo**, Dissertação de Mestrado, IME, 2014.
- Szepe, T. **Accurate Force Function Approximation for Pneumatic Artificial Muscles**. Department of Technical Informatics, University of Szeged, Hungary, 2005.
- Szepe, T. e Sárosi, J. **Matlab Models for Pneumatic Artificial Muscles**. Department of Technical Informatics, University of Szeged, Hungary, 2005.

- Tao, W., Liu, T., Zheng, R. Feng, H. **Gait Analysis using Wearable Sensors**, China, 2012.
- Vukobratovic, M. **Active Exoskeletal Systems and Beginning of the Development of Humanoid Robotics**, Sérvia, 2008.
- Zadeh, L. A. **Fuzzy Sets, Information and Control**, Department of Electrical Engineering and Eletronics Research Laboratory, University of California, USA, 1965.
- Zoss, A., Kazerooni, H., Chu, A. **On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)**, Department of Mechanical Engineering, University of California, USA, 2005.

## 8 APÊNDICES

## 8.1 APÊNDICE 1: DINÂMICA DO MODELO DURANTE A FASE DE APOIO

Para a fase de apoio, é considerado um modelo de pêndulo triplo invertido simplificado. Assim, para que a barra relativa ao tronco do corpo humano esteja sempre em posição ereta e também para que haja redução de 3GL para apenas 2GL, considera-se que:

$$ROM_3 = ROM_2 - ROM_1 \quad \text{EQ. 8.1}$$

As matrizes de rotação utilizadas são:

$$A = \begin{bmatrix} \cos(ROM_1) & \text{sen}(ROM_1) \\ -\text{sen}(ROM_1) & \cos(ROM_1) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.2}$$

$$B = \begin{bmatrix} \cos(ROM_2) & -\text{sen}(ROM_2) \\ \text{sen}(ROM_2) & \cos(ROM_2) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.3}$$

$$C = \begin{bmatrix} \cos(ROM_3) & \text{sen}(ROM_3) \\ -\text{sen}(ROM_3) & \cos(ROM_3) \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.4}$$

A posição dos centros de gravidade para cada uma das barras torna-se:

$$CG0 = C \begin{bmatrix} 0 \\ L_2 \end{bmatrix} + BC \begin{bmatrix} 0 \\ L_1 \end{bmatrix} + ABC \begin{bmatrix} 0 \\ L_2 \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.5}$$

$$CG1 = C \begin{bmatrix} 0 \\ L_2 \end{bmatrix} + BC \begin{bmatrix} 0 \\ L_1 \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.6}$$

$$CG2 = C \begin{bmatrix} 0 \\ L_2 \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.7}$$

Considerando o primeiro elemento de cada vetor de posição do centro de gravidade como pertencente à coordenada  $x$  e o segundo elemento como pertencente à coordenada  $y$ , o vetor de restrições cinemáticas segue como:

$$\Phi^k = \begin{bmatrix} x_0 - CG0_x \\ y_0 - CG0_y \\ x_1 - CG1_x \\ y_1 - CG1_y \\ x_2 - CG2_x \\ y_2 - CG2_y \end{bmatrix} \quad \text{EQ. 8.8}$$

Resolvendo a dinâmica inversa com essas matrizes de restrição, obtém-se um vetor  $\lambda$  com 9 elementos. Os três últimos elementos desse vetor correspondem aos torques aplicados nas articulações do quadril, joelho e calcanhar, respectivamente.