



João Luiz Almeida de Souza Ramos

**Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por
Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais
Eletromiográficos**

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada como requisito parcial para
obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Mecânica do
Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio.

Orientador: Prof. Marco Antônio Meggiolaro

Rio de Janeiro

Abril de 2013



João Luiz Almeida de Souza Ramos

**Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por
Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais
Eletromiográficos**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica do Departamento de Engenharia Mecânica da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof. Marco Antônio Meggiolaro

Orientador

Departamento de Engenharia Mecânica – PUC-Rio

Prof. Mauro Speranza Neto

Departamento de Engenharia Mecânica – PUC-Rio

Prof. Luciano Luporini Menegaldo

Departamento de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ

Prof. José Eugênio Leal

Coordenador Setorial do Centro Técnico Científico - PUC-Rio

Rio de Janeiro, 08 de Abril de 2013

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

João Luiz Almeida de Souza Ramos

Estudante de Mestrado em Engenharia Mecânica na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Possui graduação em Engenharia de Controle e Automação pela mesma instituição. Sua linha de pesquisa e interesse envolve sistemas robóticos, dinâmica de sistemas e projeto de sistemas robóticos.

Ficha Catalográfica

Ramos, João Luiz Almeida de Souza

Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos/ João Luiz Almeida de Souza Ramos; orientador: Marco Antônio Meggiolaro. – 2013.

150f. : il. (color.) ; 30 cm

Dissertação (mestrado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Departamento de Engenharia Mecânica, 2013.

Inclui bibliografia

CDD: 621

Ao meu pai, meu exemplo de disciplina e eruditismo,
à minha mãe, meu exemplo de generosidade e humanidade,
ao meu irmão, meu melhor amigo.
Com amor e dedicação.

Agradecimentos

Primeiramente, serei sempre grato ao meu orientador e, principalmente, amigo o Professor Marco Antônio Meggiolaro, por ser meu exemplo de sucesso acadêmico e sempre ter me transmitido o conhecimento necessário para cumprir meus objetivos. Gostaria de agradecer ao Professor Carlos Alberto de Almeida e Professor Hans Ingo Weber por toda a orientação, interesse e paciência na minha vida acadêmica. Obrigado por fazerem a diferença na minha formação. E obrigado ao Professor Mauro Speranza por me ceder o espaço físico em que pude trabalhar durante esse último ano. Agradeço também ao Professor Luciano Menegaldo, da COPPE, pelo interesse, pelas sugestões e por sempre ter se mostrado pronto a ajudar.

Serei eternamente grato a todos os meus amigos por todos os momentos únicos que tive na minha formação. Em especial, Alexandre Ormiga, pelo tema desta dissertação e todas as valiosas sugestões no meu trabalho, obrigado por ter me salvado quando estive sem rumo. Cesar Augusto, por todas as aulas de *Word*, por todos os cafés e cervejas e por sempre ter compartilhado comigo toda a minha trajetória acadêmica, acho que podemos nos orgulhar de nós mesmos. Guilherme Rodrigues de Paula, por todos os “polengo time’s”, risadas e bom humor que só você possui. Pedro Blois, pelas saudáveis discussões sobre nossos mais obscuros problemas de controle. Pedro Bittencourt, por ter me inspirado a ser um engenheiro mais completo. Allan Nogueira de Albuquerque, pelo incomparável senso de humor e por ter tornado minhas longas horas no LDC mais felizes e agradáveis. Guilherme Mourão, por ter me deixado roubar todos os componentes eletrônicos que precisei nos meus experimentos. Rodrigo Duque Estrada, pela usinagem e interesse. Meu mais sincero e profundo obrigado a Thiago Marinho, por todas as sugestões, por toda a paciência com a minha ignorância e pela amizade, graças a você meu sonho está mais perto de se completar.

Nunca poderei esquecer todo o suporte e alegria dos meus maiores amigos: Igor Girsas, Junior Souza, Luiz Fernando Santarelli, Mateus Braune,

Fabio Paredes, Gabriella Mansur e Laís Souza. Obrigado por tudo, só pude chegar onde estou por que sempre pude contar com o apoio incondicional de pessoas maravilhosas como vocês em todos meus momentos difíceis.

Guardarei sempre comigo tudo que aprendi enquanto membro da equipe RioBotz e através de todos os seus membros e ex-membros: Jorge Xavier, Luísa Filgueiras, Rodrigo Nogueira, Hugo Tristão, Maurício Collaço, Daniel Freitas, Vítor Garcia, Michel Feinstein, Eduardo Von Ristow, Julio Guedes, Paula Migueles, Gustavo Parada, Mário Pareto e todos os outros. Não poderia ter aprendido tanto em um ambiente tão agradável em nenhum outro lugar.

Por último, obrigado a todos meus amigos nacionais e internacionais que não mencionei por falta de espaço ou memória!

Serei sempre grato à PUC-Rio, meu segundo lar, onde vivi um período de intenso aprendizado e transformação. Levarei sempre comigo todo o conhecimento e experiências transmitidas por um incomparável corpo docente. O agradeço ao CNPq pelo suporte financeiro que me permitiu o empenho exclusivo em desenvolver minha pesquisa.

Finalmente, um agradecimento sincero aos meus pais, nunca poderia alcançar meus sonhos sem vocês, meus irmãos e toda a minha família. Espero sempre deixá-los orgulhosos.

Resumo

Ramos, João Luiz Almeida de Souza; Meggiolaro, Marco Antônio. **Controle de Torque de um Exoesqueleto Atuado por Músculos Pneumáticos Artificiais Utilizando Sinais Eletromiográficos.** Rio de Janeiro, 2013. 149p. Dissertação de Mestrado - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

A robótica aplicada à reabilitação e amplificação humana está em uma fase iminente de se tornar parte de nossa vida diária. A justaposição da capacidade de controle humana e o poder mecânico desenvolvido pelas máquinas oferecem uma promissora solução para auxílio físico e de amplificação humana. O presente trabalho apresenta um exoesqueleto ativo para membros superiores controlado por uma alternativa e simples Interface Homem-Máquina (HMI) que utiliza o Modelo Muscular de Hill para aumentar a força e resistência mecânica do usuário. Músculos Pneumáticos Artificiais (PAM) são utilizados como atuadores por sua alta razão entre potência e peso e atuam o sistema através de um esquema com cabos de aço. Algoritmos Genéticos (GA) aproximam localmente os parâmetros do modelo matemático do atuador e o modelo fisiológico do músculo, que utiliza sinais eletromiográficos superficiais (sEMG) para estimar o torque na articulação do exoesqueleto. A metodologia proposta oferece três vantagens principais: (i) reduz o número de eletrodos necessários para monitorar a atividade muscular, (ii) elimina a necessidade de transdutores de força ou pressão entre o exoesqueleto e o usuário ou o ambiente e (iii) reduz o custo de processamento em tempo-real, necessário para implementações de sistemas embarcados. O exoesqueleto é restrito ao membro superior direito e a estratégia de controle é avaliada verificando o desempenho do usuário ao manipular uma carga de 3.1kg estática e dinamicamente com e sem o auxílio do equipamento assistivo.

Palavras-Chave

Exoesqueleto; Modelo Muscular de Hill; Algoritmos Genéticos; Músculos Artificiais; Controle Neural; Amplificação; Interface Homem-Máquina.

Abstract

Ramos, João Luiz Almeida de Souza; Meggiolaro, Marco Antônio. **Torque Control of an Exoskeleton Actuated by Pneumatic Artificial Muscles Using Electromyographic Signals.** Rio de Janeiro, 2013. 149p. MSc. Dissertation - Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

Robotics for rehabilitation and human amplification is imminent to become part of our daily life. The juxtaposition of human control capability and machine mechanical power offers a promising solution for human assistance and physical enhancement. This work presents an upper limb active exoskeleton controlled by an alternative and simple Human-Machine Interface (HMI) that uses a Hill Muscle Model for strength and endurance amplification. Pneumatic Artificial Muscles (PAM) are used as actuators for its high power-to-weight ratio and to drive the system through a cable arrangement. Genetic Algorithms (GA) approach locally optimizes the model parameters for the actuator mathematical model and the physiologic muscle model that uses the surface electromyography (sEMG) to estimate the exoskeleton joint torque. The proposed methodology offers three main advantages: (i) it reduces the number of electrodes needed to monitor the muscles, (ii) it eliminates the need for user force or pressure sensing, and (iii) it reduces the real-time processing effort which is necessary for embedded implementation and portability. The exoskeleton is restricted to the right upper limb and the control methodology is validated evaluating the user performance while dynamically and statically handling a 3.1kg payload with and without the aid of the assistive device.

Keywords

Exoskeleton; Hill Muscle Model; Genetic Algorithms; Artificial Muscles; Neural Control; Amplification; Human-Machine Interface.

Sumário

1. Introdução	24
1.1 Motivação	24
1.2 Revisão Bibliográfica	26
1.3 Objetivos do Trabalho	31
1.4 Estrutura da Dissertação	32
2. Fundamentos Teóricos	33
2.1 Biomecânica e Anatomia	33
2.1.1 Anatomia Óssea	33
2.1.2 Anatomia Muscular	36
2.1.3 Antropometria e Modelagem do Membro Superior	42
2.2 Sinais Eletromiográficos (EMG)	45
2.2.1 Fundamentos	45
2.2.2 Eletrodos	46
2.2.3 EMG e Variáveis Biomecânicas	47
2.2.4 Captação dos Sinais EMG	48
2.2.5 Modelo Muscular de Hill	51
2.2.6 Geometria Muscular	55
2.2.7 Ganho Não-Linear	58
2.2.8 Solução do Modelo de Hill	58
2.3 Algoritmos Genéticos	59
3. Projeto Eletro-Mecânico do Exoesqueleto	61

3.1 Músculos Pneumáticos Artificiais (PAM)	61
3.1.1 Principais Características	61
3.1.2 Modelo Matemático	64
3.2 Estrutura Mecânica	65
3.2.1 Design do Membro Superior	68
3.2.2 Modelo Matemático	76
3.3 Projeto Mecânico	81
3.3.1 CAD (Computer Aided Design)	81
3.3.2 O Sistema Real	85
3.4 Sistema de Aquisição e Suprimento de Ar	88
4. Sensoriamento e Controle	93
4.1 Escolha dos Músculos	93
4.2 Aquisição e Tratamento dos Sinais	98
4.2.1 Posição e Velocidade	98
4.2.2 Pressão	100
4.2.3 Sinais EMG	101
4.3 Otimização do Modelo	104
4.3.1 Otimização do Modelo do PAM	104
4.3.2 Otimização do Modelo Muscular de Hill	107
4.3.3 Recalibragem do Modelo	113
4.4 Arquitetura de Controle	114
5. Experimentos e Resultados	118
5.1 Aumento de Força	118
5.2 Aumento da Resistência Muscular	123
6. Conclusões	126

7. Referências	129
8. Anexos	134
8.1 Transdutor de Pressão <i>Honeywell PX2 Series Heavy Dut</i>	134
8.2 Músculo Artificial Pneumático FESTO MAS-10	135
8.3 <i>Shadow Pneumatic Control Unit</i>	136
8.4 Programa em MatLab para Controle do Exoesqueleto	136
8.5 Programa em MatLab para Otimização dos Parâmetros do PAM	140
8.6 Programa em MatLab para Otimização do Modelo Muscular de Hill do Bíceps Braquial	143
8.7 Programa em MatLab para Pré-processamento das Variáveis Utilizadas para Recalibragem do Modelo Muscular	148

Lista de Figuras

Figura 1-1: O eLegs, da Ekso Bionics, e seu piloto.....	25
Figura 1-2: O XOS2 amplia a capacidade humana.	26
Figura 1-3: O CADEN-7.....	27
Figura 1-4: O Muscle Suit do Kobayashi Laboratory.	28
Figura 1-5: a) HAL para assistência de idosos; b) O HAL-5.....	29
Figura 1-6: O BLEEX.....	30
Figura 2-1: Anatomia óssea do membro superior (11).....	34
Figura 2-2: Graus de liberdade do ombro (11).	34
Figura 2-3: Graus de liberdade do cotovelo (11).....	35
Figura 2-4: Graus de liberdade do pulso (11).....	35
Figura 2-5: Eixos de rotação instantâneos do braço.	36
Figura 2-6: O bíceps e tríceps agem de modo antagônico para atuar a articulação do cotovelo em ambas as direções.....	37
Figura 2-7: Graus de liberdade da escápula e músculos responsáveis por cada atuação (11).	38
Figura 2-8: Graus de liberdade do ombro e músculos responsáveis pela atuação (11).	39
Figura 2-9: Ação reversa o músculo peitoral maior (11).....	40
Figura 2-10: Músculos responsáveis pela flexão do cotovelo (11).....	40
Figura 2-11: Músculos responsáveis pela extensão do cotovelo (11).....	41
Figura 2-12: Músculos responsáveis pela pronação (esquerda) e pela supinação (direita) (11).....	42

Figura 2-13: Planos sagital, frontal e transversal (11).....	43
Figura 2-14: Modelo do braço.	43
Figura 2-15: Arranjo nervoso para a contração das fibras musculares (15).....	45
Figura 2-16: Tipos de eletrodos para EMG.	46
Figura 2-17: Exemplo de sinal eletromiográfico do Bíceps Braquial.	48
Figura 2-18: Influência do posicionamento do eletrodo no músculo e o EMG (17).....	49
Figura 2-19: Mapa do posicionamento dos eletrodos no corpo humano (17).....	49
Figura 2-20: Eletrodos descartáveis GS27 e gel supercondutor Signa Gel.....	50
Figura 2-21: Eletrodos posicionados sobre o Bíceps Braquial e Deltóide Anterior.....	50
Figura 2-22: Amplificador diferencial operacional fisiológico INA126P.....	51
Figura 2-23: Modelo de três elementos de Hill.	52
Figura 2-24: Relação da força muscular com o comprimento da fibra e sua velocidade de contração.....	54
Figura 2-25: Braço de alavanca do bíceps.....	56
Figura 2-26: Variação do comprimento do braço de alavanca para diferentes músculos no homem adulto (direita) e mulher adulta (esquerda) (23).....	57
Figura 2-27: Fluxograma da evolução do Algoritmo Genético.....	60
Figura 3-1: Composição do músculo artificial pneumático da FESTO®.....	62
Figura 3-2: Pressurização do músculo pneumático.....	62

Figura 3-3: Relação entre porcentagem de contração e força exercida pelo MAS 10 (27).....	63
Figura 3-4: Os PPAM contraem percentualmente mais que os músculos da FESTO (McKibben), mas são menos compactos.....	65
Figura 3-5: FESTO® Humanoid Muscle-Robot Torso, músculos com atuação direta ou transmissão por cabos (32).....	67
Figura 3-6: Modelo de atuação da articulação do exoesqueleto.	68
Figura 3-7: Curva de força e contração do MAS10 a 8 bar.	69
Figura 3-8: Torque feito sobre a articulação pela atuação do PAM.....	70
Figura 3-9: Torque na articulação em função da contração do PAM.	72
Figura 3-10: Ângulo atingido pela articulação em função da contração do PAM.....	73
Figura 3-11: Torque na articulação em função do ângulo.	74
Figura 3-12: Relação entre o torque máximo e o ângulo da articulação para flexão e extensão do ombro e cotovelo.....	75
Figura 3-13: Área de trabalho do exoesqueleto e do membro superior humano.	76
Figura 3-14: Modelo matemático do exoesqueleto.....	77
Figura 3-15: Modelo CAD final do exoesqueleto.	82
Figura 3-16: Detalhe da mochila com os PAMs.	83
Figura 3-17: Potenciômetro montado sobre a articulação do exoesqueleto.....	83
Figura 3-18: Vista explodida da montagem do potenciômetro.	84
Figura 3-19: Encaixe dos tubos de ar pressurizado.	84
Figura 3-20: Exoesqueleto final construído.	86

Figura 3-21: Detalhe do braço do exoesqueleto.....	87
Figura 3-22: Detalhe da fixação dos cabos de transmissão.....	87
Figura 3-23: Conversor AD utilizado: cDAQ-9172 e cartucho NI 9205.	88
Figura 3-24: Shadow Pneumatic Control Unit (SPCU).	89
Figura 3-25: Esquema de controle da SPCU.	89
Figura 3-26: Transdutor da Honeywell utilizado.	90
Figura 3-27: Transdutores de pressão utilizados.	90
Figura 3-28: Compressor utilizado.	91
Figura 3-29: Detalhamento do sistema de aquisição e controle.....	92
Figura 4-1: Monitoramento do bíceps (1), deltóide anterior (2), tríceps lateral (3) e deltóide posterior (4).....	94
Figura 4-2: Teste de flexão do cotovelo.	95
Figura 4-3: Teste de flexão do ombro.	96
Figura 4-4: Teste de flexão do cotovelo e ombro.	97
Figura 4-5: Sinal do potenciômetro filtrado.....	99
Figura 4-6: Estimativa da velocidade a partir da curva de posição.	100
Figura 4-7: Resposta em magnitude do filtro Butterworth.	101
Figura 4-8: Resposta em fase do filtro Butterworth.	102
Figura 4-9: Métodos de estimação do envelope do sinal EMG.	103
Figura 4-10: Processo de filtragem do sinal EMG.....	104
Figura 4-11: Resultado da otimização dos parâmetros do PAM.	106
Figura 4-12: Resultado da otimização dos parâmetros do PAM.	107
Figura 4-13: Típica sessão de aquisição utilizada para a evolução.	112
Figura 4-14: Fator de escala $K(t)$ entre o torque da articulação do usuário e aquele sobre o exoesqueleto.....	113

Figura 4-15: Recalibragem do Modelo Muscular utilizando a antiga população.....	114
Figura 4-16: Malha de controle proposta.....	115
Figura 4-17: Loop de controle com as principais equações utilizadas.	117
Figura 5-1: Teste utilizando a carga.	119
Figura 5-2: Posição do Cotovelo com e sem auxílio do exoesqueleto.....	120
Figura 5-3: Nível de ativação neural do Bíceps com (Exo on) e sem (Exo off) o auxílio do exoesqueleto.	120
Figura 5-4: Nível de ativação neural do Deltóide com (Exo on) e sem (Exo off) o auxílio do exoesqueleto.	121
Figura 5-5: Pressão de controle comandada ao PAM e a mesma medida.	122
Figura 5-6: Erro de pressão do controlador proporcional.	123
Figura 5-7: Posição de flexão do ombro sobre carga estática.....	124
Figura 5-8: Nível de ativação neural do Deltóide sob carga estática.....	125
Figura 6-1: Filtro analógico para tratamento do sinal EMG.	127
Figura 6-2: Microcontrolador ARM mbed.	128

Lista de Tabelas

Tabela 1: Comparação entre sistemas existentes.....	31
Tabela 2: Eixos do braço e sentidos positivos e negativos.	36
Tabela 3: Parâmetro de corpo rígido para adulto médio segundo o HIDH.	44
Tabela 4: Parâmetros de projeto do membro superior.	74
Tabela 5: Parâmetros de corpo rígido do exoesqueleto.	85
Tabela 6: Parâmetros da evolução do PAM.....	105
Tabela 7: Parâmetros do PAM otimizados pelo GA	106
Tabela 8: Limites das constantes a serem utilizadas.	109
Tabela 9: Parâmetros da evolução do Modelo Muscular.	109
Tabela 10: Limites das constantes a serem utilizadas.	111
Tabela 11: Relação de equações da estratégia de controle.	116

Lista de Abreviações

GA: Algoritmos Genéticos (*Genetic Algorithms*)

EMG: Eletromiografia

sEMG: Eletromiografia de Superfície (*surface electromyography*)

EEG: Eletroencefalografia

PAM: Músculo Pneumático Artificial (*Pneumatic Artificial Muscles*)

SPCU: *Shadow Pneumatic Control Unit*

IHM: Interface Homem-Máquina (*Human-Machine Interface*)

DOF: Graus de Liberdade (*Degrees of Freedom*)

PE: Elemento Passivo Paralelo

SE: Elemento Passivo Série

CE: Elemento Ativo de Contração

AD: Analógico-Digital

CAD: Computer Aided Design

Lista de Variáveis

m_1 : Massa do braço

m_2 : Massa do antebraço

l_1 : Comprimento do braço

l_2 : Comprimento do antebraço

x_1, y_1 : Posição do centro de massa do braço

x_2, y_2 : Posição do centro de massa do antebraço

l_{01} : Distância do eixo de rotação do centro de massa do braço

l_{02} : Distância do eixo de rotação do centro de massa do antebraço

I_1 : Momento de Inércia do braço em relação ao seu centro e massa

I_2 : Momento de Inércia do antebraço em relação ao seu centro e massa

θ_1 : Ângulo do ombro em relação à vertical

θ_2 : Ângulo do cotovelo em relação ao ombro

J_{iL} : Jacobiana de velocidade linear do exoesqueleto

J_{iA} : Jacobiana de velocidade angular do exoesqueleto

H : Matriz de inércia do exoesqueleto

h_{ijk} : Termos de Christoffel de três índices

C : Matriz de efeitos centrífugos e de Coriolis

G : Matriz de torque gravitacional

U : Energia potencial do exoesqueleto

τ : Vetor de torques aplicados às juntas do exoesqueleto

M_C : Massa da carga sobre o exoesqueleto

I_C : Momento de inércia da carga adicionada sobre o exoesqueleto

R_G : Ganho do amplificador operacional INA126P

u : Sinal eletromiográfico filtrado

a : Nível de ativação neural

A : Grau de não linearidade entre o sinal EMG filtrado e a ativação neural

L_{PE} : Comprimento do elemento passivo paralelo

L_{SE} : Comprimento do elemento passivo série

L_{CE} : Comprimento do elemento ativo de contração

L_{CE0} : Comprimento ótimo da fibra muscular

F_{PE} : Força sobre o elemento passivo paralelo

F_{SE} : Força sobre o elemento passivo série

F_{CE} : Força exercida pelo elemento ativo de contração

F_M : Força exercida pelo músculo

F_{PEmax} : Força máxima sobre o elemento passivo paralelo

F_{SEmax} : Força máxima sobre o elemento passivo série

F_{CEmax} : Força máxima exercida pelo elemento ativo de contração

S_{PE} : Parâmetro de forma do elemento passivo paralelo

S_{SE} : Parâmetro de forma do elemento passivo série

ΔL_{PE} : Variação instantânea de comprimento do elemento passivo paralelo

ΔL_{SE} : Variação instantânea de comprimento do elemento passivo série

ΔL_{CE} : Variação instantânea de comprimento do elemento ativo de contração

ΔL_{PEmax} : Variação máxima de comprimento do elemento passivo paralelo

ΔL_{SEmax} : Variação máxima de comprimento do elemento passivo paralelo

f_l : Curva normalizada adimensional da relação entre comprimento e força do músculo

f_v : Curva normalizada adimensional da relação entre velocidade e força do músculo

φ_m, φ_v : Parâmetros de calibragem do valor médio da distribuição Gaussiana da curva de velocidade e força

$V_{CE}(t)$: Velocidade de contração instantânea

$V_{CE0}(t)$: Velocidade de contração instantânea dependente da velocidade máxima

V_{CEmax} : Velocidade máxima de contração

α : Porcentagem de fibras rápidas na contração

L_{max} : Comprimento máximo do músculo

L_{TS} : Comprimento do tendão

a_i : Constantes da aproximação polinomial de terceira ordem da curva de comprimento do elemento de contração em relação ângulo da articulação ($i = 0,1,2,3$)

b_i : Constantes da aproximação polinomial de terceira ordem da curva do comprimento do braço de alavanca do músculo em relação ângulo da articulação ($i = 0,1,2,3$)

k_i : Constantes do ganho não-linear que relaciona o torque exercido pelo músculo e aquele aplicado sobre a articulação do exoesqueleto ($i = 0,1,2,3$)

p_i : Constantes do modelo matemático do PAM ($i = 0,1,2,3,4,5$)

T_{exo} : Torque aplicado sobre a articulação do exoesqueleto

T_M : Torque exercido pelo músculo

R : Braço de alavanca instantâneo do músculo

K : Ganho não-linear que relaciona o torque exercido pelo músculo e aquele aplicado sobre a articulação do exoesqueleto

P : Pressão interna no PAM

P_F : Pressão necessária para gerar uma dada força em determinada contração do PAM

P_{max} : Pressão máxima de trabalho do PAM

h : Contração instantânea do PAM

\dot{h} : Velocidade de contração instantânea do PAM

a, b : Distâncias dos pontos de ação da força exercida pelo PAM na articulação e o eixo de rotação

c, c' : Distâncias máxima e mínima entre pontos de ação da força exercida pelo PAM na articulação

r : Braço de alavanca de atuação do PAM

$\theta_{max}, \theta_{min}$: Ângulos máximos e mínimos atingidos pela articulação

$\Delta\theta$: Variação máxima do ângulo da articulação

ΔL : Variação máxima da distância entre os pontos de ação da força

d : Vetor unitário da direção de atuação da força em relação à articulação

F_{EMG1} : Função de transferência do filtro passa alta do sinal EMG

F_{EMG2} : Função de transferência do filtro passa baixa do sinal EMG

F_{teo} : Força teórica exercida pelo PAM

F_{GA} : Força teórica exercida pelo PAM estimada pelo GA

T_{Din} : Torque teórico sobre a articulação do exoesqueleto

T_{GA} : Torque teórico sobre a articulação do exoesqueleto estimado pelo GA

k_p : Ganho do controlador de pressão proporcional

“Discipline is less painful than regret.”

Jim Rohn

1. Introdução

1.1 Motivação

Exoesqueletos e robôs que podem ser vestidos por usuário humanos têm sido estudados e desenvolvidos desde os anos 60 quando a Empresa *General Electric* começou a desenvolver o chamado *Hardiman* (1). Desde então, a idéia da integração entre o potencial de controle humano com a potência mecânica que as máquinas podem atingir tem sido explorada em vários campos de pesquisa e possui uma vasta gama de aplicações, como na área industrial, militar, médica, entretenimento e outras (2).

A seleção natural garantiu que seres humanos possuíssem complexos algoritmos de controle de força e movimento, além de uma inata capacidade de adaptação, no entanto, possuem limitações de força física ou podem estar sujeitos a doenças degenerativas e motoras. Robôs, por outro lado, conseguem realizar tarefas que demandam alta potência mecânica por longos períodos sem apresentar fadiga ou diminuição de desempenho. Apesar disso, os algoritmos de controle atuais não garantem a flexibilidade e qualidade adequadas para se equiparar à naturalidade, generalidade e suavidade da movimentação e coordenação humana. A união dos dois sistemas oferece uma grande oportunidade de se desenvolver tecnologias assistivas tanto para pessoas saudáveis como aquelas com determinadas incapacidades físicas. Exoesqueletos podem ser utilizados para a reabilitação de pacientes com patologias musculares, neuromusculares, fraqueza muscular ou óssea ou ainda aqueles incapazes de movimentar algum membro (2) e (3).

Em 2012, engenheiros do Hospital Nemours-Akfred I. duPont, na Flórida, desenvolveram o *Wilmington Robotic Exoskeleton* (WREX) para a paciente Emma Lavelle, de 2 anos de idade, que havia nascido com artrogripose múltipla congênita, que provoca fraqueza muscular. Com o equipamento, que ela usa como um colete, Emma pode agora levantar os braços, atividade antes impossível sem o auxílio do equipamento.



Figure 1-1: O WREX, exoesqueleto assistivo passivo.

Paralelamente, o *eLegs*, desenvolvido pela empresa norte-americana *Ekso Bionics*, é um exoesqueleto ativo para membros inferiores que tem o objetivo de auxiliar pessoas paraplégicas ou com outras dificuldades de locomoção. A iniciativa foi eleita uma das 50 maiores invenções de 2010 segundo a *TIME Magazine*. Atualmente em fase de testes por pilotos voluntários, a expectativa é que o equipamento esteja presente na casa dos usuários em 2013.



Figura 1-1: O eLegs, da Ekso Bionics, e seu piloto.

As áreas militar e industrial também podem, por sua vez, serem beneficiadas pelos exoesqueletos. O *Sarcos XOS2* desenvolvido pela *Raytheon Company* explora a ampliação da força e resistência humana. Desenvolvido primeiramente para auxílio de soldados em atividades com alta demanda física,

o equipamento hidráulico possibilita que um soldado faça o trabalho de dois ou até três humanos.



Figura 1-2: O XOS2 amplia a capacidade humana.

Existem inúmeras possibilidades a serem exploradas pela integração entre homem e máquina. Com o desenvolvimento das tecnologias atuais as máquinas cada dia têm uma capacidade mais rápida e precisa de processamento, os atuadores têm uma potência e eficiência cada vez maior e se tornam mais compactos, e as baterias hoje possuem uma maior capacidade de descarga e grande autonomia. A cada dia essa tecnologia se tornará mais presente no cotidiano das pessoas.

1.2 Revisão Bibliográfica

As pesquisas voltadas para o desenvolvimento de equipamentos assistivos (exoesqueletos ou órteses ativas) se concentram basicamente em três setores: design mecânico do equipamento, sistema de atuação e a interface homem-máquina (IHM).

O design mecânico compreende quantas e quais juntas serão atuadas e como será a estrutura mecânica do equipamento de acordo com a tarefa a ser realizada. Uma vez que o robô será vestido pelo usuário, é essencial o sistema ser leve e antropomórfico, ou seja, deve ser capaz de seguir os movimentos do usuário sem que cause grandes perturbações e desconforto sobre o mesmo. Outro problema a ser explorado é o sistema de atuação devido à necessidade de mobilidade e autonomia. Sistemas elétricos, apesar de limpos e mais fáceis de controlar, muitas vezes não possuem a potência necessária para serem usados em exoesqueletos. Sistemas pneumáticos e hidráulicos, por sua vez, conseguem

desenvolver maiores esforços em comparação ao seu peso e tamanho, mas necessitam de reservatórios e algoritmos de controle mais complexos. Por último, a interface entre o usuário e o equipamento assistivo deve ser desenvolvida para garantir a melhor interação e para que as intenções de movimento sejam corretamente transmitidas com naturalidade.

O trabalho desenvolvido por (4) estuda a dinâmica e cinemática de 19 movimentos diários dos membros superiores com o objetivo de desenvolver um exoesqueleto antropomórfico com sete graus de liberdade. Como tem o objetivo de auxiliar todas as juntas, é necessário que todas sejam atuadas e que o sistema seja capaz de acompanhar o braço humano em todo o seu espaço de trabalho. O estudo compreende considerações anatômicas e fisiológicas, análise do espaço de trabalho e alcance dos membros superiores. O *Cable-Actuated Dexterous Exoskeleton for Neurorehabilitation* (CADEN-7) é atuado por cabos tensionados por motores elétricos localizados na base do braço e tem aplicações na fisioterapia, amplificação, simulações em realidade virtual e teleoperação.



Figura 1-3: O CADEN-7.

Em (5) é feito um estudo para o sistema de controle do CADEN-7 usando sinais eletromiográficos (EMG) na estimativa do torque realizado pela articulação do usuário utilizando o modelo muscular desenvolvido pelo fisiologista inglês ganhador do Prêmio Nobel Archibal Vivian Hill (6). Este modelo utiliza um esquema de três elementos para modelar a atividade muscular e estimar a força exercida pelo músculo na contração. Essa metodologia oferece uma série de vantagens por trazer a IHM ao nível neural, assim o controle do exoesqueleto se torna mais natural ao usuário.

O sistema desenvolvido pelo *Kobayashi Laboratory*, por outro lado, utiliza um tipo alternativo de atuadores: os Músculos Pneumáticos Artificiais (PAM). Estes elementos são capazes de exercer uma grande força quando comparados ao seu tamanho e peso e, além disso, são bastante flexíveis e podem ser suavemente operados. O *Muscle Suit* (7) tem seis graus de liberdade atuados, dois para cada braço e um para cada perna e utiliza uma mochila onde são conectados os músculos artificiais pneumáticos tipo *McKibben* desenvolvidos pela empresa inglesa *Shadow Robot Company* (8). Toda a estrutura pesa em torno de 7,5kg e a capacidade de carga demonstrada chega a 50kg. No entanto, este exoesqueleto não possui nenhum tipo de controle, funciona a partir de um controle remoto que pressuriza ou esvazia os músculos encontrados nas costas do usuário por um comando manual. Foi desenvolvido primeiramente para auxiliar enfermeiras na tarefa de transportar pacientes.



Figura 1-4: O Muscle Suit do Kobayashi Laboratory.

Uma das tecnologias assistivas mais conhecidas atualmente é o *Hybrid Assistive Limb* (HAL) desenvolvido pela empresa japonesa *Cyberdyne* (9). O sistema tem o objetivo de auxiliar idosos nas atividades diárias ou funcionários no chão de fábrica, ainda tem aplicações em entretenimento e outros. O sistema é atuado por motores elétricos conectados às juntas e redutores do tipo *Harmonic Drive* (também conhecido como *Strain Wave Gearing*) para que sejam suficientemente compactos e leves. Utiliza um sistema híbrido de controle, parte é do usuário através dos sinais eletromiográficos, *Cybernic Voluntary Control*, e parte é autônoma, *Cybernic Automous Control*. O sistema tem uma autonomia de aproximadamente 2 horas e 40 minutos e é abastecido por baterias

acopladas a uma mochila, pesa por volta de 23kg e pode levantar cargas até 70kg.

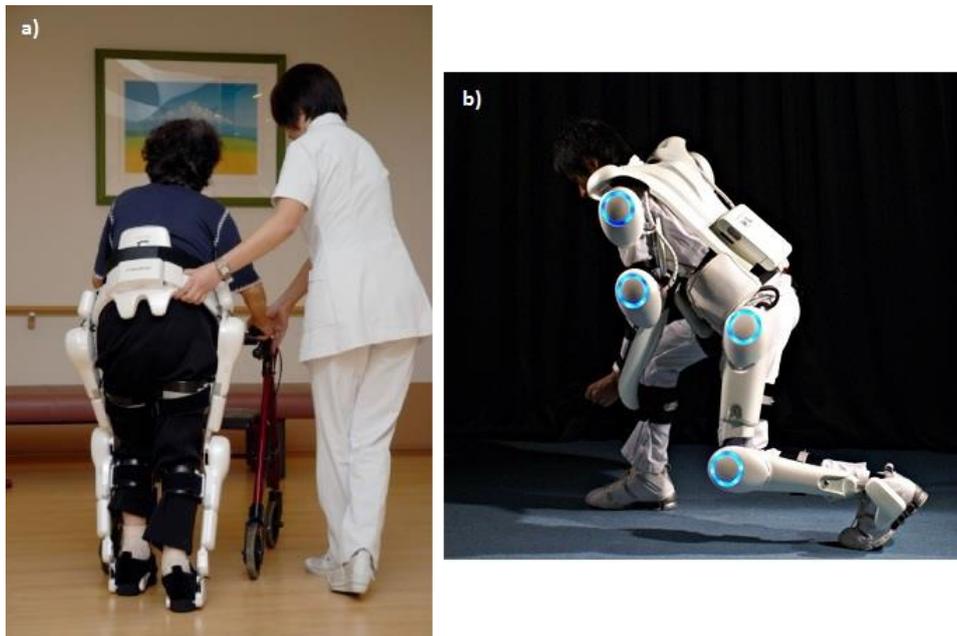


Figura 1-5: a) HAL para assistência de idosos; b) O HAL-5

O *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX), antecessor do *eLegs*, utiliza um IHM que tem o objetivo de exercer o menor distúrbio possível sobre o usuário (10). Para isso, o sistema monitora apenas o exoesqueleto e o seu contato com o piloto e o chão, e utiliza um algoritmo de controle baseado no modelo matemático que tenta reduzir a perturbação sobre o movimento do usuário. O objetivo dessa estratégia é fazer com que o sistema possa ser facilmente manuseado e vestido e para que seja utilizável facilmente por qualquer piloto. O equipamento tem 14 graus de liberdade e é hidraulicamente atuado, sendo capaz de aumentar a capacidade de carga humana. Foi desenvolvido primeiramente para uso militar e em seguida deu origem ao *eLegs*.



Figura 1-6: O BLEEX.

Independente da estratégia utilizada no design e no controle dos exoesqueletos, todos os sistemas encontram basicamente as mesmas dificuldades, tais como:

- Escolha dos atuadores. Relação peso/potência deve ser alta, em ordem de grandeza maior ou igual à do usuário, para justificar o uso do equipamento.
- Antropomorfismo: o design de juntas deve acompanhar as articulações humanas, cujo centro de rotação translada de acordo com a contração. O braço humano possui, fora as mãos, sete graus de liberdade.
- O posicionamento dos atuadores e sensores. Torna-se, assim, interessante atuar apenas alguns dos graus de liberdade, em geral os mais utilizados para realizar a tarefa proposta.
- Portabilidade. Fontes de energia e reservatórios necessários para os atuadores.
- Interface entre homem e máquina. A medição pode se tornar impreciso e /ou desconfortável, influenciando o movimento natural.
- Previsão de movimento. O controle deve ser rápido o suficiente para acompanhar movimentos do usuário. A resposta de controle deve ser mais rápida que a taxa de contração muscular humana.
- Peso. A estrutura deve ser resistente para suportar a carga imposta e ser leve o suficiente para que não seja um fardo para o usuário em casos que o exoesqueleto não é externamente suportado.

- Suavidade do movimento. Atuadores podem causar desconforto ao usuário caso exerçam altas acelerações.
- Segurança. Como esses sistemas estão diretamente conectados ao usuário, devem existir estratégias de controle *fail safe* para que não machuquem o usuário ou se danifiquem no caso de alguma pane.

Os sistemas podem ser comparados segundo a Tabela 1.

Tabela 1: Comparação entre sistemas existentes.

	<i>eLegs</i>	HAL-5	Sarcos XOS2	<i>Muscle Suit</i>	CADEN-7
Atuadores	Hidráulicos/elétricos	Elétricos	Hidráulicos/elétricos	Pneumáticos	Elétricos
Autonomia	4 horas	2 horas e 40 minutos	-	-	-
Peso	22kg	23kg	84kg	7.5kg	Externamente suportado
Carga útil	100kg (a 0.8 m/s)	40kg (a 1.25 m/s)	92kg (a 1.6 m/s)	50kg	-
IHM	Sensoria apenas o sistema	EMG	Sensores de força sobre usuário	-	EMG
Perturbação sobre o usuário	Quase nula	Quase nula	Média	Média	Quase nula
Graus de liberdade atuados	8	12	-	6	7
Aplicação	Médica e industrial	Médica, industrial e entretenimento	Militar	Industrial	Médica, industrial e entretenimento

1.3

Objetivos do Trabalho

Este trabalho apresenta uma Interface Homem-Máquina alternativa e simples que utiliza sinais EMG superficiais para estimar o torque feito pelo usuário através do modelo muscular de Hill. Utilizando os sinais musculares voluntários, a integração entre homem e máquina se torna mais profunda e o piloto pode controlar o equipamento assistivo de modo mais suave e natural. Utilizando um design mecânico simples com apenas três graus de liberdade (dois atuados), o objetivo do trabalho é avaliar uma estratégia de controle no

nível neural. Será também desenvolvido e construído um exoesqueleto ativo que será utilizado para validar a estratégia proposta. Músculos pneumáticos artificiais são escolhidos como os atuadores do sistema por sua excelente razão entre potência e peso. Algoritmos Genéticos são utilizados com duas finalidades: otimizar os parâmetros do modelo matemático dos atuadores; e encontrar os parâmetros do modelo muscular do músculo que está sendo monitorado.

A validação será feita através da análise da atividade muscular do usuário para atividades com alta demanda física com e sem o auxílio do exoesqueleto. Os benefícios do sistema envolvem a diminuição da fadiga muscular e a ampliação da força do usuário.

1.4 Estrutura da Dissertação

Este trabalho está dividido em seis capítulos. O primeiro capítulo apresenta a motivação para este estudo e faz a revisão bibliográfica dos equipamentos existentes. O segundo capítulo introduz os conceitos biomecânicos utilizados e apresenta resumidamente a anatomia óssea e muscular do membro superior humano. Ainda neste capítulo são vistos os sinais eletromiográficos, incluindo suas principais características e métodos de captação. O capítulo três descreve o design eletro-mecânico do exoesqueleto projetado, incluindo as características e o modelo matemático do atuador utilizado, a definição da estrutura mecânica e o sistema de medição e aquisição de dados. O capítulo quatro descreve a metodologia adotada, como a escolha dos filtros para tratamento dos sinais e as curvas de calibração dos sensores utilizados. Por fim, é apresentada a arquitetura de controle proposta e definida a lógica do loop de controle do sistema em malha fechada. O quinto capítulo descreve os experimentos feitos e apresenta os resultados encontrados, sendo as conclusões mostradas no capítulo seis.

2. Fundamentos Teóricos

O estudo da dinâmica do membro superior é fundamental para o design mecânico do exoesqueleto, uma vez que as articulações e centros de rotação deste devem coincidir com aqueles do usuário. Além disso, o modelo biomecânico ajuda a elaborar uma estratégia de controle para o exoesqueleto, que deve acompanhar a movimentação humana sem grande interferência sobre a sua fluência e naturalidade. O modelo ajuda ainda a estimar o torque gerado pelos músculos e estimar o ganho de força através da utilização do exoesqueleto.

2.1 Biomecânica e Anatomia

2.1.1 Anatomia Óssea

O membro superior humano possui, no total e sem incluir os dedos da mão, sete graus de liberdade. Basicamente, o complexo do ombro possui três graus de liberdade e pode ser modelado como uma articulação universal esférica. O cotovelo possui dois graus de liberdade enquanto o pulso possui, por sua vez, mais outros dois (2).

O complexo do ombro é composto por três ossos: a clavícula, a escápula e o úmero; e quatro articulações: a glenoumeral, a acromioclavicular, a esternoclavicular e a escapulotorácica (a glenoumeral é normalmente referida como articulação do ombro), visto na Figura 2-1. É composto pela parte proximal do úmero (cabeça do úmero) com a parte fêmea da escápula (cavidade glenóide). No entanto, o centro de rotação do ombro translada de acordo com a posição do braço, tornando sua definição mais difícil. Os movimentos básicos são extensão/flexão, abdução/adução e rotação interna/externa, como pode ser visto na Figura 2-2 (2).

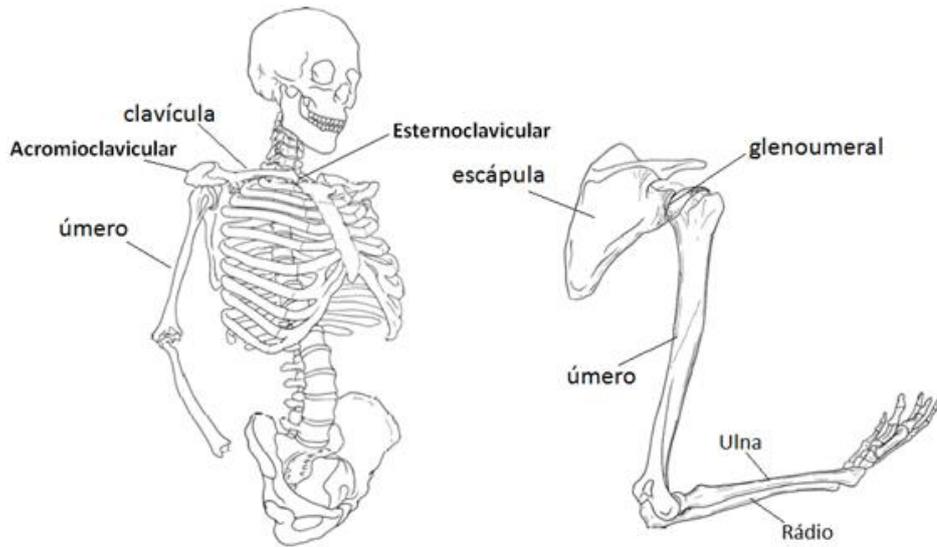


Figura 2-1: Anatomia óssea do membro superior (11).

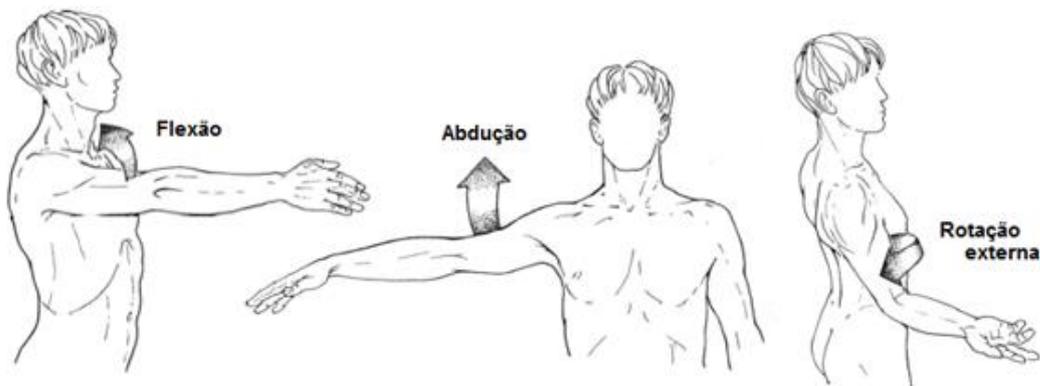


Figura 2-2: Graus de liberdade do ombro (11).

O complexo do cotovelo inclui a articulação do cotovelo e as articulações radiolunares. Apesar da articulação umeroulnar ser do tipo bola-soquete, a proximidade das juntas dos três ossos restringe um grau de liberdade, sobrando apenas dois. Esses dois compreendem a flexão/extensão e supinação/pronação do antebraço, que pode ser visto na Figura 2-3.

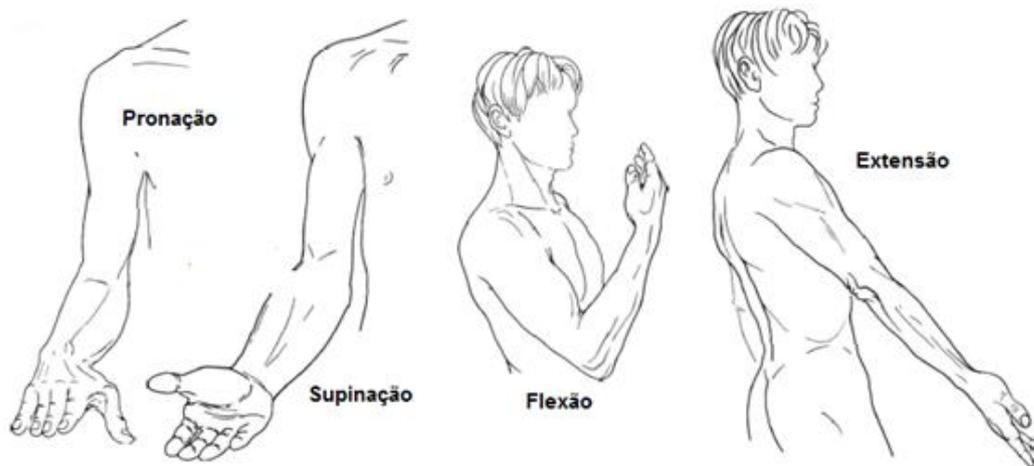


Figura 2-3: Graus de liberdade do cotovelo (11).

A articulação do pulso é uma entidade anatômica deformável que conecta a mão com o antebraço. É composta de um complexo conjunto de ossos e articulações que confere 2 graus de liberdade: flexão/extensão e desvio radial/ulnar, vide Figura 2-4.



Figura 2-4: Graus de liberdade do pulso (11).

Como dito antes, o braço possui sete graus de liberdade, dos quais cinco têm seus eixos de rotação representados na Figura 2-5. Vale ressaltar que estes eixos variam de acordo com a posição dos membros, assim a Figura 2-5 mostra uma situação instantânea para os eixos de rotação do ombro e do braço.

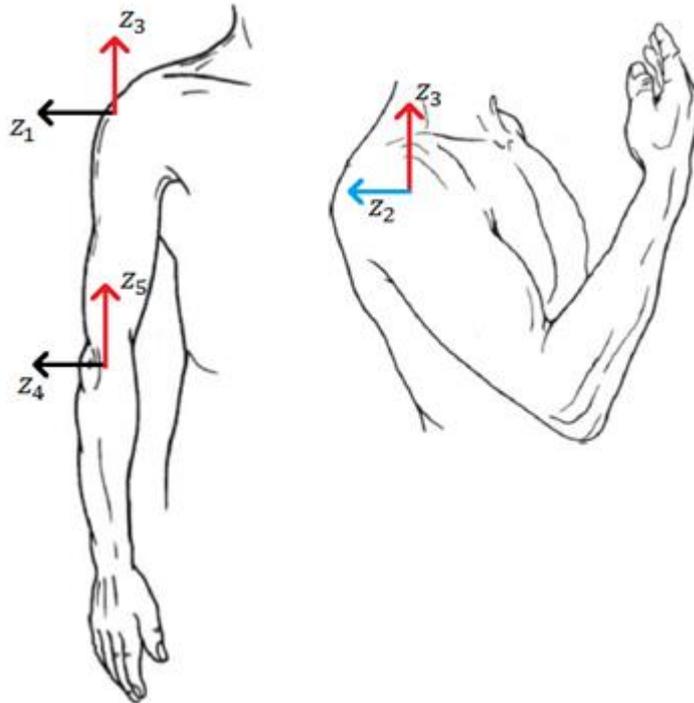


Figura 2-5: Eixos de rotação instantâneos do braço.

Tabela 2: Eixos do braço e sentidos positivos e negativos.

Eixo	Positivo	Negativo	Articulação
Z ₁	Flexão	Extensão	Ombro
Z ₂	Abdução	Adução	Ombro
Z ₃	Rotação interna	Rotação externa	Ombro
Z ₄	Flexão	Extensão	Cotovelo
Z ₅	Pronação	Supinação	Cotovelo

2.1.2 Anatomia Muscular

Essencialmente, todos os movimentos do corpo humano são realizados pelos músculos, que são atuadores de simples ação que contraem, girando o membro ao redor de uma articulação óssea. Por ser apenas capaz de realizar contração, a atuação sobre a articulação faz-se através de uma ação antagônica de dois (ou mais) músculos, vide Figura 2-6, tornando possível a geração de torque em ambas as direções.

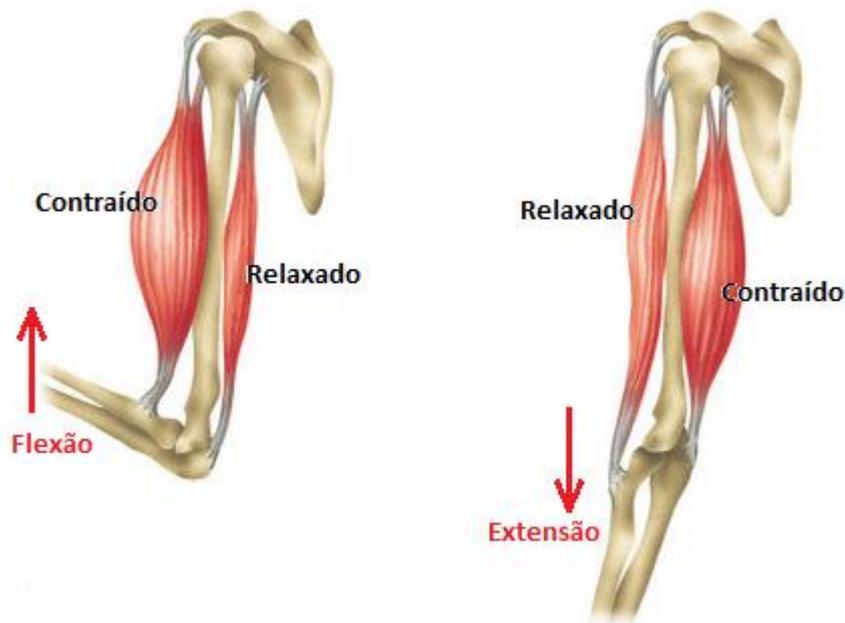


Figura 2-6: O bíceps e tríceps agem de modo antagônico para atuar a articulação do cotovelo em ambas as direções.

Existem três tipos de contração: concêntrica, quando o músculo diminui de tamanho (força muscular maior que a carga); isométrica, quando não muda de tamanho (força muscular igual à carga); e excêntrica, quando o músculo aumenta de tamanho (força muscular menor que a carga).

A articulação do ombro, por possuir muitos graus de liberdade e ser capaz de gerar grandes torques, é atuada por uma grande quantidade de músculos. Parte do movimento do braço é também gerado pela movimentação da escápula, que translada a articulação do ombro, principalmente para atingir a rotação máxima do membro superior.

Assim, esse grupo de músculos é dividido em duas categorias: escapulo-torácicos, que movimentam a clavícula e escápula em relação ao tórax; e os escapulo-umerais, que movimentam o úmero em relação à escápula. Os movimentos permitidos pelo primeiro conjunto podem ser verificados na Figura 2-7, assim como os músculos responsáveis pela atuação (11).

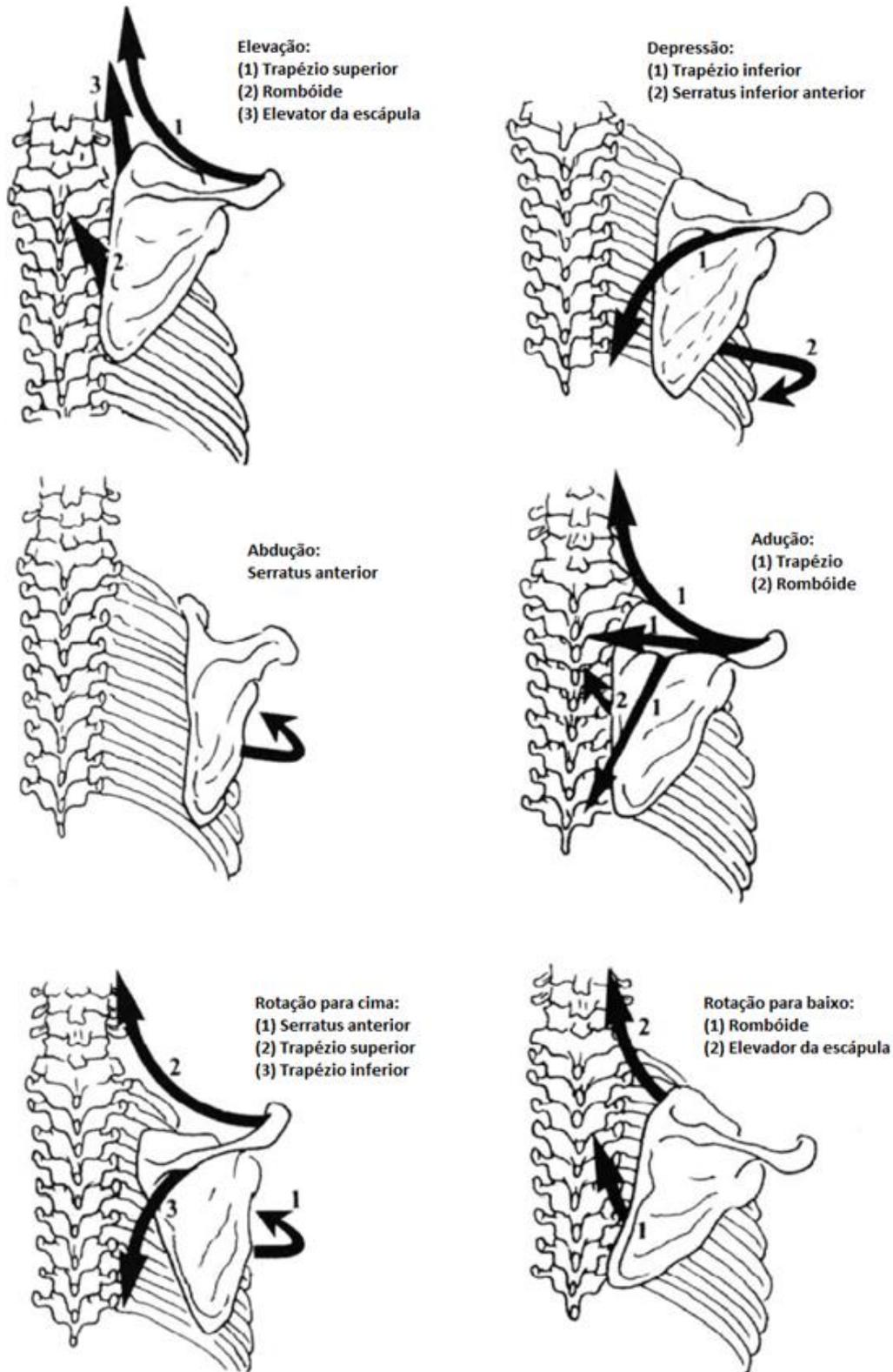


Figura 2-7: Graus de liberdade da escápula e músculos responsáveis por cada atuação (11).

A segunda categoria é responsável pelos movimentos mais precisos do braço, que exijam um torque moderado ou quando não estão perto do limite máximo de rotação da articulação. Pode ser verificado na Figura 2-8.

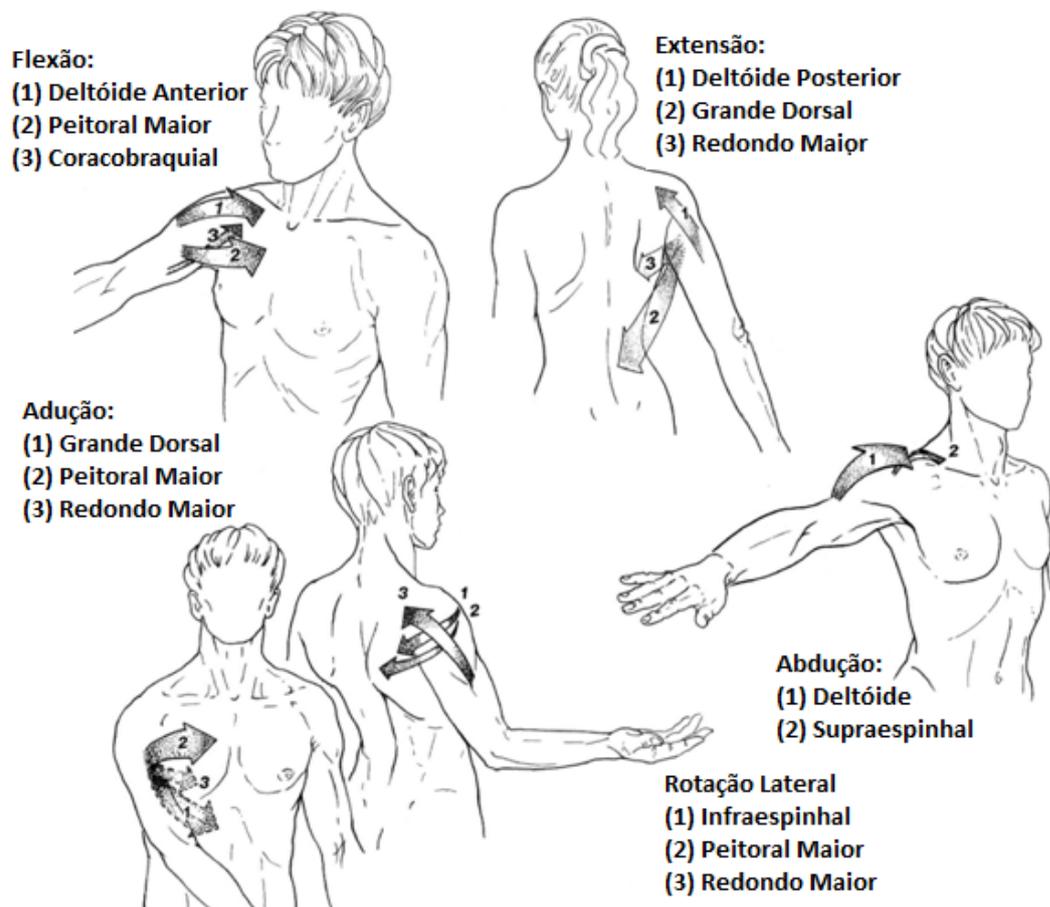


Figura 2-8: Graus de liberdade do ombro e músculos responsáveis pela atuação (11).

Vale ressaltar que as ações descritas acima assumem que o braço partiu da posição anatômica. Para diferentes posições, as funções musculares podem variar ou até mesmo reverter. Por exemplo, o músculo peitoral maior é um flexor do ombro até aproximadamente 60 graus e a partir de 90 graus passa a agir como extensor, fazendo com que o braço volte à posição anatômica inicial, Figura 2-9.

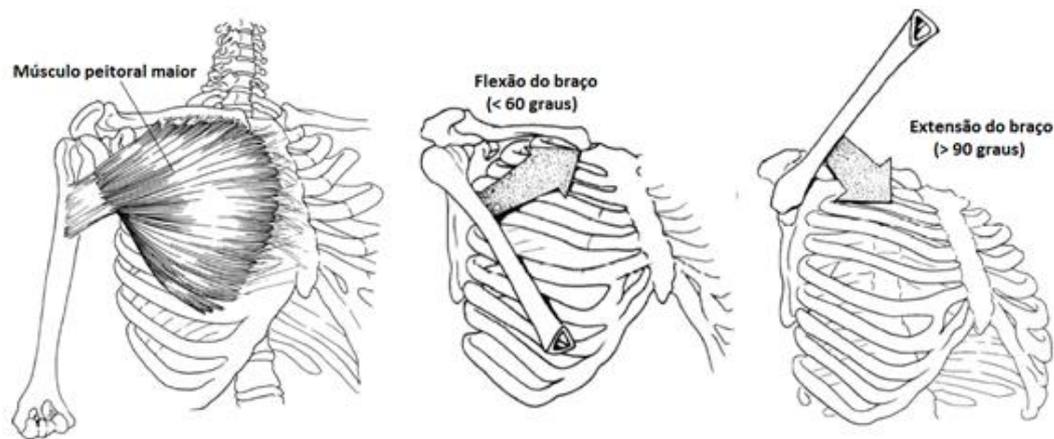


Figura 2-9: Ação reversa o músculo peitoral maior (11).

O cotovelo possui, como dito anteriormente, apenas dois graus de liberdade, um para flexão e extensão e outro para supinação e pronação. A flexão é feita, basicamente, por quatro músculos: o Braquial, o Radiobraquial e o Bíceps Braquial (dividido em duas cabeças), vide Figura 2-10. O músculo Braquioradial ainda é responsável por trazer o antebraço para a posição média na supinação e pronação. O Bíceps Braquial é o mais importante flexor do cotovelo, além de ser responsável pelo movimento de supinação do Rádio.

A extensão, por sua vez, é realizada pelo Tríceps Braquial (dividido em três cabeças) e pelo músculo Ancônio, vide Figura 2-10. O primeiro é o principal responsável pelo movimento de extensão e o segundo tem uma função secundária exercendo uma pequena ajuda na abdução durante a pronação da Ulna.

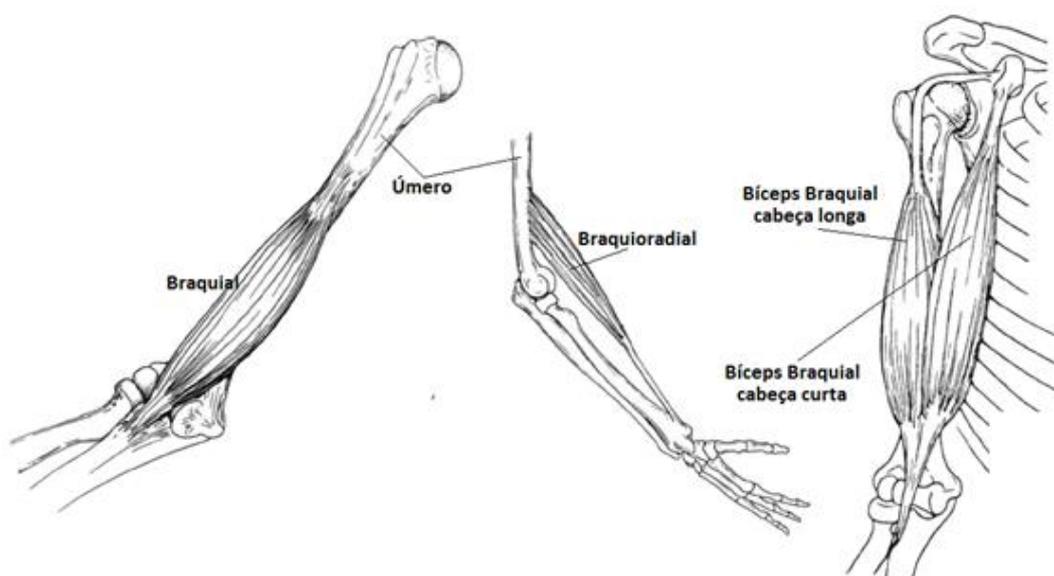


Figura 2-10: Músculos responsáveis pela flexão do cotovelo (11).

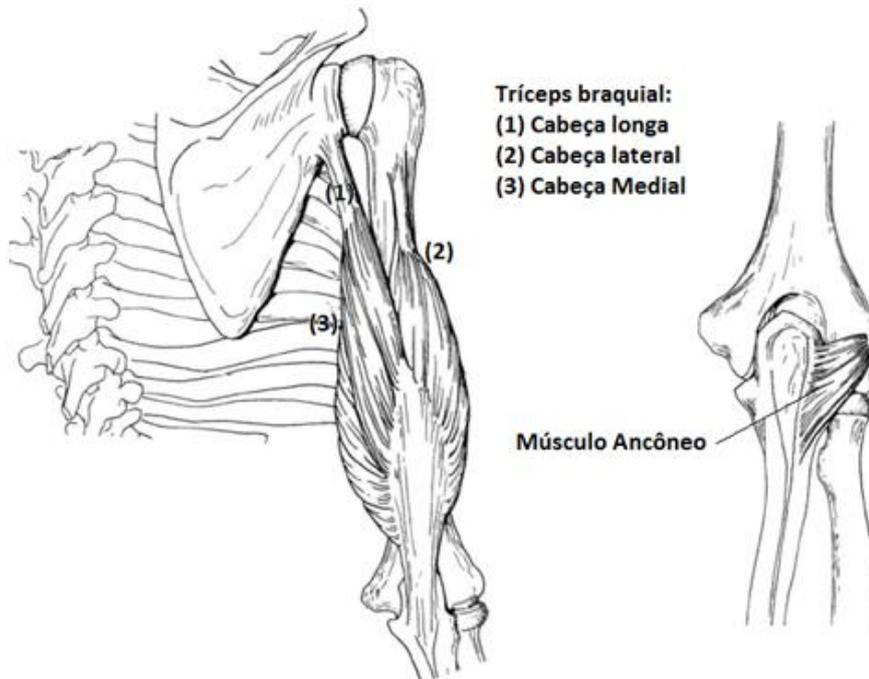


Figura 2-11: Músculos responsáveis pela extensão do cotovelo (11).

Outros músculos ajudam de forma fraca na flexão do ombro, como o Palmaris longus, Flexor Digitorum Superficialis, Flexor Carpi Radialis, Extensor Carpi Radialis, Flexor Carpi Ulnaris e Extensor Carpi Ulnaris, todos localizados no antebraço.

A pronação é realizada por dois outros músculos, o pronador redondo e o pronador quadrado (Figura 2-12). O primeiro é o principal responsável por esse movimento e também ajuda na flexão do braço, já o segundo puxa o rádio pela ulna em pronação. Já a supinação é possível devido à contração dos músculos bíceps braquial, braquioradial (Figura 2-10) e supinador, que pode ser dividido em duas camadas: profundo e superficial (Figura 2-12).

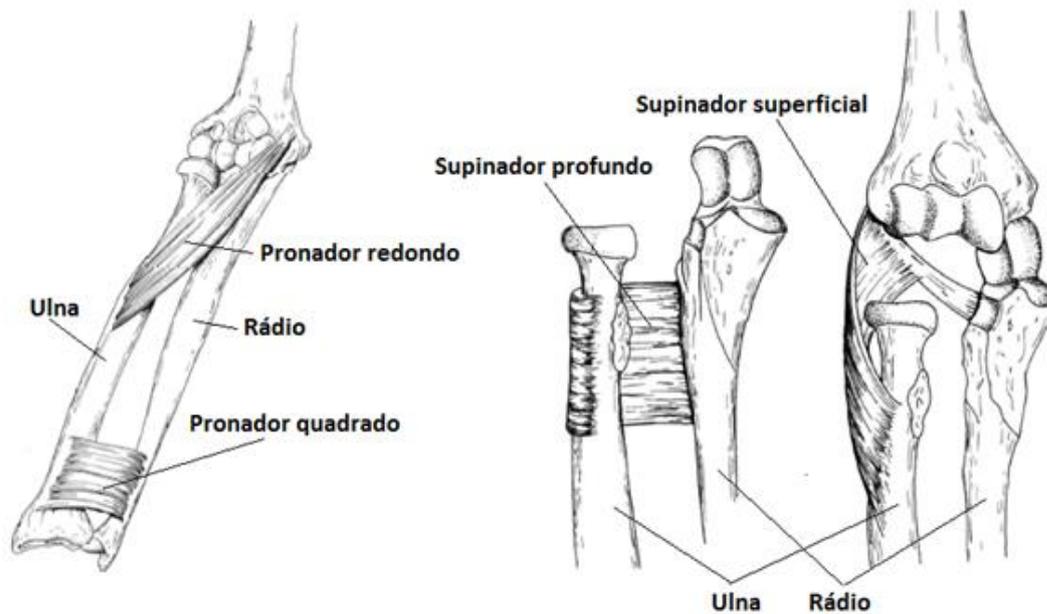


Figura 2-12: Músculos responsáveis pela pronação (esquerda) e pela supinação (direita) (11).

2.1.3 Antropometria e Modelagem do Membro Superior

Existem diversas técnicas para que seja medido ou estimado numericamente o esforço exercido pelo corpo humano em determinada atividade. Algumas dessas técnicas envolvem a utilização de modelos do músculo, como o *Hill-type muscle*, elaborado pelo famoso fisiologista Archibald Vivian Hill (12), que utiliza sinais eletromiográficos para estimar a força muscular. Outras utilizam um sistema de captação de imagem, que através de marcas no corpo humano estima torque através de um modelo matemático (4). No presente trabalho, será utilizado o modelo matemático para que seja estimada a dinâmica do braço, utilizando uma base de dados desenvolvida pela NASA (13) para os parâmetros de corpo rígido. Essa aproximação é mais simples e facilita a generalização do equipamento, uma vez que ele seria adaptado para um usuário qualquer.

Como o objetivo do presente trabalho é estudar a dinâmica para aumento da capacidade de carga que o usuário pode portar, então é interessante estudar, principalmente, a dinâmica no plano sagital (Figura 2-13).

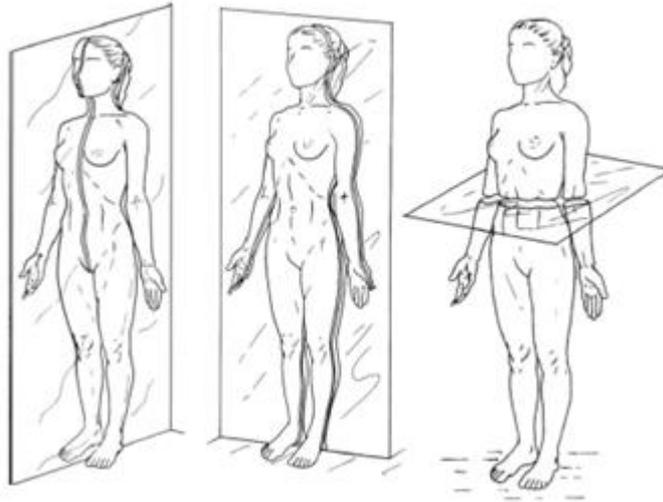


Figura 2-13: Planos sagital, frontal e transversal (11).

Nesse aspecto, os graus importantes a serem verificados seriam a flexão e extensão do ombro e do cotovelo. O movimento de abdução pode ser atingido equivalentemente através da composição da flexão e rotação externa do ombro.

Assim, a dinâmica se torna equivalente àquele de um manipulador planar de dois graus de liberdade. Se considerarmos o braço como o primeiro elo e o antebraço e mão como o segundo elo, é possível obter o sistema visto na Figura 2-14, onde o ângulo nulo é assumido para baixo, quando todo o membro encontra-se relaxado. Vale verificar que o modelo considera o eixo de rotação das articulações como fixos em relação ao eixo de coordenadas anterior, que não acontece na realidade; mas, em virtude de o objetivo ser estimar o torque exercido nas articulações, essa dependência foi desconsiderada.

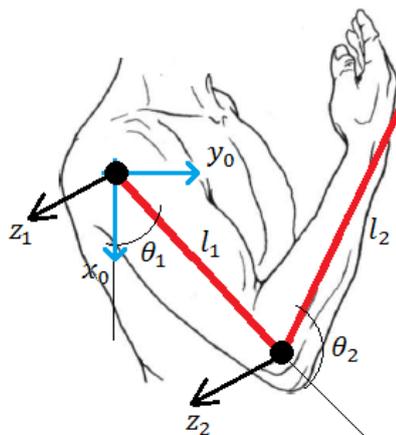


Figura 2-14: Modelo do braço.

Com o objetivo de catalogar os parâmetros de corpo rígido dos tripulantes e visitantes do centro espacial, a *National Aeronautics and Space Administration* (NASA) desenvolveu o *Human Integration Design Handbook* (HIDH). O documento abrange pessoas saudáveis e com o corpo totalmente desenvolvido e adulto, com idade média de 40 anos (13). O documento tem o objetivo de fornecer dados sobre as dimensões das pessoas do mundo através de três tipos diferentes: mulher japonesa (em média, entre as menores do mundo), homem americano (em média, entre os maiores do mundo) e a média geral.

Tabela 3: Parâmetro de corpo rígido para adulto médio segundo o HIDH.

Parâmetro	Valor	Definição
m_1	2,50 kg	Massa do braço
m_2	1,98 kg	Massa do antebraço
l_1	310 mm	Comprimento do braço
l_2	480 mm	Comprimento do antebraço e mão
l_{01}	140 mm	Distância do eixo de rotação e do centro de massa do braço
l_{02}	120 mm	Distância do eixo de rotação e do centro de massa do antebraço e mão
I_1	$137,2 \times 10^{-4} \text{ kg m}^2$	Momento de inércia do braço em relação ao seu centro de massa
I_2	$326,5 \times 10^{-4} \text{ kg m}^2$	Momento de inércia do antebraço e mão em relação ao seu centro de massa
θ_1	-83,3 a 210,9 graus	Ângulo entre o braço e a vertical
θ_2	0 a 159 graus	Ângulo entre o braço e antebraço

2.2 Sinais Eletromiográficos (EMG)

2.2.1 Fundamentos

Os chamados sinais eletromiográficos são aqueles emitidos pelos músculos antes e durante a sua contração. A eletromiografia consiste em fazer a leitura desses sinais elétricos que correspondem à ativação de um determinado músculo em um movimento voluntário ou involuntário; daí sua vantagem sobre a leitura dos sinais cerebrais, só decorrentes em ações voluntárias. A fibra muscular contrai quando a ação potencial (impulso nervoso) do nervo motor que o supre atinge um nível limiar de despolarização. Essa despolarização gera um campo eletromagnético e o potencial é lido como tensão elétrica. Assim, o sinal eletromiográfico (EMG) é a soma algébrica da ação potencial individual de todas as fibras musculares dentro da área de leitura do eletrodo. Essa área de leitura quase sempre abrange mais de uma unidade motora (neurônio motor e todas as fibras que ele supre), pois fibras musculares de diferentes unidades motoras estão entremeadas ao longo de todo o músculo. Qualquer porção do músculo pode conter fibras que pertencem de 20 a 50 unidades motoras.

O controle da força e contração é feito pela seleção do número de fibras musculares que contraem ou relaxam. Se não existissem unidades motoras, os impulsos nervosos resultariam na contração ou relaxamento total dos músculos. Cada unidade motora pode conter de 3 a 2000 fibras musculares, dependendo da precisão daquele movimento (14).

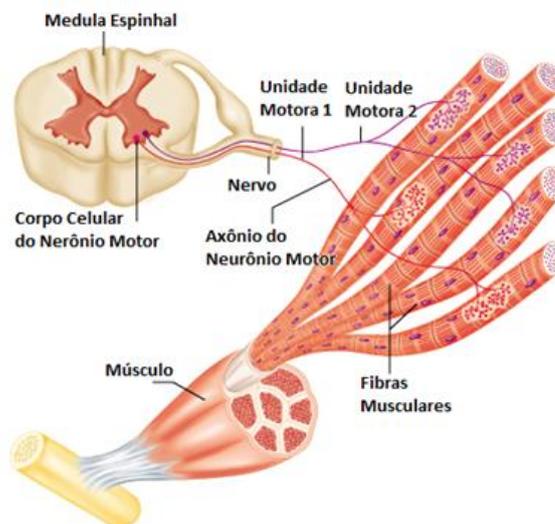


Figura 2-15: Arranjo nervoso para a contração das fibras musculares (15).

2.2.2 Eletrodos

Existem dois tipos principais de eletrodos: de superfície e agulha. Sendo que o primeiro ainda está dividido em eletrodos passivos e ativos.

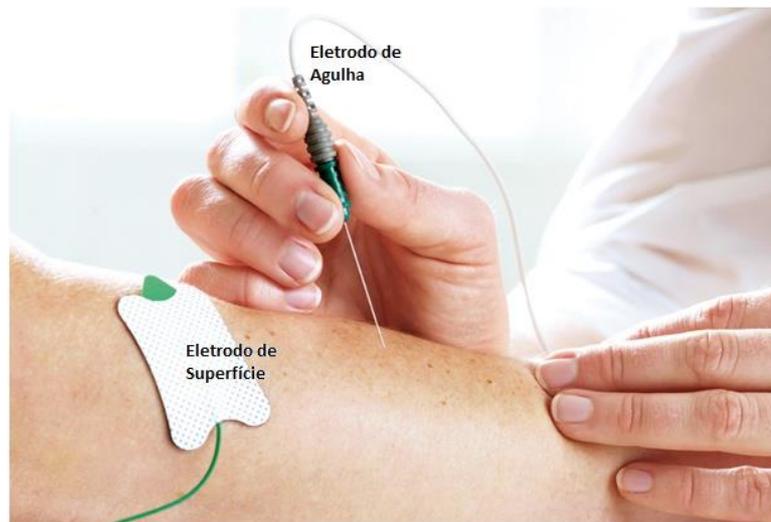


Figura 2-16: Tipos de eletrodos para EMG.

Os eletrodos ativos de superfície têm amplificadores e filtros já embarcados, para melhorar a leitura de sinal (não precisam de gel condutor, diminuem a presença de artefatos pelo movimento e aumentam a razão sinal/ruído). Já os passivos não possuem amplificadores e demandam o uso de gel e uma extensa preparação da superfície da pele. Esses tipos de eletrodos têm a vantagem de não causar dor e desconforto, suas leituras são mais facilmente reproduzidas, são fáceis de aplicar e são ideais para estudo de movimentos. As desvantagens são a grande área de aplicação, causando interferência de outros músculos na leitura, e o fato de só poderem ser usados para músculos superficiais.

Os eletrodos de agulha são inseridos no interior do músculo. Estes têm uma maior largura de banda de captação, área de leitura mais específica, e captam músculos mais profundos ou áreas específicas destes. No entanto, a agulha causa grande desconforto, pode levar a espasmos musculares e câimbras e não tem boa repetibilidade. Para alguns músculos, no entanto, eletrodos de agulha são a única opção.

2.2.3 EMG e Variáveis Biomecânicas

A leitura de sinais eletromiográficos pode variar de acordo com a mudança de parâmetros, tais como o tipo de músculo, a força muscular, a profundidade do músculo (camada adiposa ou músculos internos), condição física do usuário (fadiga), a filtragem do sinal e a condição da superfície da pele.

- Existe uma relação positiva entre a amplitude do sinal EMG e o aumento de força no músculo, apesar de essa proporção não ser linear.
- Além disso, como vários músculos passam por uma mesma articulação ou como um músculo atua mais de uma articulação, existe interferência no sinal de um músculo sobre outro, alterando a leitura (*crosstalk*).
- Existe uma relação entre o sinal EMG e a velocidade de contração muscular.
- Existe uma proporção inversa entre força e velocidade de contração em movimentos concêntricos, enquanto existe uma proporção direta em movimentos excêntricos. A capacidade de carga em altas velocidades é maior para movimentos excêntricos (ex. baixar uma carga em alta velocidade exige menos potência do que levantar esta carga na mesma velocidade).
- Quando existe fadiga muscular, existe um decréscimo da força muscular para uma amplitude igual ou até maior na atividade muscular. Além disso, existe uma perda da componente de alta frequência do sinal, devido à diminuição da frequência média deste.

O sinal muscular tem uma amplitude que varia de $50\mu\text{V}$ até 5mV e frequências que variam de 6 a 500Hz , sendo a parte mais relevante entre 20 e 150Hz (16). Como esse sinal tem baixíssima amplitude, alguns cuidados devem ser tomados na sua amplificação, uma vez que este está sujeito a ruídos provenientes da rede elétrica, movimentos relativos (artefatos), *crosstalk* (proveniente de outros músculos), batimento cardíaco (ECG), ruídos eletromagnéticos, entre outros.

A Figura 2-17 mostra o sinal EMG captado do Bíceps Braquial com eletrodos passivos. O sinal em vermelho possui artefatos de movimentos e ruídos da rede. O filtro passa-banda de 10 a 150Hz elimina esse *offset*, deixando o valor médio do sinal em 0V . Quando o músculo é contraído, a

deformação da pele muda a sua condutância, fazendo com que o valor médio do sinal oscile.

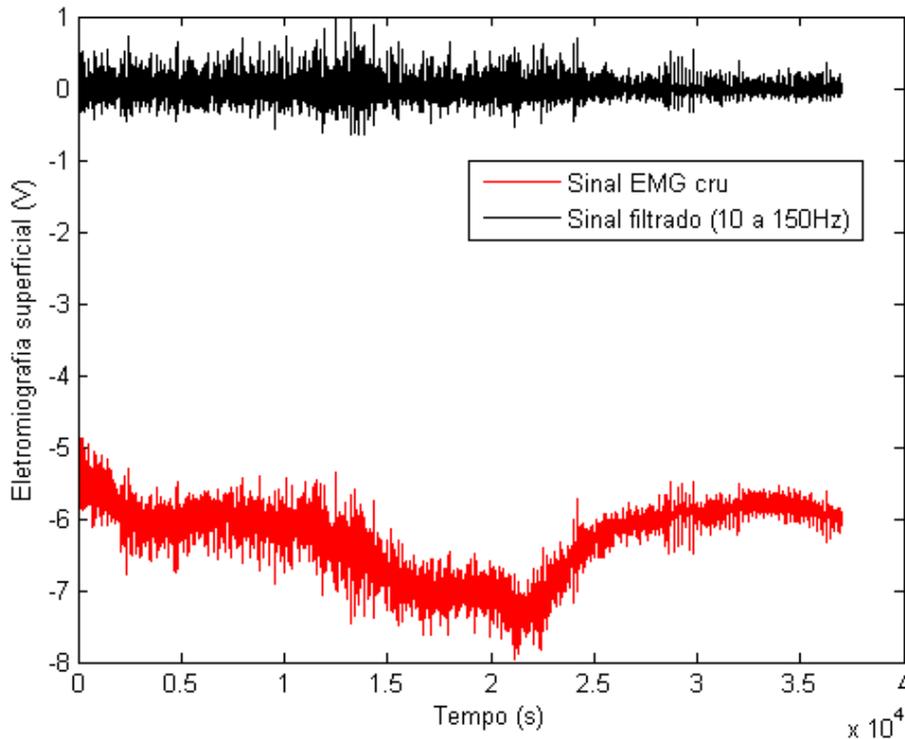


Figura 2-17: Exemplo de sinal eletromiográfico do Bíceps Braquial.

2.2.4 Captação dos Sinais EMG

O primeiro passo na captação dos sinais EMG é conhecer os pontos em que os eletrodos devem ser posicionados para que se possam monitorar os músculos desejados. Vários fatores influenciam na captação do sinal EMG devidos a fatores no exterior da pele, tais como (17):

1. A configuração do eletrodo: sua área de captação e distância entre eletrodos;
2. A posição do eletrodo em relação aos músculos e aos tendões, que influencia na amplitude e frequência dos sinais (Figura 2-18);
3. A posição do eletrodo em relação às laterais dos músculos, que pode causar *crosstalk*;
4. A orientação dos eletrodos em relação às fibras musculares;
5. Limpeza da pele: se existe suor ou outros resíduos.

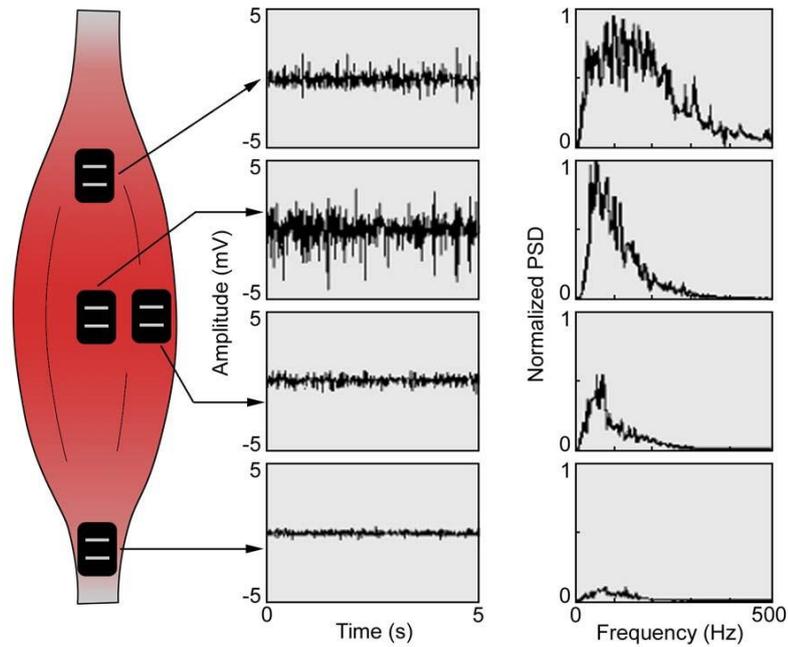


Figura 2-18: Influência do posicionamento do eletrodo no músculo e o EMG (17).

A Figura 2-19 mostra o mapa do posicionamento ideal para eletrodos diferenciais para a maior parte do corpo humano (18).

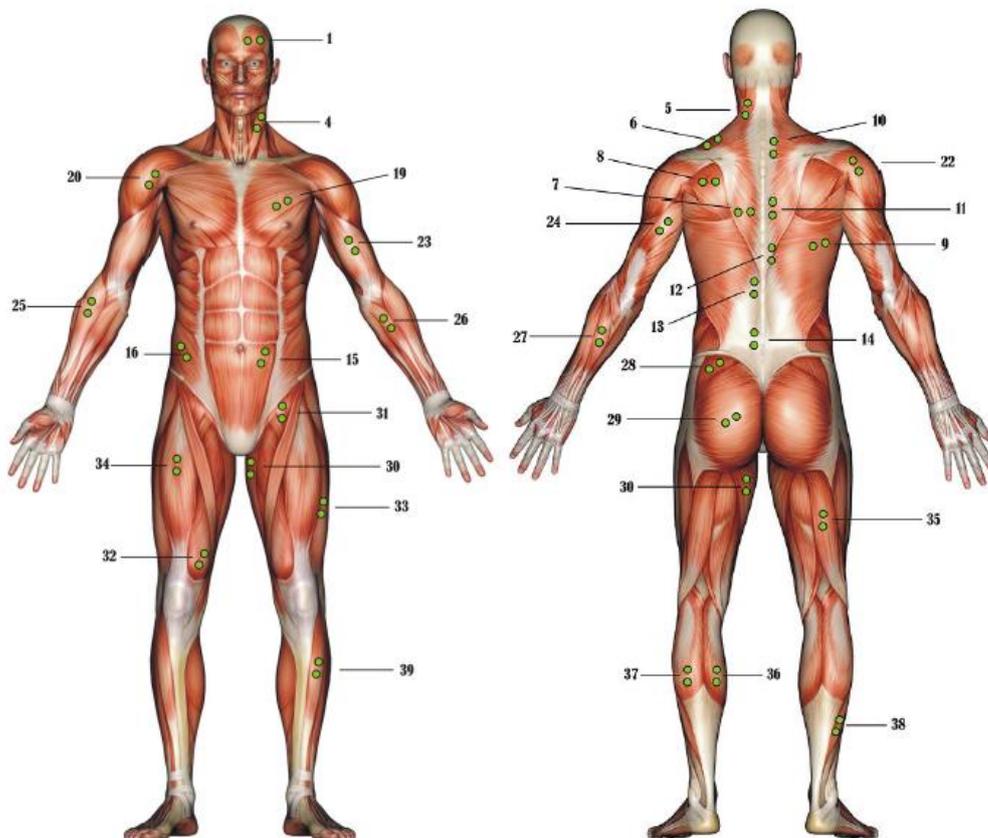


Figura 2-19: Mapa do posicionamento dos eletrodos no corpo humano (17).

Em seguida é necessário o tratamento da pele. Recomenda-se a limpeza da superfície com álcool e que esta seja devidamente seca. Em seguida, utiliza-se um gel apropriado para melhorar a condutividade da pele. No presente trabalho foram utilizados eletrodos descartáveis retangulares de Ag-AgCl GS27 da *bio-medical* e o gel supercondutor *Signa Gel* da *Parker Laboratories* (Figura 2-20).



Figura 2-20: Eletrodos descartáveis GS27 e gel supercondutor Signa Gel.

A Figura 2-21 mostra as configurações de eletrodos utilizadas sobre o Deltóide Anterior e o Bíceps Braquial, pontos 20 e 23 da Figura 2-19. O aterramento deve ser feito em área com pouca atividade muscular, assim locais tais como o cotovelo ou as costas da mão são ideais como referencial nulo (16). A distância entre eletrodos é de, aproximadamente, 2 cm.

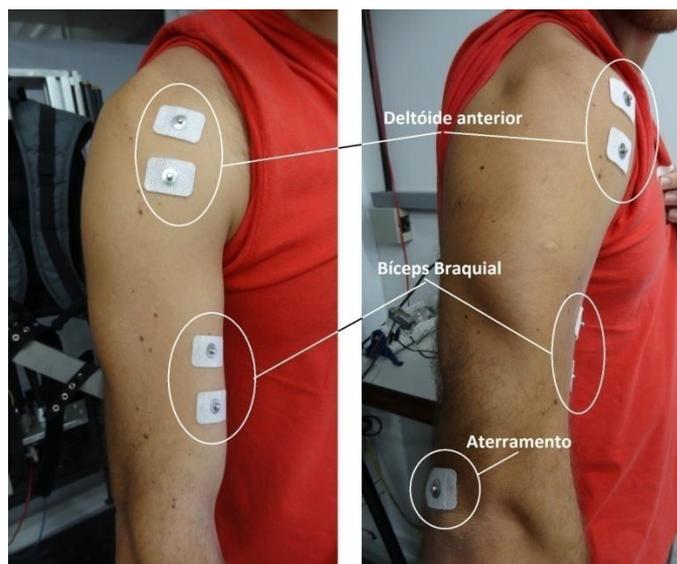


Figura 2-21: Eletrodos posicionados sobre o Bíceps Braquial e Deltóide Anterior.

O tratamento do sinal EMG é feito através da amplificação analógica e cascadeamento de filtros digitais. Primeiro o sinal bruto é captado pelos eletrodos e então amplificado por um amplificador diferencial operacional fisiológico INA126P da *Texas Instruments* com um ganho projetado de 805. Sua alta impedância de entrada garante que esse circuito seja ideal para captação de sinais biológicos tão pequenos quanto o EMG ou sinais eletroencefalográficos (EEG). Seu ganho pode ser ajustado entre 5 e 10000 através do resistor R_G . A diferença entre as tensões elétricas V_{IN}^+ e V_{IN}^- é amplificada e multiplicada pelo ganho G .

O amplificador é alimentado por dois reguladores de tensão de +9V (LM7809) e -9V (LM7909) que, por sua vez, são alimentados por duas baterias 4S (14.8V) de Lítio-Polímero de 2200 mAh cada.

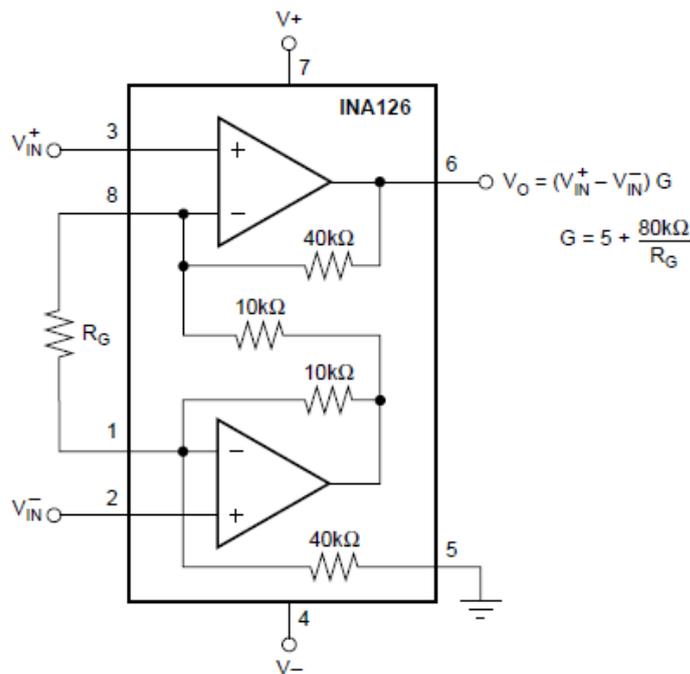


Figura 2-22: Amplificador diferencial operacional fisiológico INA126P.

2.2.5 Modelo Muscular de Hill

O modelo muscular de Hill foi primeiramente introduzido em 1938 e, apesar de suas conhecidas limitações, tem sido amplamente aplicado e estudado nos últimos anos devido à sua simplicidade e relativamente alta precisão. Muitos pesquisadores contribuíram para o seu desenvolvimento e modificaram a versão original em vários aspectos. O modelo utilizado neste trabalho é aquele

apresentado por (19), (20) e (5) e desenvolvido por Winters (21), que inclui uma versão mais moderna do modelo, envolvendo uma série de equações para a modelagem de cada músculo.

O esquema de três elementos utiliza os sinais EMG e os parâmetros cinemáticos do músculo para estimar a força produzida pelo mesmo. É definido por um elemento passivo paralelo (PE), um elemento passivo série (SE) e um elemento de contração ativo (CE), como mostrado na Figura 2-23.

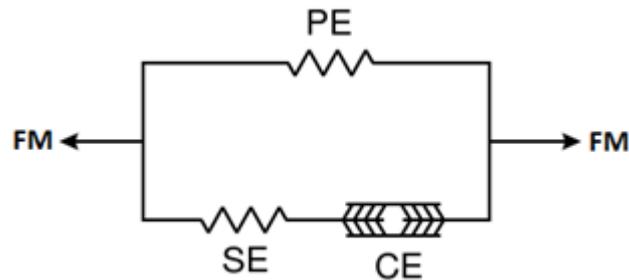


Figura 2-23: Modelo de três elementos de Hill.

O nível de ativação neural $a(t)$ é definido como a intensidade do sinal EMG. Para modelar a não-linearidade e as características não estacionárias deste, escrevemos a relação entre a ativação neural e o sinal amplificado $u(t)$ como

$$a(t) = \frac{A^{u(t)} - 1}{A - 1}, \quad (1)$$

onde o parâmetro A define o grau de não linearidade da relação.

Da Figura 2-23 podemos extrair três relações entre os elementos: (i) elementos paralelos têm o mesmo deslocamento L ,

$$L_{PE} = L_{CE} + L_{SE}; \quad (2)$$

(ii) elementos em série estão submetidos ao mesmo carregamento F ,

$$F_{SE} = F_{CE}; \quad (3)$$

e (iii) a força total F_M desenvolvida pelo músculo é dada pela soma das forças dos elementos em paralelo,

$$F_M = F_{CE} + F_{PE} = F_{SE} + F_{PE}. \quad (4)$$

O PE e SE representam o tecido conectivo flexível incluindo os tendões e as fibras musculares inativas. A relação entre força e extensão nos mesmos pode ser dada por

$$F_{PE} = \frac{F_{PEmax}}{(e^{S_{PE}} - 1)} \left[e^{\frac{S_{PE} \Delta L_{PE}(t)}{\Delta L_{PEmax}}} - 1 \right] \quad (5)$$

e

$$F_{SE} = \frac{F_{SEmax}}{(e^{S_{SE}} - 1)} \left[e^{\frac{S_{SE} \Delta L_{SE}(t)}{\Delta L_{SEmax}}} - 1 \right], \quad (6)$$

onde F_{max} é a força máxima que o elemento suporta, S é um parâmetro de forma que tem relação com a rigidez muscular e $\Delta L(t)$ e ΔL_{max} são a contração atual e máxima, respectivamente.

Por outro lado, a força F_{CE} do elemento de contração ativo é dada em função da ativa neural $a(t)$, a força máxima que pode ser gerada pelo elemento F_{CEmax} e as curvas normalizadas adimensionais de relação força-comprimento, $f_l(t)$, e força-velocidade, $f_v(t)$, por

$$F_{CE} = a(t)f_l(t)f_v(t)F_{CEmax}, \quad (7)$$

O modelo do elemento de contração funciona como um escalonamento da força máxima desenvolvida pelo músculo. Dadas as curvas normalizadas da dependência da velocidade e comprimento da fibra, é possível estimar o esforço desenvolvido. A força decresce com o aumento da velocidade de contração $V_{CE}(t)$ e existe um comprimento L_{CE0} denominado comprimento da fibra ótimo em que é possível desenvolver a maior força F_{CEmax} possível no músculo, vide Figura 2-24.

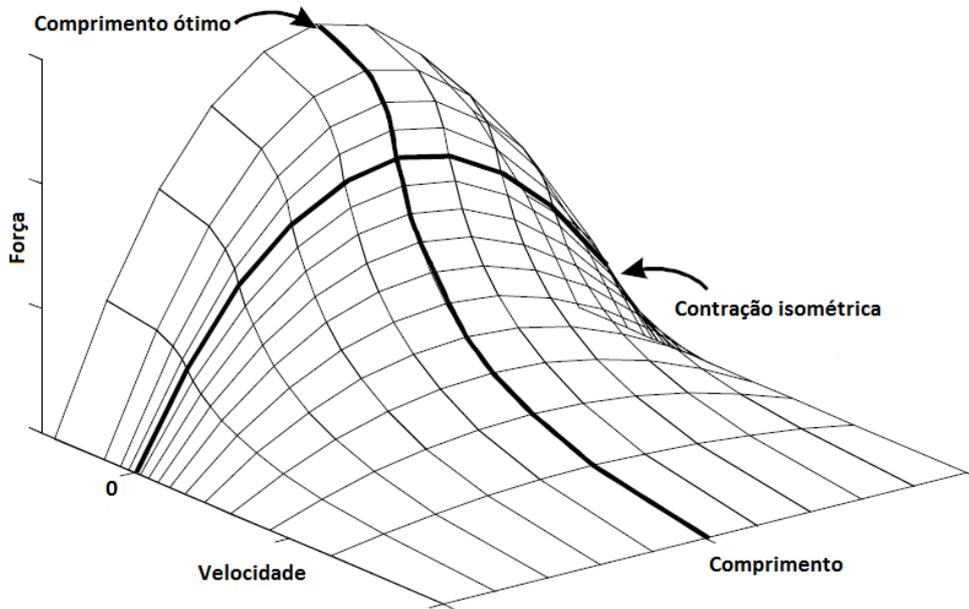


Figura 2-24: Relação da força muscular com o comprimento da fibra e sua velocidade de contração.

A relação entre força e comprimento da fibra é dada por

$$f_l = \exp\left(-0.5 \left(\frac{\frac{\Delta L_{CE}(t)}{L_{CE0}} - \varphi_m}{\varphi_v}\right)^2\right) \quad (8)$$

e a relação entre força e velocidade, por outro lado, é dada pela modelagem Gaussiana com valor médio regulado por φ_m e φ_v (19):

$$f_v = \frac{0.1433}{0.1074 + \exp\left(-1.3 \sinh\left(2.8 \frac{V_{CE}(t)}{V_{CE0}(t)} + 1.64\right)\right)} \quad (9)$$

Nesse caso, $\Delta L_{CE}(t)$ é a contração relativa instantânea (diferença em relação à L_{CE0}), e $V_{CE0}(t)$ pode ser estimado através da ativação neural e a velocidade máxima V_{CEmax} :

$$V_{CE0}(t) = 0.5(a(t) + 1)V_{CEmax}, \quad (10)$$

onde

$$V_{CEmax} = 2L_{CE0}(1 + 4\alpha). \quad (11)$$

Outras relações úteis entre os parâmetros são dadas por:

$$F_{PEmax} = 0.05F_{CEmax}, \quad (12)$$

$$\Delta L_{PEmax} = L_{max} - (L_{CE0} + L_{TS}), \quad (13)$$

$$F_{SEmax} = 1.3F_{CEmax}, \quad (14)$$

$$\Delta L_{SEmax} = 0.03L_{TS}. \quad (15)$$

As constantes α , L_{max} , e L_{TS} são a porcentagem de fibras rápidas atuantes, o máximo comprimento do músculo e o comprimento do tendão (*slack length*), respectivamente.

2.2.6 Geometria Muscular

Para que possa ser utilizado o Modelo Muscular de Hill para estimar o torque na articulação, são necessárias mais três variáveis que variam com o ângulo: comprimento instantâneo do músculo, velocidade de contração e comprimento do braço de alavanca do músculo.

A primeira variável foi calculada a partir da hipótese que o comprimento do músculo varia de acordo com o ângulo da articulação com uma função polinomial do terceiro grau. Note que o trabalho em (22) utiliza uma função do quarto grau para estimar o tamanho do tendão durante a contração. Assim, no presente trabalho, o comprimento é dado por

$$L_{CE}(\theta(t)) = a_3\theta(t)^3 + a_2\theta(t)^2 + a_1\theta(t) + a_0. \quad (16)$$

A velocidade de contração, por sua vez, é dada pela diferenciação da equação (16) em relação ao tempo, ou seja

$$V_{CE}(\theta(t), \dot{\theta}(t)) = \frac{dL_{CE}(\theta(t))}{dt}, \quad (17)$$

$$V_{CE}(\theta(t), \dot{\theta}(t)) = 3a_3\theta(t)^2\dot{\theta}(t) + 2a_2\theta(t)\dot{\theta}(t) + a_1\dot{\theta}(t).$$

O braço de alavanca que o músculo faz em relação à articulação também varia com a posição da mesma. Resultados encontrados em (23) e (24) indicam que o braço de alavanca R varia de acordo com a posição angular da articulação e que quando essa variação é levada em consideração, a estimativa do torque se torna consideravelmente mais precisa. O trabalho em (22) traça as curvas de variação desse parâmetro de acordo com a posição da articulação para um homem adulto e uma mulher adulta (Figura 2-26) dos músculos Braquiorradial (BRD), Bíceps Braquial (BIC), Braquial (BRA), Pronador Teres (PT) e Tríceps (TIR). Valores positivos indicam flexão enquanto aqueles negativos indicam extensão; além disso, o ângulo de 0° indica extensão total.

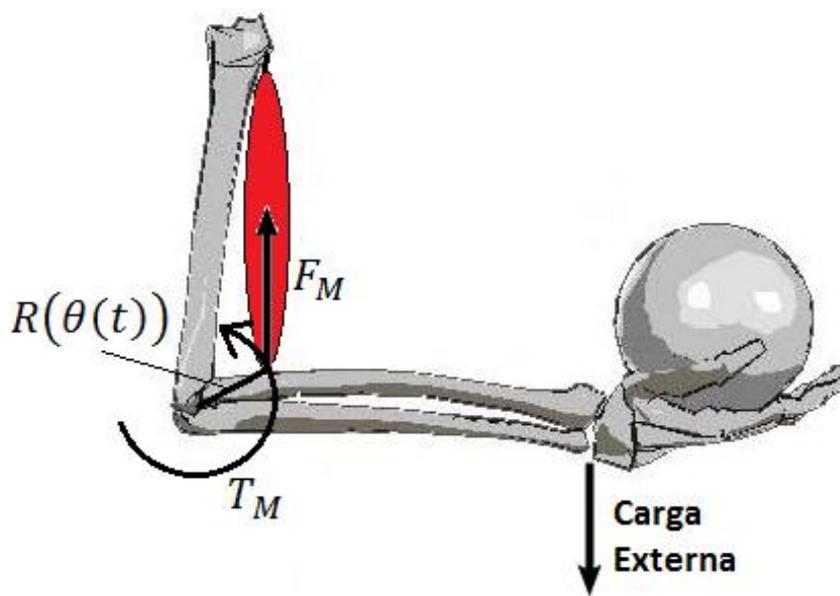


Figura 2-25: Braço de alavanca do bíceps.

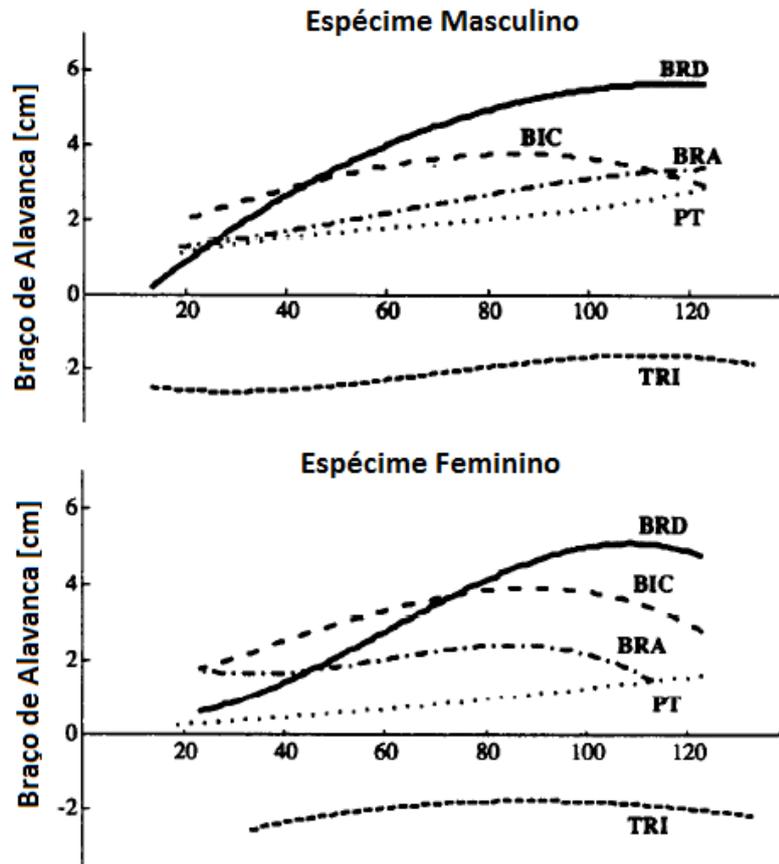


Figura 2-26: Variação do comprimento do braço de alavanca para diferentes músculos no homem adulto (direita) e mulher adulta (esquerda) (23).

Da Figura 2-26 pode-se assumir que o braço de alavanca para determinados músculos varia de acordo com uma função polinomial cúbica em relação ao ângulo da articulação. Desse modo, define-se que o valor desse comprimento é dado por

$$R(\theta(t)) = b_3\theta(t)^3 + b_2\theta(t)^2 + b_1\theta(t) + b_0. \quad (18)$$

O valor de R também varia de acordo com o ângulo de supinação e pronação do antebraço. No entanto, essa rotação é restrita pelo exoesqueleto e assim não foi levada em consideração no modelo.

Finalmente, o torque exercido pelo músculo sobre a articulação é dado por

$$T_M = R(\theta(t))F_M. \quad (19)$$

2.2.7 Ganho Não-Linear

No presente trabalho foi adicionado um fator de ganho não-linear e variante no tempo que visa compensar o fato de apenas um músculo representativo ser utilizado para estimar a atividade muscular total sobre a articulação. Esse ganho foi introduzido no modelo pela hipótese que a relação entre o torque realizado pelo exoesqueleto e aquele efetivamente feito pela articulação do usuário tem um comportamento exponencial de acordo com o nível de ativação neural (25). Sem esse fator, o modelo não alcança a generalização necessária e falha ao estimar o torque quando a atividade muscular é mais elevada. Assim, foi definido empiricamente o ganho

$$K(t) = a(t)^{k_3} \exp(k_2 + k_1 a(t)) + k_0. \quad (20)$$

Finalmente, o torque exercido sobre a articulação do exoesqueleto é escalado de acordo com o fator da equação (20), ou seja,

$$T_{exo} = K(t)T_M. \quad (21)$$

2.2.8 Solução do Modelo de Hill

Definido o modelo muscular pelas equações (1) a (24), é seguida a seguinte metodologia para solução da estimativa do torque:

1. O sinal EMG é filtrado e o nível de ativação neural é calculado através de (1);
2. Os ângulos das juntas do exoesqueleto são lidos e filtrados e em seguida a velocidade é estimada;
3. Dados os ângulos e velocidades das articulações, utilizam-se as equações (16), (17) e (18) para obter L_{CE} , V_{CE} e r , respectivamente. Logo, acha-se ΔL_{CE} ;
4. Em seguida, através de (7), (8) e (9) é possível calcular F_{CE} , f_v e f_L , sendo o primeiro igual a F_{SE} .

5. Da equação (6) pode-se calcular L_{SE} . Esse valor é adicionado ao valor de L_{CE} já conhecido do passo três e temos, então, L_{PE} ;
6. Agora, utilizando (5), é possível encontrar a força F_{PE} sobre o elemento paralelo passivo e adicionar esse valor a F_{CE} já conhecido para obter a força total muscular F_M ;
7. A partir da força muscular pode-se calcular o torque do músculo por (19) e o fator de ganho $K(t)$ em função da atividade muscular com (23);
8. Finalmente, encontra-se o torque sobre o exoesqueleto T_{exo} utilizando (24).

2.3

Algoritmos Genéticos

Algoritmo Genético é um método de otimização heurístico capaz de encontrar o mínimo local para funções com muitas variáveis. É inspirado no princípio da sobrevivência do mais forte evidenciado nos seres vivos na sua luta no ambiente natural. O *cromossomo* é definido como o conjunto de variáveis a serem otimizadas para minimizar uma dada função, chamada função custo (*fitness function*). A cada iteração (geração) do método, a população de N cromossomos se combina (*crossover*) e se modifica (*mutation*) para gerar uma nova população com novos N indivíduos (cromossomos). As mutações e *crossovers*, assim como a geração da nova população, podem ser feitas com diferentes métodos, dependendo do tipo de cromossomo utilizado (binário, inteiro, ponto flutuante, etc) e dependendo do tipo de avaliação feita. Essas iterações continuam (evolução) até que um dado critério de terminação seja atingido, sendo esse o número máximo de gerações ou quando determinado valor apresenta convergência, etc.

A Figura 2-27 mostra o fluxograma seguido pelo algoritmo no processo de iteração.

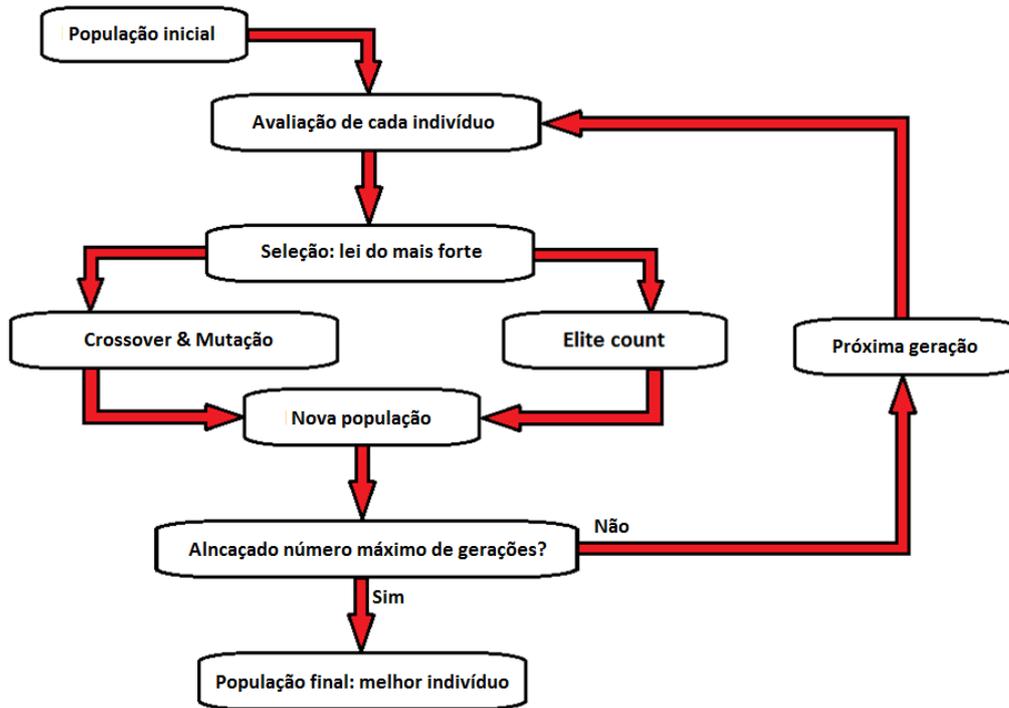


Figura 2-27: Fluxograma da evolução do Algoritmo Genético.

No presente trabalho, o GA foi utilizado em duas situações: (i) encontrar os parâmetros do modelo matemático dos músculos pneumáticos artificiais utilizando um acervo de pontos experimentais (25); e (ii) calibrar o Modelo Muscular de Hill utilizando o modelo matemático do exoesqueleto, (5) e (20).

Para isso, foi utilizado a ferramenta de “*Genetic Algorithms*” do “*Global Optimization Toolbox*” do software *MatLab*. No capítulo seguinte, o projeto do exoesqueleto é apresentado.

3. Projeto Eletro-Mecânico do Exoesqueleto

Esta sessão trata do projeto mecânico do exoesqueleto utilizado, compreende a definição das características e do modelo matemático dos atuadores, o arranjo mecânico da estrutura do sistema, incluindo os graus de liberdade atuados, e finalmente a definição dos sensores, sistema de aquisição e controlador utilizados.

3.1 Músculos Pneumáticos Artificiais (PAM)

3.1.1 Principais Características

Durante a sua evolução, a robótica sempre buscou soluções para seus problemas utilizando as respostas encontradas pela natureza como inspiração. Na maior parte das vezes, estas respostas apresentam um modo mais eficiente e barato de realizar determinadas atividades. Músculos Artificiais Pneumáticos (PAM) foram desenvolvidos com o objetivo de reproduzir o comportamento dos músculos encontrados nos seres vivos, trabalhando como atuadores de simples ação leves e com alta capacidade de carga.

Ainda que pouco estudados e modelados na literatura, as grandes vantagens dos músculos artificiais pneumáticos, ou músculos fluídicos, aparecem na sua ótima razão entre potência e peso e entre potência e tamanho quando comparados a atuadores convencionais, além de serem simples e flexíveis. Têm uma capacidade de carga inicial até dez vezes maior que um cilindro pneumático convencional de mesmo diâmetro, não sofrem atrito durante a atuação, possuem rápida resposta dinâmica, são capazes de exercer movimentos suaves, são menos propícios a ter vazamentos e são ideais para locais sujos, com muitas partículas no ar ou onde não possam ocorrer faíscas.

Os atuadores mais frequentemente utilizados em robótica possuem uma capacidade de carga muito inferior aos músculos pneumáticos se levarmos em consideração o seu peso. Ao passo que atuadores elétricos possuem uma razão de 50 a 100W/kg e cilindros pneumáticos e hidráulicos por volta de 100 a 200W/kg, músculos artificiais fluídicos têm uma razão de 1 a 1,5 kW/kg (26).

Os músculos artificiais da FESTO® utilizados nesse trabalho são compostos por um tubo de borracha (cloroprene) com um trançado de fibra no seu interior (aramida), Figura 3-1.

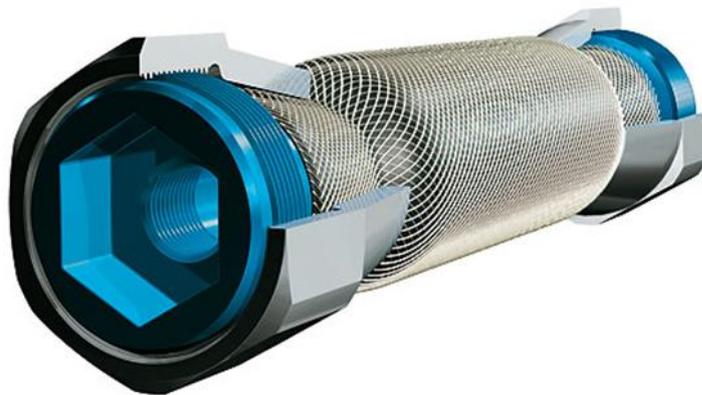


Figura 3-1: Composição do músculo artificial pneumático da FESTO®.

Quando o ar pressurizado é bombeado para dentro do músculo, ele contrai axialmente e expande radialmente, trabalhando como um atuador linear de simples ação com rigidez variável (Figura 3-2).



Figura 3-2: Pressurização do músculo pneumático.

Essa rigidez controlável possui uma grande vantagem em sistemas que atuam diretamente em contato com o usuário, uma vez que a flexibilidade do atuador garante segurança e suavidade ao movimento. Além disso, essa característica garante que o atuador seja menos propício a machucar o usuário ou danificar o sistema ou a si mesmo caso seja controlado por um algoritmo instável.

Neste trabalho serão utilizados os músculos fluídicos FESTO® MAS 10, cujo diâmetro interno quando relaxado é de 10 mm e cuja capacidade máxima

de carga teórica chega a 630N. Estes atuadores atingem uma contração máxima de até 20% do tamanho nominal e operam sob uma pressão entre 0 e 8 bar (0.8MPa) (27). A Figura 3-3 mostra a curva que relaciona a contração relativa (em porcentagem do comprimento nominal) com a carga suportada pelo atuador em diferentes pressões.

Faixa de operação do MAS-10-...

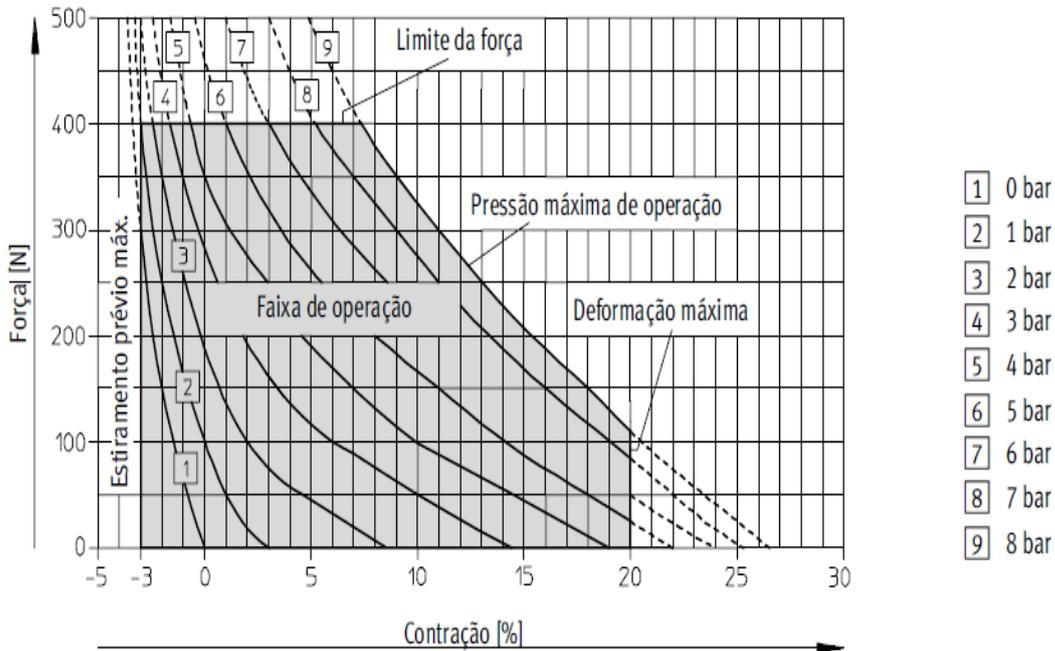


Figura 3-3: Relação entre porcentagem de contração e força exercida pelo MAS 10 (27).

Na Figura 3-3, limite máximo de força para o MAS 10 (400 N), a máxima pressão de operação (8 bar), a máxima deformação possível (20%) e o corresponde ao máximo pré-estiramento prévio do músculo (-3%).

Apesar da sua construção e funcionamento serem bastante simples, seu controle é consideravelmente difícil devido às suas características altamente não-lineares geradas pela força exercida. Sabe-se que a força que ele exerce é proporcional a pressão interna (P), o percentual de contração (h) e a taxa de contração (\dot{h}) (25).

3.1.2 Modelo Matemático

Existem vários métodos para se aproximar a resposta dinâmica e estática dos músculos artificiais, como a modelagem através de componentes elásticos e de amortecimento (28), por redes neurais, algoritmos evolucionários (25) ou através de outros métodos de otimização (29).

Quando é feito o controle de força dos músculos fluídicos, é necessário determinar a pressão P necessária para realizar uma dada força F em determinada contração h . No entanto, a dependência altamente não-linear entre essas variáveis torna difícil a determinação analítica de $F(P, h)$, ou seja, da força em função da pressão e contração. Tendo isso em mente e supondo que a forma exponencial (ao invés de polinomial) seja a mais adequada para modelar a resposta estática altamente não-linear do músculo, vide Figura 3-3, (25) sugere que se pode definir a equação (22) para $F(P, h)$ dada por:

$$F(P, h) = (p_0 P + p_1) \exp\left(\frac{1}{h + p_2}\right) + (p_3 h + p_4) P + p_5, \quad (22)$$

onde p_i são seis parâmetros desconhecidos a serem determinados ($i = [0, 5]$).

A equação (22) deve ser capaz de modelar a resposta do PAM em todo o domínio de operação (0 a 8 bar), deve ser simples para que exija pouco esforço computacional e deve ser inversível para que seja possível encontrar a relação analítica de $P_F(F, h)$. De fato, invertendo a equação (22), pode-se obter

$$P_F(F, h) = -\frac{p_1 \exp\left(\frac{1}{h+p_2}\right) + p_5 - F}{p_0 \exp\left(\frac{1}{h+p_2}\right) + p_3 h + p_4}. \quad (23)$$

Ou, de forma mais genérica, dentro dos limites de operação permitidos, tem-se

$$P(F, h) = \begin{cases} P_F(F, h), & \text{se } 0 \leq P_F(F, h) \leq P_{max} \\ P_{max}, & \text{se } P_F(F, h) > P_{max} \\ 0, & \text{se } P_F(F, h) < 0. \end{cases} \quad (24)$$

Posteriormente, a equação (23) será calibrada utilizando Algoritmos Genéticos.

3.2 Estrutura Mecânica

Apesar de os músculos artificiais possuírem uma alta razão entre potência e peso, uma das grandes desvantagens que aparece na sua utilização é o fato que a sua contração máxima ser pequena se comparada aos cilindros pneumáticos. Enquanto os músculos utilizados neste trabalho contraem na ordem de 20 a 25% do comprimento nominal, cilindros podem ter seu comprimento reduzidos pela metade na contração mínima. Existem outros modelos como os *Pleated Pneumatic Artificial Muscles* (PPAM), Figura 3-4, que chegam a contrair até 35% do comprimento nominal, no entanto adquirem uma forma mais esférica, dificultando o projeto mecânico e o arranjo compacto dos atuadores (30).



Figura 3-4: Os PPAM contraem percentualmente mais que os músculos da FESTO (McKibben), mas são menos compactos.

Levando esse fato em consideração, uma articulação rotacional como a humana, que possui uma grande amplitude de movimento, necessitaria de um atuador com uma proporcional capacidade de contração. Caso seja utilizado um braço de alavanca pequeno, teremos um ângulo livre de movimento grande, no entanto o torque máximo será pequeno. Caso o braço de alavanca seja grande, vemos a situação contrária.

Como uma grande capacidade de contração implicaria na utilização de músculos muito longos, o posicionamento dos atuadores é um fator bastante

problemático no projeto mecânico do exoesqueleto. Não seria possível conectar os músculos diretamente sobre as juntas, uma vez que a geometria do braço humano seria uma restrição para o tamanho máximo aceitável para os atuadores. Para o cotovelo, por exemplo, o maior músculo possível seria da ordem de tamanho do braço, ou um pouco maior, ou seja, com 280 a 320 mm de comprimento. E a utilização de mais de um músculo por articulação tornaria o sistema excessivamente pesado e volumoso.

Desse modo, a solução encontrada foi posicionar os músculos em uma região separada, como uma mochila, e a transmissão da força exercida pelos atuadores para os braços seria feita utilizando cabos. Isso torna os membros do exoesqueleto mais leves, diminuindo sua inércia e o torque necessário para movimentá-los livremente, tornando o sistema mais robusto e compacto. Além disso, será possível aumentar o número de músculos que atuam sobre uma única articulação sem prejudicar o controle dinâmico dos membros.

Um exemplo dos dois tipos de posicionamento dos músculos pode ser visto no *Humanoid Muscle-Robot Torso* da empresa alemã FESTO® (31) (Figura 3-5). A articulação do ombro que precisa desenvolver um torque maior utiliza músculos maiores posicionados no tronco, e a força que estes exercem sobre a articulação é transmitida a ela por cabos e polias. Já a articulação do cotovelo tem atuadores posicionados no braço e, como o objetivo do projeto é reproduzir a força humana, é necessário um torque menor. Já no presente trabalho, onde o objetivo é o aumento de força nos membros superiores, será necessário utilizar músculos maiores com um grande braço de alavanca em relação à articulação.

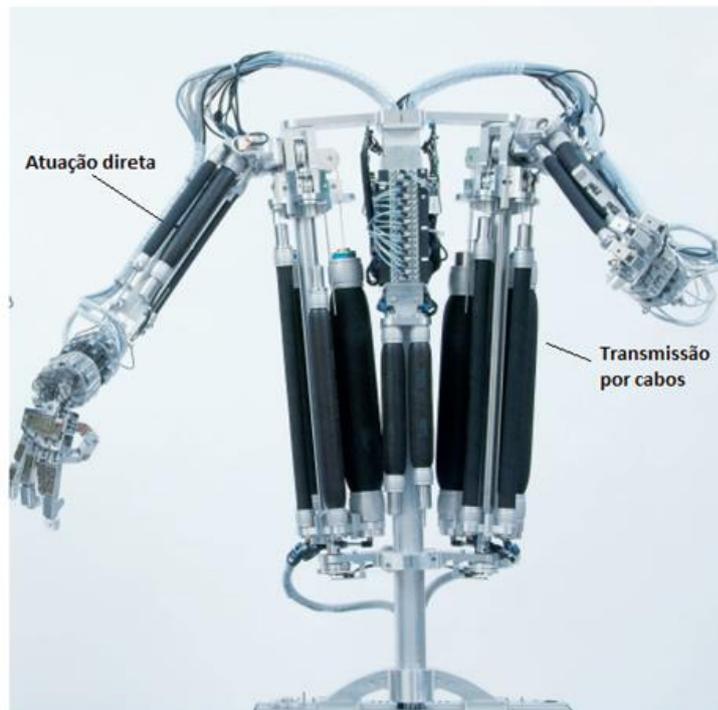


Figura 3-5: FESTO® Humanoid Muscle-Robot Torso, músculos com atuação direta ou transmissão por cabos (32).

Para solucionar o problema de alocação dos atuadores, decidiu-se posicioná-los em uma região separada, nas costas do usuário. A transmissão é feita por cabos de aço que deslizam dentro de tubos de aço com revestimento interno de Teflon para diminuir o atrito, como em (7) e (33). Assim, os músculos podem ser arbitrariamente grandes e, ainda assim, é mantida a simplicidade dos membros.

Outro fator que deve ser levado em consideração no projeto mecânico é o número de graus de liberdade e quais destes serão ativos. Como o objetivo do exoesqueleto é ser capaz de erguer uma determinada carga, então é importante a atuação no plano sagital (vide Figura 2-13). Com o objetivo de manter a simplicidade, foi determinada que a flexão e extensão do ombro e cotovelo seriam ativas e a rotação externa e interna do ombro seria passiva, contando três graus de liberdade. Os movimentos de abdução, adução do ombro, assim como a pronação e supinação do cotovelo foram suprimidos, sendo considerados de pouca importância para a realização da tarefa desejada. Do mesmo modo, todos os graus de liberdade do pulso ficaram restritos.

3.2.1 Design do Membro Superior

O primeiro fator que deve ser levado em consideração é o tamanho do braço de alavanca que será utilizado. A Figura 3-6 mostra uma articulação sendo atuada através de um cabo (dimensão c) cujo comprimento inicial varia de acordo com o ângulo θ da articulação.

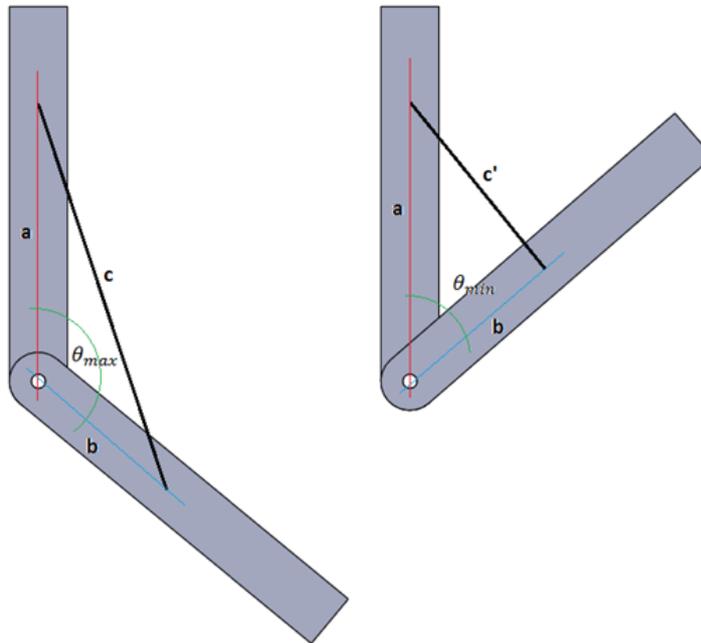


Figura 3-6: Modelo de atuação da articulação do exoesqueleto.

Na Figura 3-6, as distâncias constantes a e b são aquelas entre o eixo de rotação e os pontos de fixação do cabo e a dimensão c é o comprimento inicial do cabo e c' é o comprimento na contração máxima. Os ângulos θ_{min} e θ_{max} são aqueles formados pela articulação na posição totalmente contraída e totalmente relaxada, respectivamente. Utilizando a lei dos cossenos pode-se definir as seguintes relações cinemáticas para a articulação:

$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos(\theta_{max}), \quad (25)$$

$$c'^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos(\theta_{min}), \quad (26)$$

$$\Delta\theta = \theta_{max} - \theta_{min}, \quad (27)$$

$$c' = c - \Delta L. \quad (28)$$

Onde $\Delta\theta$ é o ângulo livre máximo atingido pelo braço e ΔL é a contração máxima atingida pelo músculo de comprimento relaxado L . O torque estático exercido sobre a articulação depende, então, da posição θ (diretamente relacionada à contração) e da pressão interna do músculo. Para definir o torque máximo, é preciso conhecer a curva de força por contração do músculo artificial na pressão máxima de trabalho deste. O atuador utilizado é o Festo-MAS10, cuja curva a 8bar pode ser obtida com ajuda do software disponibilizado pela FESTO®, denominado *MuscleSIM* (34).

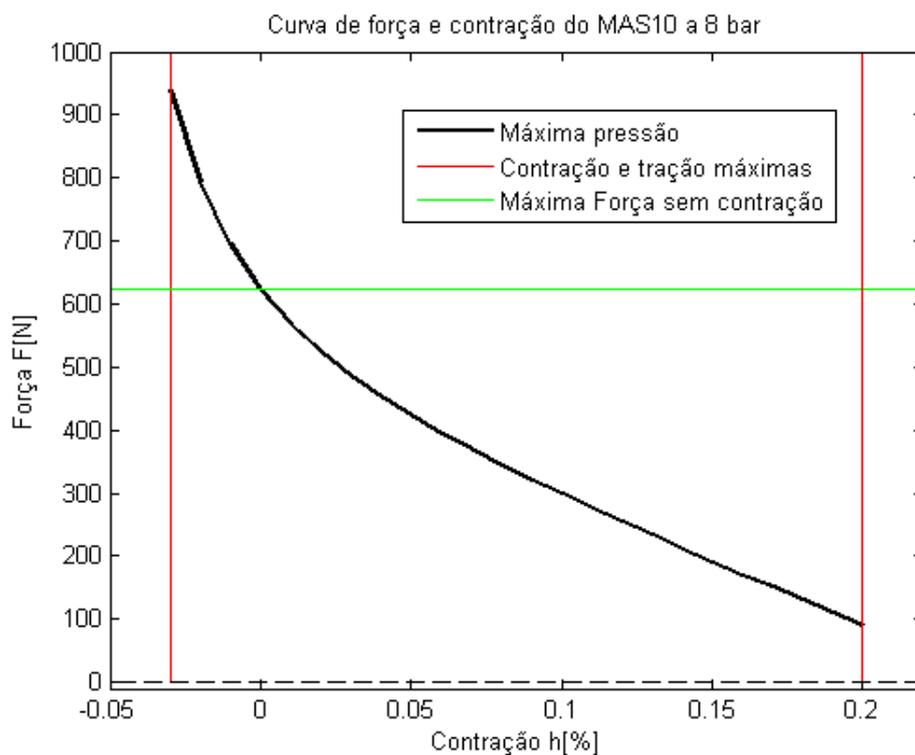


Figura 3-7: Curva de força e contração do MAS10 a 8 bar.

Assim, pode-se determinar numericamente o torque sobre a articulação através da projeção da força do músculo.

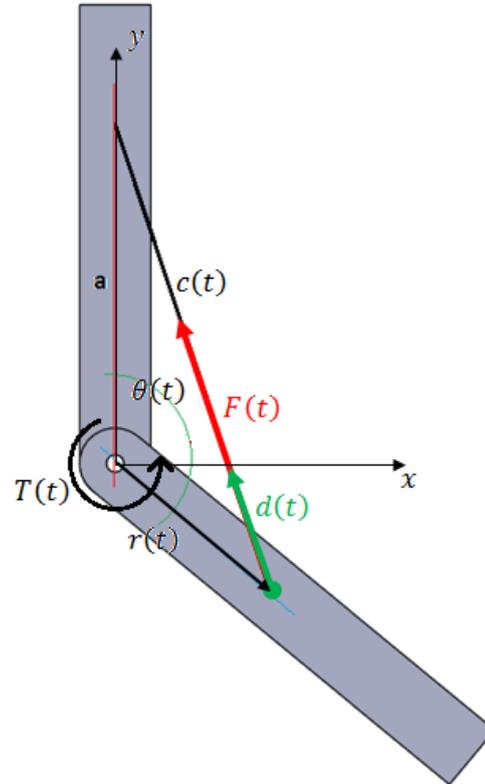


Figura 3-8: Torque feito sobre a articulação pela atuação do PAM.

Observando a Figura 3-8, pode-se definir a direção unitária $d(t)$ da força $F(t)$ realizada pelo músculo, que exerce um torque $T(t)$ através do braço de alavanca $r(t)$. O vetor $d_0(t)$ entre os pontos de atuação da força é dado por

$$d_0(t) = \begin{bmatrix} 0 - \left(b \cos \left(\theta(t) - \frac{\pi}{2} \right) \right) \\ a - \left(-b \sin \left(\theta(t) - \frac{\pi}{2} \right) \right) \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -b \cos \left(\theta(t) - \frac{\pi}{2} \right) \\ a + b \sin \left(\theta(t) - \frac{\pi}{2} \right) \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (29)$$

Assim, o vetor unitário $d(t)$ é definido como

$$d(t) = \frac{d_0(t)}{\|d_0(t)\|} = \frac{d_0(t)}{c(t)}, \quad (30)$$

onde, pela lei dos cossenos,

$$c(t) = \sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos(\theta(t))}. \quad (31)$$

O braço de alavanca $r(t)$ sobre o qual a força atua, por outro lado, é dado por

$$r(t) = \begin{bmatrix} b \cos\left(\theta(t) - \frac{\pi}{2}\right) \\ -b \sin\left(\theta(t) - \frac{\pi}{2}\right) \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix}. \quad (32)$$

De onde pode-se definir

$$\tilde{r} = \begin{bmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{bmatrix}. \quad (33)$$

O torque efetuado pelo músculo é dado por

$$T = r \times (F \cdot d) = \tilde{r} \cdot \left(F \cdot \frac{d_0}{c}\right), \quad (34)$$

ou seja,

$$T = \frac{F}{c} \begin{bmatrix} 0 & -r_z & r_y \\ r_z & 0 & -r_x \\ -r_y & r_x & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -b \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\ a + b \sin\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (35)$$

e

$$T = \frac{F}{c} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ r_y b \cos\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) + r_x \left(a + b \sin\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right)\right) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{bmatrix}, \quad (36)$$

onde F é um escalar. Finalmente,

$$T_x = T_y = 0, \\ T_z(t) = \frac{F(t)ab \sin(\theta(t))}{\sqrt{a^2 + b^2 - 2ab \cos(\theta(t))}} \quad (37)$$

Considerando que o braço humano tem, em média, 300mm de comprimento, será estabelecido que $a = 280mm$. Assim, utilizando a curva de força e contração do MAS10 (Figura 3-7), pode-se definir as curvas de torque máximo em função da contração do PAM e do ângulo atingido pela articulação também em função dessa contração variando $b = [80, a = 280]$ para um músculo de 600mm.

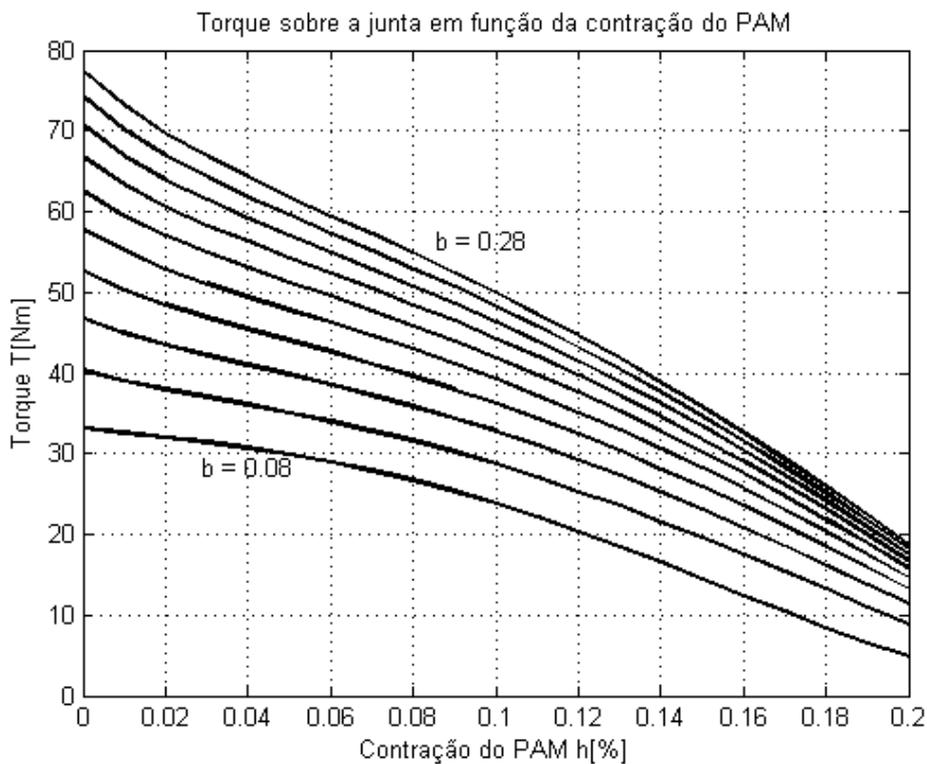


Figura 3-9: Torque na articulação em função da contração do PAM.

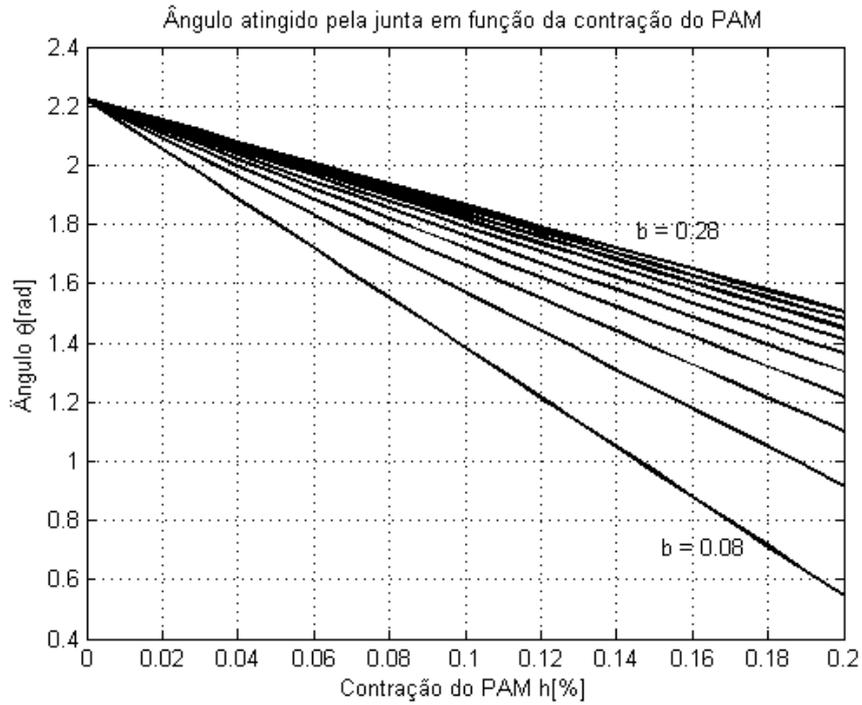


Figura 3-10: Ângulo atingido pela articulação em função da contração do PAM.

Por outro lado, é necessário saber a curva do torque efetivo em função do ângulo da articulação (Figura 3-11), uma vez que a variação do último faz variar o braço de alavanca e, assim, o torque.

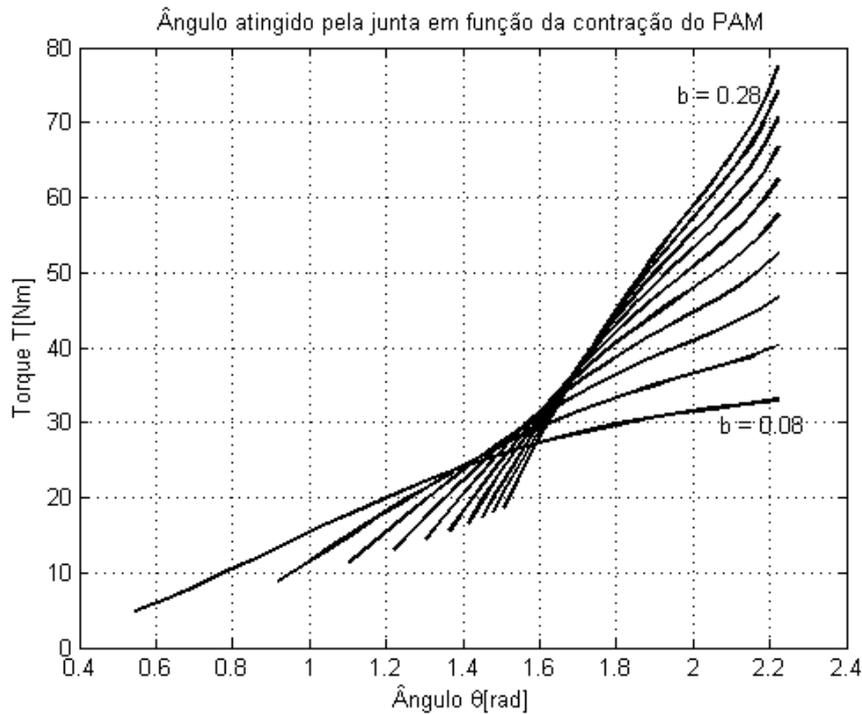


Figura 3-11: Torque na articulação em função do ângulo.

Vale ressaltar que o ângulo livre é dado pela diferença entre os extremos das curvas na Figura 3-11 e o torque máximo é dado pelo extremo direito de cada curva, quando o PAM tem contração nula. Como esperado, quanto maior o valor de b , maior o torque máximo efetivo, no entanto, menor é o alcance da articulação.

No presente trabalho, pela análise das curvas anteriores, adotaram-se os valores de projeto encontrados na Tabela 4. É esperado que o ombro seja capaz de desenvolver torques mais elevados e que a articulação do cotovelo consiga atingir uma área de trabalho maior. A Tabela 4 mostra também o torque máximo possível pela articulação quando o PAM trabalha a 8 bar e tem contração nula e a Figura 3-12 mostra as curvas de torque em função do ângulo da articulação. Para efeito de comparação, a última linha apresenta o mesmo parâmetro para o membro superior humano.

Tabela 4: Parâmetros de projeto do membro superior.

	Ombro (articulação 1)	Cotovelo (articulação 2)
$a[mm]$	270	280
$b[mm]$	130	95

$L[mm]$	600	600
θ_{max}	90°	130°
$T_{max}[Nm]$	73,0	36,4
$\Delta\theta[graus]$	54,5	80,7
$\Delta\theta_{humano}$	220°	150°

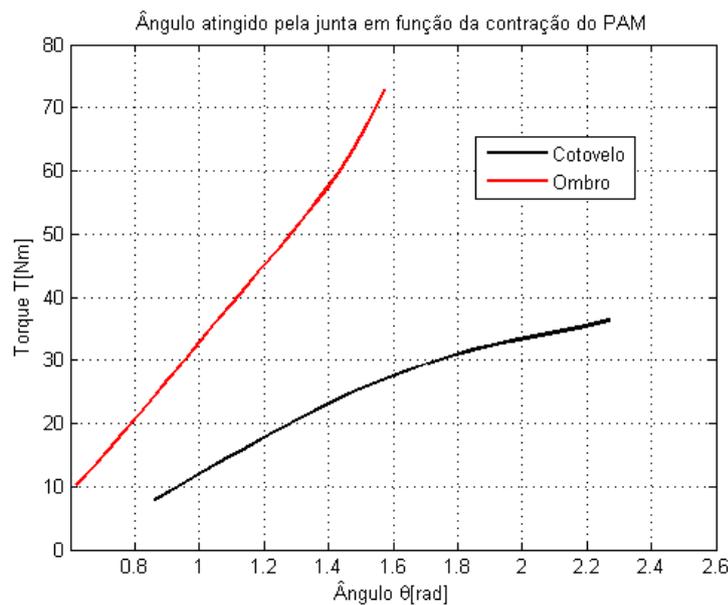


Figura 3-12: Relação entre o torque máximo e o ângulo da articulação para flexão e extensão do ombro e cotovelo.

No projeto final do exoesqueleto utilizado neste trabalho, cada articulação ativa é atuada por três músculos fluídicos. Assim, os valores da quinta linha da Tabela 4 devem ser triplicados. Finalmente, apesar de o exoesqueleto possuir uma área de trabalho consideravelmente reduzida quando comparada à capacidade humana (Figura 3-13), o torque máximo que é capaz de desenvolver é bastante superior àquele do membro biológico.

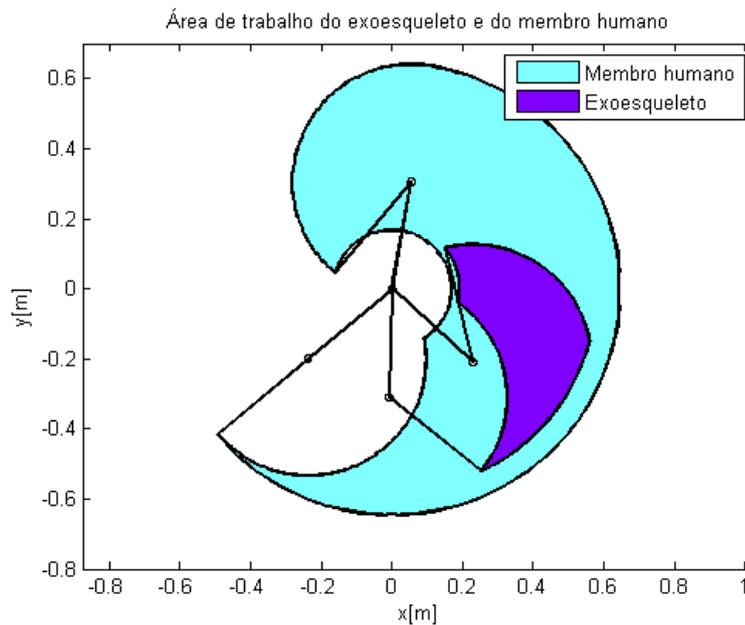


Figura 3-13: Área de trabalho do exoesqueleto e do membro superior humano.

3.2.2 Modelo Matemático

Considerando o membro do exoesqueleto como um manipulador série planar com dois graus de liberdade, tem-se o elo 1 com comprimento l_1 , massa m_1 e inércia I_1 em relação ao seu centro de massa, que dista l_{01} da articulação O . E o elo 2 com comprimento l_2 , massa m_2 e inércia I_2 em relação ao seu centro de massa, que dista l_{02} da articulação do cotovelo (Figura 3-14). O elo 1 faz um ângulo de θ_1 em relação à linha vertical e o elo 2 faz um ângulo θ_2 em relação ao elo 1.

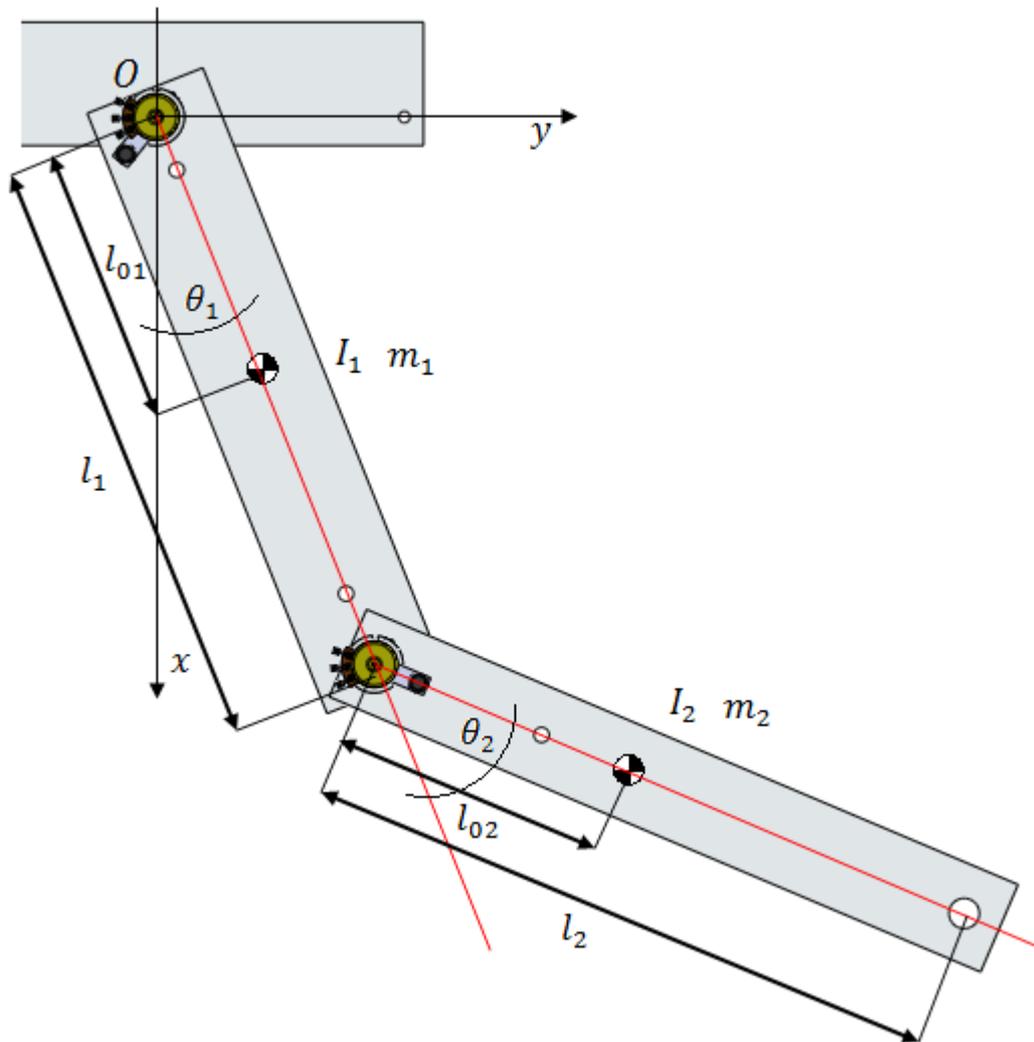


Figura 3-14: Modelo matemático do exoesqueleto.

Neste caso, pode-se escrever a posição dos centros de massa dos elos 1 e 2 em relação à origem como

$$\begin{cases} x_1 = l_{01} \cos(\theta_1) \\ y_1 = l_{01} \sin(\theta_1) \end{cases} \quad (38)$$

$$\begin{cases} x_2 = l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ y_2 = l_1 \sin(\theta_1) + l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{cases} \quad (39)$$

Assim, as matrizes Jacobianas linear e angular são definidas por

$$J_{iL} = \begin{bmatrix} \frac{\partial x_i}{\partial \theta_1} & \frac{\partial x_i}{\partial \theta_2} \\ \frac{\partial y_i}{\partial \theta_1} & \frac{\partial y_i}{\partial \theta_2} \end{bmatrix}, \quad J_{iA} = [\bar{d}_{i1} \quad \bar{d}_{i2}], \quad (40)$$

que relacionam as velocidades lineares (v_x e v_y) e angular (ω) da extremidade do atuador com a velocidade angular das juntas (35). Desse modo, para o elo 1 tem-se

$$J_{1L} = \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & 0 \\ l_{01} \cos(\theta_1) & 0 \end{bmatrix} \quad e \quad J_{1A} = [1 \quad 0], \quad (41)$$

e para o elo 2

$$J_{2L} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad e \quad (42)$$

$$J_{2A} = [1 \quad 1].$$

Segundo (35), a matriz de inércia do manipulador é dada por

$$H = m_1 J_{1L}^T J_{1L} + I_1 J_{1A}^T J_{1A} + m_2 J_{2L}^T J_{2L} + I_2 J_{2A}^T J_{2A}, \quad (43)$$

onde

$$m_1 J_{1L}^T J_{1L} = m_1 \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & l_{01} \cos(\theta_1) \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} -l_{01} \sin(\theta_1) & 0 \\ l_{01} \cos(\theta_1) & 0 \end{bmatrix}, \quad (44)$$

$$m_1 J_{1L}^T J_{1L} = m_1 \begin{bmatrix} l_{01}^2 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix},$$

e

$$I_1 J_{1A}^T J_{1A} = I_1 \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \end{bmatrix} [1 \quad 0] = I_1 \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}. \quad (45)$$

Ainda,

$$m_2 J_{2L}^T J_{2L} = m_2 \begin{bmatrix} l_1^2 + l_{02}^2 + 2l_1 l_{02} \cos(\theta_2) & l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2) \\ l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2) & l_{02}^2 \end{bmatrix}, \quad (46)$$

com

$$J_{2L} = \begin{bmatrix} -l_1 \sin(\theta_1) - l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) & -l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) & l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}. \quad (47)$$

Além disso, o termo devido à aceleração angular para o elo 2 fica

$$I_2 J_{2A}^T J_{2A} = I_2 \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} [1 \quad 1] = I_2 \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (48)$$

Finalmente, a matriz de inércia simétrica positivo-definida é calculada utilizando (43):

$$H = \begin{bmatrix} H_{11} & H_{12} \\ H_{21} & H_{22} \end{bmatrix} \quad (49)$$

onde

$$H_{11} = m_1 l_{01}^2 + I_1 + m_2 (l_1^2 + l_{02}^2 + 2l_1 l_{02} \cos(\theta_2)) + I_2,$$

$$H_{12} = H_{21} = m_2 (l_{02}^2 + l_1 l_{02} \cos(\theta_2)) + I_2,$$

$$H_{22} = m_2 l_{02}^2 + I_2.$$

Os termos centrífugos e de Coriolis são definidos pelos índices de Christoffel de três índices dados por (35):

$$h_{ijk} = \frac{\partial H_{ij}}{\partial q_k} - \frac{1}{2} \frac{\partial H_{jk}}{\partial q_i} \quad (50)$$

Então,

$$h_{111} = 0, \quad (51)$$

$$h_{112} = -2m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2), \quad (52)$$

$$h_{121} = 0, \quad (53)$$

$$h_{122} = -m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2), \quad (54)$$

$$h_{211} = m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2), \quad (55)$$

$$h_{212} = -m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2) - \frac{1}{2} (-m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2)), \quad (56)$$

$$h_{212} = -\frac{1}{2} m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2),$$

$$h_{221} = \frac{1}{2} m_2 l_1 l_{02} \sin(\theta_2), \quad (57)$$

$$h_{222} = 0. \quad (58)$$

A energia potencial total do manipulador pode ser escrita como

$$U = -m_1 g l_{01} \cos(\theta_1) - m_2 g (l_1 \cos(\theta_1) + l_{02} \cos(\theta_1 + \theta_2)), \quad (59)$$

e, os termos gravitacionais são dados por

$$G_1 = \frac{\partial U}{\partial \theta_1} = m_1 g l_{01} \sin(\theta_1) + m_2 g (l_1 \sin(\theta_1) + l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2)), \quad (60)$$

e

$$G_2 = \frac{\partial U}{\partial \theta_2} = m_2 g l_{02} \sin(\theta_1 + \theta_2). \quad (61)$$

O sistema de equações que define a dinâmica do manipulador é, então, dada por

$$\sum_{j=1}^2 H_{ij} \ddot{\theta}_j + \sum_{j=1}^2 \sum_{k=1}^2 h_{ijk} \dot{\theta}_j \dot{\theta}_k + G_i = \tau_i, \quad i = 1, 2 \quad (62)$$

Expandindo (62), tem-se

$$H_{11} \ddot{\theta}_1 + H_{12} \ddot{\theta}_2 + h_{112} \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + h_{122} \dot{\theta}_2^2 + G_1 = \tau_1, \quad (63)$$

$$H_{12} \ddot{\theta}_1 + H_{22} \ddot{\theta}_2 + h_{211} \dot{\theta}_1^2 + G_2 = \tau_2, \quad (64)$$

onde τ_1 e τ_2 são os torques aplicados nas juntas pelos atuadores (PAMs).

Caso seja adicionada uma carga de massa M_C e inércia I_C na extremidade do exoesqueleto, é necessário adicionar a sua massa e inércia às equações dinâmicas. Como a carga é fixada ao elo 2, pelo Teorema dos Eixos Paralelos, pode-se considerar

$$m_2 = m_{02} + M_C, \quad (65)$$

$$I_2 = I_{02} + I_C + M_C(l_2 - l_{02})^2, \quad (66)$$

Sendo m_{02} e I_{02} a massa e inércia do elo 2 sem considerar a carga.

3.3

Projeto Mecânico

3.3.1

CAD (Computer Aided Design)

O modelo CAD do exoesqueleto foi feito utilizando o *software SolidWorks* e pode ser visto na Figura 3-15. Foram utilizados PAMs de 600mm e perfis *Bosch*

de 45x45mm para a mochila. Toda a estrutura é feita de liga de alumínio 6061 T6.

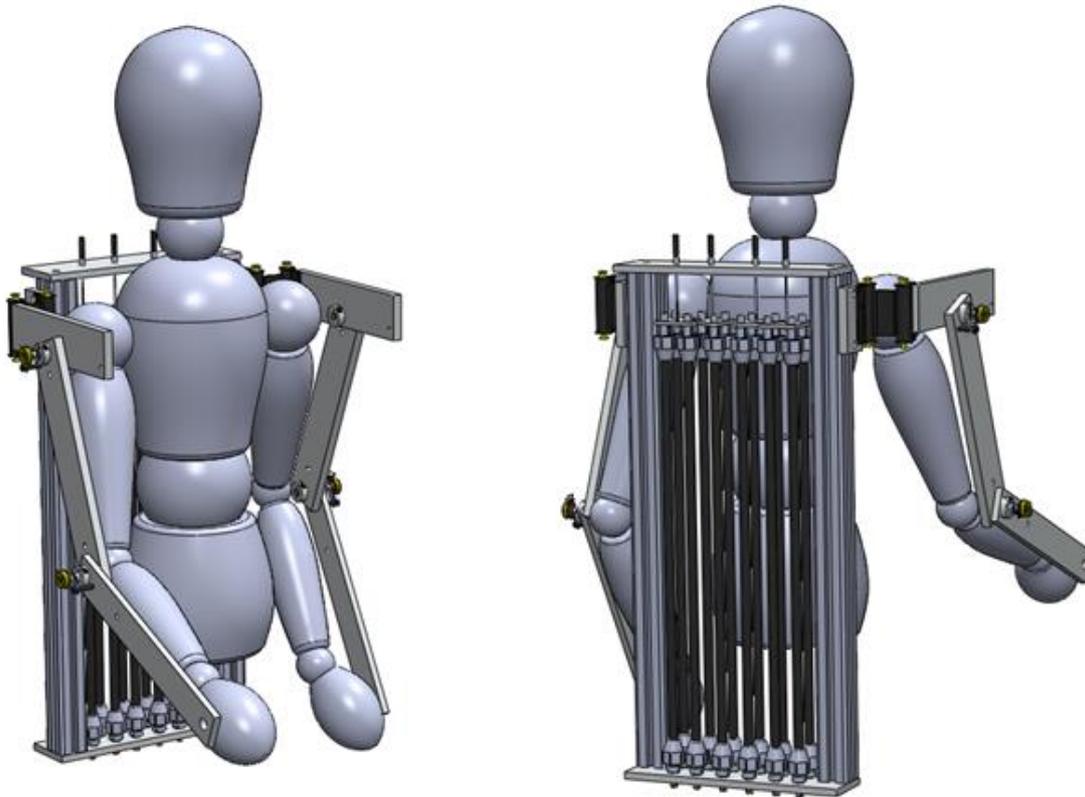


Figura 3-15: Modelo CAD final do exoesqueleto.

A Figura 3-16 mostra o detalhe dos cabos conectados aos músculos artificiais, assim como a dobradiça com dois graus de liberdade, projetada para portas de até 45 kg. Os graus de liberdade da dobradiça oferecem mais flexibilidade ao usuário por tolerar desalinhamentos com as articulações do mesmo. Três PAMs foram usados para atuar cada articulação e potenciômetros lineares de 10k Ω foram utilizados para medir o ângulo das juntas do exoesqueleto (Figura 3-17). A vista explodida da montagem dos potenciômetros é vista na Figura 3-18.

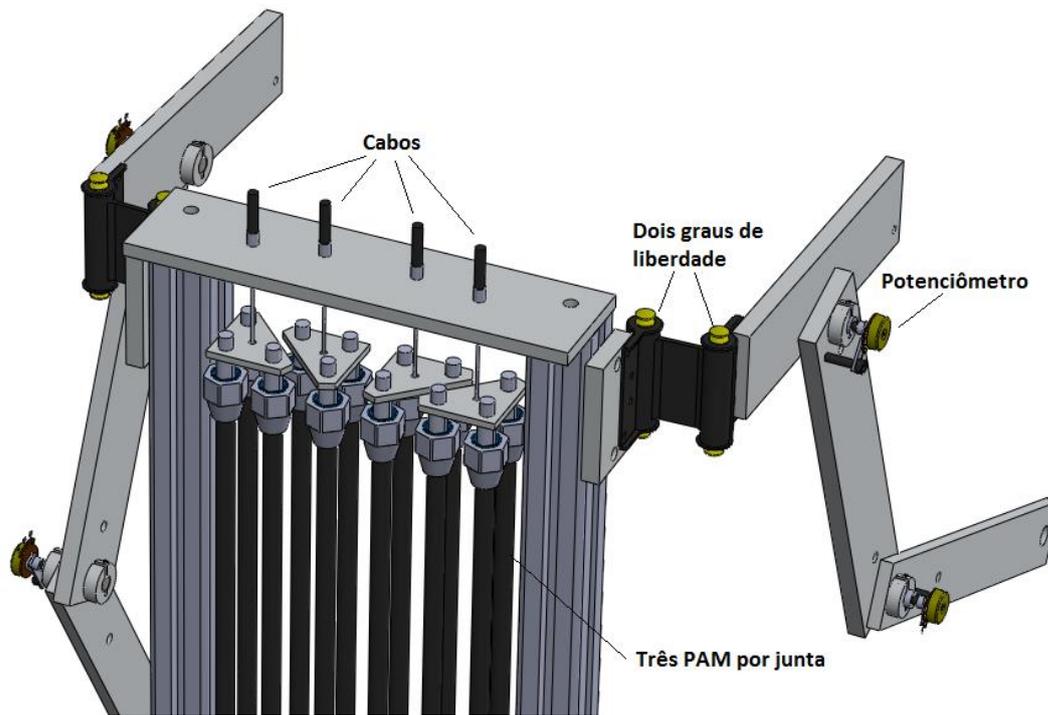


Figura 3-16: Detalhe da mochila com os PAMs.

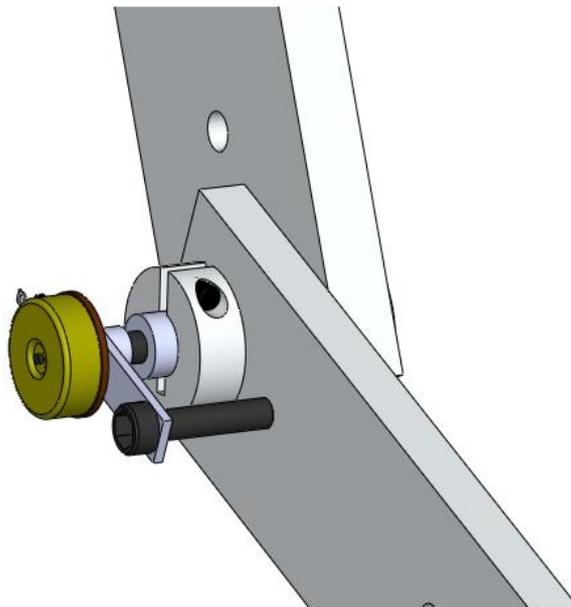


Figura 3-17: Potenciômetro montado sobre a articulação do exoesqueleto.

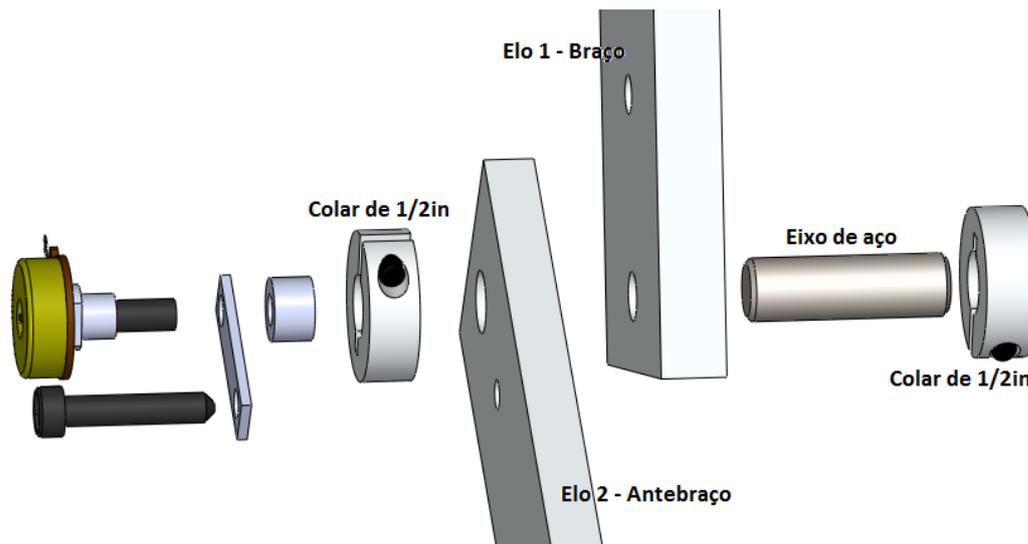


Figura 3-18: Vista explodida da montagem do potenciômetro.

O ar pressurizado abastece os atuadores por furos na parte inferior da mochila, como pode ser visto na Figura 3-19.

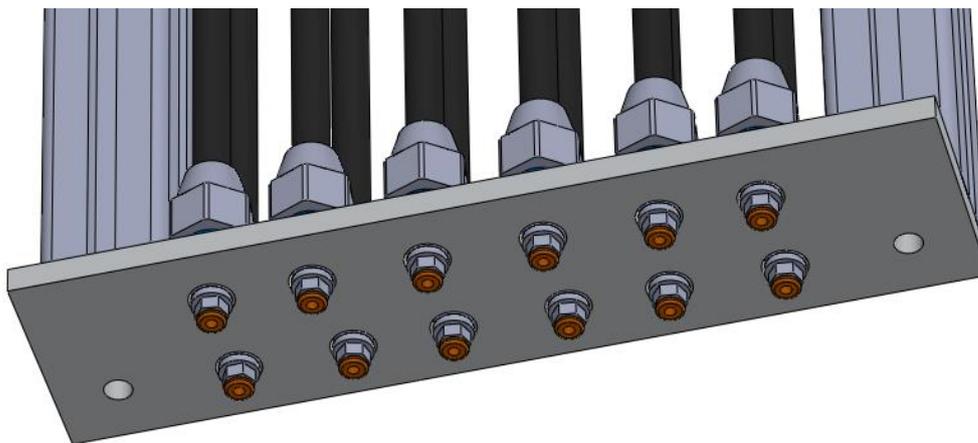


Figura 3-19: Encaixe dos tubos de ar pressurizado.

O modelo CAD foi utilizado para determinar os parâmetros de corpo rígido do sistema real, que podem ser vistos na Tabela 5.

Tabela 5: Parâmetros de corpo rígido do exoesqueleto.

Parâmetro	Valor	Definição
m_1	0,797 kg	Massa do antebraço
m_2	0,514 kg	Massa do braço
l_1	310 mm	Comprimento do antebraço
l_2	335 mm	Comprimento do braço
l_{01}	155 mm	Distância entre o eixo de rotação e o centro de massa do antebraço
l_{02}	172 mm	Distância entre o eixo de rotação e o centro de massa do braço
I_1	$7,85 \times 10^{-3} \text{ kg m}^2$	Momento de inércia do antebraço em relação ao seu centro de massa
I_2	$5,91 \times 10^{-3} \text{ kg m}^2$	Momento de inércia do braço em relação ao seu centro de massa

3.3.2 O Sistema Real

A partir do modelo CAD desenvolvido, foi construído o exoesqueleto visto na Figura 3-20. Vale ressaltar a presença das alças que prendem o tronco do usuário à mochila do exoesqueleto e as alças que prendem o antebraço do usuário ao análogo do sistema. O acolchoamento e flexibilidade do tecido utilizado garantem mais conforto e segurança ao usuário. Na Figura 3-20, apresenta-se:

1. Cabos de transmissão de atuação dos PAMs;
2. Alças que prendem o tronco à mochila do exoesqueleto;
3. Alças que prendem o antebraço ao exoesqueleto;
4. Eletrodos de captação dos sinais EMG;
5. Circuito de alimentação e ampliação;
6. Potenciômetros sobre as juntas;
7. Pino para suporte da carga.

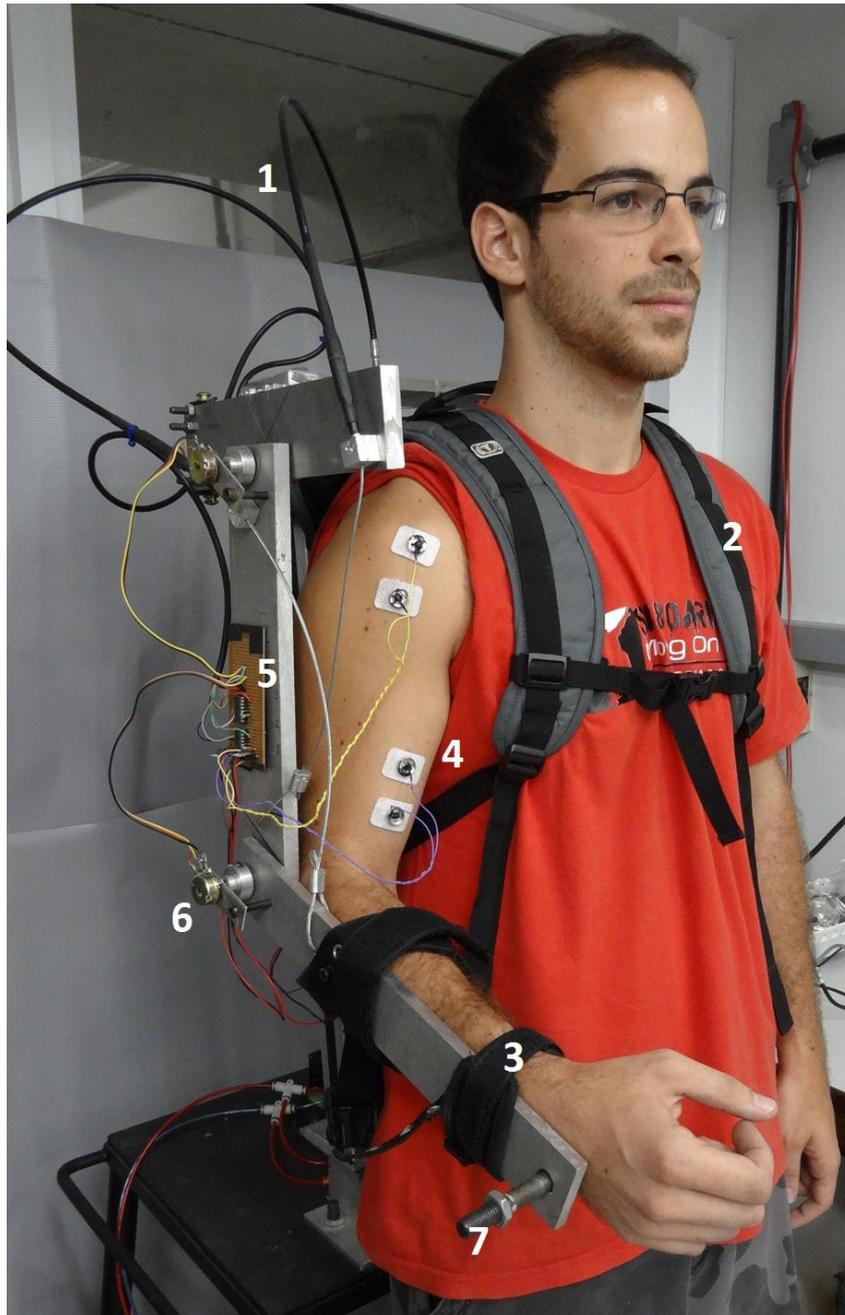


Figura 3-20: Exoesqueleto final construído.

A Figura 3-21 mostra as linhas de atuação das forças realizadas pelos PAMs, em vermelho para o ombro (articulação 1) e em amarelo para o cotovelo (articulação 2).

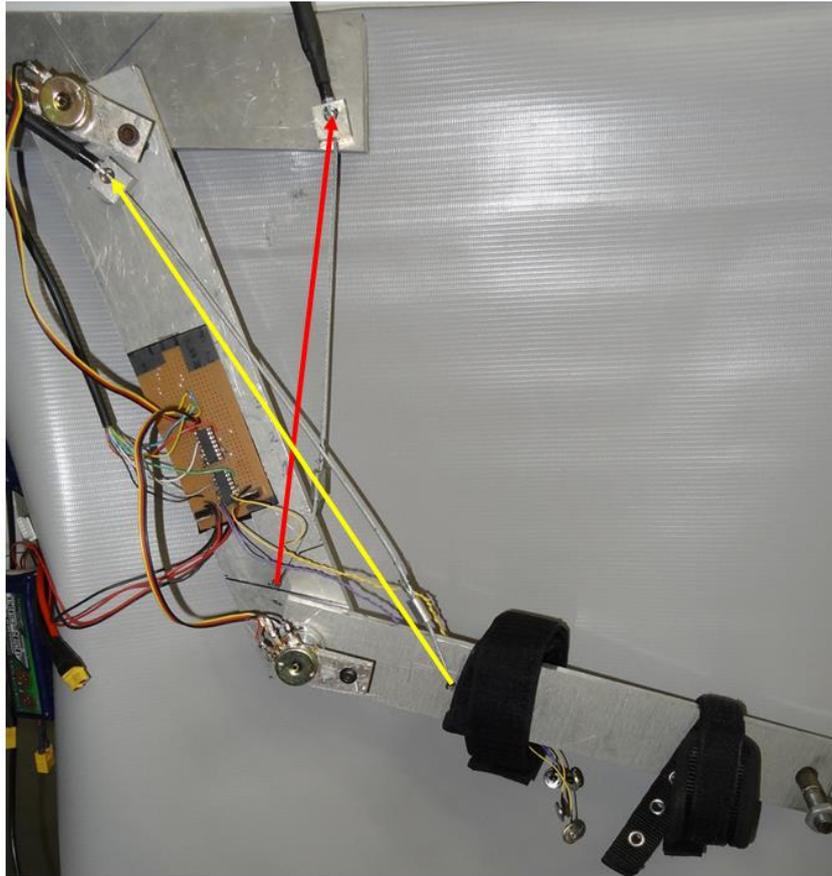


Figura 3-21: Detalhe do braço do exoesqueleto.

A Figura 3-22 mostra a vista superior do equipamento e o detalhe de fixação dos cabos de transmissão de força.

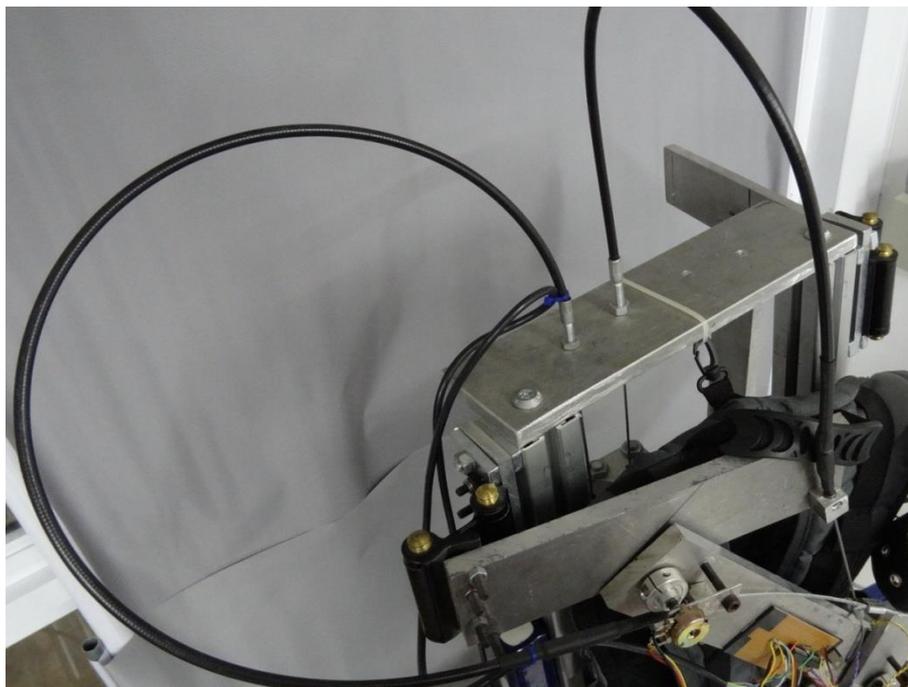


Figura 3-22: Detalhe da fixação dos cabos de transmissão.

O sistema final pesa aproximadamente 11kg.

3.4 Sistema de Aquisição e Suprimento de Ar

Definida a estrutura mecânica do sistema, deve-se agora estabelecer o sistema de aquisição que fará a medição do mesmo. O conversor analógico-digital (AD) utilizado foi o chassi NI cDAQ-9172 com cartucho NI 9205 de leitura analógica, ambos da *National Instruments* (Figura 3-23). O cartucho tem resolução de 16bits e faz leitura de sinais em voltagem de $\pm 10V$, tem 32 canais únicos (*single-ended*) ou 16 diferenciais, além de um canal de entrada e outro de saída digital.



Figura 3-23: Converter AD utilizado: cDAQ-9172 e cartucho NI 9205.

O controlador utilizado para comandar os músculos pneumáticos é o *Shadow Pneumatic Control Unit* (SPCU), produzido pela *Shadow Robot Company* (8) (Figura 3-24).



Figura 3-24: Shadow Pneumatic Control Unit (SPCU).

A SPCU se comunica com o PC através de uma porta serial RS232, tem 8 válvulas on/off capazes de controlar 4 músculos com conectores de 4mm. Possui ainda 8 portas de leitura analógica de 12 bits e 8 fontes chaveadas DC de +5V para alimentar os sensores (Figura 3-25). Sua pressão máxima de trabalho é de 8 bar.

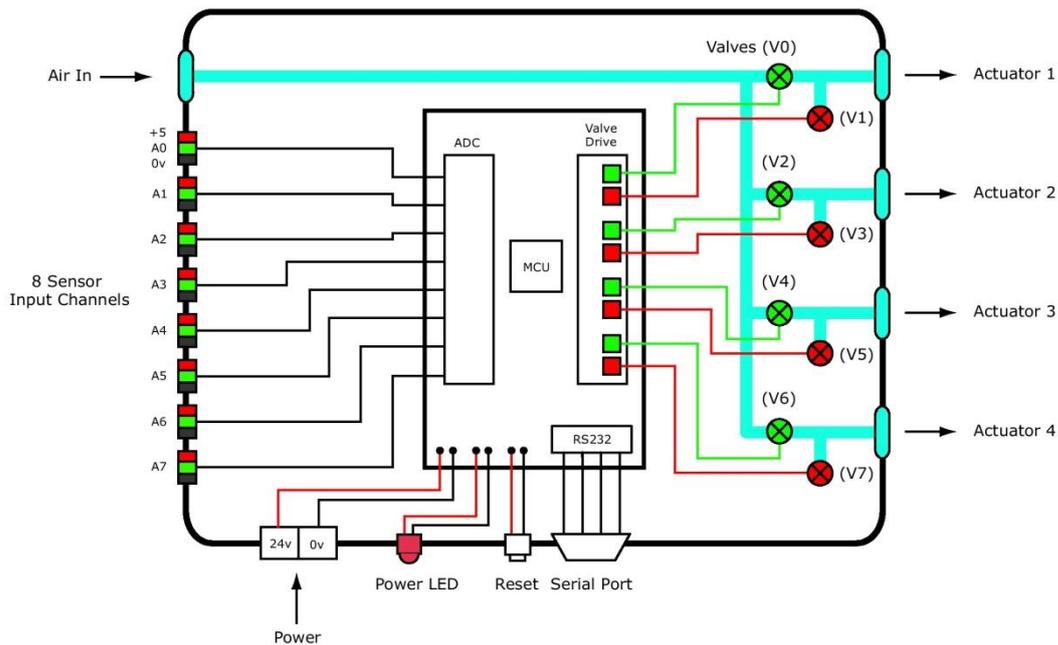


Figura 3-25: Esquema de controle da SPCU.

As válvulas V0, V2, V4 e V6 permitem que o ar pressurizado encha os PAMs, já as válvulas V1, V3, V5 e V7 permitem que o ar saia para a atmosfera. Assim, comandos tais como abrir V0 e fechar V1 fazem o atuador 1 inflar e

comandos tais como fechar V0 e abrir V1 fazem o mesmo atuador voltar a posição relaxada. O controlador aceita comandos como abrir ou fechar válvulas e comandos de pulso de válvulas, onde estas ficam abertas tanto tempo quanto o tamanho do pulso enviado (mínimo de 8 milissegundos). As portas A0 a A7 são entradas analógicas de 12 bits.

Para fazer o monitoramento da pressão no interior dos PAMs, foram utilizados transdutores de pressão piezoresistivos *PX2 Series Heavy Duty* da *Honeywell*, com operação até 150psi (10,3 bar), Figura 2-27. A Figura 3-27 mostra a montagem dos transdutores alimentados pela fonte da SPCU e monitorando os tubos dos atuadores 1 e 2.



Figura 3-26: Transdutor da Honeywell utilizado.

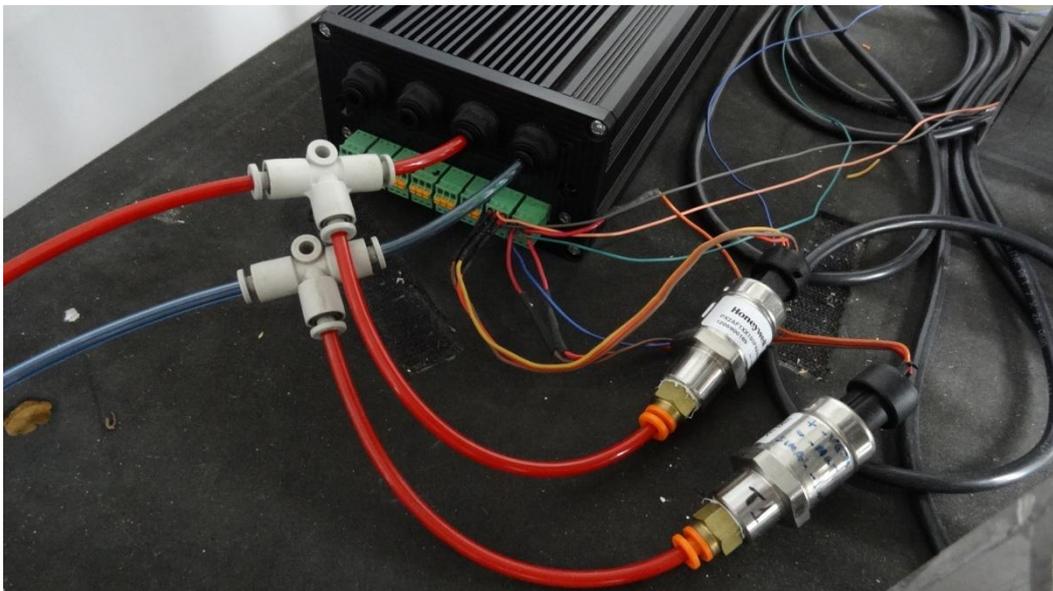


Figura 3-27: Transdutores de pressão utilizados.

O suprimento de ar é feito através do compressor Twister Bravo com capacidade de 140lb de pressão, reservatório de 30 litros e motor monofásico de 1,5HP para uso profissional leve. A ligação na SPCU é feita através de um tubo de poliuretano de 6mm.



Figura 3-28: Compressor utilizado.

A Figura 3-29 expõe todo o sistema de aquisição e controle utilizado no presente trabalho.

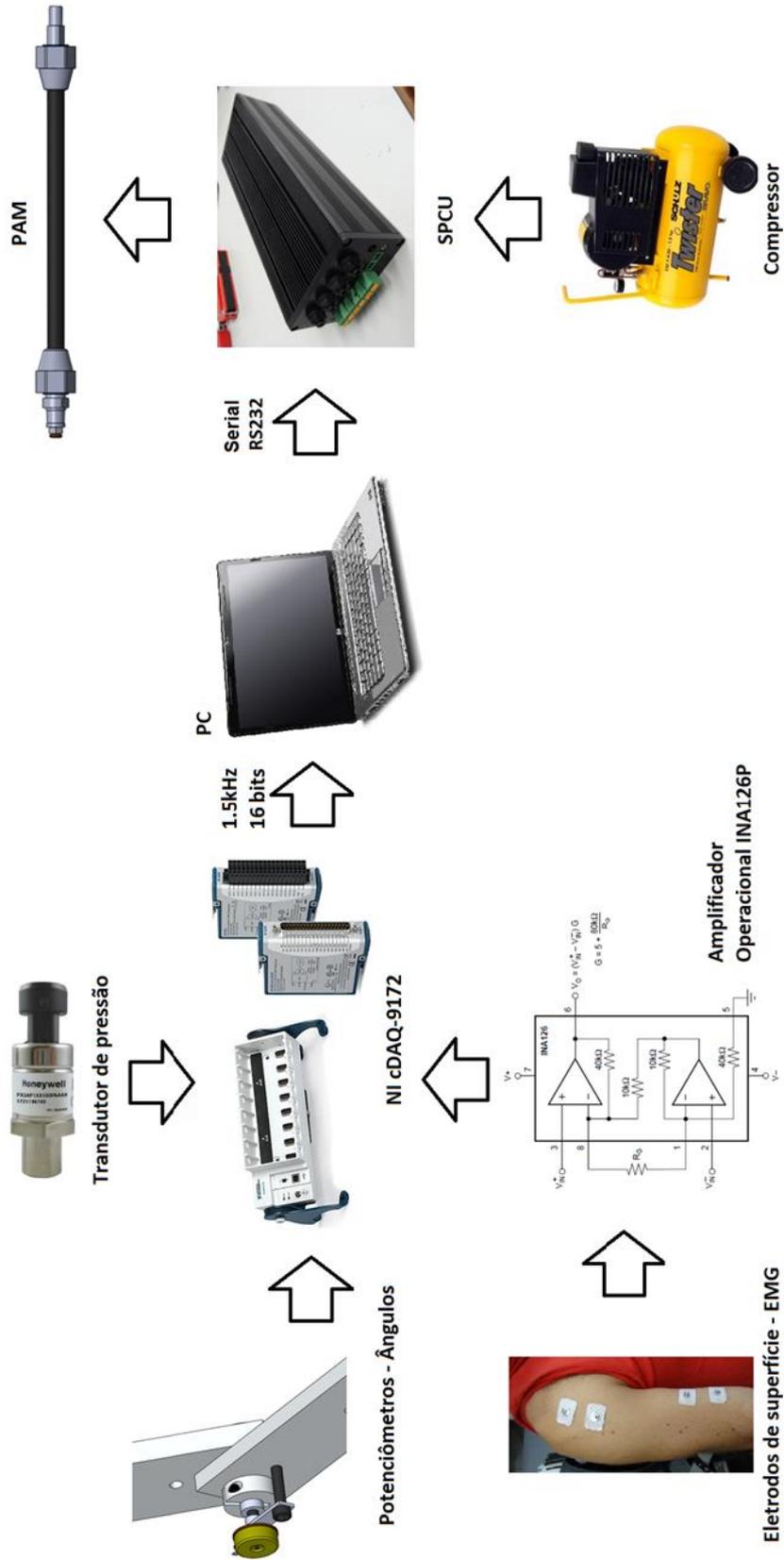


Figura 3-29: Detalhamento do sistema de aquisição e controle.

4. Sensoriamento e Controle

4.1 Escolha dos Músculos

Para que sejam definidos quantos sensores serão utilizados, será necessária a escolha de quais músculos serão monitorados no controle do exoesqueleto. Dado que será focada, principalmente, a dinâmica no plano sagital e que serão considerados apenas dois graus de liberdade ativos (flexão e extensão do ombro e cotovelo), a escolha torna-se bastante simplificada.

O papel e grau de ativação de cada músculo depende diretamente, mas não-linearmente, da posição de cada articulação do braço. A força do bíceps na flexão, por exemplo, depende do ângulo de supinação (ou pronação) do antebraço. Além disso, o movimento é composto pela atuação de um ou mais músculos sobre a mesma articulação, como, por exemplo, o cotovelo, cuja flexão é realizada, principalmente, pelo bíceps e pelos músculos braquiorradial e braquial. Em (5) são monitorados até 12 músculos apenas para estimar o torque do cotovelo.

Desse modo, com o objetivo de escolher quais músculos seriam monitorados, foi realizado um teste com rotação do ombro e cotovelo em toda a amplitude permitida pelo exoesqueleto. Vale ressaltar que o equipamento não permite a supinação/pronação do antebraço, nem a abdução/adução do braço, sendo que o movimento de rotação interna/externa do ombro é passivo, ou seja, não tem atuação.

Algumas considerações precisam ser feitas para reduzir o número de canais necessários:

1. Uma vez que o ângulo livre do ombro não é superior a 50 graus, e o movimento do antebraço é sempre realizado pela rotação do úmero, a escápula permanece sempre na mesma posição. Assim, faz-se necessário o monitoramento apenas do deltóide na flexão e extensão.

2. O músculo braquial não será monitorado uma vez que não é superficial, encontra-se abaixo do bíceps.
3. Sendo secundários para a flexão, músculos localizados no antebraço não serão monitorados, uma vez que a atividade principal será realizada pelo Bíceps Braquial.

Assim, serão monitorados apenas quatro músculos durante o teste: Bíceps Braquial e Tríceps (atuação do cotovelo) e Deltóide Anterior e Posterior (atuação do ombro), Figura 4-1. Um número reduzido de canais de aquisição simplifica também o controle pois diminui o número de variáveis de entrada e o esforço computacional. Além disso, o *crosstalk* pode ser interpretado erroneamente como atividade muscular do músculo monitorado, confundindo o controlador.

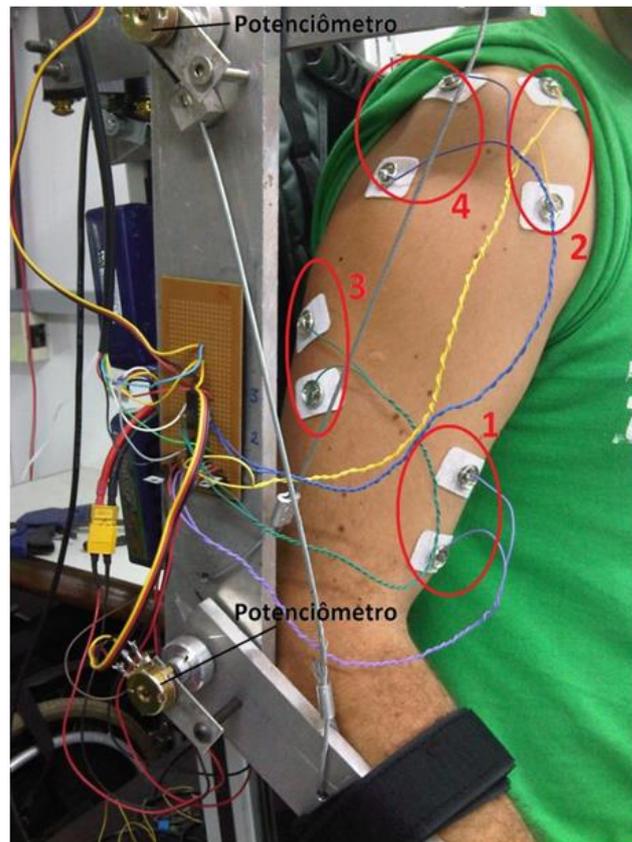


Figura 4-1: Monitoramento do bíceps (1), deltóide anterior (2), tríceps lateral (3) e deltóide posterior (4).

O teste a ser realizado se deu em três partes. A primeira compreende a flexão e extensão total do cotovelo, em seguida rotação externa até 90 graus e novamente flexão total e extensão total do cotovelo. A segunda envolve a flexão e extensão total do ombro, em seguida rotação externa até 90 graus e

novamente flexão total do ombro. Finalmente, na terceira é feita a flexão e extensão total do cotovelo e ombro, em seguida rotação externa até 90 graus e novamente flexão e extensão total do cotovelo e ombro.

No primeiro exercício, Figura 4-2, pode-se verificar que a maior parte da atividade neuromuscular é feita pelo Bíceps Braquial, e é aproximadamente duas vezes maior que a de todos os outros. No entanto, vale ressaltar que é muito difícil para o usuário conseguir isolar uma atividade muscular. Pela suavidade do controle natural do braço humano, é extremamente difícil flexionar o cotovelo sem intervenção dos músculos do ombro. Assim, podemos desconsiderar a atividade do deltóide. Todos os sinais eletromiográficos estão normalizados em relação à máxima contração isométrica voluntária.

Em aproximadamente 7,5 segundos ocorre a rotação externa. Nesse ponto, podemos ver que as atividades do Deltóide e Tríceps são maiores mas não contribuem para a flexão.

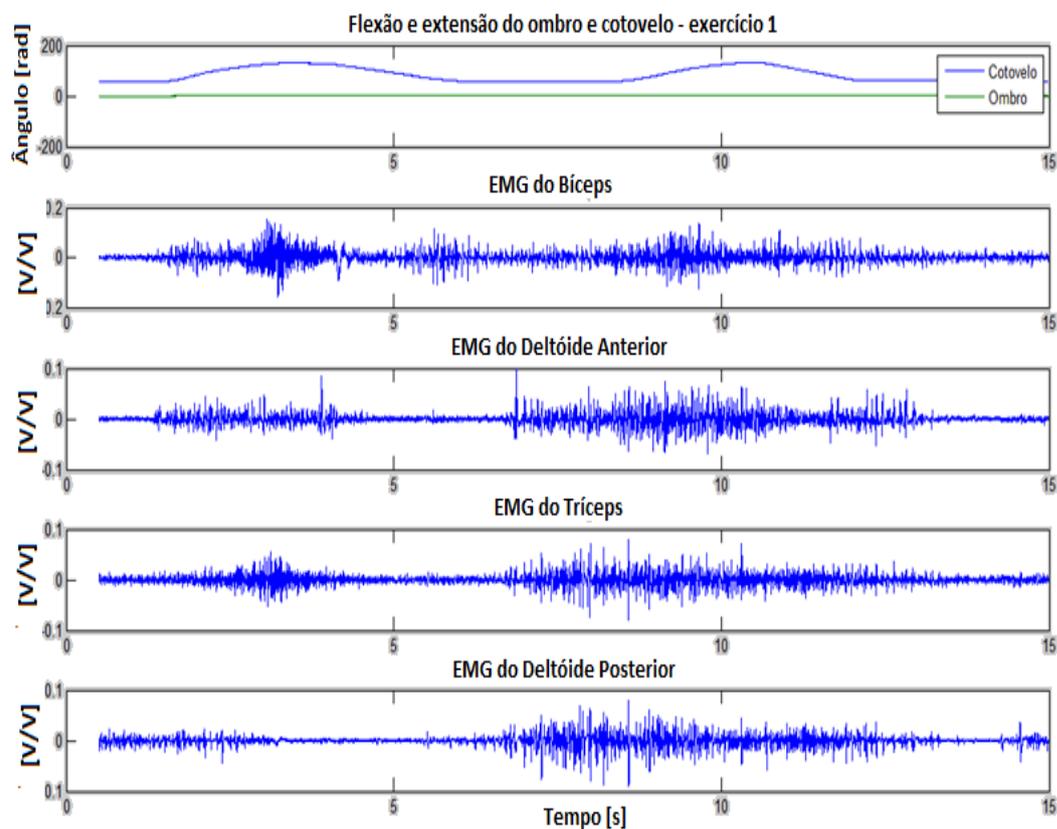


Figura 4-2: Teste de flexão do cotovelo.

No segundo exercício, Figura 4-3, é bastante clara a atuação do Deltóide anterior quase dez vezes maior que do posterior ou do Tríceps e duas vezes

maior que do Bíceps. Mais uma vez, como é difícil fazer contrações independentes, vemos uma pequena atividade nos outros músculos.

Vale ressaltar que a atuação do Deltóide Anterior tem praticamente a mesma amplitude para ambas as posições de rotação do ombro (interna e externa). Assim vemos que a flexão é exercida pelo Deltóide Anterior independente da rotação externa dentro do limite de atuação do exoesqueleto.

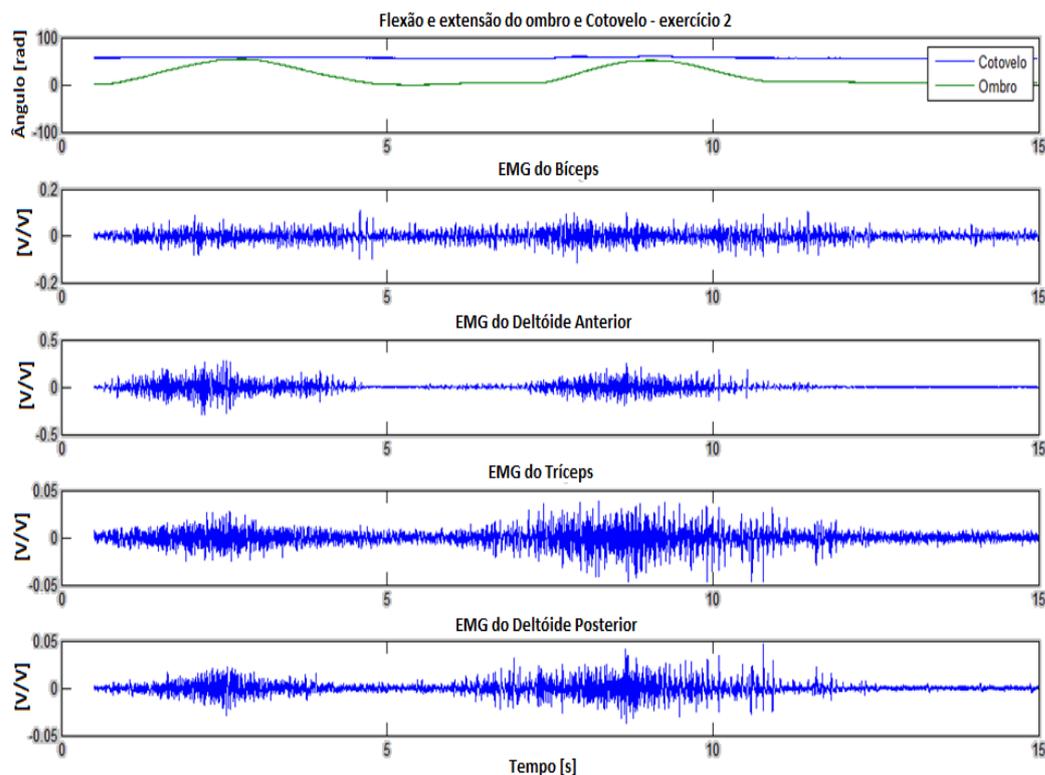


Figura 4-3: Teste de flexão do ombro.

O terceiro exercício (Figura 4-4) é a composição dos dois anteriores. Neste vemos uma pequena atuação do Tríceps para a flexão. No entanto, ainda é pequena se comparada à do Bíceps ou do Deltóide Anterior (cinco vezes maior). O Deltóide Posterior não apresenta quase nenhuma atividade e o resíduo pode ser encarado, em parte, com *crosstalk* do deltóide.

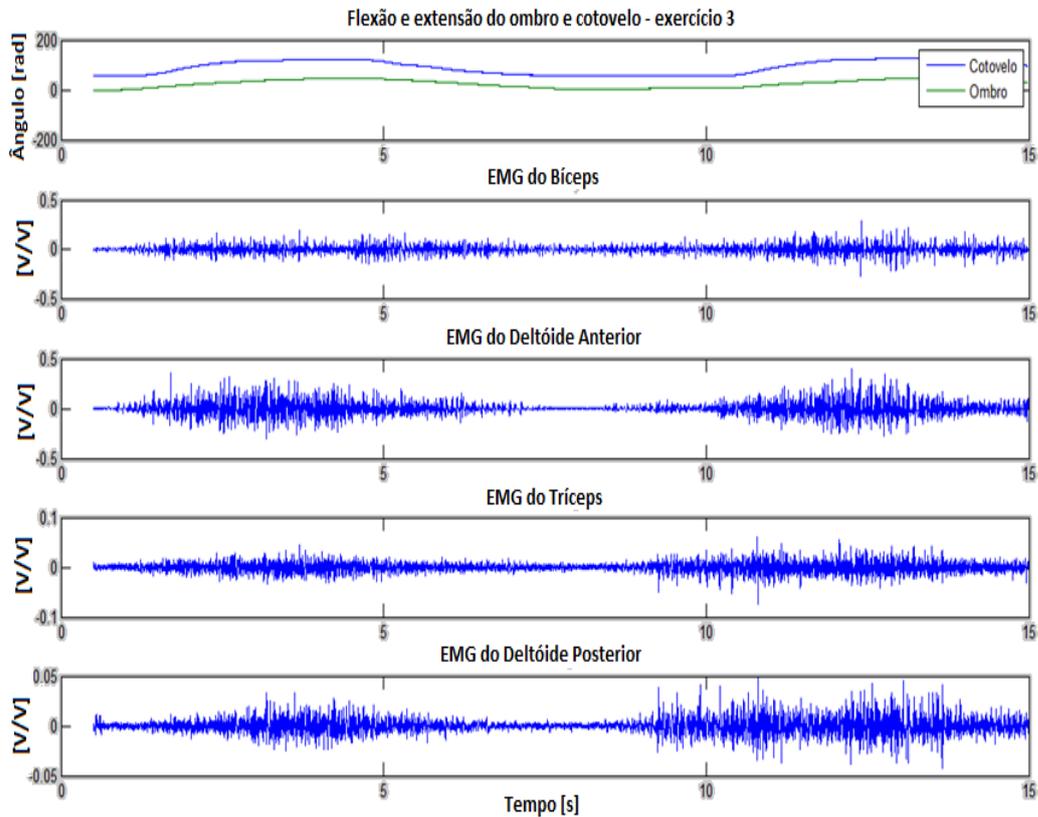


Figura 4-4: Teste de flexão do cotovelo e ombro.

A partir da análise dos três testes é possível definir os músculos em que existe interesse no monitoramento. É sempre interessante a redução do número de variáveis de controle, isso torna o sistema e o algoritmo de controle mais simples e, neste caso, evita a interferência de um sinal muscular sobre outro, podendo gerar interpretações incorretas da atividade muscular pelo controlador.

Assim, uma vez que o exoesqueleto tem apenas dois graus de liberdade e cada um atuado por um músculo artificial, é interessante apenas a contração em um sentido, ou seja, simples ação. Além disso, como, pelos testes, foi verificada pouca atividade dos músculos que exercem a extensão das articulações, estes músculos não serão monitorados. Isso não acarreta grande perda de controlabilidade mas garante um considerável simplificação do problema se levarmos em consideração que temos 22 parâmetros a otimizar por cada músculo.

4.2 Aquisição e Tratamento dos Sinais

4.2.1 Posição e Velocidade

A medição de ângulo relativo entre as juntas foi feita utilizando potenciômetros lineares de 10kΩ diretamente acoplados às juntas (Figura 3-17), funcionando como divisores de tensão. No entanto, o sinal lido é muito ruidoso devido ao atrito pelo movimento do potenciômetro, fazendo necessária a filtragem do sinal.

Devido ao fato de o sinal desejado da curva de posição angular ter baixa frequência, ou seja, movimentos lentos em relação à frequência do ruído, deseja-se implementar um filtro passa-baixa para fazer o tratamento. Devido à sua característica de máxima resposta linear na banda de transmissão, foi utilizado um filtro *Butterworth* de segunda ordem. Experimentalmente, foi definida a frequência de corte de 30Hz e o filtro (67) foi calculado utilizando a função *butter* do *MatLab*.

$$F_{pos}(s) = \frac{0.9s^2 + 1.9s + 0.9}{s^2 - 1.9s + 0.92} 10^{-3} \quad (67)$$

A Figura 4-5 mostra o sinal lido e filtrado. As curvas de calibração do ombro e cotovelo calculadas utilizando a função *polyfit* do *MatLab* são dadas pelas equações

$$\theta_1 = 0.4436 V_{pos1} - 1.3718, \quad (68)$$

$$\theta_2 = 0.5239 V_{pos2} - 0.4136, \quad (69)$$

onde V_{pos} são os valores em V do sinal lido.

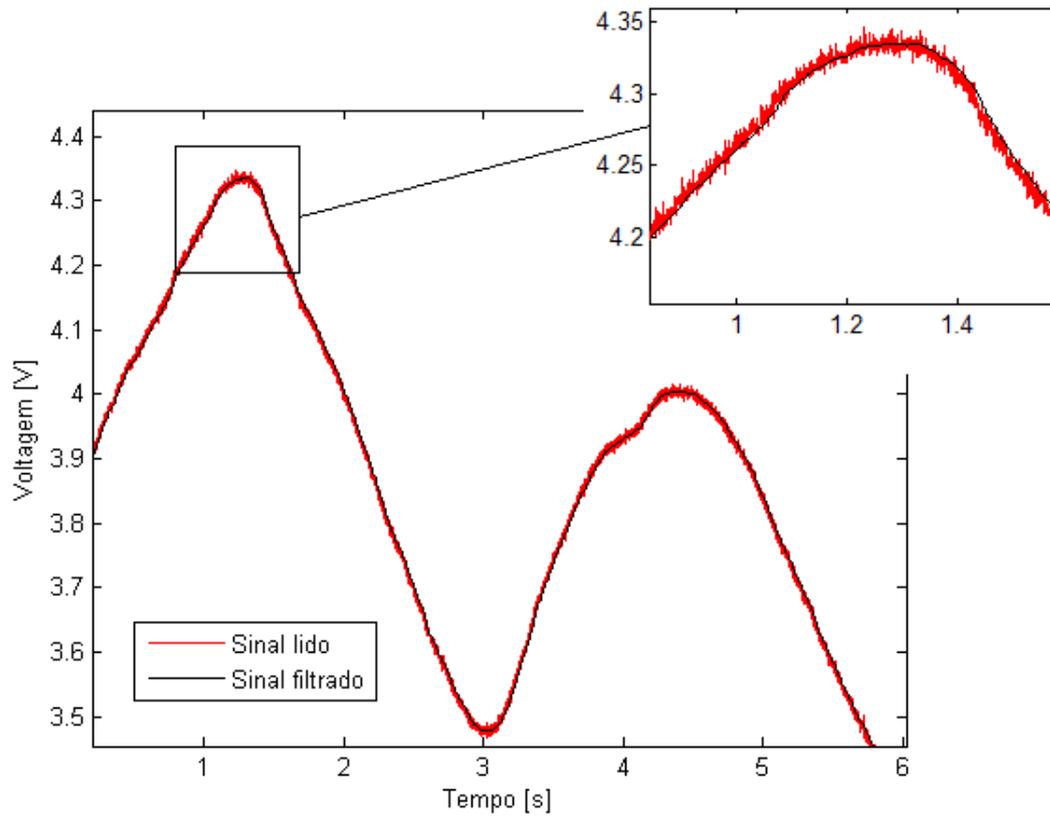


Figura 4-5: Sinal do potenciômetro filtrado.

A velocidade angular da articulação foi estimada a partir do sinal filtrado fazendo a diferenciação da curva de posição angular.

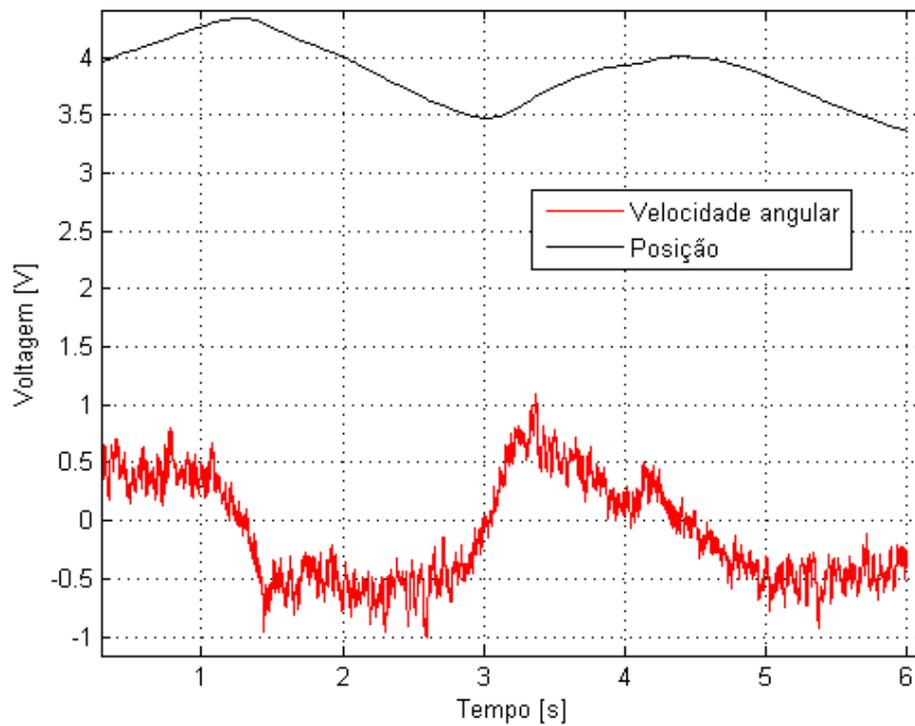


Figura 4-6: Estimativa da velocidade a partir da curva de posição.

4.2.2 Pressão

O transdutor de pressão utilizado possui um erro total de $\pm 2\%$ em toda a sua faixa de temperatura de operação de -40°C até 125°C . Uma vez que o sinal de pressão não precisa ser filtrado, apenas as curvas de calibração foram calculadas. Estas são dadas por

$$P_1 = 2.5933 V_{pr1} - 1.2675, \quad (70)$$

$$P_2 = 2.5908 V_{pr2} - 1.2902, \quad (71)$$

para os transdutores da articulação do ombro e cotovelo, respectivamente.

4.2.3 Sinais EMG

A captação dos sinais EMG foi explicada anteriormente. Esta parte visa detalhar o tratamento do sinal adquirido até o ponto de ser utilizado pelo modelo muscular.

Cada tipo de filtro tem suas características que podem ser otimizadas para aproximar o filtro ideal; no entanto, essa otimização compromete outros atributos do filtro. Para a filtragem de sinais eletromiográficos, o tipo de filtro mais utilizado é o chamado *Butterworth* devido à sua resposta constante na banda de transmissão, diminuindo a oscilação (15). Como pode ser visto na Figura 4-7, a banda de transição do filtro diminui à medida que a ordem N do mesmo aumenta, isso ocorre a custo do aumento da complexidade do filtro e do tempo de processamento.

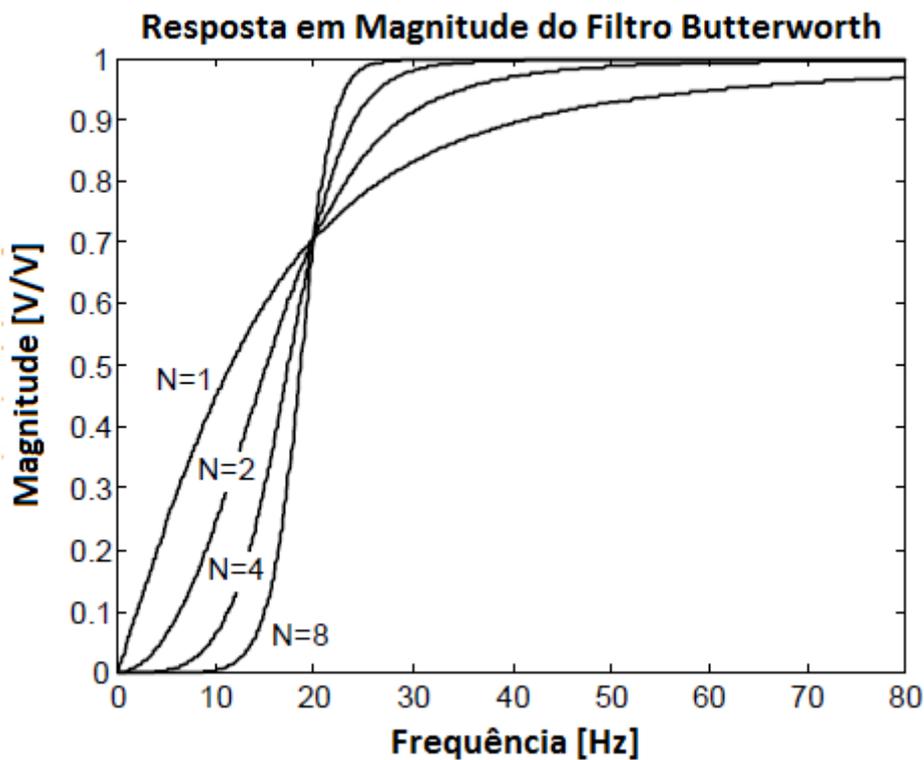


Figura 4-7: Resposta em magnitude do filtro Butterworth.

Esse tipo de filtro é normalmente utilizado quando há necessidade de preservação linear da amplitude na banda de transmissão e exatamente por esse aspecto que se torna o candidato ideal para tratar sinais EMG. No entanto, vale notar que a resposta em fase não é particularmente linear (Figura 4-8). Este

filtro é totalmente definido pelo ganho da banda de passagem, pela frequência de corte e pela ordem N.

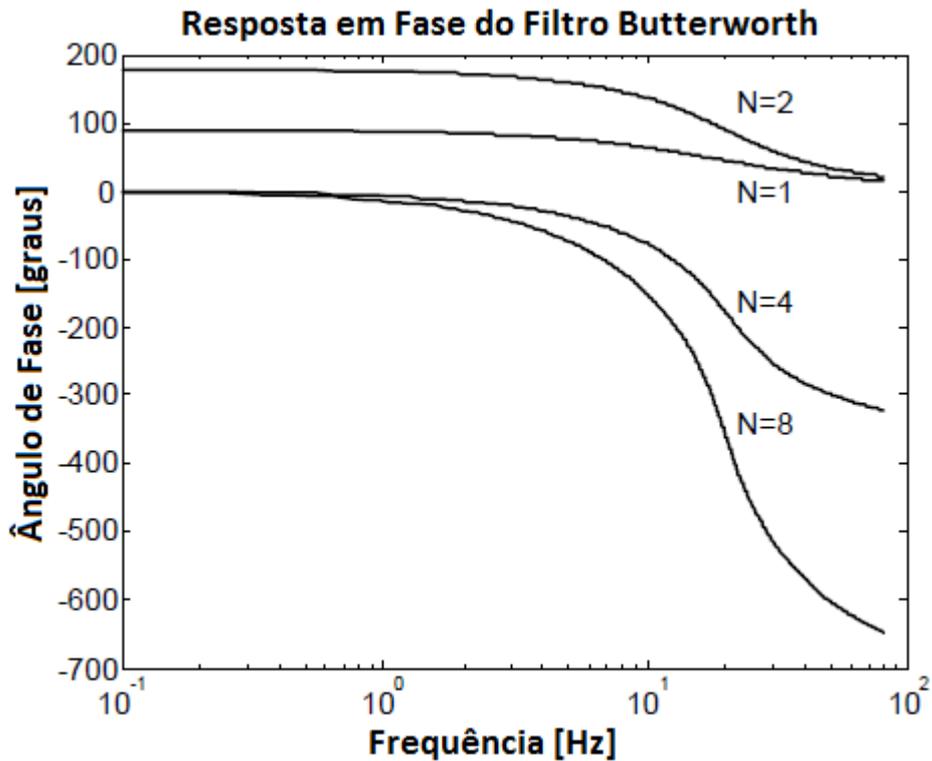


Figura 4-8: Resposta em fase do filtro Butterworth.

Outros tipos de filtro normalmente utilizados são o de Chebyshev, o Elíptico e de Thompson (ou Bessel) (15).

No presente trabalho, o sinal EMG é tratado utilizando um cascadeamento de filtros digitais. O sinal analógico amplificado é lido do amplificador operacional INA126P (Figura 2-22) e em seguida é feito o seguinte tratamento:

1. O sinal é filtrado utilizando um filtro passa-alta *Butterworth* de segunda ordem com frequência de corte de 20Hz (equação (72));
2. É feita a retificação de onda completa do sinal; e
3. O sinal é filtrado utilizando um filtro passa-baixa *Butterworth* de segunda ordem com frequência de corte de 6Hz (equação (73) e (72)).

O primeiro é utilizado para remover os artefatos devido à mudança na impedância da pele quando esta estica devido ao movimento. O terceiro, por outro lado, retorna o envelope do sinal retificado e assim interpreta-se o nível de ativação do músculo (16). Os filtros são dados pelas funções de transferência

$$F_{EMG1}(s) = \frac{0.97s^2 - 1.94s + 0.979}{s^2 - 1.94s + 0.94}, \quad (72)$$

$$F_{EMG2}(s) = \frac{0.38s^2 + 0.78s + 0.38}{s^2 - 1.98s + 0.98} 10^{-4}. \quad (73)$$

Outros métodos para se obter o envelope do sinal EMG incluem o cálculo da Média Móvel (*Moving Average*) ou a suavização utilizando a Média Quadrática (*Root Mean Square*). Em qualquer um dos casos, o objetivo é obter a potência do sinal lido, uma vez que o EMG tem características altamente não lineares e não-estacionárias. A Figura 4-9 faz a comparação entre os métodos mencionados.

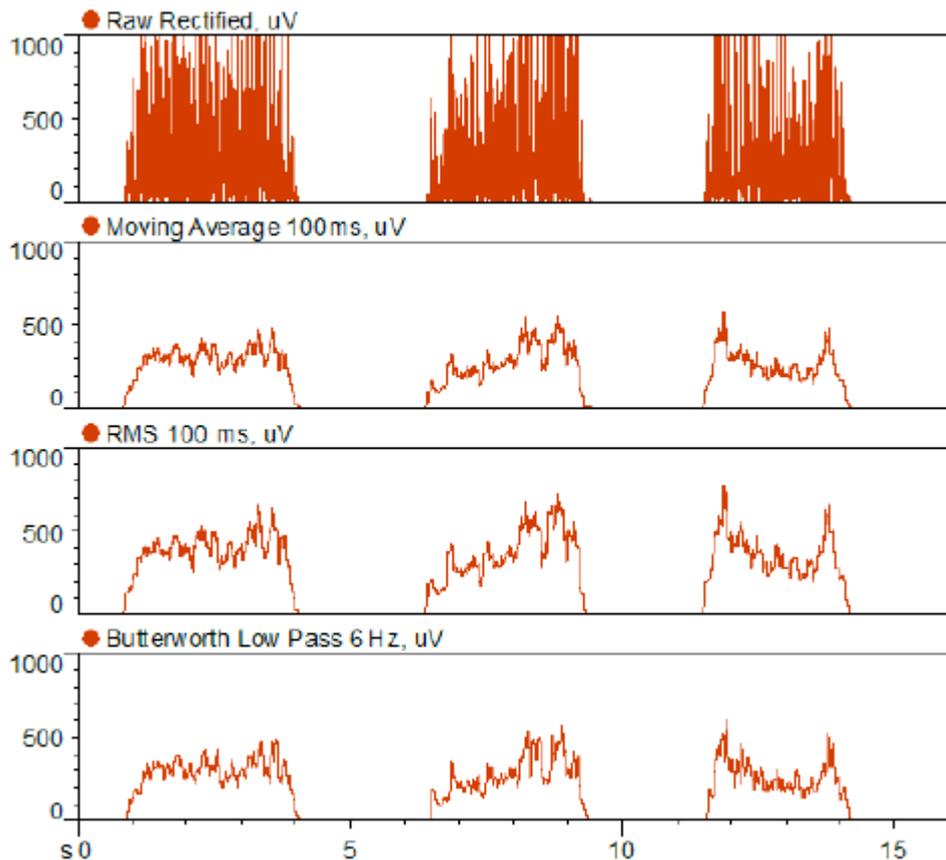


Figura 4-9: Métodos de estimação do envelope do sinal EMG.

Na Figura 4-10 é mostrado o processo de filtragem do sinal EMG até o ponto em que pode ser utilizado pelo Modelo de Hill. Primeiro, o sinal bruto (em azul) passa por um filtro passa-alta (PA) de 20Hz (verde), em seguida é retificado (em vermelho) e finalmente passa por um filtro passa-baixa (PB) de 6Hz (em preto).

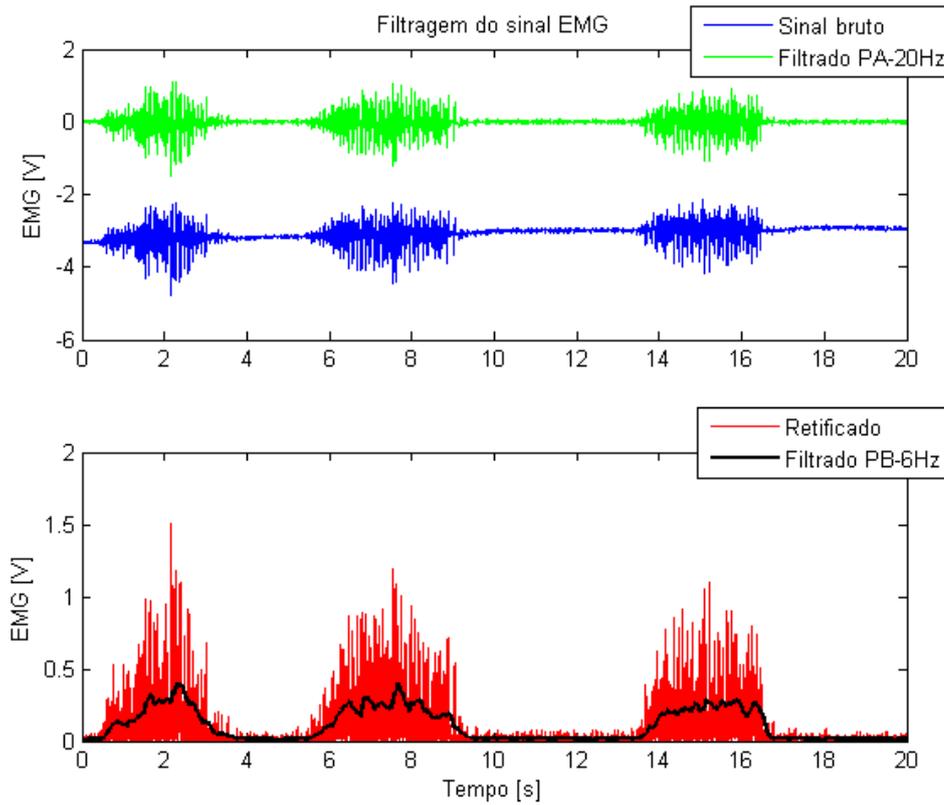


Figura 4-10: Processo de filtragem do sinal EMG.

4.3 Otimização do Modelo

4.3.1 Otimização do Modelo do PAM

Foi utilizado um Algoritmo Genético (GA) para encontrar os parâmetros do modelo do PAM dado pela equação (22). Ao todo são seis parâmetros em ponto flutuante a serem estimados (p_i). Utilizando o software *MuscleSIM* (34) da Festo foram obtidos $N = 360$ pontos que compreendem a força, a contração e a pressão interna para um PAM de 600mm.

Dados os N pontos, a função custo a ser minimizada foi escolhida como o Erro Quadrático Médio (RMSE) entre a força do i -ésimo par pressão-contração estimado pelo GA ($F_{GA}(i)$) e aquele esperado ($F_{teo}(i)$). A função custo é, então, dada por

$$fit = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (F_{teo}(i) - F_{GA}(i))^2}. \quad (74)$$

A evolução foi feita utilizando o *MatLab Genetic Algorithm Toolbox*, sendo a calibração da simulação dada pela Tabela 6.

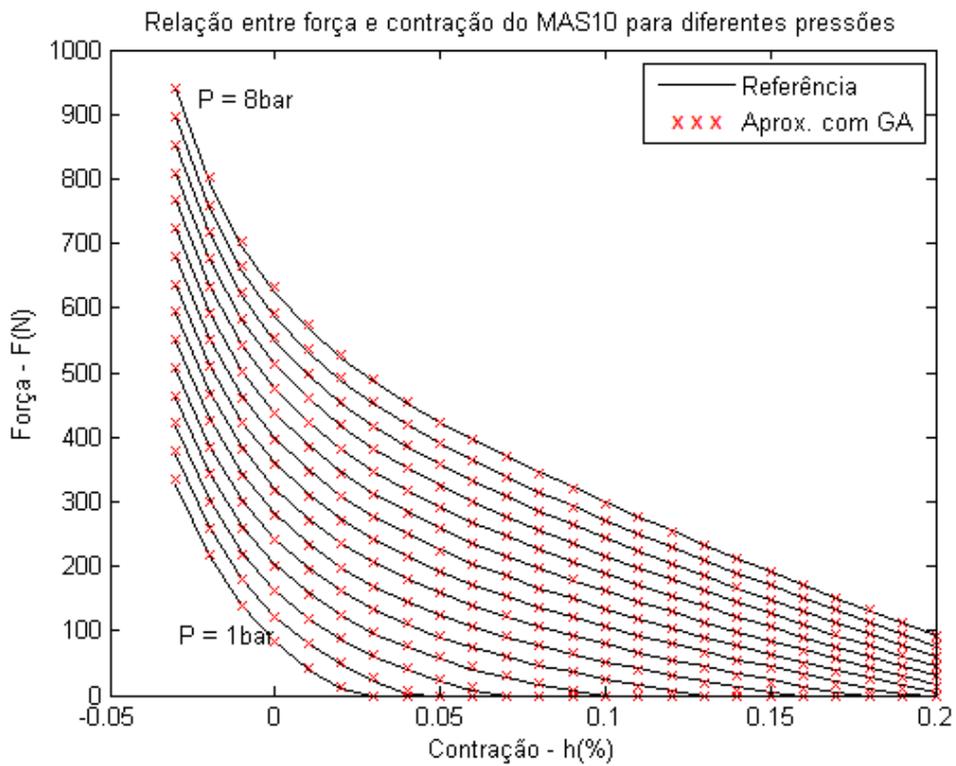
Tabela 6: Parâmetros da evolução do PAM

	Tipo/Valor	Definição
Função de geração	Uniforme	Função que gera os novos indivíduos população da iteração
Tamanho da população	50	Número de indivíduos na população a cada geração
Tipo de seleção	Roleta	Função que seleciona os indivíduos que gerarão a próxima população
Contagem de elite	3	Número de indivíduos não modificados usados na próxima geração
Fração de <i>crossover</i>	0,7	Porcentagem da população que será gerada a partir de <i>crossover</i>
Função de <i>crossover</i>	Heurística	Função que gera os indivíduos criados a partir da combinação de anteriores
Tipo de mutação	Adaptativa	Como serão feitas as pequenas alterações aleatórias para a próxima geração
Número de gerações	1500	Número de iterações no processo de evolução

Após as 1500 gerações da evolução simulada, o resultado para os seis parâmetros do modelo matemático do músculo pneumático pode ser visto na Tabela 7. A Figura 4-11 e a Figura 4-12 mostram os pontos usados como referência para a calibração e as curvas geradas utilizando a função otimizada pelo GA; vale ressaltar que valores de força negativos foram considerados nulos. Os valores máximos e mínimos para todas as variáveis foram definidos como ± 1000 .

Tabela 7: Parâmetros do PAM otimizados pelo GA

Parâmetro	Valor	Parâmetro	Valor
p_0	0,0050	p_3	-231,7
p_1	1,2765	p_4	77,62
p_2	0,2024	p_5	-173,71

**Figura 4-11:** Resultado da otimização dos parâmetros do PAM.

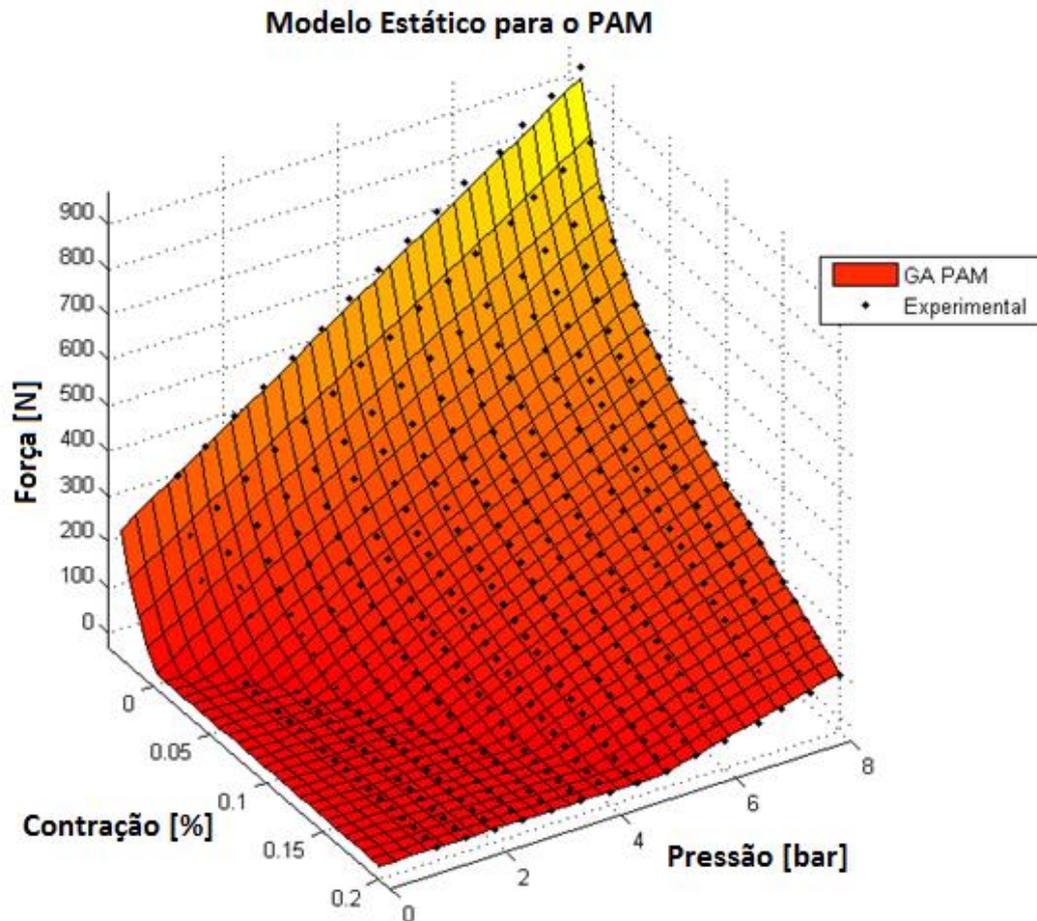


Figura 4-12: Resultado da otimização dos parâmetros do PAM.

Pode-se verificar uma satisfatória aproximação para o comportamento estático esperado.

4.3.2 Otimização do Modelo Muscular de Hill

Algoritmos Genéticos foram novamente utilizados para encontrar as constantes do Modelo de Hill e geometria muscular das equações (1) a (18). Essa metodologia também adotada em (5) e (20) mostrou-se bastante adequada no processo de busca. No total são 22 constantes em ponto flutuante (*float*) que devem ser otimizadas. Nesse caso, foi experimentalmente verificado que o RMS não apresentava bons resultados como função custo, então adotou-se a função alternativa dada por (75). Dados os N pontos calculados a partir da equação dinâmica do exoesqueleto (63) e (64), a função custo a ser minimizada é definida pelo somatório do módulo do erro entre o i -ésimo torque estimado pelo GA (T_{GA}) e aquele calculado pelo modelo dinâmico (T_{Din}), ou seja,

$$fit_2 = \sum_{i=1}^N \left| 1 - \frac{T_{GA}}{T_{Din}} \right|. \quad (75)$$

Algumas considerações foram feitas para as variáveis estimadas:

1. O modelo de ativação neural deve variar de linear (valor de A perto de 1) até forte não-linearidade (valor A perto de 0), não existe razão fisiológica clara para esse parâmetro;
2. As curvas da geometria muscular ($r(\theta)$ e $L_{CE}(\theta)$) são altamente subjetivas, então foi permitido que os valores mínimos e máximos tivessem módulos grandes;
3. O tamanho de fibra ótimo (L_{CE0}), a força máxima (F_{CEmax}) e o tamanho do tendão (L_{TS}) foram considerados fatores de escala do valor biológico nominal dessas grandezas em $\pm 20\%$, $\pm 50\%$ e $\pm 20\%$, respectivamente. Os valores apresentados na literatura para esse parâmetro variam consideravelmente pelas diferentes condições de medida (estado de conservação do cadáver, homem, mulher, novo, velho, etc.). Assim foi permitido que variasse o suficiente para ainda manter um sentido fisiológico;
4. Foi introduzida uma condição de contorno tal que $L_{max} > L_{CE0} + L_{TS}$, ou seja, o comprimento do músculo máximo deve ser maior que o tamanho do tendão somado ao tamanho ótimo. Assim, utilizou-se $L_{max} > c_0 + L_{CE0} + L_{TS}$, onde o parâmetro a ser encontrado é c_0 ;
5. A porcentagem de fibras rápidas varia entre 25% e 75%;
6. Os parâmetros de forma (S_{PE} e S_{SE}) dos elementos passivos variam entre $\pm 20\%$ do valor nominal. É difícil estabelecer um intervalo fisiológico para esses parâmetros.
7. As variações dos parâmetros de forma da curva de posição-força e velocidade-força (φ_m e φ_v) são difíceis de determinar, assim, os valores utilizados foram experimentalmente testados.

Dadas as considerações, podemos montar a Tabela 8, onde são dados os valores nominais para as constantes que representam fator de escala e os valores limites utilizados para o cromossomo.

Tabela 8: Limites das constantes a serem utilizadas.

Parâmetro	Valor Nominal/ Restrição	Limites
A	-	[0,05 0,99]
L_{CE0} [m]	0,1400	[0,8 1,2]
L_{TS} [m]	0,2295	[0,8 1,2]
L_{max} [m]	-	[0 0.2]
F_{CEmax} [F]	427,33	[0,5 1,5]
α	-	[0,25 0,75]
S_{PE}	9	[0,8 1,2]
S_{SE}	2,8	[0,8 1,2]
φ_m	-	[-0,1 0,1]
φ_v	-	[0,09 0,8]
a_0 [m]	-	[-3 3]
a_1 [m/rad ⁻¹]	-	[-3 3]
a_2 [m/rad ⁻²]	-	[-3 3]
a_3 [m/rad ⁻³]	-	[-3 3]
b_0 [m]	-	[-3 3]
b_1 [m/rad ⁻¹]	-	[-3 3]
b_2 [m/rad ⁻²]	-	[-3 3]
b_3 [m/rad ⁻³]	-	[-3 3]
k_0	-	[-20 20]
k_1	-	[-20 20]
k_2	-	[-20 20]
k_3	-	[-20 20]

Definido o cromossomo, foi então realizada a evolução novamente em ambiente *MatLab*. A configuração utilizada na otimização é dada pela Tabela 9.

Tabela 9: Parâmetros da evolução do Modelo Muscular.

	Tipo/Valor	Definição
Função de geração	Uniforme	Função que gera os novos indivíduos população da iteração
Tamanho da população	50	Número de indivíduos na população a cada geração
Tipo de seleção	Roleta	Função que seleciona os indivíduos que gerarão a próxima população
Contagem de elite	5	Número de indivíduos não modificados usados na próxima geração
Fração de <i>crossover</i>	0,8	Percentagem da população que será gerada a partir de <i>crossover</i>
Função de <i>crossover</i>	Heurística	Função que gera os indivíduos criados a partir da combinação de anteriores
Tipo de mutação	Adaptativa	Como serão feitas as pequenas alterações aleatórias para a próxima geração
Número de gerações	2500	Número de iterações no processo de evolução

Para o primeiro arranjo de parâmetros foram necessárias 2500 gerações para que o ótimo local fosse encontrado.

Tabela 10: Limites das constantes a serem utilizadas.

Parâmetro	Valor otimizado – Bíceps Braquial	Valor otimizado – Deltóide Anterior
A	0,6100	0,2797
L_{CE0} [m]	0,8439	0,8005
L_{Ts} [m]	0,9602	0,8140
L_{max} [m]	0,1893	0,1264
F_{CEmax} [F]	1,4586	0,7059
α	0,7426	0,2500
S_{PE}	0,8083	1,1977
S_{SE}	0,9967	0,8158
φ_m	-0,0794	0,0423
φ_v	0,5624	0,4651
a_0 [m]	2,7593	-0,0207
a_1 [m/rad ⁻¹]	-2,3616	-0,1080
a_2 [m/rad ⁻²]	-1,8965	0,1220
a_3 [m/rad ⁻³]	-2,9782	-0,0767
b_0 [m]	-2,7137	1,9547
b_1 [m/rad ⁻¹]	0,2885	0,6435
b_2 [m/rad ⁻²]	0,1141	-1,1240
b_3 [m/rad ⁻³]	0,1777	2,9515
k_0	4,4781	2,7489
k_1	-6,0447	-5,3107
k_2	9,6687	7,5696
k_3	1,9063	4,3581

Vale ressaltar que os valores encontrados na tabela anterior não correspondem ao valor fisiológico das grandezas. Isso se deve ao fato que no

presente trabalho foi feita a abstração que se pode relacionar o torque exercido sobre a articulação do exoesqueleto a partir da eletromiografia muscular do usuário.

A Figura 4-13 mostra uma sessão típica utilizada para a otimização dos parâmetros do Deltóide Anterior. Para isso, é pedido que o usuário mova o exoesqueleto em toda a área de trabalho do mesmo em diferentes velocidades de acordo com a sua capacidade. Em seguida, é pedido que o processo seja novamente repetido, no entanto, agora com uma carga de 3,1kg na extremidade do manipulador. Os dados coletados em ambas as atividades são utilizadas para a otimização dos parâmetros do Bíceps Braquial e Deltóide Anterior. O primeiro gráfico mostra a comparação entre a estimativa do torque pelo Algoritmo Genético em relação àquele calculado pelo modelo dinâmico, as curvas seguintes são os parâmetros de entrada no modelo: θ , $\dot{\theta}$ e u .

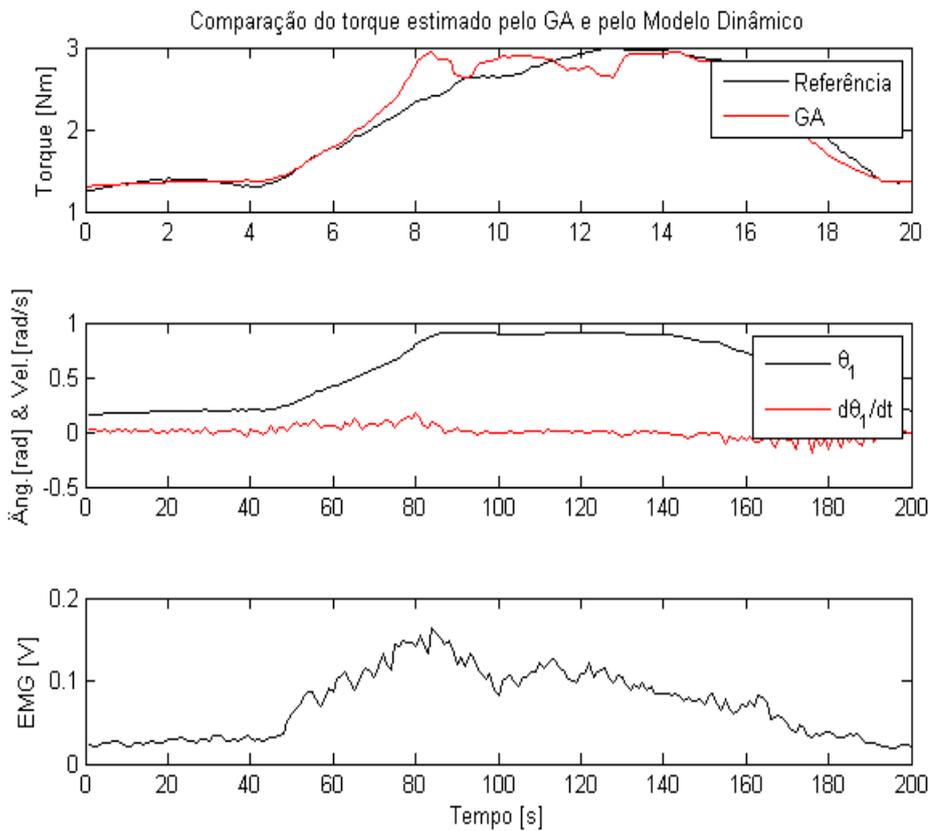


Figura 4-13: Típica sessão de aquisição utilizada para a evolução.

A Figura 4-14 mostra variação do fator de escala $K(t)$ em relação ao nível de ativação neural $a(t) \in [0,1]$.

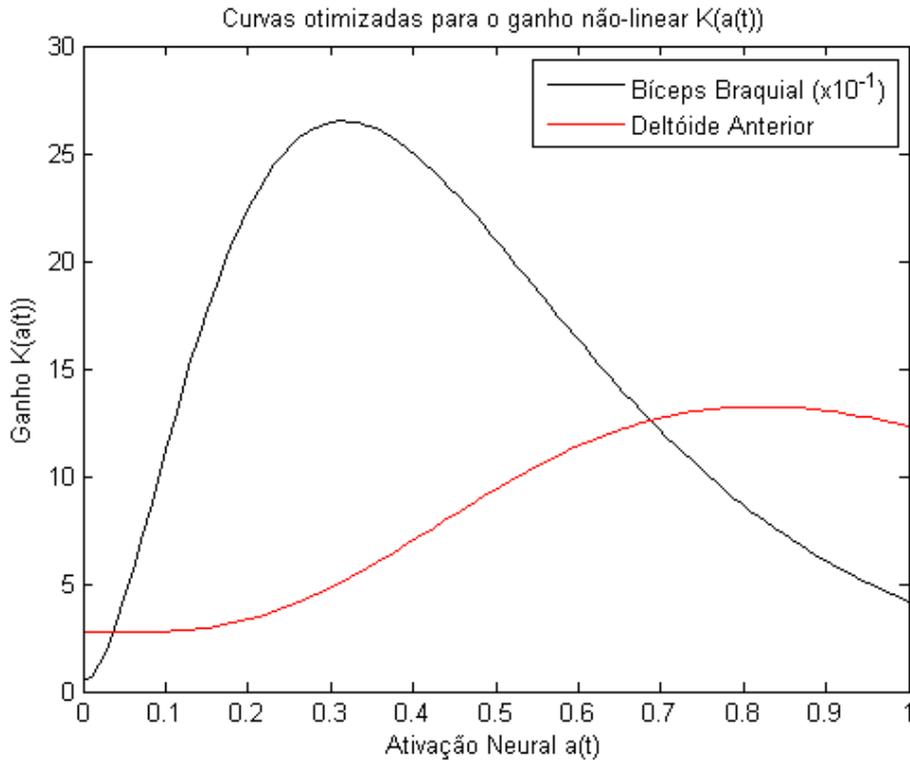


Figura 4-14: Fator de escala $K(t)$ entre o torque da articulação do usuário e aquele sobre o exoesqueleto.

A curva para o Bíceps Braquial foi multiplicada por um fator 0.1 para que pudesse estar na mesma ordem de grandeza daquela para o Deltóide Anterior. É possível verificar que a dependência entre o torque efetivo da articulação do usuário e aquele exercido sobre o exoesqueleto pode ser altamente não-linear. Essa não-linearidade é verificada pelo pico das curvas na Figura 4-14. Caso a relação seja linear, o pico se deslocaria para a extrema direita ou extrema esquerda no eixo x.

4.3.3 Recalibragem do Modelo

Como dito anteriormente, os sinais eletromiográficos variam tanto em amplitude como em frequência devido a uma série de fatores tais como as condições da superfície da pele, o tamanho da camada adiposa e a posição dos eletrodos. Desse modo, espera-se que a leitura desse sinal varie de acordo com o usuário e de acordo com a realocação dos eletrodos (uma vez que é virtualmente impossível repetir exatamente o mesmo posicionamento). Esse fato, então, demanda um processo de recalibragem do modelo. No entanto, pode-se

utilizar a população final otimizada anteriormente pelo GA como população inicial para a nova procura, isso reduz o tempo computacional de 2500 gerações para aproximadamente 200 a 300 para cada músculo.

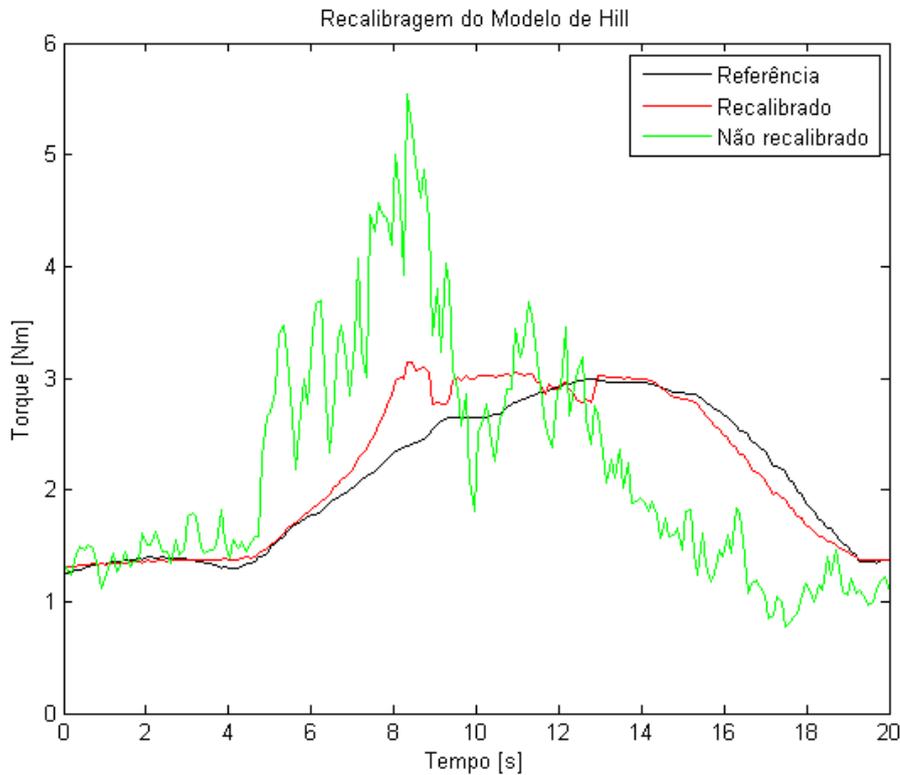


Figura 4-15: Recalibragem do Modelo Muscular utilizando a antiga população.

A Figura 4-15 exemplifica o processo de recalibragem dos parâmetros do modelo muscular utilizado para a estimativa de torque do Deltóide Anterior.

4.4 Arquitetura de Controle

O loop de controle funciona basicamente do mesmo modo que o GA para fazer o cálculo do sinal de comando. Dados os 22 parâmetros dos músculos já otimizados e com a leitura dos sinais EMG e do estado do braço (posição e velocidade) é estimada a força muscular do músculo monitorado utilizando o modelo de Hill, em seguida, calcula-se o torque efetivo sobre a articulação do exoesqueleto utilizando a equação (21). O controlador, então, envia essa informação para o modelo inverso do PAM que, por sua vez, estima a pressão

que deve ser imposta no músculo artificial para que seja mantida determinada força definida a sua contração. A arquitetura de controle funciona como um controle de Torque Computado (36). O controlador pode, por outro lado, amplificar o torque comandado e calcular a pressão necessária dentro das limitações do atuador. Como resultado, o algoritmo proposto proporciona ao usuário a experiência em que este suporta apenas uma fração da carga imposta, amplificando a força mecânica que o piloto consegue produzir, além de aumentar a resistência muscular à fadiga.

A malha de controle utilizado no presente trabalho pode ser visualizada na Figura 4-16.

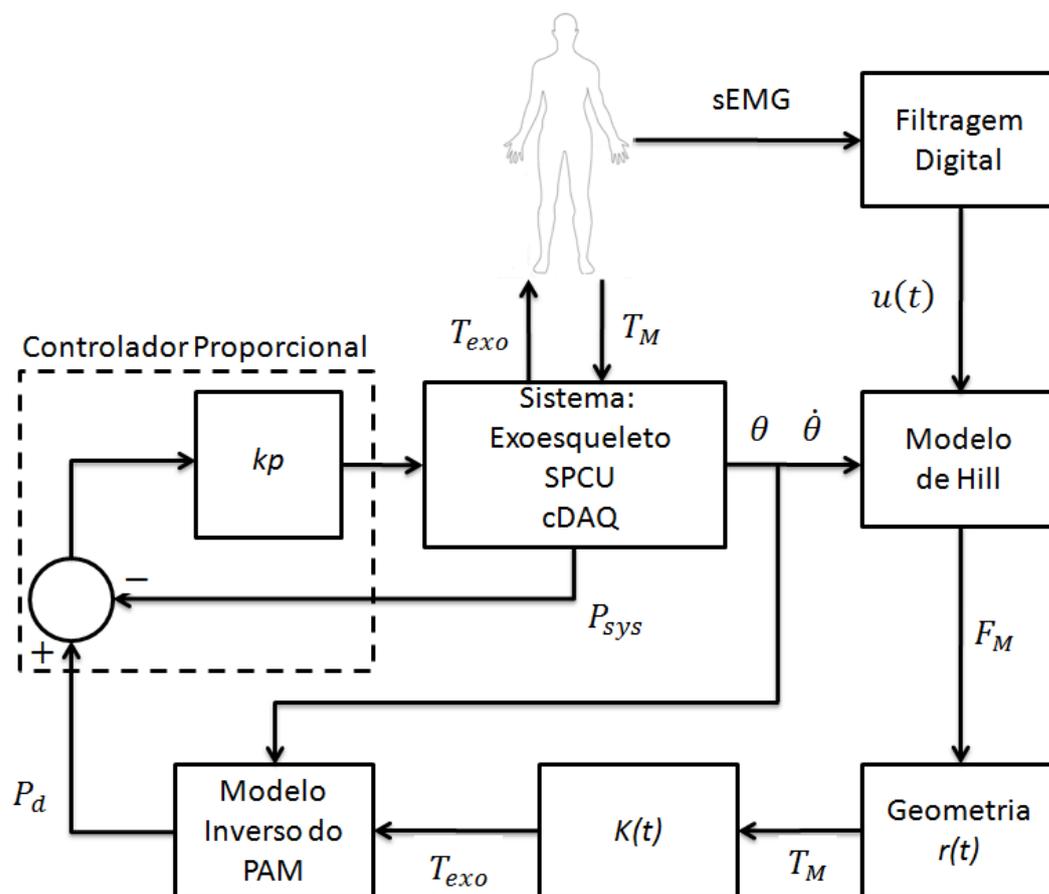


Figura 4-16: Malha de controle proposta.

É possível verificar a arquitetura que define a planta do sistema físico, constituído pelo exoesqueleto em si, do controlador dos PAMs (SPCU) e do sistema de conversão A/D (cDAQ). O controlador proporcional (com ganho k_p) mostrado na Figura 4-16 refere-se a controle de pressão que regula a frequência e o comprimento dos pulsos das válvulas on/off do SPCU proporcionalmente à diferença de pressão desejada P_d e aquela efetiva no sistema P_{sys} .

A Tabela 11 define quais as equações utilizadas em cada passo da estratégia de controle. Nela, não estão inclusas a equação do controlador proporcional e as curvas de calibração dos sensores.

Tabela 11: Relação de equações da estratégia de controle.

Bloco	Equação(ões)
Modelo de Hill	(1) a (15)
Geometria	(16), (17) e (18)
$K(t)$	(20)
Modelo Inverso do PAM	(23) e (37)
Sistema	(63) e (64)
Filtragem Digital	(72) e (73)

A Figura 4-17 faz um detalhamento maior do loop de controle, incluindo as equações utilizadas em cada passo da iteração.

No próximo capítulo, os resultados deste sistema de controle são apresentados.

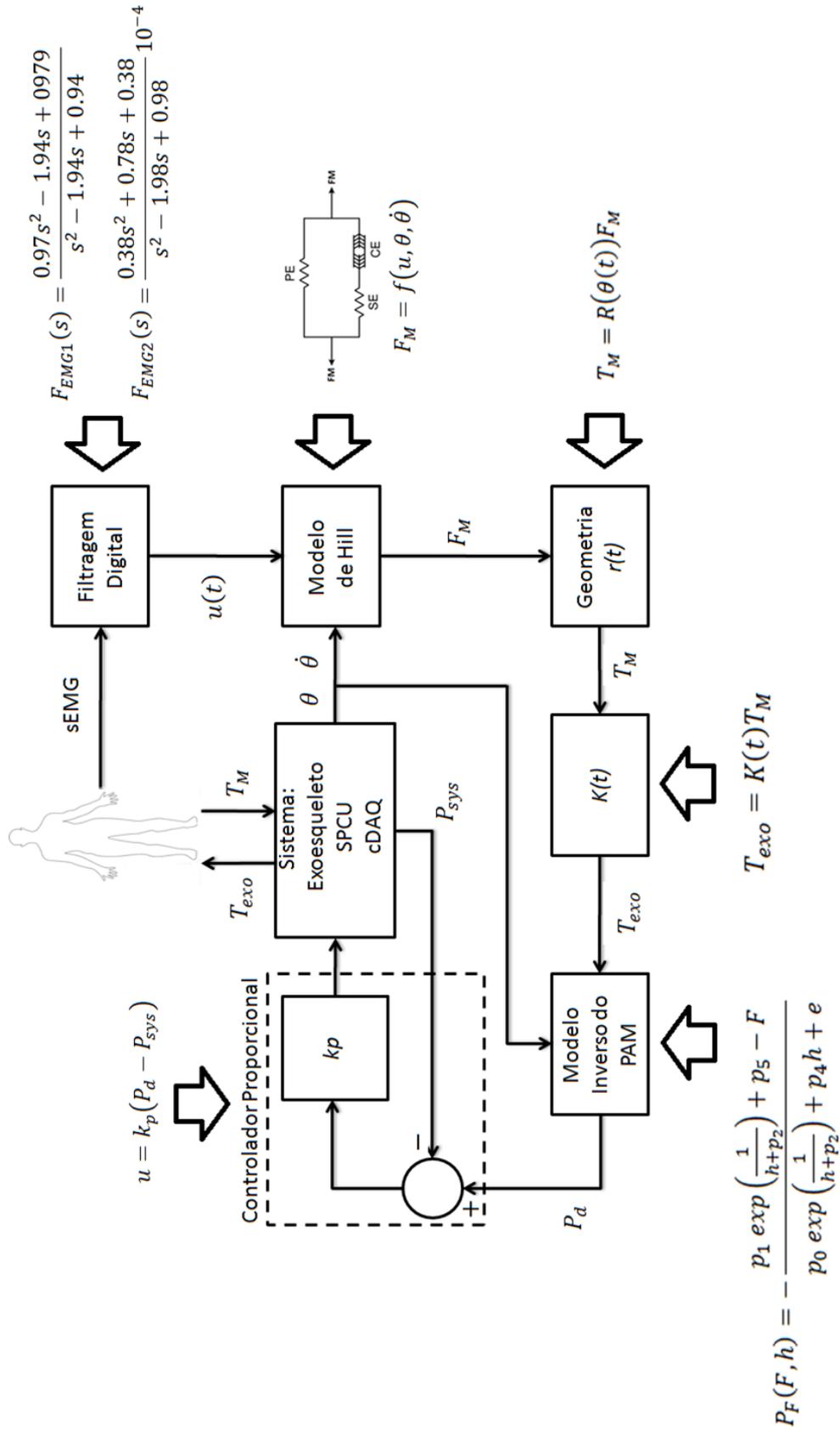


Figura 4-17: Loop de controle com as principais equações utilizadas.

5. Experimentos e Resultados

Este capítulo mostra o procedimento experimental e os resultados utilizando a metodologia proposta até o momento em duas diferentes condições. No primeiro caso, avalia-se o aumento da capacidade de desenvolvimento de força mecânica do usuário ao manipular uma determinada carga. O segundo teste consiste em avaliar a resistência do usuário à fadiga muscular quando o mesmo é auxiliado pelo equipamento assistivo. Para efeito de comparação, são estudados os níveis de ativação neural decorrente da atividade muscular do usuário com e sem o exoesqueleto e sob as mesmas condições. É esperado que a redução do nível de atividade neural represente a redução do esforço humano ao realizar a tarefa. Em todos os experimentos é avaliado o membro superior direito do autor deste trabalho, um homem saudável de 24 anos, 1,80m e 82kg.

5.1 Aumento de Força

O procedimento para utilização do equipamento envolve a calibração do modelo muscular para o Bíceps Braquial e Deltóide Anterior utilizando o GA. Para isso são seguidos os seguintes passos:

1. A pele é devidamente limpa e utiliza-se gel condutor para melhorar a captação do sinal EMG;
2. São posicionados os eletrodos de monitoramento sobre a pele nos músculos que serão monitorados;
3. Pede-se que o usuário movimente o membro superior junto com o exoesqueleto inativo e em todo o alcance da área de trabalho do equipamento e em diferentes velocidades dentro das limitações do usuário;
4. O mesmo procedimento é repetido com uma carga de 3,1kg na extremidade do exoesqueleto;

5. O software utiliza os dados dos dois últimos passos para calibrar os modelos musculares, necessitando de aproximadamente 300 gerações para cada músculo.

Finalmente, o equipamento está pronto para ser utilizado.

Após o processo de calibração do sistema, foi pedido que o usuário movimentasse livremente o exoesqueleto com a carga na extremidade. Foi avaliada a resposta muscular estática e dinâmica quando o exoesqueleto auxilia o usuário e quando não há este auxílio.

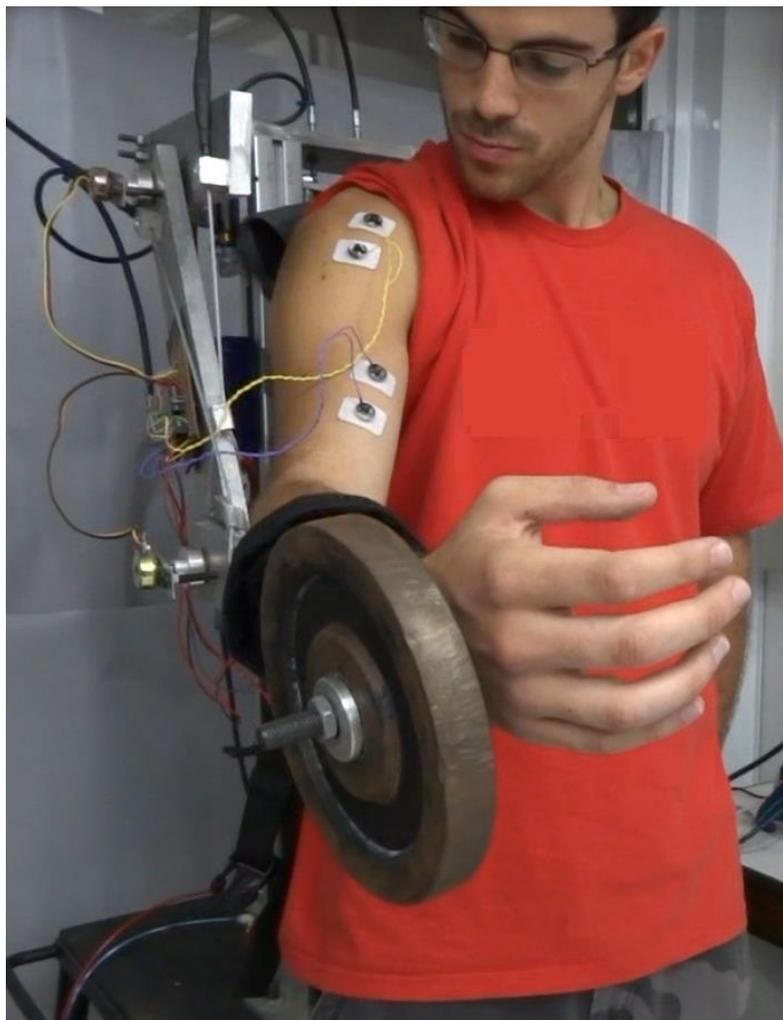


Figura 5-1: Teste utilizando a carga.

A Figura 5-2 mostra a posição do cotovelo (articulação 2) durante a movimentação. Vale ressaltar que não é pedido que o usuário siga uma trajetória, mas sim que movimente livremente o membro.

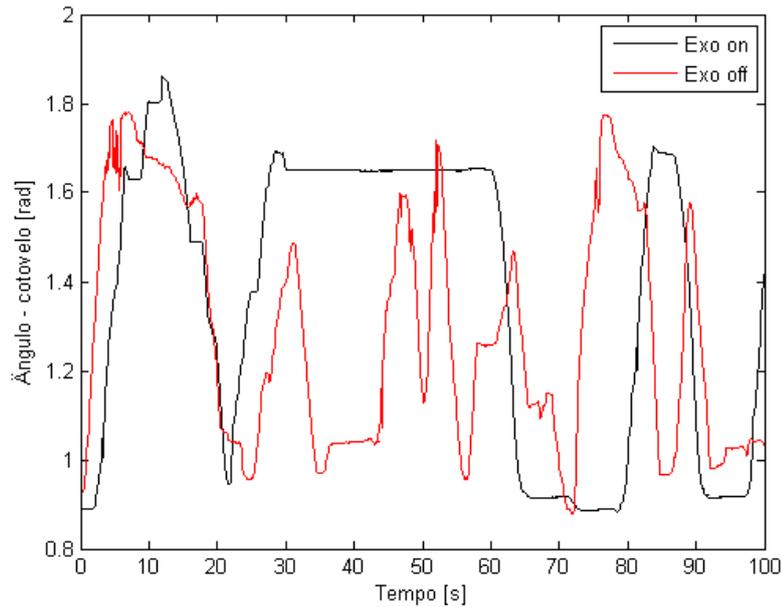


Figura 5-2: Posição do Cotovelo com e sem auxílio do exoesqueleto.

A Figura 5-3, por outro lado, mostra o nível de ativação neural do Bíceps Braquial durante o mesmo intervalo de tempo. É possível ainda verificar o valor de ativação médio para ambos os casos e que este é aproximadamente três vezes maior quando o equipamento está inativo (0.0437V com auxílio e 0.1348V sem auxílio).

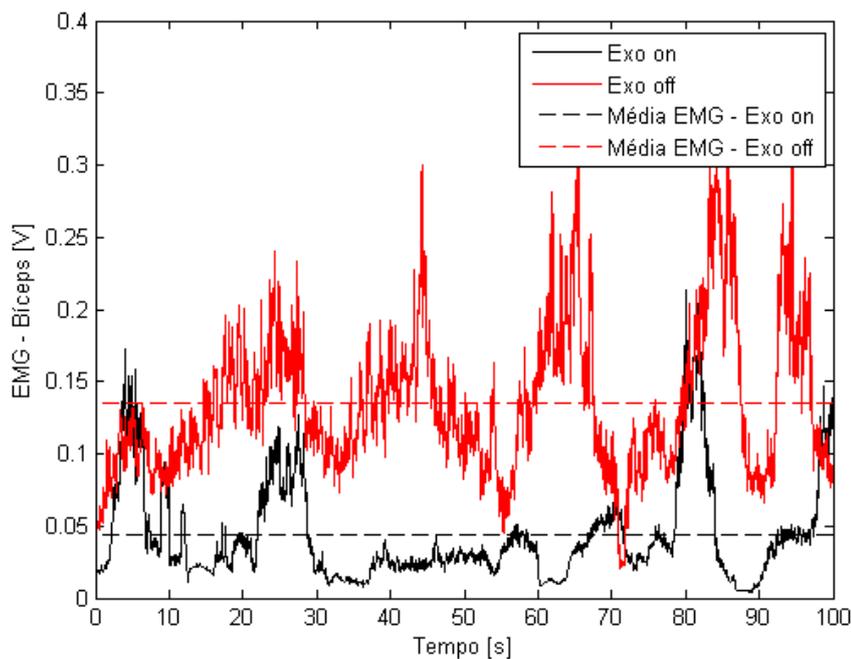


Figura 5-3: Nível de ativação neural do Bíceps com (Exo on) e sem (Exo off) o auxílio do exoesqueleto.

É interessante verificar que aproximadamente entre 5 e 38 segundos a articulação permanece aproximadamente imóvel no caso do exoesqueleto inativo. Nesse caso, apesar de o torque diminuir, o nível de ativação aumenta. Quando verificamos, entre 60 e 120 segundos com o equipamento ativo, o nível de ativação permanece inalterado (e pelo dobro do tempo) e quase equivalente ao nível do músculo relaxado. A Figura 5-4 mostra o nível de ativação neural para o Deltóide Anterior. O valor médio é aproximadamente três vezes e meia maior quando o exoesqueleto está inativo (0.0667V contra 0.2369V).

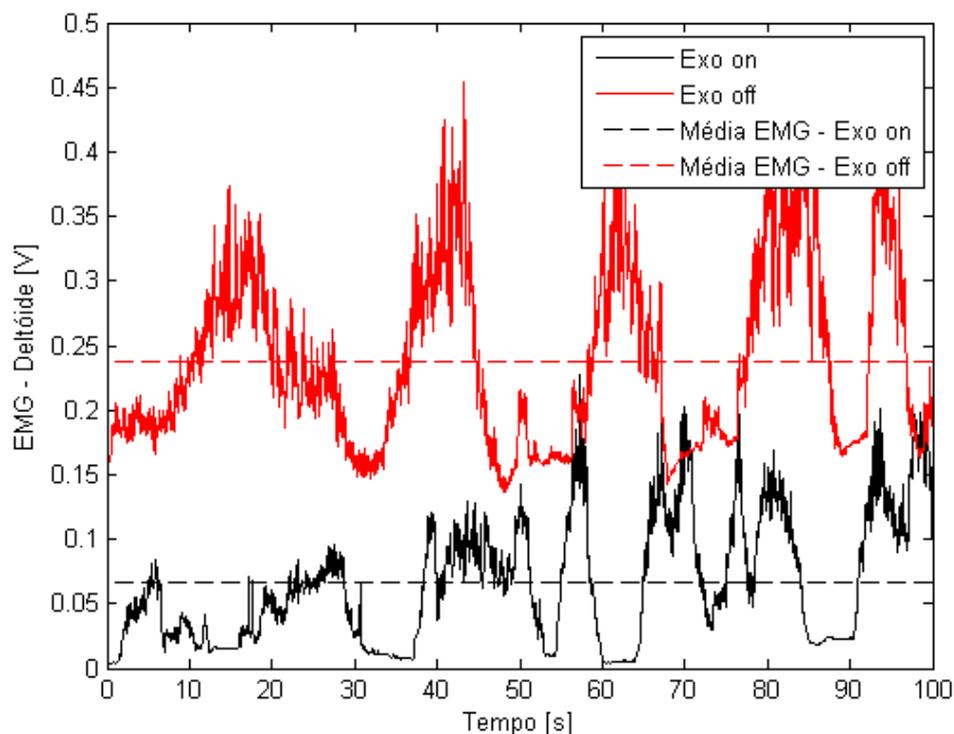


Figura 5-4: Nível de ativação neural do Deltóide com (Exo on) e sem (Exo off) o auxílio do exoesqueleto.

A Figura 5-5 mostra a pressão comandada ao controlador proporcional para a articulação 2. Apesar das pequenas oscilações decorrentes da abertura e fechamento das válvulas, é possível ver que o controlador consegue acompanhar a pressão comandada ao músculo artificial.

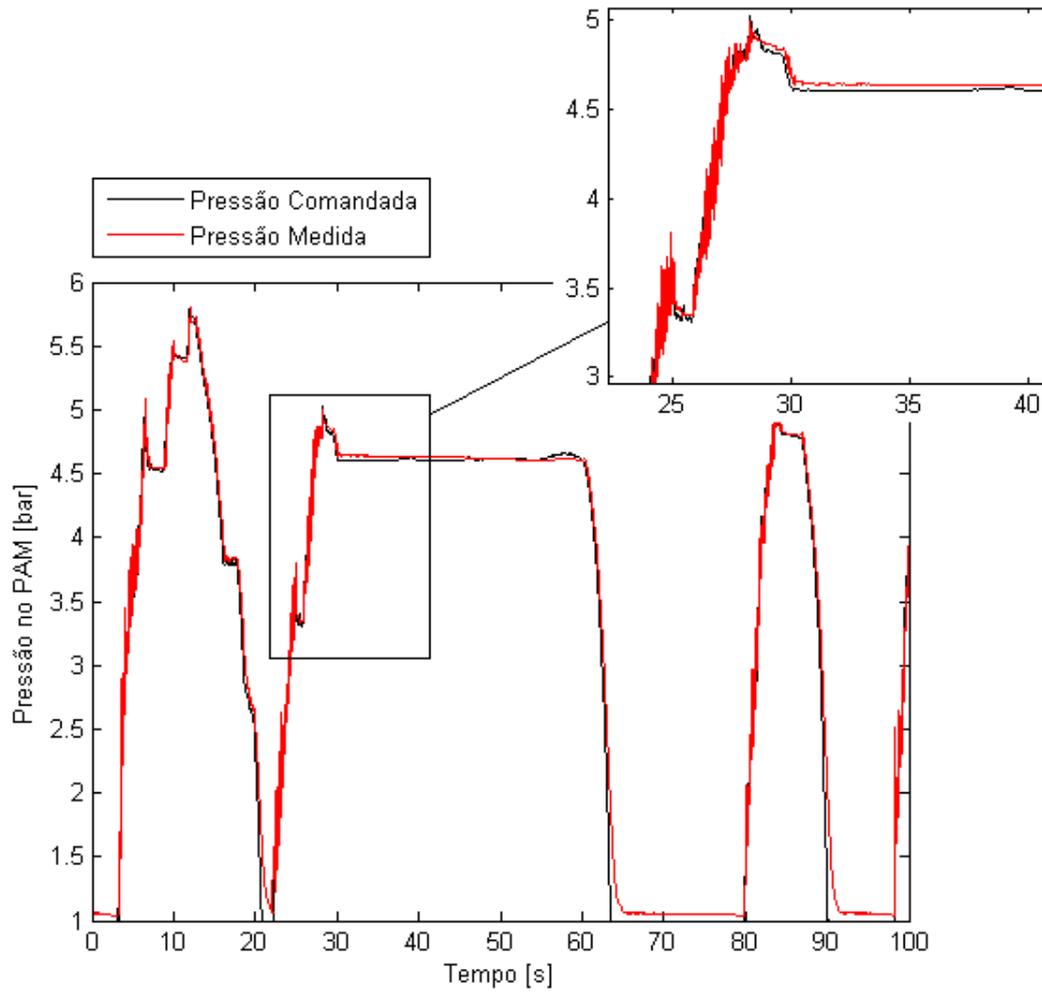


Figura 5-5: Pressão de controle comandada ao PAM e a mesma medida.

A Figura 5-6, por outro lado, mostra o erro do controlador proporcional, vemos que, no pior dos casos, temos uma discrepância de aproximadamente 0,5bar.

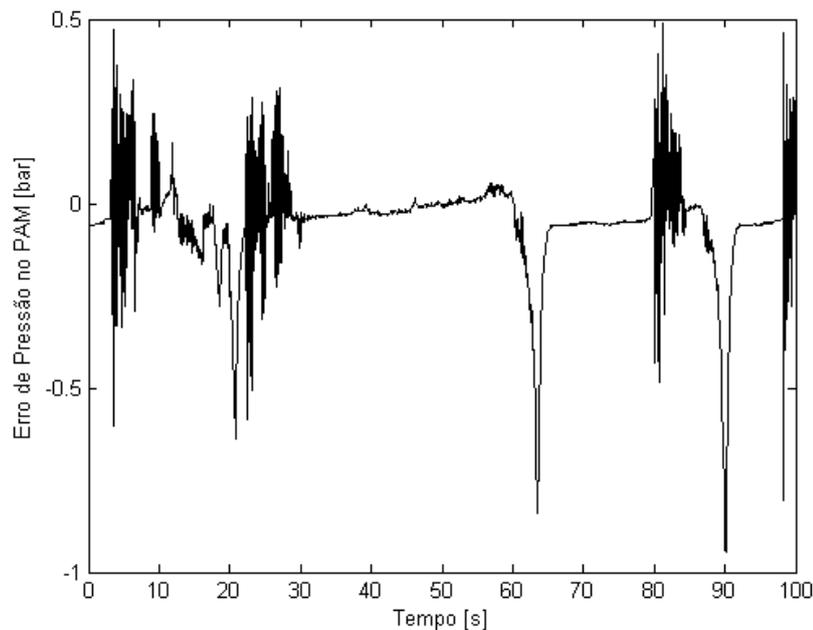


Figura 5-6: Erro de pressão do controlador proporcional.

5.2 Aumento da Resistência Muscular

A segunda avaliação da estratégia desenvolvida é feita verificando o nível de ativação neural quando o usuário está sujeito a uma carga estática por longo período de tempo. Dentro da contração estática abaixo da máxima, os parâmetros baseados em ambas frequência e amplitude, variam devido à fadiga muscular. A amplitude apresenta crescimento enquanto a média da frequência do espectro total diminui de acordo com o tempo de contração (16). Espera-se uma mudança no espectro do sEMG de acordo com o desgaste muscular do usuário ao suportar a carga.

Neste caso foi avaliada a articulação 1, do ombro, enquanto o usuário é submetido a uma carga estática na extremidade do exoesqueleto em um ângulo de aproximadamente 35° por 1 minuto. A articulação do cotovelo fica na posição estática totalmente estendida durante todo o experimento.

Pela Figura 5-7 verifica-se que o usuário não consegue manter a carga erguida e pequenas vibrações começam a ocorrer devido à fadiga muscular.

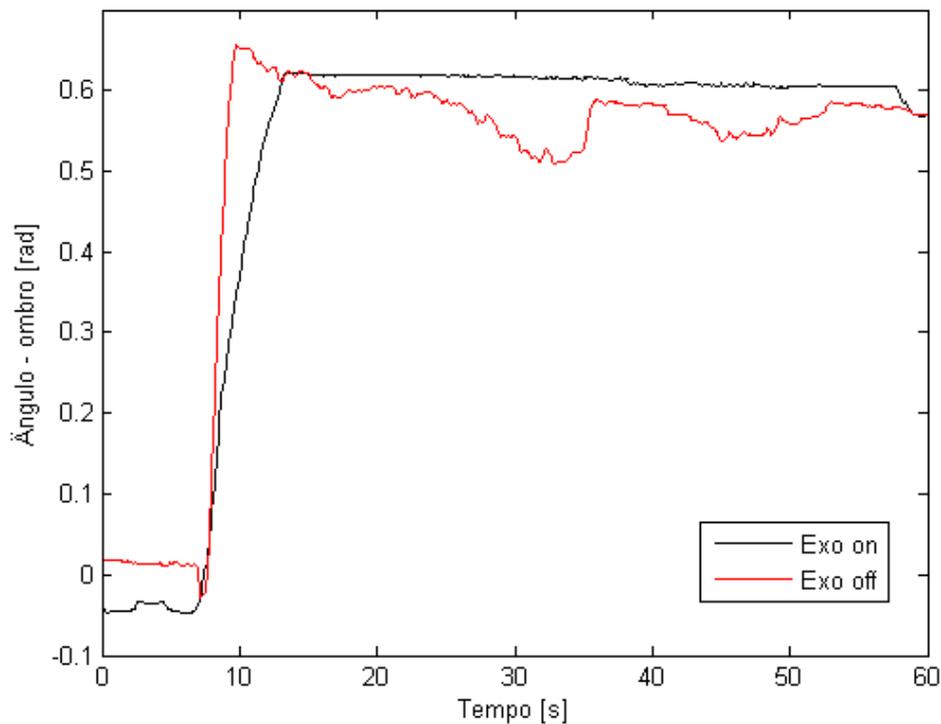


Figura 5-7: Posição de flexão do ombro sobre carga estática.

Na Figura 5-8, por outro lado, verifica-se o nível de ativação muscular sob a carga experimental. Vemos que, não apenas esse nível é consideravelmente maior quando o exoesqueleto está inativo (0,1078V contra 0,2456V), mas também quando o equipamento assistivo auxilia o usuário, este é capaz de suportar a carga estaticamente sem que ocorram oscilações.

É interessante verificar que em aproximadamente 35 segundos o usuário tenta corrigir a posição inicial na qual estava originalmente. Nesta ocasião o sinal EMG apresenta uma elevação e se mantém (entre 35 e 60 segundos) em um nível consideravelmente maior que aquele anterior (entre 10 e 35 segundos). O desgaste muscular do usuário faz com que exista uma demanda do esforço muscular maior para que a mesma carga seja suportada.

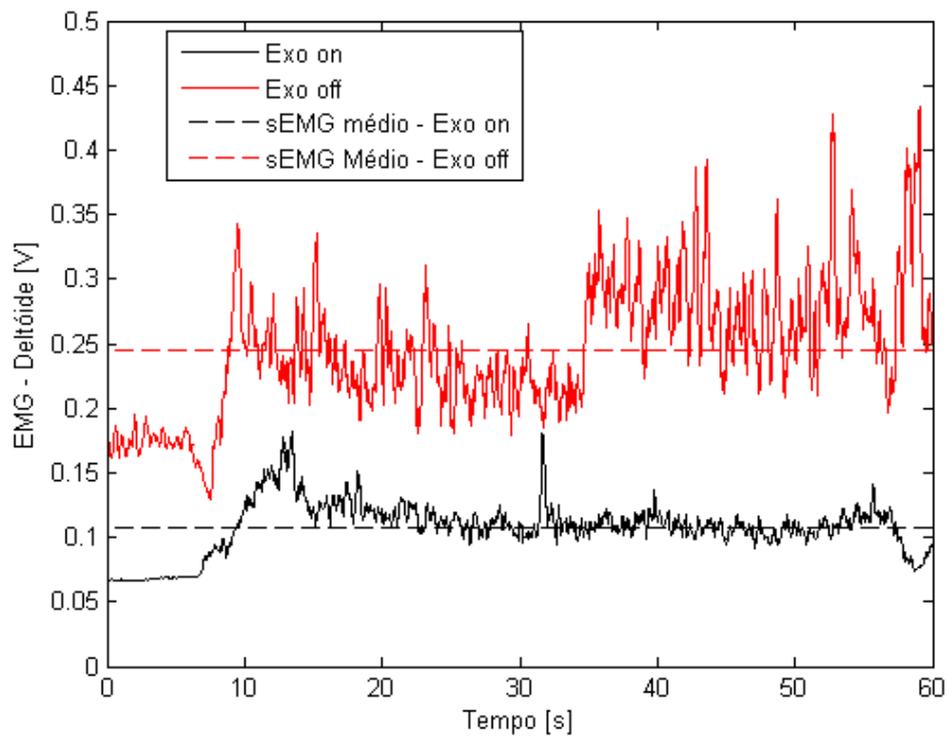


Figura 5-8: Nível de ativação neural do Deltóide sob carga estática.

6. Conclusões

Um controlador em tempo-real baseado em sinais superficiais eletromiográficos utilizando o Modelo Muscular de Hill foi proposto e avaliado. Para testar a estratégia de controle foi projetado e construído um exoesqueleto de alumínio 6061 T6 e atuado por músculos artificiais pneumáticos. O sistema final teve sua massa medida em aproximadamente 11kg. PAMs foram utilizados não apenas por sua inerente flexibilidade e suavidade na atuação (o que é importante pelo fato de o usuário estar em contato com o equipamento), mas também por serem capazes de gerar altas forças quando levamos seu tamanho e peso em consideração. O modelo matemático do PAM foi otimizado utilizando Algoritmos Genéticos com uma precisão satisfatória.

A estratégia de controle, por outro lado, utiliza o modelo muscular para estimar o torque exercido sobre a articulação do exoesqueleto através do sinal eletromiográfico do usuário e dos parâmetros cinemáticos do membro superior. Para relacionar o torque exercido pelo músculo e aquele efetivo sobre o exoesqueleto, foi proposto um ganho não-linear que varia de acordo com o nível de ativação neural. Os parâmetros do modelo muscular são encontrados também utilizando o método de Algoritmos Genéticos, que são também responsáveis pela recalibragem do sistema a cada sessão ou usuário.

Para avaliar a metodologia proposta, foi verificado o desempenho do usuário ao manipular estática e dinamicamente uma carga conhecida na extremidade do membro superior do exoesqueleto. Em ambos os casos, o aumento da atividade neural está relacionado ao aumento da demanda por esforço muscular quando o usuário manipula a carga sem o auxílio do equipamento assistivo. Este suporta a maior parte da carga sob a qual o usuário está submetido que, por sua vez, lida apenas com uma parte reduzida do esforço. Quando a carga é manipulada dinamicamente vemos um aumento de 208,5% e 255,2% do nível de ativação neural para o cotovelo e ombro, respectivamente. Estaticamente, por outro lado, o aumento do nível de ativação do Deltóide Anterior é da ordem de 128%.

O exoesqueleto e a arquitetura de controle desenvolvidos no presente trabalho oferecem uma alternativa promissora para a ampliação da capacidade mecânica humana e ao desgaste muscular.

Este trabalho pode ser explorado e dividido em diferentes aspectos que podem ser expandidos em trabalhos futuros:

1. Otimização da estrutura mecânica para redução de peso e aumento da resistência;
2. Estudar outros atuadores (MAS 20);
3. Implementação de um controlador embarcado para que o equipamento se torne móvel;
4. Desenvolvimento dos filtros analógicos para tratamento dos sinais EMG;
5. Avaliação do Modelo Muscular utilizado, verificando a possibilidade da redução do número de parâmetros necessários;
6. Estudo e elaboração do modelo dinâmico do músculo artificial pneumático.

A Figura 6-1 mostra o protótipo do filtro analógico atualmente sendo desenvolvido para o tratamento dos sinais eletromiográficos. Se o nível de ativação neural é tratado externamente, o custo computacional é consideravelmente reduzido, principalmente quando são utilizados muitos canais de aquisição.

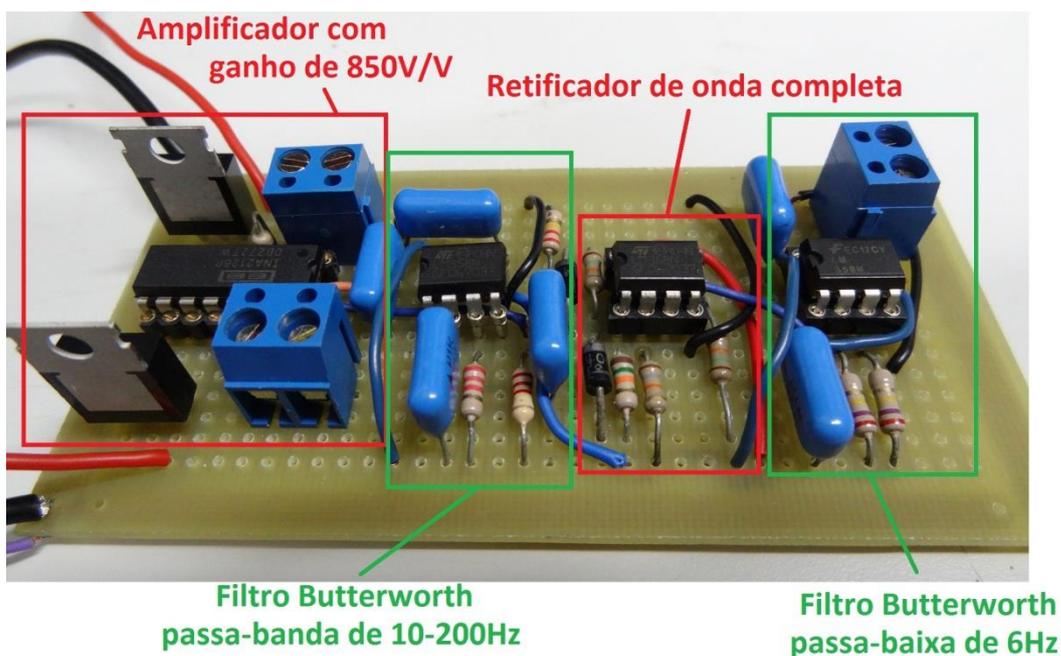


Figura 6-1: Filtro analógico para tratamento do sinal EMG.

O estudo visa tornar o equipamento um acessório móvel utilizando a plataforma *mbed NXP LPC1768*, baseada em microcontroladores ARM de 32 bits (Figura 6-2). Esse controlador é poderoso e compacto, possuindo seis canais A/D analógicos de 0 a 3.3V, 96MHz de frequência, 32KB de RAM e 512KB de memória FLASH.

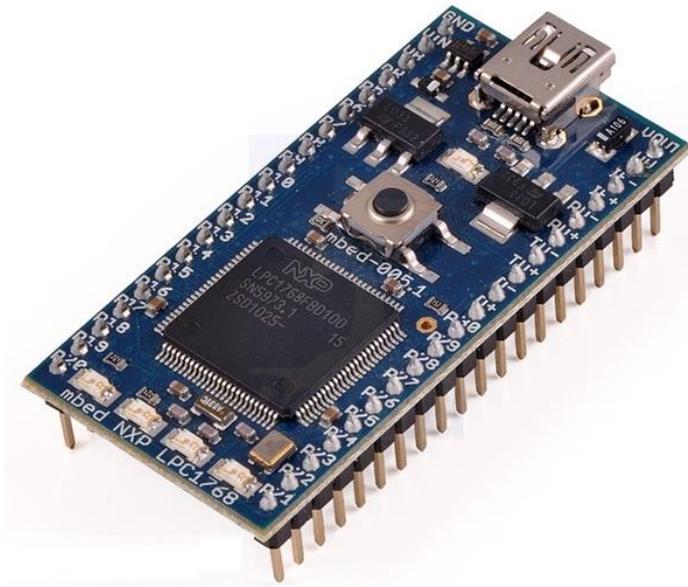


Figura 6-2: Microcontrolador ARM mbed.

7. Referências

1. **Mosher, R.** Handyman to Hardiman. *Society of Automotive Engineers Publication*. 1967.
2. *Mechanical Designs of an Active Upper-Limb Exoskeleton Robots: State-of-the-Art and Design Difficulties*. **Gopura, R A R C and Kiguchi, K.** Kyoto, Japão : s.n., 2009. 11th International Conference on Rehabilitation Robotics. pp. 178 - 187.
3. **Shao, Q, Bassett, N and Buchanan, T.** An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Computers in Biology and Medicine*. Outubro 2009, p. 12.
4. *The Human Arm Kinematics and Dynamics During Daily Activities*. **Rosen, J, et al.** Seattle : s.n., Julho, 2005. 12th International Conference in Advanced Robotics - ICAR 2005.
5. *Hill-Based Model as a Myoprocessor for a Neural Controlled Powered Exoskeleton Arm – Parameters Optimization*. **Cavallaro, E, et al.** Barcelona : s.n., 2005. International Conference on Robotics and Automation. pp. 4525-4530.
6. **Hill, A V.** The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. London Ser B*. 1938, pp. 136-195.
7. *Muscle Suit Development and Factory Application*. **Kobayashi, H, Aida, T and Hashimoto, T.** 6, 2009, International Journal of Automation Technology, Vol. 3, pp. 709-710.
8. *Shadow Robot Company*. [Online] <http://www.shadowrobot.com/>.
9. **Sankai, Y.** *HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernetics*. System and Information Engineering, University of Tsukuba. Tennodai : s.n., 2007. p. 10.
10. *Hybrid Control of the Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*. **Huang, L, Steger, J R and Kazerooni, H.** Orlando : IMECE2005, 2005. ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition. pp. 1-8.

11. **Calais-Germain, B.** *Anatomy of Movement – Revised Edition*. Seattle : Eastland Press Inc., 2007.
12. **Fleisher, C.** *Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomechanical Body Model*. Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Técnica de Berlim. Berlim : s.n., 2007. Tese de Doutorado.
13. **Stroud, K J, Pickett, L K and Tillman, B W.** *Human Integration Design Handbook*. s.l. : National Aeronautics and Spacial Administration (NASA), 2000. Vol. 1.
14. **Rash, G S.** *Electromyography Fundamentals*. DelSys Incorporated. 2003. p. 9.
15. **De Luca, G.** *Fundamental Concepts in EMG Signal Acquisition*. DelSys Inc. 2001. p. 34.
16. **Konrad, P.** *The ABC of EMG: Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon Incorporated. 2005. p. 60.
17. **De Luca, C J.** *The Use of Surface Electromyography in Biomechanics*. NeuroMuscular Research Center, Universidade de Boston. Boston : s.n., 1993. p. 38.
18. **Florimond, V.** *Basics of Surface Electromyography Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics*. Thought Technology Ltd. Montreal : s.n., 2010. p. 50.
19. **Rosen, J, Fuchs, M B and Arcan, M.** *Performances of Hill-Type and Neural Network Muscle Models – Towards a Myosignal-Based Exoskeleton*. Universidade de Tel Aviv. Israel : s.n., 1998. p. 25.
20. *Real-Time Myoprocessors for a Neural Controlled Powered Exoskeleton Arm*. **Cavallaro, E, et al.** 11, Novembro 2006, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, pp. 2387-2396.
21. *Analysis of Fundamental Human Movement Patterns Through the Use of In-Depth Antagonistic Muscle Models*. **Winters, J M and Stark, L.** 10, Outubro 1985, IEEE Transaction on Biomedical Engineering, Vols. BE - 32.
22. *Variation of Muscle Moment Arms with Elbow and Forearm Position*. **Murray, W, Delp, S and Buchanan, T.** 5, 1995, Journal of Biomechanics, Vol. 28, pp. 513-525.

23. **Lloyd, D and Besier, T.** An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *Journal of Biomechanics*. Dezembro 19, 2003, pp. 765-776.
24. *An EMG-position controlled system for an active ankle-foot prosthesis: An initial experimental study.* **Au, S, Bonato, P and Herr, H.** Chicago : s.n., 2005. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics. pp. 375-379.
25. **Szepe, T.** *Accurate force function approximation for pneumatic artificial muscles.* Departamento de Informática Técnica, Universidade de Szeged. Hungria : s.n., 2005.
26. *A Robot with Cockroach Inspired Actuation and Control.* **Choi, J, et al.** Monterey : s.n., 2005. International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics.
27. **Festo Inc.** *Festo Catalogue.* 2010.
28. **Fredrich, C.** *Desenvolvimento de um modelo dinâmico para o músculo fluídico FESTO MAS-20K.* p. 46.
29. **Aschenbeck, K, et al.** *Design of a Quadruped Robot Driven by Air Muscles.* Biorobotics Laboratory - Case Western Reserve University.
30. **Vanderborght, B.** *Dynamic stabilization of the biped Lucy powered by actuators with controllable stiffness.* Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Bruxelas. Bruxelas, Bélgica : s.n., 2007. Tese de Doutorado.
31. **Boblan, I and Schulz, A.** *A Humanoid Muscle Robot Torso with Biologically Inspired Construction.* Universidade Técnica de Berlim. Berlim : s.n., 2010. p. 4.
32. **Festo AG. & Co. KG.** *Humanoid Muscle-Robot.* Denkendorf : s.n., 2000.
33. *Development of a Muscle Suit for the Upper Limb – Proposal of Posture Control Methods.* **Kobayashi, H, Iba, M and Suzuki, H.** Beijing : s.n., 2009. International Conference on Intelligent Robots and Systems.
34. Festo MuscleSim. *Festo.* [Online] http://www.festo.com/cms/en-us_us/986_3784.htm#id_3784.
35. **Asada, H and Slotine, J-J E.** *Robot Analysis and Control.* Boston : Wiley-Interscience, 1986.

36. **Tedrake, R.** *Underactuated Robotics: Learning, Planning, and Control for Efficient and Agile Machines - Course Notes for MIT 6.832*. Massachusetts Institute of Technology. Boston : s.n., 2009. p. 104.
37. *Laboratório Kobayashy*. [Online] <http://kobalab.com/>.
38. *Data Acquisition Toolbox For Use With MatLab*. The MathWorks. Natick : s.n., 2002. p. 584.
39. **Ormiga, A.** *Controle de um Manipulador Robótico Através de uma Interface Cérebro Máquina Não-Invasiva com Aprendizagem Mútua*. Departamento de Engenharia Mecânica, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Rio de Janeiro : s.n., 2010. p. 125, Dissertação de Mestrado.
40. **Luh, J, et al.** Isoknetic elbow joint torques estimation from surface EMG and kinematic data: using an artificial neural network model. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1999, pp. 173-183.
41. *Electromyography (EMG) signal to joint torque processing and effect of various factors on EMG to torque model*. **Ullah, K, et al.** 12, Novembro 2011, Journal of Engineering and Technology Research, Vol. 3, pp. 330-341.
42. *Length dependence of active force production in skeletal muscle*. **Rassier, D, MacIntosh, B and Herzog, W.** Julho 2012, Journal of Applied Physiology - American Physiology Society.
43. *Artificial Muscles: Actuators for Biorobotic Systems*. **Klute, G, Czerniecki, J and Hannaford, B.** Sage : s.n., Abril 2002, The International Journal of Robotics Research.
44. **Gordon, M, Huxley, A and Julian, F.** *The Variation in Isometric Tension with Sarcomere Length in Vertebrate Muscle Fibres*. Department of Physiology, University College London. Londres : s.n., 1965.
45. SENIAM. *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)*. [Online] [Cited: Julho 10, 2012.] <http://www.seniam.org/>.
46. **Webster, J.** *Medical Instrumentation: Application and design*. Boston : Houghton Mifflin Company, 1978.
47. *Mail Online*. [Online] [Cited: Janeiro 27, 2013.] <http://www.dailymail.co.uk/>.
48. *Times Magazine*. [Online] [Cited: Janeiro 27, 2013.] <http://www.time.com/>.
49. **Eilenberg, M F.** *A Neuromuscular-Model Based Control Strategy For Powered Ankle-Foot Prostheses*. Departamento de Engenharia Mecânica,

Massachusetts Institute of Technology. Boston : s.n., 2009. p. 90, Dissertação de Mestrado.

8. Anexos

8.1 Transdutor de Pressão *Honeywell PX2 Series Heavy Dut*

Table 1. Electrical Specifications

Characteristic	Ratiometric		Current Output	Regulated Output			
	Output Transfer Function Order Code (See Figure 5.)						
	AA	AB	CH	BC	BD	BE	BG
Output transfer function ¹ :							
null output value	10% of Vs	5% of Vs	4 mA	1 V	0.25 V	0.5 V	1 V
full scale span (FSS)	80% of Vs	90% of Vs	16 mA	5 V	10 V	4 V	4 V
operating supply voltage, min. (Vs) ²	4.75 V	4.75 V	8 V	9 V	13 V	8 V	8 V
operating supply voltage, typ. (Vs) ²	5 V	5 V	–	–	–	–	–
operating supply voltage, max. (Vs) ²	5.25 V	5.25 V	30 V ⁴	30 V	30 V ³	30 V ³	30 V ³
Supply current (typ.)	4 mA		–	5 mA			
Output load (pull up or down)							
minimum	2 kOhm		–	2 kOhm			
maximum	–		(Vs - 8) x 50 Ohm ⁴	–			
Absolute voltage ratings ⁵ :							
minimum ⁶	-16 V		-16 V	-16 V			
maximum ⁶	16 V		30 V	30 V			
maximum applied to output pin	Vs		–	Vs			
EMC rating – CE compliance ⁷ :							
electrostatic discharge	±4 kV contact, ±8 kV air per IEC 61000-4-2						
radiated immunity	10 V/m (80 MHz to 1000 MHz) per IEC 61000-4-3						
fast transient burst	±1 kV per IEC61000-4-4						
immunity to conducted disturbances	3 V per IEC61000-4-6						
radiated emissions	40 dB 30 MHz to 230 MHz; 47 dB 230 MHz to 1000 MHz per CISPR 11						
EMC Rating – ISO 11452-2 ⁷							
radiated immunity	100 V/m 200 MHz to 2 GHz			20 V/m 200 MHz to 2 GHz			

Notes:

1. Transfer function options are shown in the Nomenclature and Order Guide. (See Figure 5.)
2. Transducer will not produce valid output when supply voltage is outside of operating range.
3. Applies at 25 °C. See Figure 1 for Regulated Output Supply Voltage.
4. Applies at 25 °C. See Figure 2 for Current Output Supply Voltage.
5. Absolute maximum ratings are the extreme limits the device can withstand without damage to the product. Voltages above these ratings may cause permanent damage. Exposure to absolute maximum conditions for extended periods may degrade device reliability.
6. Absolute voltage applies to potential across power and ground terminals.
7. All EMC ratings verified with the Packard Metripak 150 connector type.

8.2 Músculo Artificial Pneumático FESTO MAS-10

Dados técnicos	MAS-10-...	MAS-20-...	MAS-40-...	
Meio	Ar comprimido seco, com ou sem lubrificação (outro meio sob consulta)			
Execução	Membrana de contração, reforçada com fibra			
Pressão de operação	max. 8 bar	6 bar		
Faixa de temperatura	+5 ... +60 °C			
Comprimento	min.	40 mm	60 mm	90 mm
	max.	4500 mm		
Força de elevação	max. 400 N	1200 N	4000 N	
Carga útil, suspensa livremente	max. 30 kg	60 kg	120 kg	
Contração (curso)	max. 20% do comprimento	25% do comprimento		
Precisão de repetição	< 3% em relação ao comprimento			
Estiramento prévio máximo*	max. 3% do comprimento			
Expansão do diâmetro**	Aproximadamente 25 mm a 8 bar	Aproximadamente 43 mm a 6 bar	Aproximadamente 79 mm a 6 bar	
Histerese	< 5% em relação ao comprimento			
Desvios angulares	max. +/- 1°			
Desvios paralelos	max. 2 mm por 100 mm de comprimento entre as conexões			
Peso no menor comprimento	0.086 kg	0.28 kg	0.87 kg	
Peso do músculo	0.09 kg/m	0.16 kg/m	0.36 kg/m	
Materiais	Flange: AL anodizado; St galvanizado; NBR. Adesivo: Loctite 243. Sem silicone, sem CT.			

* O estiramento prévio máx. é obtido quando a carga útil suspensa livremente máxima é acoplada

** A expansão do diâmetro não pode ser utilizada para aperto.

8.3 Shadow Pneumatic Control Unit

MCU

The MCU (MicroController Unit) is the heart of the SPCU. It handles timed switching of the Valves, reading values from the Sensor Inputs, controlling the Valves and communications over the Serial Port to the host computer. The MCU has both volatile and non-volatile storage. The non-volatile storage makes it possible to configure how the SPCU will behave following power-up.

Actuator Ports

An Actuator Port is where the air supply is controlled to a pneumatic actuator from the SPCU. It provides a switched source of compressed air for one actuator channel, to fill and empty the actuator. Using additional fittings, multiple actuators can be connected to an Actuator Port, but they will all move at the same time.

Valves

Eight on-off pneumatic Valves are installed in the SPCU. They are set up to allow an Actuator Port to fill, leave inflated and empty the attached actuator. The Valves are driven from the MCU, either using sensor-based control or timed commands from the host.

Sensor Inputs

A Sensor Input is where a sensor can be connected to the SPCU. The Sensor Input provides 5V DC power for the sensor to operate. The Sensor Input is read by the ADC, and the results are fed to the MCU for processing.

Serial Port

A standard RS232 Serial Port is fitted to the SPCU so it can be conveniently run from a wide range of host computers. Commands can be sent over the Serial Port to modify the software-based valve control, switch valves and read sensors.

Reset Button

The Reset Button allows the MCU to be reset into the “Power-On” state. When the Reset Button is pressed, the MCU will return to any settings that are stored internally.

Power Input

24V DC is fed into the Power Input. This is used to power the Valves and the MCU as well as providing 5V DC on the Sensor Inputs.

Power Switch

The Power Switch turns on and off the electronic circuits of the SPCU. When power is off, the valves will be turned off, and so cannot fill or empty an Actuator Port.

8.4 Programa em MatLab para Controle do Exoesqueleto

```
close all;
clc;

% device = daq.getDevices

global dt ser B1 A1 B2 A2 B3 A3 T1 T2 Pr1 Taq Theta10 Theta20 EMG0
EMG02
global S1 S0 a b c d e f comp1 comp2 comp0 comp12 comp22 comp02 L0
```

```

global DATA0 tempo
DATA0 = [];
tempo = [];

dt = [];
S0 = [];
S1 = [];
%Criando sessão
T = 0.05;          %Período do loop de controle
Taq = 1500;       %Taxa de aquisição

%Filtros usados
[B1,A1] = butter(2,20/Taq, 'high');
[B2,A2] = butter(2,30/Taq, 'low');
[B3,A3] = butter(2,2/Taq, 'low');
[B4,A4] = butter(2,5/Taq, 'low');

[B1,A1] = butter(2,20/Taq, 'high');
[B2,A2] = butter(2,30/Taq, 'low');
[B3,A3] = butter(2,2/Taq, 'low');
Theta10 = zeros(1,500);
Theta20 = zeros(1,500);
EMG0 = zeros(1,500);
EMG02 = zeros(1,500);

%Calibração dos potenciômetros
%Cotovelo direito: theta1(V1) [rad]:
T1 = inline('0.5239*v - 0.4136');
%Ombro direito: theta2(V2) [rad]:
T2 = inline('(v - 3.0925)*0.7076/1.5950');

%Calibração da pressão [bar]:
%Transdutor 1
Pr1 = inline('2.5908*v - 1.2902');

%Parâmetros do músculo artificial
L0 = 0.595;          %Comprimento relaxado
x_good = [0.000049990551854 0.012765021516280 0.002023559160910 -
2.317165913844930 0.776274307509384 -1.737167436944068]*1e2;
a = x_good(1);
b = x_good(2);
c = x_good(3);
d = x_good(4);
e = x_good(5);
f = x_good(6);

%Parâmetros do exo: cotovelo
comp1 = 0.280;      %Valor de a no braço de alavanca
comp2 = 0.095;      %Valor de b
comp0 = (comp1^2 + comp2^2 - 2*comp1*comp2*cos(pi - 0.9630))^0.5;
%Valor de c

%Parâmetros do exo: ombro
comp12 = 0.270;     %Valor de a no braço de alavanca
comp22 = 0.130;     %Valor de b
comp02 = (comp12^2 + comp22^2 - 2*comp12*comp22*cos(pi/2 +
0.0166))^0.5; %Valor de c

%Abrindo diálogo serial com SPCU
ser = serial('COM9', 'BaudRate',19200, 'DataBits',8);

```

```

fopen(ser);

% Fechando as válvulas abertas, músculos 1 e 2
fprintf(ser,'v 0 0 1 0 2 0 3 0')
stats = fscanf(ser);

tic
%Abrindo sessão com o NI9205
s = daq.createSession('ni');
s.Rate = Taq;
s.NotifyWhenDataAvailableExceeds = T*Taq;
ch0 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai0','Voltage');
ch0.InputType = 'SingleEnded';
ch1 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai1','Voltage');
ch1.InputType = 'SingleEnded';
ch2 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai2','Voltage');
ch2.InputType = 'SingleEnded';
ch3 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai3','Voltage');
ch3.InputType = 'SingleEnded';
ch4 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai6','Voltage');
ch4.InputType = 'SingleEnded';
ch5 = s.addAnalogInputChannel('cDAQ1Mod1', 'ai7','Voltage');
ch5.InputType = 'SingleEnded';
s.IsContinuous = true;
lh = s.addlistener('DataAvailable', @Control2);
s.startBackground();
% s.stop()
% fclose(ser)

function Control2(src,event)
    global dt ser B1 A1 B2 A2 B3 A3 Taq Theta10 Theta20 EMG0 EMG02
    global a b c d e f comp1 comp2 comp0 comp12 comp22 comp02 L0 x
x2

    global DATA0

    tic
    data = event.Data';
    time = event.TimeStamps';
    dt = [dt time(end)];

    %Variáveis de entrada
    %Calibrando o potenciômetro
    tam = length(data);
    Theta10 = [Theta10(tam+1:end) data(1,:)];
    Theta20 = [Theta20(tam+1:end) data(2,:)];
    EMG0 = [EMG0(tam+1:end) data(3,:)];
    EMG02 = [EMG02(tam+1:end) data(4,:)];

    %Filtrando e calculando a velocidade
    Theta1 = filter(B2,A2,Theta10);
    dTheta1 = diff(Theta1(501-tam:end))*Taq;
    theta1 = 0.5239*mean(data(1,:)) - 0.4136;
    dtheta1 = 0.5239*mean(dTheta1);

    Theta2 = filter(B2,A2,Theta20);
    dTheta2 = diff(Theta2(501-tam:end))*Taq;
    theta2 = (mean(data(2,:)) - 3.0925)*0.7076/1.5950;
    dtheta2 = mean(dTheta2)*0.7076/1.5950;

```

```

%Filtrando o EMG do biceps
EMGbic = filter(B1,A1,EMG0);
EMGbic = abs(EMGbic);
EMGbic = filter(B3,A3,EMGbic);
u = mean(EMGbic(501-tam:end));

%Filtrando o EMG do deltoide
EMGdel = filter(B1,A1,EMG02);
EMGdel = abs(EMGdel);
EMGdel = filter(B3,A3,EMGdel);
u2 = mean(EMGdel(501-tam:end));

%Cálculo do torque feito pelo músculo
Tbic = HillType(x, theta1, dtheta1, u);
Tdel = HillType(x2, theta2, dtheta2, u2);

%Vetor da gravidade
G =
[[0.797*9.8*0.155*sin(theta2)+0.5141*9.8*(0.310*sin(theta2)+0.1716
*sin(theta1 + theta2))];
 [0.5141*9.8*0.1716*sin(theta1)];];
%   Tdel = G(1); %Ombro
%   Tbic = G(2); %Cotovelo

%Força a ser feita pelo músculo artificial
%Cotovelo
comp3 = (comp1^2 + comp2^2 - 2*comp1*comp2*cos(pi -
theta1))^0.5;
Fbic = Tbic*comp3/(comp1*comp2*sin(theta1));
%Ombro
comp32 = (comp12^2 + comp22^2 - 2*comp12*comp22*cos(pi/2 -
theta2))^0.5;
Fdel = Tdel*comp32/(comp12*comp22*sin(theta2));

%Pressão a ser colocada, modelo do músculo artificial, 1/3 da
%necessária (3 músculos em paralelo)
h = (comp0 - comp3)/L0; %Contração proporcional do cotovelo
Pref = -(b*exp(1/(h + c)) + f - Fbic/3)/(a*exp(1/(h + c)) +
d*h + e);
Pref = 2.*Pref;

h = (comp02 - comp32)/L0; %Contração proporcional do ombro
Pref2 = -(b*exp(1/(h + c)) + f - Fdel/3)/(a*exp(1/(h + c)) +
d*h + e);
Pref2 = 1.2*Pref2;

%Satura em 8bar
if (Pref > 8)
    s01 = 8;
elseif(Pref < 1)
    s01 = 1;
else
    s01 = Pref;
end

if (Pref2 > 8)
    s02 = 8;
elseif(Pref2 < 1)
    s02 = 1;
else

```

```

        s02 = Pref2;
    end

    %Fazendo leitura e calibração da pressão (s1 & s2)
    s1 = mean(data(5,:));
    s1 = 2.5908*s1 - 1.2902;    %[Bar]

    s2 = mean(data(6,:));
    s2 = 2.5933*s2 - 1.2675;

    %Controle da pressão
    P1 = 100*(s01 - s1);    %Atuação
    der1 = 1;                %Limite da histerese
    v1 = '0';
    P1v = '0';

    P2 = 100*(s02 - s2);    %Atuação
    der2 = 1;                %Limite da histerese
    v2 = '2';
    P2v = '0';

    %Saturação do pulso da válvula
    if (abs(P1) > 255)
        P1 = sign(P1)*255;
    end
    if (abs(P2) > 255)
        P2 = sign(P2)*255;
    end

    %Controle músculo 1
    if (P1 > der1)
        v1 = '0';
        P1v = num2str(floor(P1)); %enche
    elseif (P1 < -der1)
        v1 = '1';
        P1v = num2str(-floor(P1)); %esvazia
    end

    %Controle músculo 2
    if (P2 > der2)
        v2 = '2';
        P2v = num2str(floor(P2)); %enche
    elseif (P2 < -der2)
        v2 = '3';
        P2v = num2str(-floor(P2)); %esvazia
    end
    fprintf(ser, ['p ',v1,' ',P1v,' ',v2,' ',P2v]);

    DATA0 = [DATA0 [theta1 dtheta1 theta2 dtheta2 u u2 s01 s02 s1
s2 Tbic Tdel G(1) G(2)]];
end

```

8.5

Programa em MatLab para Otimização dos Parâmetros do PAM

```

clc;
close all;

```

```

global N 10 k F

10 = 500; %Comprimento inicial e percentagem de contração
k = [-15 -10 -5 0 5 10 15 20 25 30 35 40 45 50 55 60 65 70 75 80
85 90 95 100]/10;
%Força para cada pressão
F8 = [938.6 793.3 694.5 622.9 567.8 523.2 485.6 452.7 422.9 395.5
369.8 345.3 321.8 299 276.7 255 233.7 212.6 191.9 171.5 151.2
131.2 111.4 91.7];
F75 = [895.8 753.7 656.7 586.2 532.1 488.3 451.5 419.3 390.5 363.9
339.1 315.6 293.1 271.3 250.2 229.5 209.3 189.5 169.9 150.6 131.6
112.8 94.2 75.8];
F7 = [852.9 713.8 618.6 549.3 496.1 453.1 417.1 385.8 357.8 332.2
308.4 285.8 264.4 243.7 223.7 204.2 185.2 166.5 148.2 130.1 112.3
94.8 77.4 60.3];
F65 = [809.9 673.7 580.2 512 459.7 417.7 382.5 352 324.9 300.3
277.5 256 235.7 216.2 197.3 179 161.2 143.8 126.7 110 93.5 77.2
61.1 45.3];
F6 = [766.7 633.3 541.4 474.5 423.1 381.9 347.6 318 291.9 268.3
246.5 226.2 207 188.7 171 154 137.5 121.4 105.6 90.1 75 60 45.3
30.8];
F55 = [723.4 592.6 502.4 436.6 386.1 345.8 312.4 283.8 258.7 236.1
215.5 196.3 178.3 161.2 144.9 129.1 113.9 99.1 84.7 70.6 56.8 43.3
29.9 16.8];
F5 = [679.9 551.7 463.1 398.4 348.9 309.5 277 249.4 225.3 203.8
184.4 166.4 149.6 133.8 118.8 104.4 90.6 77.2 64.2 51.5 39.1 26.9
15 3.3];
F45 = [636.3 510.6 423.5 359.9 311.3 272.9 241.3 214.8 191.8 171.4
153.2 136.4 121 106.5 92.9 79.9 67.4 55.4 43.9 32.6 21.7 11.1 0.6
0];
F4 = [592.5 469.2 383.6 321 273.5 236 205.4 179.9 158 138.9 121.9
106.5 92.3 79.3 67 55.5 44.5 34 23.9 14.2 4.7 0 0 0];
F35 = [548.6 427.6 343.4 281.9 235.3 198.8 169.3 144.9 124.1 106.2
90.5 76.4 63.7 52.1 41.3 31.2 21.7 12.8 4.2 0 0 0 0];
F3 = [504.6 385.8 302.9 242.5 196.9 161.3 132.9 109.6 90.1 73.5
59.1 46.4 35.1 24.9 15.7 7.1 0 0 0 0 0 0];
F25 = [460.5 343.7 262.2 202.8 158.2 123.6 96.3 74.1 55.9 40.6
27.6 16.3 6.5 0 0 0 0 0 0 0 0];
F2 = [416.2 301.4 221.1 162.8 119.2 85.7 59.4 38.5 21.5 7.6 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0];
F15 = [371.8 258.9 179.8 122.5 79.9 47.4 22.3 2.6 0 0 0 0 0 0 0
0 0 0 0];
F1 = [327.3 216.2 138.3 82 40.3 8.9 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
0 0];
F = [F8; F75; F7; F65; F6; F55; F5; F45; F4; F35; F3; F25; F2;
F15; F1;];

N = 6; %Número de constantes desconhecidas
Rmin = -1000*ones(1,N);
Rmax = 1000*ones(1,N);

options = gaoptimset('PopulationType',
'doubleVector', 'PopInitRange', [1;N]);
ngen = 1000; %numero de gerações

%Definindo os parâmetros de geração do GA:
% options = gaoptimset(options, 'InitialPopulation', PopIni);
options = gaoptimset(options, 'PopulationSize', 50);
options = gaoptimset(options, 'SelectionFcn', @selectionroulette);

```

```

options = gaoptimset(options, 'EliteCount', 3);
options = gaoptimset(options, 'CrossoverFraction', 0.7);
options = gaoptimset(options, 'CrossoverFcn', @crossoverheuristic
);
options = gaoptimset(options, 'MutationFcn',
@mutationadaptfeasible);
options = gaoptimset(options, 'Generations', ngen);
options = gaoptimset(options, 'StallTimeLimit', inf);
options = gaoptimset(options, 'StallGenLimit', inf);
[x, fval, exitflag, output, final_pop] = ga(@fit, N, [], [], [],
[], Rmin, Rmax, [], options);
x
fval

%Fazendo a população inicial ser igual a final da última evolução:
PopIni = final_pop;

%Avaliando
a = x(1);
b = x(2);
c = x(3);
d = x(4);
e = x(5);
f = x(6);
% g = x(7);
% h = x(8);

n = size(F,1);
m = size(F,2);

for i = 1:n
    for j = 1:m
        P = 8 - (i-1)*0.5;
        cont = k(j);

        FGA(i,j) = (a*P + b)*exp(1/(cont + c)) + (d*cont + e)*P +
f;
        if (FGA(i,j) < 0)
            FGA(i,j) = 0;
        end
    end
end

figure()
plot(k,F,'k')
hold on
plot(k,FGA,'xr')
xlabel('Contração - h(%)')
ylabel('Força - F(N)')
title('Relação entre força e contração do MAS10 para diferentes
pressões')
legend('Valor tabelado', 'Aprox. com GA')

function min = fit(r)

global N 10 k F
a = r(1);
b = r(2);
c = r(3);

```

```

d = r(4);
e = r(5);
f = r(6);

n = size(F,1);
m = size(F,2);

RMS = 0;
for i = 1:n      %Percorre linhas
    for j = 1:m  %Percorre colunas
        P = 8 - (i-1)*0.5; %Pressão (bar)
        cont = k(j);      %Contração (%)
        force = F(i,j);   %Força (N)

        if (force ~= 0)
            forceGA = (a*P + b)*exp(1/(cont + c)) + (d*cont + e)*P
+ f;
            RMS = RMS + abs(force - forceGA);
        end
    end
end

%Minimizando a diferença entre curvas
min = RMS;

end

```

8.6 Programa em MatLab para Otimização do Modelo Muscular de Hill do Bíceps Braquial

```

close all;

global c1 c2 c3 N g m1 m2 m20 l1 l2 l01 l02 I1 I2 I20 M0 D Theta1
Theta2 dTheta1 dTheta2 EMGbic EMGdel x

%Parâmetros do braço do exoesqueleto:
g = 9.81;          %[m/s^2] aceleração da gravidade
m1 = 0.797;       %[kg] massa do braço
m20 = 0.5141;     %[kg] massa do antebraço
l1 = 0.310;       %[m] comprimento do braço
l2 = 0.335;       %[m] comprimento do antebraço
l01 = 0.155;      %[m] distância do CG do braço
l02 = 0.1716;     %[m] distância do CG do antebraço
I1 = 0.00785;     %[kg m^2] momento de inércia do braço
I20 = 0.00591;   %[kg m^2] momento de inércia do antebraço e mão
M0 = 3.093;       %[kg] massa do peso adicionado
M0 = 0;
D = 0.170;        %[m] diâmetro do disco adicionado

m2 = m20 + M0;
I2 = I20 + M0*l2^2 + M0*D^2/8;

%Constantes da equação dinâmica
c1 = I1 + I2 + m1*l01^2 + m2*(l1^2 + l02^2);
c2 = m2*l1*l02;
c3 = I2 + m2*l02^2;

```

```

%Definindo os limites dos cromossomos:
%[A LCE0 LTs Lmax FCEmax alpha SPE SSE phim phiv a0 a1 a2 a3 b0 b1
b2 b3]
Rmin = [0.05 0.8 0.8 0 0.5 0.25 0.8 0.8 -0.1 0.09 -3 -3 -3 -3 -3 -
3 -3 -3 -20 -20 -20 -20];
Rmax = [0.99 1.2 1.2 0.2 1.5 0.75 1.2 1.2 0.1 0.8 3 3 3 3 3 3 3 3
20 20 20 20];
N = length(Rmin);

%GA:
tic
options = gaoptimset('PopulationType',
'doubleVector', 'PopInitRange', [1;N]);
ngen = 500;          %número de gerações

%Definindo os parâmetros de geração do GA:
% options = gaoptimset(options, 'InitialPopulation', PopIni);
options = gaoptimset(options, 'PopulationSize', 50);
options = gaoptimset(options, 'SelectionFcn', @selectionroulette );
options = gaoptimset(options, 'EliteCount', 5);
options = gaoptimset(options, 'CrossoverFraction', 0.8);
options = gaoptimset(options, 'ParetoFraction', 0.7);
options = gaoptimset(options, 'CrossoverFcn', @crossoverheuristic
);
options = gaoptimset(options, 'MutationFcn',
@mutationadaptfeasible);
options = gaoptimset(options, 'Generations', ngen);
options = gaoptimset(options, 'StallTimeLimit', inf);
options = gaoptimset(options, 'StallGenLimit', inf);
[x, fval, exitflag, output, final_pop] = ga(@fit_biceps, N, [],
[], [], [], Rmin, Rmax, [], options);
fval

%Para reproduzir o resultado do GA:
%set(RandStream.getDefaultStream, 'State', Output.rngstate.state);

%Fazendo a população inicial ser igual a final da última evolução:
PopIni = final_pop;

%Variáveis do cromossomo para o bíceps:[A LCE0 LTs FCEmax alpha
SPE SSE phim phiv a0 a1 a2 a3 b0 b1 b2 b3]
A = x(1);
LCE0 = x(2)*0.14;
LTs = x(3)*0.2295;
Lmax = x(4) + LCE0 + LTs;
FCEmax = x(5)*427.33;
alpha = x(6);
SPE = x(7)*9;
SSE = x(8)*2.8;
phim = x(9);
phiv = x(10);
a0 = x(11);
a1 = x(12);
a2 = x(13);
a3 = x(14);
b0 = x(15);
b1 = x(16);
b2 = x(17);
b3 = x(18);

```

```

k0 = x(19);
k1 = x(20);
k2 = x(21);
k3 = x(22);

%Desses, podemos obter:
VCEmax = 2*LCE0 + 8*LCE0*alpha;
FPEmax = 0.05*FCEmax;
dLPEmax = Lmax - (LCE0 + LTs);
FSEmax = 1.3*FCEmax;
dLSEmax = 0.03*LTs;

TAUV = [];
TAUV_GA = [];

%Matrizes (i,j) com i testes e j pontos:
RMS = 0;
for i = 1:size(Theta1,1)
    TAU = [];
    TAU_GA = [];
    for j = 1:size(Theta1,2)
        theta2 = Theta1(i,j);
        theta1 = Theta2(i,j);
        dtheta2 = dTheta1(i,j);
        dtheta1 = dTheta2(i,j);

        %Articulação que está sendo modelada: bíceps
        theta = theta2;
        dtheta = dtheta2;
        u = EMGbic(i,j);

        %Comprimento e velocidade do elemento de contração
LCE(theta)
        LCE = a3*theta^3 + a2*theta^2 + a1*theta + a0;
        VCE = 3*a3*theta^2*dtheta + 2*a2*theta*dtheta + a1*dtheta;

        %Valor do braço de alavanca R(theta)
        R = b3*theta^3 + b2*theta^2 + b1*theta + b0;

        %Nível de ativação neural
        a = (A^u - 1)/(A - 1);

        %Força realizada pelo elemento de contração
        dLCE = LCE - LCE0;
        VCE0 = 0.5*(a + 1)*VCEmax;
        fl = exp(-0.5*((dLCE/LCE0 - phim)/phiv)^2);
        fv = 0.1433/(0.1074 + exp(-1.3*sinh(2.8*VCE/VCE0 +
1.64)));
        FCE = a*fl*fv*FCEmax;

        %A forçar realizada pelo elemento série é igual;
        FSE = FCE;
        dLSE = dLSEmax/SSE*log(FSE*(exp(SSE) - 1)/FSEmax + 1);
        LSE = dLSE + LTs;

        %Força realizada pelo elemento paralelo
        LPE = LSE + LCE;
        dLPE = LPE - LTs;
        FPE = FPEmax/(exp(SPE) - 1)*(exp(SPE*dLPE/dLPEmax) - 1);

```

```

%Ganho
K = a^k3*exp(k2 + k1*a) + k0;

%Torque realizado pelo músculo
Tbic = K*(FPE + FCE)*R;

I2 = I20;
m2 = m20;
if(i == 2)
    I2 = 0.3642;
    m2 = 3.6071;
end
c1 = I1 + I2 + m1*l01^2 + m2*(l1^2 + l02^2);
c2 = m2*l1*l02;
c3 = I2 + m2*l02^2;
%Matriz de inércia
M = [[c1+2*c2*cos(theta2) c3+c2*cos(theta2)];
      [c3+c2*cos(theta2) c3]];
%Matriz de Coriolis
C = [[-c2*sin(theta2)*dtheta2 -
      c2*sin(theta2)*(dtheta1+dtheta2)];
      [c2*sin(theta2)*dtheta1 0]];
%Vetor da gravidade
G =
[[m1*g*l01*sin(theta1)+m2*g*(l1*sin(theta1)+l02*sin(theta1+theta2)
)];
      [m2*g*l02*sin(theta1+theta2)]];
%Equação dinâmica
tau = C*[dtheta1 dtheta2]' + G;

RMS = RMS + abs(1 - Tbic/tau(2));

TAU = [TAU tau(2)];
TAU_GA = [TAU_GA Tbic];
end

TAUV = [TAUV; TAU];
TAUV_GA = [TAUV_GA; TAU_GA];
end

figure()
plot(TAUV,'k')
hold on
plot(TAUV_GA,'r')
toc

function min = fit_biceps(r)

global c1 c2 c3 N g m1 m2 m20 l1 l2 l01 l02 I1 I2 I20 M0 D Theta1
Theta2 dTheta1 dTheta2 EMGbic

%Variáveis do cromossomo para o bíceps:[A LCE0 LTs FCEmax alpha
SPE SSE phim phiv a0 a1 a2 a3 b0 b1 b2 b3]
A = r(1);
LCE0 = r(2)*0.14; %Para valor nominal LCE0 = 0.14m
LTs = r(3)*0.2295; %Para valor nominal LTs = 0.2295m
Lmax = r(4) + LCE0 + LTs; %Temos que Lmax > LCE0 + LTs

```

```

FCEmax = r(5)*427.33;           %Para valor nominal FCEmax = 427.33 ->
(BSH+BLH)/2
alpha = r(6);
SPE = r(7)*9;                 %Para valor nominal SPE = 9
SSE = r(8)*2.8;              %Para valor nominal SSE = 2.8
phim = r(9);
phiv = r(10);
a0 = r(11);
a1 = r(12);
a2 = r(13);
a3 = r(14);
b0 = r(15);
b1 = r(16);
b2 = r(17);
b3 = r(18);
k0 = r(19);
k1 = r(20);
k2 = r(21);
k3 = r(22);

%Desses, podemos obter:
VCEmax = 2*LCE0 + 8*LCE0*alpha;
FPEmax = 0.05*FCEmax;
dLPEmax = Lmax - (LCE0 + LTs);
FSEmax = 1.3*FCEmax;
dLSEmax = 0.03*LTs;

%Matrizes (i,j) com i testes e j pontos:
RMS = 0;
for i = 1:size(Theta1,1)
    for j = 1:size(Theta1,2)
        %Os valores de theta estão invertidos, theta2 é o primeiro
        canal: cotovelo
            theta2 = Theta1(i,j);
            theta1 = Theta2(i,j);
            dtheta2 = dTheta1(i,j);
            dtheta1 = dTheta2(i,j);

            %Articulação que está sendo modelada: bíceps
            u = EMGbic(i,j);
            theta = theta2;
            dtheta = dtheta2;

            %Comprimento e velocidade do elemento de contração
            LCE(theta)
            LCE = a3*theta^3 + a2*theta^2 + a1*theta + a0;
            VCE = 3*a3*theta^2*dtheta + 2*a2*theta*dtheta + a1*dtheta;

            %Valor do braço de alavanca R(theta)
            R = b3*theta^3 + b2*theta^2 + b1*theta + b0;

            %Nível de ativação neural
            a = (A^u - 1)/(A - 1);

            %Força realizada pelo elemento de contração
            dLCE = LCE - LCE0;
            VCE0 = 0.5*(a + 1)*VCEmax;
            fl = exp(-0.5*((dLCE/LCE0 - phim)/phiv)^2);
            fv = 0.1433/(0.1074 + exp(-1.3*sinh(2.8*VCE/VCE0 +
1.64)));

```

```

FCE = a*f1*fV*FCEmax;

%A forçar realizada pelo elemento série é igual;
FSE = FCE;
dLSE = dLSEmax/SSE*log(FSE*(exp(SSE) - 1)/FSEmax + 1);
LSE = dLSE + LTs;

%Força realizada pelo elemento paralelo
LPE = LSE + LCE;
dLPE = LPE - LTs;
FPE = FPEmax/(exp(SPE) - 1)*(exp(SPE*dLPE/dLPEmax) - 1);

%Ganho
K = k3*a^3 + k2*a^2 + k1*a + k0;
K = a^k3*exp(k2 + k1*a) + k0;

%Torque realizado pelo músculo
Tbic = K*(FPE + FCE)*R;

I2 = I20;
m2 = m20;
if(i == 2)
    I2 = 0.0997;
    m2 = 3.6071;
end
c1 = I1 + I2 + m1*101^2 + m2*(11^2 + 102^2);
c2 = m2*11*102;
c3 = I2 + m2*102^2;
%Matriz de inércia
M = [[c1+2*c2*cos(theta2) c3+c2*cos(theta2)];
      [c3+c2*cos(theta2) c3]];
%Matriz de Coriolis
C = [[-c2*sin(theta2)*dtheta2 -
      c2*sin(theta2)*(dtheta1+dtheta2)];
      [c2*sin(theta2)*dtheta1 0]];
%Vetor da gravidade
G =
[[m1*g*101*sin(theta1)+m2*g*(11*sin(theta1)+102*sin(theta1+theta2))];
 [m2*g*102*sin(theta1+theta2)]];
%Equação dinâmica
tau = C*[dtheta1 dtheta2]' + G;

RMS = RMS + abs(1 - Tbic/tau(2));
end
end

%Minimizando o erro entre curvas
min = RMS;
end

```

8.7

Programa em MatLab para Pré-processamento das Variáveis Utilizadas para Recalibragem do Modelo Muscular

```

clc;
close all;

```

```

global Theta1 Theta2 dTheta1 dTheta2 EMGbic EMGdel

Theta1 = [];
Theta2 = [];
dTheta1 = [];
dTheta2 = [];
EMGbic = [];
EMGdel = [];
THETA1 = [];
THETA2 = [];
DTHETA1 = [];
DTHETA2 = [];
EMG = [];
EMG2 = [];
t1 = [];
t2 = [];
dt1 = [];
dt2 = [];
emg = [];
emg2 = [];

[B1,A1] = butter(2,20/1500,'high');
[B2,A2] = butter(2,30/1500,'low');
[B3,A3] = butter(2,2/1500,'low');
[B4,A4] = butter(2,5/1500,'low');

%Cotovelo direito: theta1(V1) [rad]:
T1 = inline('0.5239*v - 0.4136');
%Ombro direito: theta2(V2) [rad]:
T2 = inline('(v - 3.0925)*0.7076/1.5950');

%O vetor de dados é do tipo: data = [angulo_cotovelo angulo_ombro
sEMG_biceps sEMG_deltoide]
tam = min([length(data0) length(data1)]);
data = [data0(:,1:tam); data1(:,1:tam)];

for j = 1:4:5
    for i = 1:length(data(1,:))
        Theta1(i) = 0.5239*data(j,i) - 0.4136;
        Theta2(i) = (data(j+1,i) - 3.0925)*0.7076/1.5950;
    end

    Theta1 = filter(B2,A2,Theta1);
    dTheta1 = diff(Theta1)*1500;
    dTheta1 = filter(B4,A4,dTheta1);
    dTheta1(end+1) = dTheta1(end);
    Theta2 = filter(B2,A2,Theta2);
    dTheta2 = diff(Theta2)*1500;
    dTheta2 = filter(B4,A4,dTheta2);
    dTheta2(end+1) = dTheta2(end);

    EMGbic = data(j+2,:);
    EMGbic = filter(B1,A1,EMGbic);
    EMGbic = abs(EMGbic);
    EMGbic = filter(B3,A3,EMGbic);
    EMG0 = EMGbic;

    EMGdel = data(j+3,:);
    EMGdel = filter(B1,A1,EMGdel);
    EMGdel = abs(EMGdel);

```

```

EMGdel = filter(B3,A3,EMGdel);
EMG02 = EMGdel;

Theta1 = Theta1(2000:end);
dTheta1 = dTheta1(2000:end);
Theta2 = Theta2(2000:end);
dTheta2 = dTheta2(2000:end);
EMGbic = EMGbic(2000:end);
EMGdel = EMGdel(2000:end);

%Queremos apenas N pontos
N = 200;
dn = floor(length(Theta1)/N);
for i = 1:N
    t1(i) = Theta1((i-1)*dn + 1);
    t2(i) = Theta2((i-1)*dn + 1);
    dt1(i) = dTheta1((i-1)*dn + 1);
    dt2(i) = dTheta2((i-1)*dn + 1);
    emg(i) = EMGbic((i-1)*dn + 1);
    emg2(i) = EMGdel((i-1)*dn + 1);
end

THETA1 = [THETA1; t1;];
THETA2 = [THETA2; t2;];
DTHETA1 = [DTHETA1; dt1;];
DTHETA2 = [DTHETA2; dt2;];
EMG = [EMG; emg;];
EMG2 = [EMG2; emg2;];

end

Theta1 = THETA1;
Theta2 = THETA2;
dTheta1 = DTHETA1;
dTheta2 = DTHETA2;
EMGbic = EMG;
EMGdel = EMG2;

figure()
plot(Theta1','k')
hold on
plot(dTheta1','r')

figure()
plot(Theta2','k')
hold on
plot(dTheta2','r')

figure()
plot(EMGbic','k')
hold on
plot(EMGdel','g')

```