

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
ESCOLA POLITÉCNICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**MAIRA RANCIARO**

**CONTROLE MIMÉTICO DE MARCHA DE UM MEMBRO INFERIOR  
PARA ÓRTESE ATIVA**

**CURITIBA  
2016**



**MAIRA RANCIARO**

**CONTROLE MIMÉTICO DE MARCHA DE UM MEMBRO INFERIOR  
PARA ÓRTESE ATIVA**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Tecnologia em Saúde.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama  
Coorientador: Prof. Dr. José Carlos da Cunha

**CURITIBA**

**2016**

Dados da Catalogação na Publicação  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR  
Biblioteca Central

R185c  
2016 Ranciaro, Maira  
Controle mimético de marcha de um membro inferior para órtese ativa /  
Maira Ranciaro ; orientador, Percy Nohama ; coorientador, José Carlos da  
Cunha. -- 2016  
134 f. : il. ; 30 cm

Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná,  
Curitiba, 2016  
Bibliografia: f. 123-129

1. Aparelhos ortopédicos. 2. Exoesqueleto. 3. Marcha humana. 4.  
Tecnologia médica. I. Nohama, Percy. II. Cunha, José Carlos da. III. Pontifícia  
Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Tecnologia  
em Saúde. IV. Título.

CDD 20. ed. – 610.28



Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Escola Politécnica  
Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde

**ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**DEFESA DE DISSERTAÇÃO Nº 233**

**ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: TECNOLOGIA EM SAÚDE**

Aos 30 dias do mês de junho de 2016, no Auditório Bento Munhoz da Rocha Neto, realizou-se a sessão pública de Defesa da Dissertação: "**Controle mimético de marcha de um membro inferior para órtese ativa**" apresentada pela aluna **Maira Ranciaro** sob orientação do **Prof. Dr. Percy Nohama** e coorientação do **Prof. Dr. José Carlos da Cunha**, como requisito parcial para a obtenção do título de **Mestre em Tecnologia em Saúde**, perante uma Banca Examinadora composta pelos seguintes membros:

**Prof. Dr. José Carlos da Cunha,**  
UFPR (Presidente)

(assinatura)

Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

**Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto,**  
PUCPR (Examinador)

(assinatura)

Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

**Profª. Drª. Maria Claudia Ferrari de Castro,**  
FEI (Examinador)

(assinatura)

Aprovado  
(Aprov/Reprov.)

Início: 14:00h Término: 17:00h

Conforme as normas regimentais do PPGTS e da PUCPR, o trabalho apresentado foi considerado aprovado (aprovado/reprovado), segundo avaliação da maioria dos membros desta Banca Examinadora.

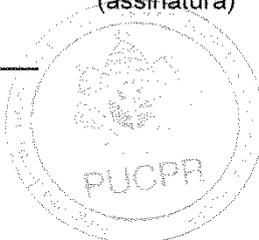
Observações: A Aluna deverá implementar as sugestões e  
corrigir com as indicações pela banca. Verificar a capa  
da dissertação entregue.

O(a) aluno(a) está ciente que a homologação deste resultado está condicionada: (I) ao cumprimento integral das solicitações da Banca Examinadora, que determina um prazo de 60 dias para o cumprimento dos requisitos; (II) entrega da dissertação em conformidade com as normas especificadas no Regulamento do PPGTS/PUCPR; (III) entrega da documentação necessária para elaboração do Diploma.

ALUNO(A): Maira Ranciaro

(assinatura)

**Profª. Drª. Marcia Regina Cubas,**  
Coordenadora do PPGTS PUCPR



## **AGRADECIMENTOS**

Agradecimentos especiais à família: ao meu pai Edilson Hugo Ranciaro, pelo apoio, conversas e pelo incentivo de dar continuidade à carreira; à minha mãe Ivone Maçaneiro Ranciaro, que não está mais presente entre nós, mas sempre me apoiou e incentivou, e tinha palavras confortadoras e que infelizmente não pode ver a conclusão de mais uma etapa da minha vida. A minha irmã Karine Ranciaro que sempre esteve ao meu lado.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pela bolsa de pesquisa, que contribuiu não só para este trabalho como para minha vida, durante a carreira acadêmica e profissional.

Também agradeço aos professores que me auxiliaram durante esse período de mestrado: Percy Nohama, José Carlos da Cunha e Guilherme Nunes Nogueira Neto. E aos integrantes do grupo: Júlio César Palma, bolsista IC/CNPq e Eng. Mecânico MSc. Carlos Roberto Fernandes, Jordana Stefanello, bolsista IC/CNPq.

E não poderia esquecer dos amigos presentes e que me ajudaram Bruno Colle, Rodrigo Villaverde, Mary Anne da Cruz Siqueira de Oliveira e Maurício Deconto.

## EPÍGRAFE

*“Jamais considere seus estudos como uma  
obrigação, mas como uma oportunidade  
invejável para aprender a conhecer a influência  
libertadora da beleza do reino do espírito, para  
seu próprio prazer pessoal e para proveito da  
comunidade à qual seu futuro trabalho  
pertencer.”*

Albert Einstein

## RESUMO

Tecnologias assistivas têm sido propostas para locomoção de indivíduos com lesão medular. Uma das alternativas consiste nas órteses ativas; porém, o controle desses dispositivos associa técnicas que aumentam a complexidade de ajustes nas articulações e exigem personalização dos parâmetros em função do indivíduo e da deficiência. Com isso, estende-se o tempo de configuração e limita-se o controle a uma determinada mecânica. O objetivo deste trabalho foi desenvolver um sistema de controle para os atuadores elétricos de uma órtese ativa de membros inferiores que proporcione movimentos funcionais de joelho e quadril em um único membro com sincronia de articulações. Como atuadores da órtese, optou-se por motores de corrente contínua nas articulações do joelho e quadril, denotando um grau de liberdade em cada articulação. Um teste de carga foi realizado para confirmar a capacidade de torque dos motores. O sistema desenvolvido atua em malha fechada e possui um controle para cada uma das duas articulações, e um controle de sincronia. O controle das articulações foi desenvolvido por meio de erro diferencial, que consiste na diferença das amplitudes de movimento medidas pelos sensores colocados na saída do sistema e com as amplitudes de movimento previamente ajustadas na entrada. A partir do erro, é possível calcular a largura de pulso do PWM por meio de uma regra simples. Dessa forma, a ação do PWM será proporcional ao erro atuante absoluto. O controle de sincronia é responsável pelo acionamento dos controles das articulações do joelho e quadril por meio de uma máquina de estados que empiricamente possui das fases da marcha. Como resultado, o controle de cada articulação respeita os limites biomecânicos, sendo o máximo de flexão do joelho de 60°, iniciando em 0°; e na articulação do quadril uma flexão máxima de 26° e uma extensão máxima de 13° limitados pela mecânica da órtese. O tempo médio entre os períodos de sinal da articulação do joelho foi de 3,16 s, com amplitude de 3,76V e do quadril foi de 3,15 s, com amplitude de 2,8V, ambos com uma variação de tempo de  $\pm 0,1$  s. Também foi proposto um sistema de segurança que quando a amplitude de movimento chega ao limite, o movimento cessa. Testando o sistema durante 5 min, equivalente há 93 passos, este não fugiu do ciclo de marcha e nem ultrapassou os limites estabelecidos. Os resultados foram comparados e normalizados em relação à marcha de um indivíduo hígido. O sistema mostrou resultados coerentes e confiáveis uma vez que funcionou dentro dos limites biomecânicos e possui resultados similares a outros projetos desenvolvidos na área e a marcha hígida. Palavras chaves: órtese de membros inferiores, exoesqueleto, controle, motor, locomoção, controle mimético.

## ABSTRACT

Assistive technologies have been proposed for mobility of individuals with spinal cord injury. One alternative consists of active orthotic devices. However, the control of these devices combines techniques that increase the complexity of adjustments in the joints and require customization of parameters depending on the individual and disability. Thus, the setup time is prolonged and the control limited to a certain mechanics. The aim of this study was to develop a control system for the electric actuators of a lower limbs active orthosis that provides functional knee and hip movements in a single member with synchronism between the joints. As the bracing actuators, we opted for DC motors in knee and hip joints, providing one degree of freedom in each joint. In order to confirm their capacity of torque, a load test was conducted. The developed system operates in closed loop and has a control block for each of the two joints, and also a timing control. The control of joints was developed by differential error which is the difference (error) between the movement amplitude measured via sensors placed on the system output and the input movement amplitude adjusted previously. From the error, it is possible to calculate the PWM pulse width by a simple rule. Thus, the action of PWM will be proportional to the absolute active error. The synchronization control is responsible for operating the controls of the knee and hip through a state machine that empirically contain the gait phases. As a result, the control of each joint is restricted to the biomechanical limits, with a maximum knee flexion of  $60^\circ$ , starting at  $0^\circ$ ; and the hip joint with a maximum flexion of  $26^\circ$  and a maximum extension of  $13^\circ$  limited by mechanical bracing. The mean time between periods of signal on the knee joint was 3.16 s with amplitude 3.76 V and on the hip was 3.15 s with an amplitude of 2.8 V, both with a time variation of  $\pm 0.1$  s. It also has a safety system that when the range of motion reaches the limit, the movement ceases. Testing the system during 5 min, equivalent to 93 steps, this did not escape the walking cycle and not exceed the established limits. The results were compared and normalized in relation to the motion of a healthy individual. The system has shown consistent and reliable results since it worked within the biomechanical limits and has similar results to other projects in the area and the healthy gait.

Keywords: orthosis lower limbs, exoskeletons, control, motor, locomotion, mimetic control.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Diagrama do Sistema Órtese Híbrida proposto .....	21
Figura 2 - Classificação de tetraplegia e paraplegia.....	24
Figura 3 - Incidência das lesões por década (a), nível de lesão (b), sexo e vértebras (c).....	25
Figura 4 - Fases da marcha e variações entre os períodos .....	28
Figura 5 - Passo e passada durante um ciclo de marcha .....	28
Figura 6 - Diagrama Hierárquico de análise do movimento humano.....	29
Figura 7 - Rotações do quadril (Pelves) .....	30
Figura 8 - Movimentos e rotações do tornozelo .....	31
Figura 9 - Gráfico de ângulos articulares de um membro inferior.....	32
Figura 10 - Exoesqueleto de Yagn (1890).....	35
Figura 11 - Exoesqueleto de Mihailo Pupin.....	36
Figura 12 - Exoesqueleto BLEEX.....	37
Figura 13 - Exoesqueleto XOS.....	38
Figura 14 - Exoesqueleto HAL-5 .....	38
Figura 15 - Órteses passivas HKAFO e AFO.....	41
Figura 16 - Primeira órtese ativa registrada .....	42
Figura 17 - Órtese ativa de Sogang University.....	43
Figura 18 - Diagrama de controle da órtese EXPOS.....	44
Figura 19 - Órtese ativa da Universidade de Salford.....	45
Figura 20 - Órtese ativa ALEX.....	46
Figura 21 - Diagrama em blocos do controle da órtese ATLAS .....	47
Figura 22 - Órtese ativa ATLAS e componentes da órtese .....	48
Figura 23 - Órtese ativa ReWalk .....	49
Figura 24 - Órtese ativa eLEGS/ Ekso Bionics.....	49
Figura 25 - Órtese ativa REX .....	50
Figura 26 - Diagrama em blocos do sistema de controle Fuzzy.....	55
Figura 27 - Diagrama em blocos de um sistema de controle adaptativo .....	57
Figura 28 - Sistema com Autômatos Finitos: diagrama de transição .....	58
Figura 29 - Diagrama de sistema de controle.....	60
Figura 30 - Forma de onda do PWM e ciclo de vida .....	61

Figura 31 - Potência <i>versus</i> Largura de Pulso .....	62
Figura 32 - Diagrama em blocos da ação proporcional.....	63
Figura 33 - Diagrama em blocos da ação de controle integral .....	64
Figura 34 - Diagrama em blocos da ação de controle PI .....	64
Figura 35 - Diagrama em blocos da ação de controle PD.....	65
Figura 36 - Diagrama em blocos da ação de controle PID.....	65
Figura 37 - Resposta do sistema de controle PID, PD e D a uma entrada em rampa .....	66
Figura 38 - Diagrama de um sistema em malha fechada.....	67
Figura 39 – Operação da ponte H em função dos níveis de tensão nas entradas ....	68
Figura 40 - Membro inferior da órtese, batentes e ativação.....	70
Figura 41 - Posicionamento das chaves fim de curso na órtese ativa como sistema de segurança redundante nas articulações do joelho e quadril. ....	71
Figura 42 - Protótipo Mecânico do quadril.....	72
Figura 43 - Protótipo mecânico do joelho .....	72
Figura 44 - Forças exercidas sobre a órtese.....	73
Figura 45 - Variáveis dos segmentos do membro inferior para definição de torque..	75
Figura 46 - Diagrama em blocos geral do sistema proposto.....	79
Figura 47 - Sistema do controle de erro diferencial em malha fechada. ....	80
Figura 48 - Malha de controle de sincronização e das articulações de um membro. 81	
Figura 49 - Determinação dos movimentos funcionais durante a marcha humana para aplicação no controle de sincronia das articulações do joelho e quadril. ....	82
Figura 50 - Diagrama do circuito de Acionamento .....	84
Figura 51 - Motor Bosch selecionado.....	88
Figura 52 - Circuito de acionamento. ....	90
Figura 53 - Placa de acionamento.....	91
Figura 54 - Diagrama do sistema de carga .....	91
Figura 55- Gráfico do sistema de PWM <i>versus</i> intensidade de corrente na placa de acionamento e motor.....	92
Figura 56 - Diferença do PWM na saída do Arduíno e pós optoacoplamento.....	93
Figura 57 - Esquemático da placa de controle .....	94
Figura 58 - Diferença na modulação de largura de pulso do PWM. A direita o sinal PWM com largura de pulso de aproximadamente 27% e a esquerda com largura de pulso de aproximadamente 70%. ....	96

Figura 59 - Fluxograma do controle para cada articulação. ....	98
Figura 60 - Ângulos de um indivíduo hígido e ciclos da marcha .....	99
Figura 61 - Máquina de Estados .....	100
Figura 62 - Fluxograma do controle .....	101
Figura 63 - Interface LabVIEW desenvolvida para aquisição angular diretamente dos sensores.....	102
Figura 64 - Amplitude angular do joelho e quadril amostrados diretamente no sensor angular do sistema desenvolvido. ....	103
Figura 65 - Formas de onda demonstrando o tempo dos períodos dos sinais do quadril (à esquerda) e do joelho (à direita); e saturação da amplitude (platô) do quadril (à esquerda). ....	103
Figura 66 - Formas de onda das variações das amplitudes nos períodos dos sinais das articulações de joelho (à direita) e quadril (à esquerda). ....	104
Figura 67 - Formas de onda do sinal do sensor de fim de curso (sinal superior) deflagrando a interrupção do sinal de PWM (sinal inferior). ....	104
Figura 68 - Gráfico da variação angular do joelho em um ciclo de marcha. Em linha contínua, com o controle desenvolvido e em linha tracejada, de um indivíduo hígido. ....	106
Figura 69 - Variação angular das articulações de quadril (tracejado) e joelho (contínua) durante um ciclo de marcha de um indivíduo hígido. ....	107
Figura 70 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril em um ciclo de marcha. ....	108
Figura 71 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril na fase de balanço durante o ciclo de marcha. ....	109
Figura 72 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril e joelho durante o ciclo de marcha. ....	109
Figura 73 - Fluxograma de sincronia entre os membros da órtese .....	116

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Níveis de lesão.....	23
Tabela 2 - Principais modelagens antropométricas.....	33
Tabela 3 - Comparativo entre órteses ativas.....	52
Tabela 4 - Tabela de transição de estados .....	59
Tabela 5 - Valores da massa de cada segmento em kg .....	87
Tabela 6 - Valores de centro de massa dos segmentos (cm) .....	87
Tabela 7 - Valores de torques para articulações de membros inferiores .....	88
Tabela 8 - Lista de baterias.....	95
Tabela 9 - Comparativo de amplitudes máximas entre literaturas e o sistema de controle proposto.....	114

## LISTA DE ABREVIATURAS

A/D	Analógico / Digital
AFO	<b>Ankle and Foot Orthosis</b>
CM	Centro de Massa
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DOF	Graus de Liberdade (Degrees of Freedom)
DTI	Desenvolvimento Tecnológico e Industrial
FES	Estimulação Elétrica Funcional ( <i>Functional Electrical Stimulation</i> )
HAS	Estratégia ou Sistema Híbrida(o) Assistiva(o)
HKAFO	<b>Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis</b>
INPI	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
KAFO	<b>Knee, Ankle and Foot Orthosis</b>
M.Sc.	Mestre em ciências
p.	Página
P	Proporcional
PI	Proporcional-integral
PID	Proporcional-integral-derivativo
PUCPR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
PWM	Modulação por largura de pulso ( <i>Pulse Width Modulation</i> )
THKAFO	<b>Trunk, Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis</b>
TRM	Trauma raquimedular
UTFPR	Univerdade Tecnológica Federal do Paraná
WHO	World Health Organization

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>16</b>
1.1	PROBLEMATIZAÇÃO .....	17
1.2	OBJETIVOS .....	19
<b>1.2.1</b>	<b>Objetivo Geral .....</b>	<b>19</b>
<b>1.2.2</b>	<b>Objetivos Específicos .....</b>	<b>19</b>
1.3	JUSTIFICATIVA.....	19
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO .....	21
<b>2</b>	<b>REFERENCIAL TEÓRICO .....</b>	<b>23</b>
2.1	LESÃO MEDULAR .....	23
<b>2.1.1</b>	<b>Etiologia da lesão medular .....</b>	<b>24</b>
2.2	BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA.....	27
<b>2.2.1</b>	<b>Marcha Humana .....</b>	<b>27</b>
<b>2.2.2</b>	<b>Biomecânica .....</b>	<b>29</b>
2.3	ÓRTESES E EXOSQUELETOS.....	34
<b>2.3.1</b>	<b>Exoesqueletos .....</b>	<b>35</b>
<b>2.3.2</b>	<b>Órteses .....</b>	<b>39</b>
2.3.2.1	Órteses passivas .....	40
2.3.2.2	Órteses ativas.....	41
2.4	TÉCNICAS DE CONTROLE.....	52
<b>2.4.1</b>	<b>Técnicas de controle de órteses .....</b>	<b>53</b>
2.4.1.1	Amplificação sensitiva: .....	53
2.4.1.2	Controle de marcha com trajetória pré-definida.....	53
2.4.1.3	Controle baseado em modelo.....	54
2.4.1.4	Controle baseado em osciladores adaptativos: .....	54
2.4.1.5	Controle <i>Fuzzy</i> .....	55
2.4.1.6	Ação pré-definida baseada em padrão de marcha.....	56
2.4.1.7	Controle adaptativo.....	56
2.4.1.8	Estratégia híbrida assistida (HAS):.....	57
2.4.1.9	Controle por máquina de estados.....	57
<b>2.4.2</b>	<b>Técnicas de controle para as articulações.....</b>	<b>60</b>
<b>2.4.3</b>	<b>PWM.....</b>	<b>61</b>
<b>2.4.4</b>	<b>Controle P, I, PI, PD e PID .....</b>	<b>63</b>

2.4.5	<b>Controle com Erro Diferencial</b> .....	66
2.5	ACIONAMENTO DE ATUADORES.....	67
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA</b> .....	<b>69</b>
3.1	ESTUDO DO SISTEMA MECÂNICO E SISTEMA DE SEGURANÇA.....	69
3.2	DEFINIÇÃO DOS ATUADORES .....	73
<b>3.2.1</b>	<b>EQUAÇÕES DE TORQUE DURANTE A MARCHA</b> .....	<b>73</b>
<b>3.2.2</b>	<b>DEFINIÇÃO DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS</b> .....	<b>77</b>
3.2.2.1	MODELAGEM DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS .....	78
3.3	CONTROLE DA ÓRTESE .....	79
<b>3.3.1</b>	<b>Controle</b> .....	<b>80</b>
3.3.1.1	Tecnologias de controle.....	82
<b>3.3.2</b>	<b>Circuito de acionamento</b> .....	<b>84</b>
3.4	TESTES.....	84
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	<b>87</b>
4.1	DEFINIÇÃO DOS ATUADORES .....	87
<b>4.1.1</b>	<b>Delimitação dos usuários e das massas dos segmentos</b> .....	<b>87</b>
<b>4.1.1</b>	<b>Cálculo dos torques e seleção do motor</b> .....	<b>88</b>
4.2	CIRCUITO DE ACIONAMENTO.....	89
<b>4.2.1</b>	<b>Testes de carga</b> .....	<b>91</b>
4.3	PLACA DE CONTROLE .....	93
4.4	CONTROLE DE CADA ARTICULAÇÃO .....	95
4.5	CONTROLE DE SINCRONIA: MÁQUINA DE ESTADOS .....	98
4.6	GRÁFICOS DO CONTROLE.....	102
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	<b>110</b>
5.1	SOBRE A TÉCNICA DE CONTROLE .....	110
5.2	SOBRE O HARDWARE DESENVOLVIDO .....	112
5.3	SOBRE OS RESULTADOS DOS TESTES DE BANCADA.....	113
5.4	SOBRE A TRANSPOSIÇÃO PARA ÓRTESE ATIVA.....	115
5.5	SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS.....	117
<b>5.5.1</b>	<b>Controle</b> .....	<b>117</b>
<b>5.5.2</b>	<b>Atuadores</b> .....	<b>118</b>
<b>5.5.3</b>	<b>Avaliação experimental</b> .....	<b>118</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	<b>120</b>
<b>7</b>	<b>CONTRIBUIÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS</b> .....	<b>121</b>

<b>7.1.1</b>	<b>Tecnológicas.....</b>	<b>121</b>
<b>7.1.2</b>	<b>Sociais .....</b>	<b>121</b>
<b>7.1.3</b>	<b>Reabilitatórias .....</b>	<b>121</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>123</b>
	<b>APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB PARA NORMALIZAÇÃO .....</b>	<b>130</b>
	<b>APÊNDICE B – CÓDIGO DO CONTROLE NO ARDUINO .....</b>	<b>131</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A lesão medular, ou trauma raquimedular (TRM), que compromete a função da medula espinal (SISCÃO et al., 2007), pode ser ocasionada por acidentes de carros (25%), quedas (40%) e armas de fogo (7%) (CAMPOS et al., 2008). Desta população acometida por TRM, 73% pertencem ao sexo masculino (PAZ et al., 1992; CAMPOS et al., 2008; BRITO et al., 2011; CUNHA et al., 2012), na maioria jovens e solteiros que moram em áreas urbanas (VALL et al., 2006).

Em nível nacional, não há estatísticas da quantidade de pessoas com deficiências específicas como paraplegia; existem somente dados de pessoas com deficiência motora, sem identificar o tipo de lesão que ocorreu e o tipo de deficiência (IBGE, 2010).

Um estudo realizado em 36 hospitais brasileiros mostrou em 1992 que, num total de 1225 pacientes, 108 sofreram lesão medular; destes, aproximadamente 60% têm deficiência motora do tipo paraplegia (PAZ et al., 1992). Cunha et al. (2012), também mostra que em 104 pacientes, 59,61% possuíam lesão no nível L1, caracterizando paraplegia.

Deve-se ressaltar que ao ser acometido por uma lesão medular completa ou parcial, o indivíduo poderá perder parcial ou completamente a sensibilidade dos membros e sua motricidade. Também são intermitentes as funções corporais vasomotoras, intestinal, vesical e sexual (VALL et al., 2006; SOUZA et al., 2013).

Desta forma, a participação dessa pessoa na sociedade fica comprometida uma vez que há redução na sua participação social, danos psicológicos e problemas familiares (NOREAU et al., 2000; CAMPOS et al., 2008). O indivíduo terá que se adaptar a um novo estilo de vida, visando a melhor qualidade de vida possível, a elevação da autoestima e sua independência funcional (VALL et al., 2006).

Para a reabilitação da pessoa acometida de lesão medular, além do tratamento fisioterapêutico, há diversas tecnologias assistivas visando recuperar a função motora, dentre estas, as órteses e os exoesqueletos, que podem proporcionar a locomoção assistida, com certo grau de estabilidade e segurança (FISH et al., 2001).

## 1.1 PROBLEMATIZAÇÃO

A marcha humana é descrita como uma série de movimentos contínuos e repetitivos que fazem o deslocamento do corpo humano em conjunto com o centro de massa. Por isso, pode-se definir como um sistema complexo de segmentos articulares movidos por vários grupos musculares dos membros inferiores (FILIPPO, 2006).

Indivíduos acometidos de lesão medular, completa ou parcial, podem perder a motricidade e a sensibilidade dos membros superiores e/ou inferiores dependendo do nível da lesão (VALL et al., 2006; SOUZA et al., 2013). No caso de perda da motricidade dos membros inferiores (paraplegia), não há marcha, não havendo formas de locomoção senão por meio de cadeira de rodas.

Neste contexto, inúmeros sistemas de órteses passivas e ativas vêm sendo desenvolvidos na expectativa de recuperar os movimentos de locomoção, proporcionando independência funcional aos lesados medulares. Entende-se por órtese ativa um sistema mecânico que possui atuadores acionados de forma a acompanhar ou realizar a denominada marcha hígida.

As órteses ativas possuem atuadores que podem realizar o movimento de marcha, mas estes possuem limitações. Os atuadores podem ser classificados em hidráulicos, pneumáticos ou elétricos. O problema dos hidráulicos é que possuem resíduo inflamável e o ajuste dos ângulos das articulações durante a marcha pode ser impreciso. Os atuadores pneumáticos possuem o mesmo problema de imprecisão e ambos os atuadores necessitam de compressores com o elemento que fará a atuação, líquido e ar, respectivamente, fazendo com que a órtese fique restrita a um ambiente fechado ou limitado, ou muito pesada.

Como atuadores elétricos, utilizam-se motores DC, pois são mais precisos em relação à amplitude de movimento articular e podem tornar a órtese autônoma por meio de baterias, mas, por outro lado, devem dispor de elevados torques para executar o movimento articular, o que dificulta sua aquisição no mercado brasileiro devido a este alto torque e necessitando de uma redução mecânica. Com relação à autonomia, de modo geral, o sistema pode funcionar de 2 a 6 h, dependendo do motor escolhido.

Outro fator relevante é o controle das órteses ativas. O sistema de controle de cada órtese depende de sua mecânica, seus sensores e atuadores (COSTA et al., 2005; DOLLAR; HERR, 2008).

Em geral os controles das órteses mimetizam a marcha hígida, que segundo Filippo (2006) é um sistema complexo de articulações e atividades musculares, mas também possui um comportamento cíclico e que depende de cada indivíduo; uma vez que cada indivíduo possui marcha única e individual, com ângulos de flexão e extensão em suas articulações, velocidade e torque, diferenciados (DOMÍNGUEZ et al., 2013).

Segundo Wang et al. (2013), a marcha hígida bípede é uma mistura de problemas de controle contínuo e discreto: no controle discreto, a transição entre os eventos, e no controle contínuo, a geração da trajetória da marcha.

Para a transição entre os eventos, utilizam-se de inúmeras técnicas, como Proporcional-Integral-Derivativo (PID) e suas variações, controle adaptativo e erro diferencial, dependendo do atuador utilizado.

Em relação à geração da trajetória, segundo a revisão apresentado por Yan et al. (2015), os controles podem ser classificados como: amplificação sensitiva, controle de marcha com trajetória pré-definida, ação pré-definida baseada em padrão de marcha, controle baseado em modelo, controle baseado em osciladores adaptativos, controle nebuloso (*Fuzzy*) e controle híbrido, sendo o controle de marcha com trajetória pré-definida o mais utilizado para órteses desenvolvidas para lesionados medulares. Este controle utiliza uma marcha de um indivíduo hígido como trajetória a ser seguida pelas articulações, sendo essas articulações independentes uma da outra. Para o controle dos eventos (fases da marcha), utilizam-se máquinas de estados que monitoram o feedback da órtese, como o sensor calcâneo, para definir em que momento está a trajetória de cada articulação.

Neste contexto, um controle de órtese deve respeitar os limites biomecânicos de cada usuário, utilizando-se de técnicas de controle para que haja essa mimética. Mesmo a grande maioria dos sistemas como os de Kong e Jeon (2006), Farris et al. (2011) e Wang et al. (2013), que associam técnicas de controle, por mais que mimetizem a marcha, acabam por ampliar a complexidade dos ajustes nas articulações, nos quais se acrescenta o tempo de adaptação do controle das órteses para cada indivíduo, ou para outras deficiências locomotoras como hemiplegias diversas (DOLLAR e HERR, 2008).

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é desenvolver um sistema de controle para os atuadores elétricos de uma órtese ativa de membros inferiores que proporcione movimentos funcionais de joelho e quadril em um único membro.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalho são:

- a) desenvolver um sistema de acionamento dos motores que atuam nas articulações de quadril e joelho e sua sincronização para marcha de um membro;
- b) desenvolver sistema de proteção que limite os movimentos articulares dentro dos limites mecânicos e biomecânicos, a fim de garantir segurança ao usuário;
- c) avaliar em testes de bancada o desempenho e a segurança dos sistemas desenvolvidos para geração de movimentos funcionais.

## 1.3 JUSTIFICATIVA

Segundo Noreau et al. (2000), há uma queda brusca na participação social e familiar de pessoas com lesão medular. Com isso, surge a necessidade do desenvolvimento de novas tecnologias para reabilitação e ou auxílio à autonomia do indivíduo. Atualmente, como meio de locomoção para indivíduos acometidos com paraplegia, tecnologias como órteses ativas (também conhecidas como exoesqueletos) vêm sendo desenvolvidas pelo mundo (STEGALL et al., 2012); porém, essas tecnologias ainda são incipientes no Brasil, e não foram localizadas nos dados do Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) e do portal Free Patents Online, consultados em 08/02/2016, por meio das palavras chaves órtese, exoesqueleto e prótese.

Com o sistema de controle de uma órtese ativa para um membro inferior, propõe-se um método de controle que utiliza uma máquina de estados que mimetiza a marcha hígida nas articulações de um membro, ou seja, as articulações de quadril

e joelho são dependentes entre si, não seguindo uma trajetória pré-definida, mas possuem os ângulos máximos e mínimos dos movimentos funcionais, o que viabiliza a modificação da amplitude dos movimentos funcionais conforme as limitações das articulações do usuário.

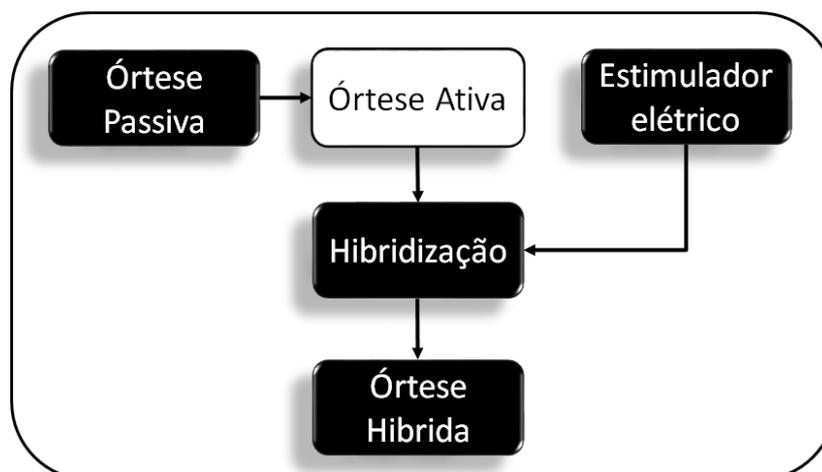
Com a máquina de estados, é possível a resolução do problema de controle contínuo apontado por Wang et al. (2013), e também com o controle de erro diferencial em cada articulação é possível a resolução de controle discreto, uma vez que cada articulação é monitorada em tempo real, sendo o sistema em malha fechada. Logo, a máquina de estados define a fase da marcha e também qual o movimento funcional que deve ser realizado em ambas articulações. Os seus estados de transições são dependentes dos ângulos articulares.

Também deve-se apontar que como o controle programado é um *firmware* que utiliza uma lógica sequencial, a máquina de estados foi a melhor solução para a sincronização dos movimentos, uma vez que cada um tem um momento para ocorrer, assim já definindo a trajetória das articulações durante a marcha nas suas fases específicas.

Assim, com este trabalho aplicado à órtese em desenvolvimento, espera-se que com o futuro uso dessa órtese, além da locomoção, também poderá ocorrer redução de complicações que ocorrem em 78,7 % dos pacientes com lesão medular, como úlceras por pressão, perda da massa muscular, circulação sanguínea deficiente, infecções pulmonares e urinárias (PAZ et al., 1992), pois podem permanecer na posição ortostática e movimentar-se.

Enfatiza-se, ainda, que foi desenvolvido neste trabalho somente o bloco denominado órtese ativa, destacado na Figura 1, já que esta proposta integra um trabalho maior denominado “Órtese Híbrida para Membros Inferiores”, financiado pelo CNPq sob número de processo 458818/2013-5, edital de Tecnologias Assistivas, coordenado pelo Prof. Percy Nohama.

Figura 1 - Diagrama do Sistema Órtese Híbrida proposto



Fonte: O Autor, 2014.

A órtese híbrida em desenvolvimento combina várias tecnologias como a órtese passiva, que pode se tornar ativa e um estimulador elétrico com oito canais.

Algumas órteses híbridas vêm sendo desenvolvidas; porém, a inovação deste sistema baseia-se na junção das tecnologias da órtese ativa, com atuadores elétricos, com a estimulação elétrica funcional em malha fechada, além de vários sensores cinéticos e cinemáticos para a utilização de indivíduos com lesão medular. Além de uma estratégia de controle para a marcha e sincronização das tecnologias, há sensores de deslocamento de centro de massa para o tronco a fim de evitar quedas e propiciar maior segurança ao usuário.

Quanto ao bloco de órtese ativa, do qual se trata este trabalho, propõe-se o sistema de controle da órtese passiva, empregando motores acionados por um circuito em configuração de ponte H. O sistema de controle propicia acesso aos ajustes angulares das articulações do quadril e joelho, bem como a sincronização do movimento das articulações para a mimetização da marcha e controle da velocidade de deslocamento das articulações em malha aberta.

#### 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada do seguinte modo. No Capítulo 1, contextualiza-se o problema e apresentam-se os objetivos e a justificativa. No Capítulo 2, descreve-se o estado da arte em seis tópicos e os principais conceitos relacionados à etiologia da lesão medular, biomecânica, órteses e exoesqueletos,

técnicas de controle e acionamento de atuadores. As metodologias adotadas para desenvolvimento e avaliação do projeto do sistema de controle encontram-se no Capítulo 3; e os resultados obtidos, tanto no que se refere ao sistema quanto aos testes realizados para avaliar seu desempenho são apresentados no Capítulo 4. No Capítulo 5, relacionam-se os resultados obtidos com demais autores da área e apresentam-se sugestões para trabalhos futuros. E, finalmente, no Capítulo 6, emergem as conclusões extraídas do trabalho realizado à luz dos objetivos inicialmente propostos e as contribuições oferecidas por este trabalho.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 LESÃO MEDULAR

Segundo Turci et al. (2009), a lesão medular caracteriza-se pelo rompimento parcial ou total dos nervos cervicais, torácicos ou lombares, que são responsáveis pela transmissão, modificação e coordenação motora e/ou sensorial, e no controle autônomo do sistema de órgãos.

As lesões totais ou completas caracterizam-se pela ausência motora e/ou sensorial abaixo do nível da lesão. Já as lesões parciais ou incompletas apresentam função medular parcial ou intacta, podendo comprometer segmentos neurológicos. Desta forma, o nível da lesão deve ser avaliado pelo comprometimento neurológico e não somente pela localização da lesão medular (TURCI et al., 2009; KAJIYAMA et al., 2014).

A gravidade desta lesão depende da extensão e da posição da mesma no paciente, avaliando a perda total ou parcial das funções motoras e/ou sensoriais, pois quanto mais próximos ao cérebro maiores serão a gravidade e os danos motores e funcionais, como se pode observar na Tabela 1, que mostra os aspectos residuais para cada nível de lesão (TURCI et al., 2009; KAJIYAMA et al., 2014).

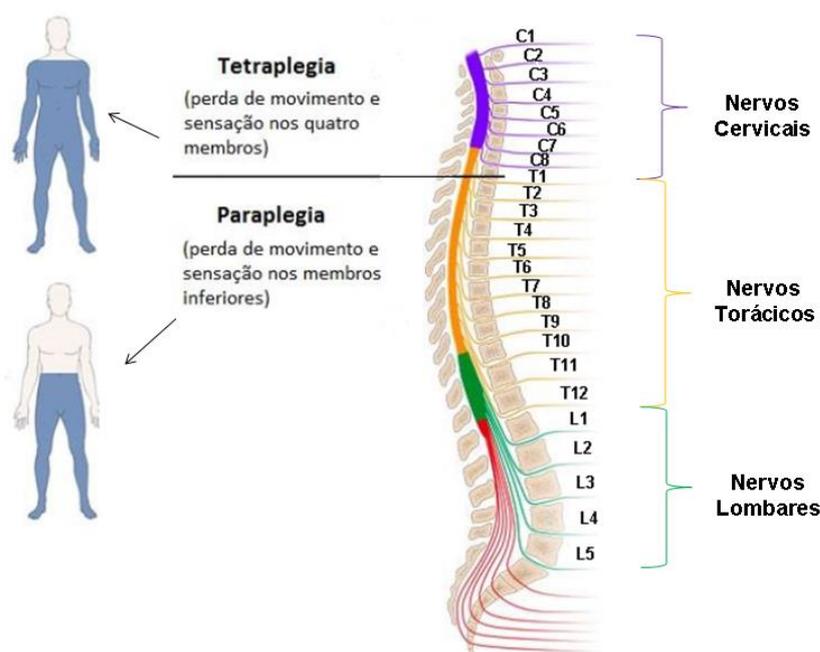
Tabela 1 - Níveis de lesão

<b>Nível</b>	<b>Aspectos residuais da lesão</b>
L2-S5	Pode ter boa estabilidade no tronco e controle parcial ou total dos membros inferiores
T10-L1	Pode ter estabilidade pé-tronco
T1-T9	Tem estabilidade do tronco superior limitada e os membros superiores totalmente intactos
C7-C8	Preensão e destreza limitadas. Pode ter extensão ulnar de punho; flexão de punho; flexão e extensão dos dedos; flexão e extensão dos intrínsecos da mão
C6	Pode ter protração escapular; alguma adução horizontal, supinação do antebraço, extensão radial do punho
C5	Pode ter abdução, extensão e flexão do ombro; flexão e supinação do cotovelo; adução e abdução escapular
C4	Comprometimentos respiratórios. Pode ter flexão, extensão e rotação do pescoço; elevação escapular
C1-C3	Pode ter flexão, extensão e rotação do pescoço

Fonte: (TURCI et al., 2009)

De acordo com a função motora, as lesões podem ser classificadas em paraplegia ou tetraplegia. Na tetraplegia, a lesão atinge o nível cervical ocasionando a perda de movimento e sensibilidade dos membros superiores e inferiores, segundo Turci et al. (2009); e de acordo com a Figura 2, a lesão ocorre entre as vértebras C1-C8. Na paraplegia, a lesão atinge o nível torácico causando a perda do controle e da sensibilidade dos membros inferiores, podendo ocorrer entre as vértebras T1-T9, como indicado por nervos torácicos na Figura 2. Ambos os tipos de lesões são ilustrados na Figura 2, de acordo com a posição da lesão na medula espinal.

Figura 2 - Classificação de tetraplegia e paraplegia



Fonte: Adaptação (NETTER, 2008)

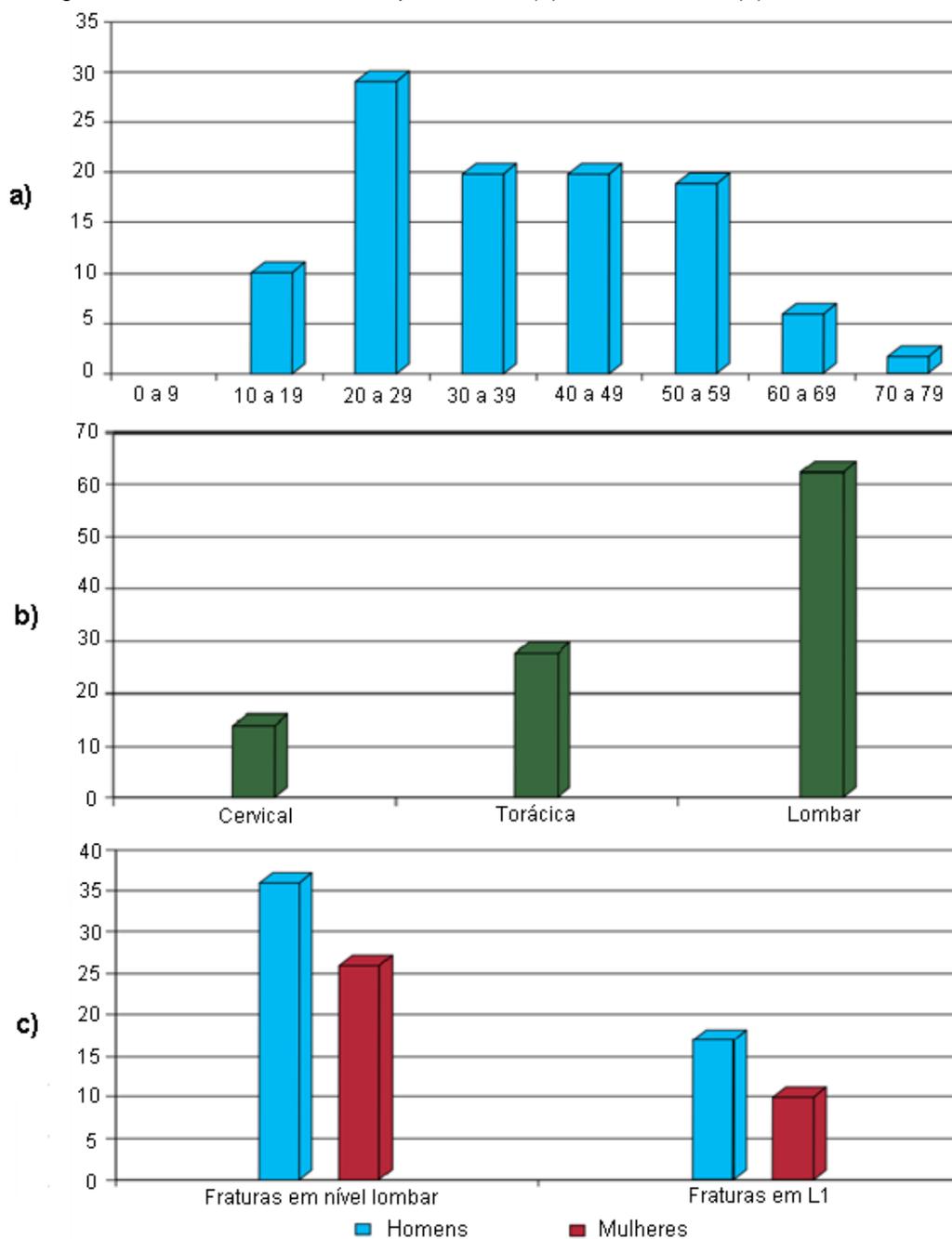
### 2.1.1 Etiologia da lesão medular

Segundo Vall et al. (2006), Siscão et al. (2007) e Campos et al., (2008), as lesões medulares têm sido cada vez mais frequentes devido ao crescimento da violência urbana, pois as maiores causas das lesões são acidentes automobilísticos, quedas, ferimentos por armas de fogo, mergulho em águas rasas e agressões. Em um estudo realizado por Campos et al. (2008) com 100 pacientes, 25% foram resultantes de acidentes automobilísticos, sendo 86% do sexo masculino.

No estudo realizado por Cunha et al. (2012), dentre 104 pacientes, 59,61% possuíam lesão no nível L1, sendo 73% do sexo masculino e jovens.

O estudo mostra na Figura 3a a idade desses pacientes por década e o percentual acometido; na Figura 3b, o local onde as lesões comumente ocorrem na coluna, mostrando o percentual de cada uma, sendo o de maior incidência correspondente à lombar, ocorrendo em mais de 60% dos casos; e na Figura 3c, mostra-se as vértebras mais acometidas entre homens e mulheres, sendo que a maior incidência de lesões lombares ocorre em indivíduos do sexo masculino, ultrapassando 35% dos casos.

Figura 3 - Incidência das lesões por década (a), nível de lesão (b), sexo e vértebras (c).



Fonte: Adaptação de CUNHA et al.,2012.

No estudo realizado por Campos et al. (2008), com 158 pacientes com lesão medular por diferentes causas, 87% sofreram lesão completa. Destes, 64,9% ficaram paraplégicos com lesão em nível lombar e 35,1% ficaram tetraplégicos, com lesão em nível cervical.

Com esses estudos, observa-se que o perfil dos pacientes e lesões se mantêm há mais de 25 anos, sendo possível concluir que a maioria da população brasileira acometida por lesão medular possui deficiência do tipo paraplegia e encontra-se na faixa dos 20 aos 40 anos.

O acometimento da lesão medular nestes indivíduos pode acarretar outras consequências. Segundo Vall et al. (2006), em uma amostra de 32 indivíduos com paraplegia, 93,8% ficam com bexiga e com intestinos neurogênicos, 75% com espasticidade, 56,2% com dor neuropática e 25% adquiram úlceras por pressão. Segundo Paz et al. (1992), dentre 108 indivíduos com lesão medular, 73% desenvolveram úlceras por pressão, de vários tipos, 43% com infecções urinárias e 1% com outros fatores ligados à bexiga, 5% com osteomielite, 4% com infecções pulmonares e abdominais e 5% com demais consequências, além de atrofia muscular e má circulação sanguínea.

As consequências do acometimento da lesão medular não se restringem à saúde; também influenciam nas atividades do dia-a-dia; relações sociais e fatores psicológicos desses indivíduos mostrados no estudo internacional realizado por NOREAU et al. (2000), que utilizaram dados da Organização Mundial de Saúde (*WHO*).

Neste estudo, de uma amostra de 57 pacientes, 100% tiveram uma queda abrupta na educação e atividades de lazer, 83% tiveram interrompidas suas participações na sociedade, 75% pararam de trabalhar, 33% tiveram uma queda nas relações interpessoais e 16% tiveram dificuldades nas relações familiares (NOREAU et al., 2000).

Com esses dados estatísticos, principalmente em relação à socialização desses indivíduos, há muitos anos vêm-se estudando formas de auxílio para que se melhore a qualidade de vida e se diminua os problemas de saúde que a lesão medular acarreta.

Além da fisioterapia convencional e terapia ocupacional, o desenvolvimento de tecnologias assistivas para lesionados medulares possui ampla abrangência. Atualmente, há trabalhos para a inclusão social e adaptação de dispositivos para a

melhoria de interação como cursores de mouse acionados por movimentação ocular, movimento do pescoço ou sopro, também adaptação de controle de outros dispositivos como teclados, cadeira de rodas, ambientes da casa: como elevadores, luminárias, torneiras, entre outros. Para locomoção desses indivíduos, além das cadeiras de rodas, muletas e andadores, há órteses passivas e ativas, também chamadas de exoesqueletos.

## 2.2 BIOMECÂNICA DA MARCHA HUMANA

Para o desenvolvimento do controle e acionamento para uma órtese, foi necessário o estudo dos aspectos da biomecânica da marcha humana.

### 2.2.1 Marcha Humana

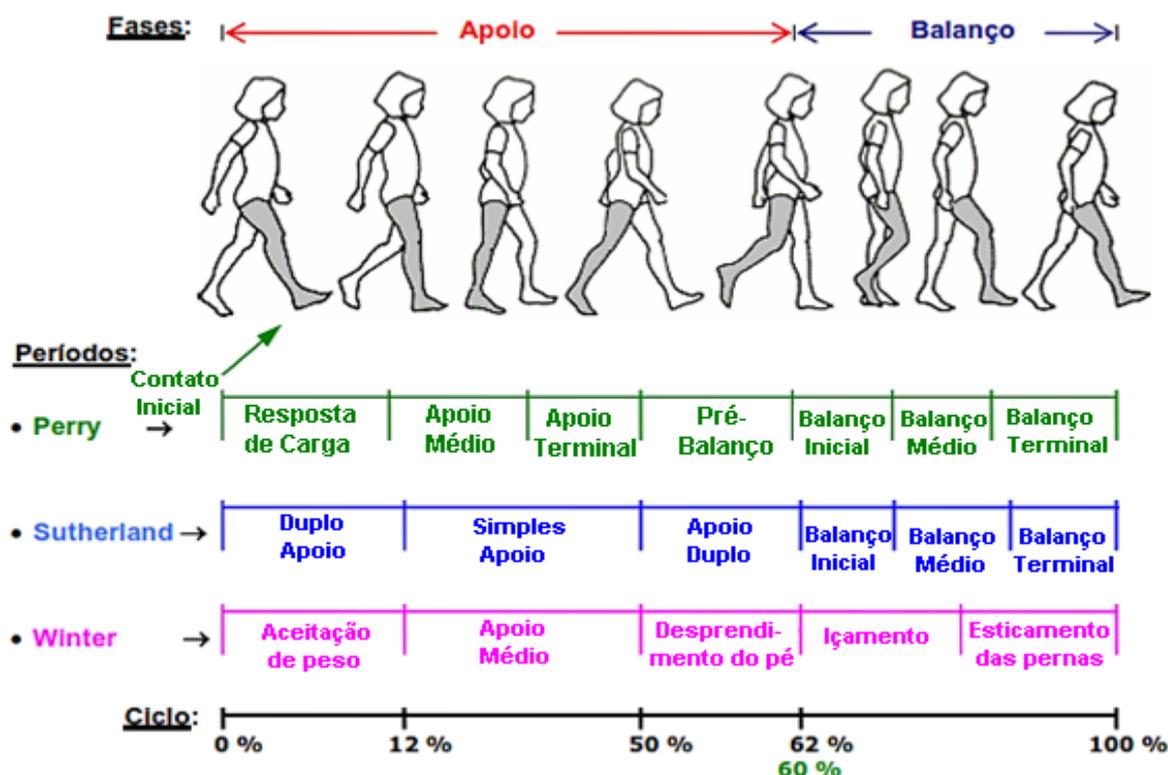
A locomoção humana é um sistema complexo que depende de várias atividades musculares e articulares (FILIPPO, 2006). É um padrão cíclico de movimentos dos braços, pernas e tronco que se repetem continuamente, formando a marcha que é um tipo de locomoção. Desta forma, cada indivíduo desempenha uma marcha diferenciada, que pode ser alterada até mesmo com o humor (PEREIRA, 2005; DOLLAR; HERR, 2008).

As características em uma marcha bípede são as alternâncias cíclicas de apoio de cada perna e a existência de uma área de transferência, onde ambos os pés ficam em contato com o solo (PEREIRA, 2005).

Os ciclos da marcha humana são representados em percentagens de 0% a 100%, iniciando quando o calcanhar toca o solo e finalizando no ponto de apoio do calcanhar sobre o mesmo pé que iniciou o ciclo (DOLLAR; HERR, 2008), ou seja, o mesmo evento que iniciou o ciclo deve terminá-lo (PEREIRA, 2005).

Cada ciclo completo da marcha possui diferentes fases que são classificadas segundo atividades funcionais básicas. De acordo com o estudo bibliográfico realizado por Pereira (2005), existem três terminologias distintas para os ciclos da marcha: às dos autores Perry (1984), Sutherland (1984) e Winter (1987). A comparação entre os ciclos pode ser observada na Figura 4 que, apesar de possuírem divisões entre fases de apoio e balanço, apresentam variações entre os períodos e eventos do ciclo.

Figura 4 - Fases da marcha e variações entre os períodos

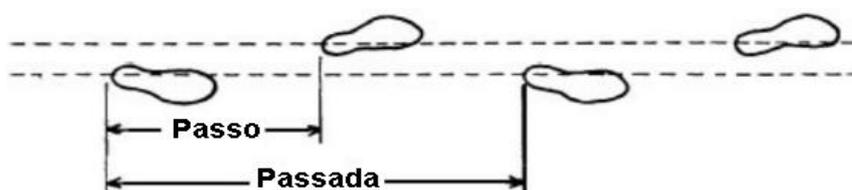


Fonte: (PEREIRA, 2005)

A fase de apoio constitui de 60% a 62% do ciclo, quando o pé está em contato com a superfície de apoio, enquanto a fase de balanço é constituída dos 38% a 40% restantes, quando os dedos do pé deixam de tocar o solo (conhecido como *toe-off*) (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

Dois variáveis quantitativas que definem a marcha durante o ciclo são: o passo e a passada. Um passo consiste na sequência de eventos entre o contato inicial do calcanhar com o solo e, em seguida, o calcanhar adjacente toca o solo. A passada é definida como uma sequência de dois passos, no qual o calcanhar toca o solo e este mesmo toca o solo novamente concluindo um ciclo de marcha. Ambas as variáveis são ilustradas na Figura 5. Cada ciclo da marcha possui dois passos e uma passada (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006; ARAÚJO, 2010).

Figura 5 - Passo e passada durante um ciclo de marcha



Fonte: (FILIPPO, 2006; ARAÚJO, 2010).

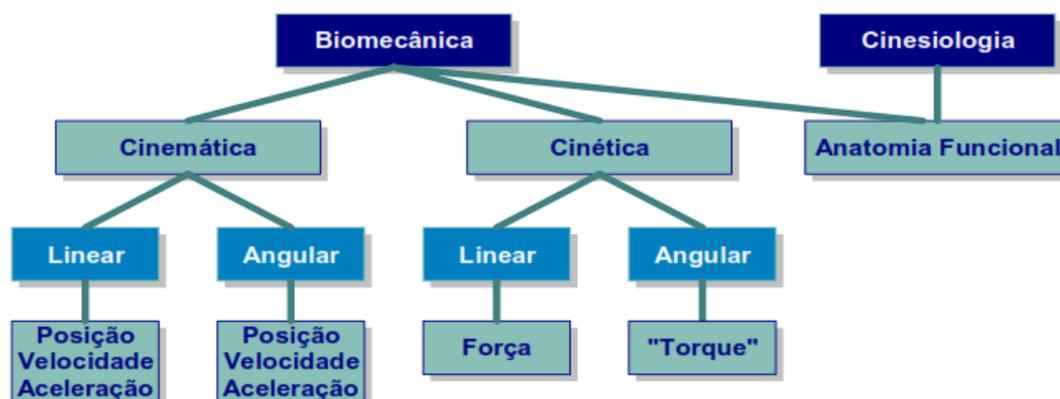
Para realizar a marcha, é necessário a progressão ou avanço do corpo, o início do ciclo de apoio principia-se com o contato inicial, no qual esse evento momentâneo caracteriza a transferência de peso por meio de uma ação de pivô no pé, assim preservando o momento para a progressão (PEREIRA, 2005). A seguir, tem-se a fase de apoio duplo, quando o peso corporal é transferido de um pé a outro e no qual ambos os pés estão em apoio, ocorrendo o deslocamento do centro de massa do indivíduo. Na fase de apoio médio, todo o peso do corpo é transferido para um único membro, que está na fase apoio. Antes de seguir para a fase de balanço da marcha, o membro em apoio passa novamente para a fase de apoio duplo, redistribuindo o peso corpóreo e terminando o deslocamento do centro de massa (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

A marcha humana possui outras características que podem ser analisadas durante o ciclo: o centro de gravidade do corpo humano, os deslocamentos lateral e vertical do quadril, a amplitude de movimento das articulações durante esses movimentos, dentre outros, que proporcionam a denominada análise biomecânica do movimento (PEREIRA, 2005; FILIPPO, 2006).

### 2.2.2 Biomecânica

A biomecânica pode ser descrita como um estudo interdisciplinar que descreve, analisa e avalia os movimentos humanos, levando em consideração princípios físicos e biológicos do corpo humano (ENOKA, 2000; FILIPPO, 2006; WINTER, 2009). O diagrama de hierarquia para análise do movimento humano pode ser observado na Figura 6.

Figura 6 - Diagrama Hierárquico de análise do movimento humano



Fonte: (PEREIRA, 2005).

Para a análise do movimento do corpo humano em marcha, é necessária uma análise do movimento no espaço e no tempo, assim o movimento do corpo é descrito por meio de eixos e planos. Os eixos são linhas imaginárias que passam pelo meio do corpo, sendo ortogonais entre si, onde o ponto de encontro entre eles é o centro de massa, muitas vezes utilizado como origem do sistema de coordenadas (ENOKA, 2000; ARAÚJO, 2010).

O sistema cartesiano possui três eixos principais: x, y e z, e planos formados entre eles: frontal (coronal), horizontal (transverso ou médio) e sagital.

O plano frontal corta o corpo verticalmente separando a parte posterior (trás) da anterior (frente), estando associado ao eixo z. O plano axial divide o corpo horizontalmente separando em superior e inferior, estando associado ao eixo y, e o plano sagital corta o corpo verticalmente, mas separando em lateral direita e esquerda, sendo associados ao eixo x.

Os movimentos para a marcha devem ser analisados com base nos movimentos do corpo, onde cada segmento possui determinados graus de liberdades (DOF) baseados no movimento das articulações. Os graus de liberdade permitem que os membros do corpo se posicionem em várias configurações distintas, podendo ser isoladas ou em conjunto e são avaliadas de acordo com o plano em que se localizam (ARAÚJO, 2010).

A articulação do quadril possui seis graus de liberdade, podendo realizar os movimentos de flexão e extensão no plano sagital, abdução e adução no plano coronal, rotação interna ou medial e rotação externa ou lateral no plano transverso ou axial. Desta forma, podem-se definir os três ângulos responsáveis por estes movimentos, segundo Wu et al.(2002), de acordo com a Figura 7:

- a) ângulo  $\alpha$ : responsável pela flexão/extensão;
- b) ângulo  $\beta$ : interna/externa ou medial/lateral;
- c) ângulo  $\gamma$ : responsável pela adução/abdução.

Figura 7 - Rotações do quadril (Pelves)



Fonte: adaptação <http://www.concursoefisioterapia.com/>

A articulação do joelho possui quatro graus de liberdade podendo realizar os movimentos de flexão e extensão no plano sagital, adução no plano coronal e rotação externa, no plano transverso (GROOD e SUNTAY, 1983).

Desta forma, podem-se definir os três ângulos responsáveis por esses movimentos segundo (GROOD e SUNTAY, 1983):

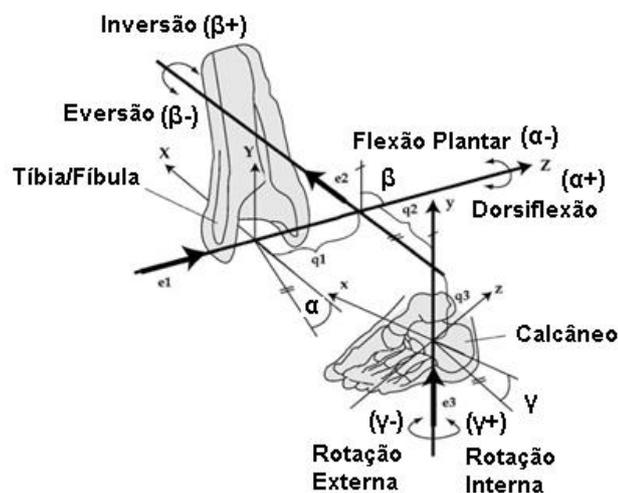
- ângulo  $\alpha$ : responsável pela flexão e extensão;
- ângulo  $\beta$ : responsável pela adução;
- ângulo  $\gamma$ : responsável pela rotação externa.

A articulação do tornozelo possui seis graus de liberdade, podendo realizar os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar no plano sagital, inversão e eversão, no plano coronal e rotação externa e interna, no plano transverso (WU et al., 2002).

Desta forma, podem-se definir os três ângulos responsáveis por estes movimentos segundo WU et al., (2002), Figura 8:

- ângulo  $\alpha$ : responsável pela dorsiflexão e flexão plantar;
- ângulo  $\beta$ : responsável pela inversão e eversão;
- ângulo  $\gamma$ : responsável pela rotação externa e interna.

Figura 8 - Movimentos e rotações do tornozelo



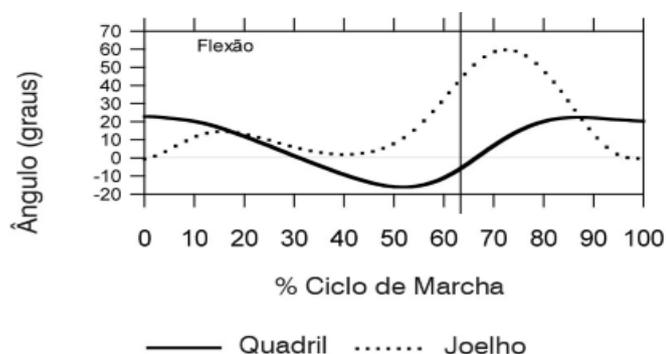
Fonte: WU et al., 2002

Segundo as definições pré-estabelecidas por Grood e Suntay (1983), Wu e Cavanagh (1995) e WU et al. (2002), cada articulação é analisada de acordo com os dois segmentos adjacentes, sendo um dos segmentos definidos como fixo e outro segmento rotaciona ao seu redor. Também são definidos os sistemas de coordenadas cartesianas locais de cada um dos segmentos. Com isso, por meio de

um sistema cartesiano global, pode-se localizar os segmentos e determinar suas rotações por meio de matrizes de translação e rotação.

Com os resultados dos cálculos das matrizes, que normalmente são realizados por um programa de captura de imagens, por exemplo, Vicon<sup>TM</sup> (2016), é possível plotar as curvas dos ângulos das articulações de membros inferiores durante o ciclo de marcha, como mostra a Figura 9.

Figura 9 - Gráfico de ângulos articulares de um membro inferior.



Fonte: adaptado de KIRKWOOD et al., 2007.

No cálculo da cinemática e cinética angular, posição e torque respectivamente, é necessário saber os dados antropométricos do indivíduo que está realizando a marcha, uma vez que a massa de cada um dos segmentos dos membros do corpo humano influencia diretamente nos resultados dos cálculos de posição e torque.

Atualmente, existem vários métodos de determinação de dados antropométricos de indivíduos. Porém, com a diversidade de métodos, surgem divergências sobre qual seria o melhor a ser utilizado nas pesquisas. Com isso, surgiram várias adaptações de métodos já existentes (LEVA, 1996; PEREIRA, 2005; DUMAS et al., 2007), ou estimativas de dados aplicados somente a um sistema em particular (KHALILI; ZOMLEFER, 1988; PAVOL et al., 2002; APHIRATSAKUN et al., 2010).

Os métodos estudados precisam da altura e peso do indivíduo, e alguns também de medidas corporais, para que seja possível a determinação da massa, posicionamento do centro de massa, e momento de inércia de cada segmento do corpo humano.

Alguns métodos possuem suas equações baseadas em estimativas feitas com segmentos cadavéricos (DEMPSTER et al., 1959; HANAVAN; ERNEST, 1964; CLAUSER et al., 1969; CHANDLER, 1975; HATZE, 1980; ZATSIORSKY; SELUYANOV, 1983) e outros *in vivo*, a partir de plataformas de força (DAMAVANDI et al., 2009; HANSEN et al., 2014), em tempo real (VENTURE et al., 2009; AYUSAWA et al., 2011), por radiografia (ZATSIORSKY, V. M. SELUYANOV, V. N. CHUGUNOVA, 1990; DUMAS et al., 2005), por método estereofotométrico (MCCONVILLE; JOHN, 1980) ou captura de imagem (ZHAO et al., 2010).

Os dados cadavéricos estimados tiveram que ser complementados utilizando modelos matemáticos. Assim, o corpo humano é representado por componentes geométricos como elipses, cones ou cilindros. Chandler (1975) divide o corpo humano em quatorze segmentos, uma vez que Hanavan (1964), precursor do método, utiliza quinze segmentos e Zatsiorsky e Seluvaiov (1983) dezesseis segmentos (ENOKA, 2000).

A Tabela 2 mostra a diferença entre alguns dos métodos existentes e mais conhecidos.

Tabela 2 - Principais modelagens antropométricas

Ano	Autor (es)	Amostra	Método Investigatório	Parâmetros
1955	Dempster	Cadáveres de 8 idosos	Plataforma, pesagem hidrostática, período de oscilação.	Volume, massa, densidade, CM e momento de inércia dos segmentos.
1964	Hanavan	Estudo literário	Modelo matemático	CM e momento de inércia de 15 segmentos
1969	Clauser	13 cadáveres masculinos	Plataforma, pesagem hidrostática e imersão.	Volume, massa e CM de 14 segmentos.
1975	Chandler	6 cadáveres de homens adultos	Pesagem hidrostática e período de oscilação.	Volume, massa, CM e momentos principais de inércia de 14 segmentos.
1975	Hatze	Sujeitos vivos	Análise de oscilograma	CM e momento de inércia dos segmentos em extremidades.
1978	Jensen	3 meninos vivos	Fotogrametria e modelagem matemática	Volume, massa, CM e momentos principais de inércia dos segmentos.
1980	Hatze	4 sujeitos vivos	Modelagem matemática e medidas antropométricas	Volume, massa, CM e momentos principais de inércia de 17 segmentos.
1983	Zatsiorsky e Seluyanov	100 homens vivos	Tomografia computadorizada (varredura gama) e equações de regressão	Massa, CM, momentos principais de inércia.

Fonte: Adaptado de PEREIRA, 2005.

Normalmente, realiza-se um estudo para um grupo de indivíduos segundo sua nacionalidade, devido a diferentes características corpóreas (NASA, 2014). Por isso, para o desenvolvimento de um exoesqueleto é necessário um estudo da antropometria de indivíduos brasileiros e escolha dos métodos a serem aplicados para o cálculo da massa dos segmentos (RANCIARO et al., 2015). Assim, pode-se obter como resultado a velocidade angular, aceleração e torque dos membros durante a marcha, uma vez que as articulações impactadas pela órtese são definidas. Também auxilia na definição dos atuadores e tecnologias de acionamento e controle.

### 2.3 ÓRTESES E EXOSQUELETOS

Muitos grupos de pesquisa multidisciplinares, envolvendo engenheiros, médicos e fisioterapeutas, vêm estudando formas de auxílio para portadores de deficiência locomotora (FILIPPO, 2006; ARAÚJO, 2010).

Esses dispositivos de auxílio tiveram grande ênfase desde a segunda guerra mundial, devido à grande quantidade de soldados que tiveram membros amputados e foram a óbito devido à cirurgia, além de problemas congênitos e doenças adquiridas que interferem na locomoção (FILIPPO, 2006).

Com o avanço da tecnologia, foi possível construir equipamentos robotizados que auxiliam na locomoção de pacientes acometidos com deficiências locomotoras. Esses equipamentos são chamados de *Wearable Robots*, robôs que podem ser vestidos pelos pacientes em tratamento.

Estes podem ser classificados quanto a sua interação na movimentação humana como (ARAÚJO, 2010; QUEVEDO, 2011):

- prótese: dispositivo mecânico que substitui membros amputados ou limitam o movimento;
- órtese: dispositivo mecânico que segue a anatomia do usuário com fim de recuperar o movimento perdido ou limitado, restaurando funções motoras;
- exoesqueleto: dispositivo robótico que acrescenta força aos membros vestidos por ele, tanto em indivíduos hígidos quanto naqueles com alguma patologia.

### 2.3.1 Exoesqueletos

O termo exoesqueleto é amplamente usado para definir um esqueleto externo, normalmente visto em animais invertebrados. Devido a este fato, o termo é utilizado para definir um equipamento robótico que reveste o membro do corpo humano todo ou em parte, para amplificar a capacidade de carga, diminuição de esforços ou segurança (ARAÚJO, 2010).

Os exoesqueletos são constituídos de uma carcaça mecânica com atuadores em suas articulações além de um sistema de controle, sendo acionados pelo movimento do usuário. Assim, o propósito dos exoesqueletos é acompanhar os movimentos do usuário por meio de mapeamento dos dados cinemáticos tendo interação direta (QUEVEDO, 2011).

O exoesqueleto mais antigo data de 1890, concebido por Yagn sendo totalmente mecânico, acionado por molas de lâmina e constituído de longos arcos em paralelo com os membros inferiores, como mostra a Figura 10. Este foi construído para aumentar o desempenho do corredor e diminuir o impacto (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010; QUEVEDO, 2011).

Figura 10 - Exoesqueleto de Yagn (1890).

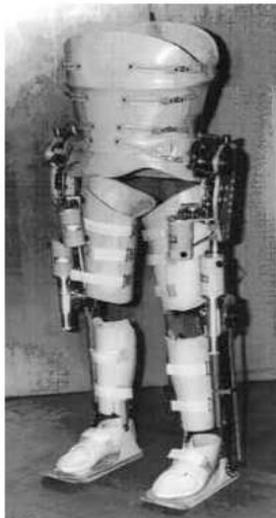


Fonte: DOLLAR; HERR, 2008.

Nas décadas de 1960 e 1970, no Mihailo Pupin Institute em Belgrado, Miomir Vukobratovic iniciou uma pesquisa para trabalhar com um dispositivo passivo, sem acionadores, para análise cinemática da marcha. Posteriormente, foram colocados acionadores hidráulicos para controle do quadril e joelho. Em um segundo projeto,

de 1970, ilustrado na Figura 11, acionadores pneumáticos para controle de flexão, extensão, adução e abdução do quadril, e flexão e extensão dos joelhos e tornozelos foram adicionados. Este conceito foi modificado colocando um suporte ao abdômen para maior estabilidade (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010; QUEVEDO, 2011).

Figura 11 - Exoesqueleto de Mihailo Pupin



Fonte: DOLLAR; HERR, 2008.

Em 2000, o Departamento de Defesa dos Estados Unidos criou um programa intitulado EHPA (*Exoskeleton for Human Performance Augmentation*) para desenvolver exoesqueletos para fins militares. Somente foram selecionadas a Universidade de Berkeley e a Sarcos Research Corporation para o desenvolvimento de projetos (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010).

O projeto com mais visibilidade foi o exoesqueleto BLEEX (*Berkeley Lower Extremity Exoskeleton*) da Universidade de Berkeley (Figura 12), que consegue carregar 70 kg e andar a uma velocidade de 2,2 m/s, sem colocar a carga sob o usuário do exoesqueleto, sendo desenvolvido somente para os membros inferiores (ARAÚJO, 2010).

O exoesqueleto é autônomo e possui três graus de liberdade no quadril, um no joelho e dois no tornozelo, sendo acionados os movimentos de flexão e extensão, abdução e adução do quadril, flexão e extensão do joelho e flexão e extensão do tornozelo, sendo as rotações acionadas por molas com exceção do tornozelo, que é livre (DOLLAR; HERR, 2008).

Figura 12 - Exoesqueleto BLEEX



Fonte: DOLLAR e HERR, 2008 e Zoss et al., 2006.

O acionamento do exoesqueleto é feito por meio de atuadores hidráulicos lineares bidirecionais montados em uma configuração triangular com a articulação. Apesar de um estudo comparativo entre os sistemas, o hidráulico possui um menor peso, enquanto o motor mostrou um menor consumo de energia durante a marcha (DOLLAR; HERR, 2008).

O controle é realizado por meio da leitura de sinais eletromiográficos do usuário no exoesqueleto: para início de movimento, basta que o usuário comece a se locomover. O controle utiliza oito *encoders* e dezesseis acelerômetros lineares para determinar o ângulo, a velocidade angular e a aceleração angular para cada um dos oito atuadores, e uma chave sob a sola do pé, para saber o momento em que o pé tem contato com o solo e a distribuição do peso (DOLLAR; HERR, 2008).

Paralelamente, a Sarcos desenvolveu o exoesqueleto XOS (Figura 13), similar ao exoesqueleto BLEEX (DOLLAR; HERR, 2008), também utilizando sistema de acionamento hidráulico, com o diferencial de se estender a membros superiores. Durante os testes, o exoesqueleto conseguiu carregar 84 kg à velocidade de 1,6 m/s. Desta forma, é possível com que os soldados que utilizam o exoesqueleto carreguem armas mais pesadas e até mesmo um soldado ferido (DOLLAR e HERR; 2008; ARAÚJO, 2010).

Figura 13 - Exoesqueleto XOS



Fonte: ARAÚJO, 2010.

Além dos exoesqueletos para fins militares, há exoesqueletos desenvolvidos para o auxílio na produção de força na reabilitação motora e funcional.

Na Universidade de Tsukuba, Japão, o Prof. Yoshikuyi Sankai e sua equipe desenvolvem um exoesqueleto que auxilia no aumento de força e na reabilitação de pacientes com patologias e idosos. Este exoesqueleto foi nomeado como HAL (*hybrid assistive leg*) e possui autonomia de 160 min (Figura 14), (DOLLAR; HERR; 2008; ARAÚJO, 2010).

Figura 14 - Exoesqueleto HAL-5



Fonte: ARAÚJO, 2010.

O exoesqueleto HAL possui o protótipo HAL-1, o HAL-3 que é um exoesqueleto de membros inferiores, para aumento de força, e por ultimo foi lançado

o HAL-5, um exoesqueleto de membros inferiores e superiores. Este último é constituído de ligas metálicas e pesa aproximadamente 15 kg. Possui como atuadores motores elétricos em cada articulação. O acionamento é realizado por meio de sinais eletromiográficos, com os sensores localizados ao redor do quadril e no joelho, além de potenciômetros para captar os ângulos das articulações, sensores de força de reação ao solo e um giroscópio e acelerômetro para controle postural (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010).

O controle do HAL-5 é realizado de modo a imitar a marcha hígida. É dividido em três funções, relacionadas às fases de apoio, aterrissagem e de balanço. Na fase de balanço, há o controle de cada articulação e é utilizada a ação de controle PD, que tem como entrada do controlador uma marcha já pré-determinada e é sincronizado com o sinal de EMG, que seria a intenção do usuário em andar. Nas fases de aterrissagem e de apoio, não são utilizados os valores de marcha, mas é aplicado um valor constante na entrada do controle (SUZUKI et al. 2007).

Atualmente, é um dos exoesqueletos produzidos e vendidos comercialmente, assim como o eLEGS, renomeado como Ekso Bionics, da Berkeley, e o ReWalk, (SPUNGEN et al., 2013), que foram desenvolvidos como concorrência ao HAL-5, mas necessitam de apoios como muletas para estabilizar e dar equilíbrio (QUEVEDO, 2011), aos quais cabem melhor a definição de órteses robóticas do que exoesqueletos.

### 2.3.2 Órteses

Desde a época de Hipócrates, já se utilizavam de dispositivos que auxiliavam, corrigiam ou limitavam o movimento, geralmente rústicos e esculpidos em madeira (FILIPPO, 2006).

Atualmente, tais dispositivos são chamados de órteses e são projetados para compensar a fraqueza muscular, a falta de função muscular ou para imobilizar um membro.

Devido a essas várias aplicações, as órteses podem ser classificadas conforme o grupo de membros com os quais trabalha (ARAÚJO, 2010):

- AFO (do inglês *Ankle and Foot Orthosis*): órteses para tornozelo e pé,
- KAFO (do inglês *Knee, Ankle and Foot Orthosis*): órteses que atuam no joelho, tornozelo e pé;

- HKAFO (do inglês *Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis*): órteses que atuam no quadril, joelho, tornozelo e pé;
- THKAFO (do inglês *Trunk, Hip, Knee, Ankle and Foot Orthosis*): órteses que atuam no tronco, quadril, joelho, tornozelo e pé.

Essas órteses ainda podem ser classificadas em passivas ou ativas, conforme o acionamento de suas articulações.

### 2.3.2.1 Órteses passivas

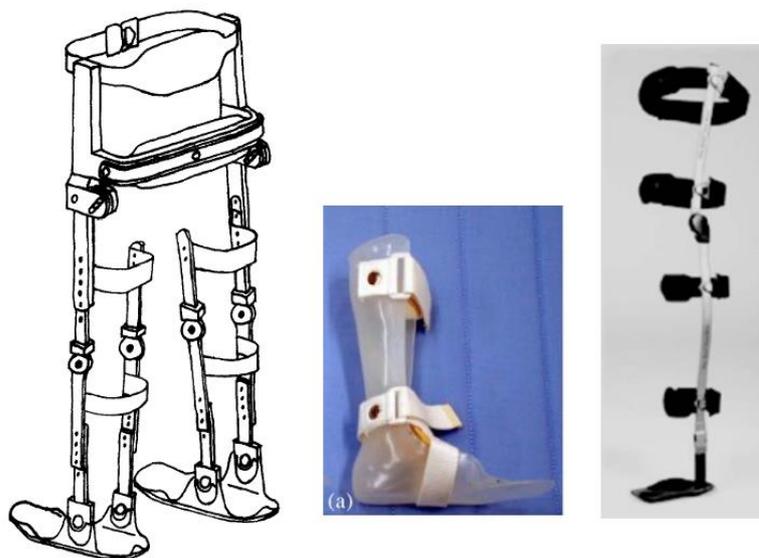
As órteses passivas não possuem atuadores ativados eletricamente. Algumas possuem articulações fixas ou apenas um atuador mecânico que possa travar e destravar as articulações. Elas também podem ser utilizadas com estimulação elétrica funcional (FES) como um auxílio ou uma restrição aos movimentos de algum membro do indivíduo.

A Figura 15a mostra uma órtese passiva do tipo HKAFO, somente mecânica, na qual o estudo foi realizado com a marcha de um indivíduo hígido com a órtese e testando as combinações de configuração de articulação, travada ou não, com uma marcha de quatro apoios, para verificar, por meio de eletromiografia (EMG), o impacto na marcha quando uma articulação é restringida (YANG et al., 1996).

Na Figura 15b é possível visualizar uma órtese do tipo AFO que é utilizada no estudo de análise de marcha de indivíduos com paralisia cerebral diplégia espástica (LAM et al., 2005). Esta órtese está entre as mais comumente utilizadas, pois não possui articulações e o membro permanece fixo.

Na Figura 15c, ilustra-se uma órtese do tipo KAFO, também utilizada para análise de marcha, como auxílio à marcha, com uma única articulação mecânica. Posteriormente, os pesquisadores desenvolveram os atuadores para essa órtese (CULLELL et al., 2009).

Figura 15 - Órteses passivas HKAFO e AFO



a) Órtese HKAFO

b) Órtese AFO

c) Órtese KAFO

Fonte: a) YANG et al., 1996; b) LAM et al., 2005; c) CULLELL et al., 2009.

### 2.3.2.2 Órteses ativas

As órteses ativas são comumente utilizadas na reabilitação de pacientes como auxílio à terapia convencional em sua recuperação funcional, pois auxilia o sistema nervoso central a reaprender os movimentos perdidos ou movimentos parcialmente afetados, processo chamado de plasticidade cerebral. Também são utilizadas para locomoção de pacientes paraplégicos (ARAÚJO, 2010).

As órteses ativas possuem várias partes fundamentais para o seu desenvolvimento e utilização como atuadores em suas articulações, sensores, sistema de controle e fonte de energia.

Os atuadores fornecem a força necessária para a marcha do paciente, e são elementos críticos das órteses, pois dependem de variáveis como consumo de energia, força de acionamento, limitação de sua disponibilidade no mercado, controle e *design* mecânico.

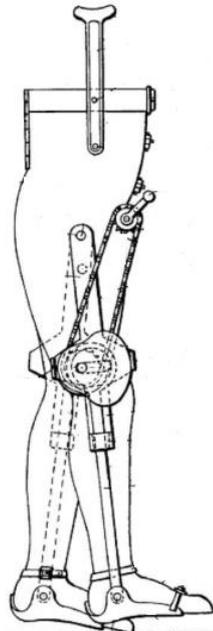
Muitos projetos de órteses têm sido desenvolvidos ao longo dos anos e cada um possui sua particularidade. Os atuadores convencionais utilizados nos projetos podem ser classificados, segundo Casolo et al. (2008), como:

- motores elétricos: são os mais utilizados por serem menores, mais leves, de fácil instalação, geralmente silenciosos;

- atuadores hidráulicos: precisam de um líquido pressurizado para transmitir energia. Normalmente, são barulhentos e complexos, precisam de um aparato grande para o funcionamento como compressores e sistema de arrefecimento, entre outros;
- atuadores pneumáticos: precisam de um gás pressurizado. Em comparação aos hidráulicos, são mais leves e baratos, além de não serem inflamáveis. Porém, também precisam de um aparato grande, como compressores e um reservatório de gás recarregável;
- freios magnéticos: é uma tecnologia passiva; porém, muito pesada, que utiliza a energia realizada pelo usuário para limitação do movimento.

O primeiro registro de uma órtese ativa HKAFO data de 1935 de uma patente registrada nos Estados Unidos por Cobb (1935), na qual um dispositivo mecânico é acionado por meio de molas de torção ligadas a uma cinta no quadril, e uma manivela ligada à articulação do joelho. Este mecanismo pode ser observado na Figura 16 (DOLLAR; HERR, 2008).

Figura 16 - Primeira órtese ativa registrada



Fonte: DOLLAR and HERR, 2008.

A primeira órtese ativa controlável surgiu em 1942, criada por Filippi (1942), do tipo HKAFO, com atuadores hidráulicos na qual as válvulas eram acionadas

manualmente para o controle do posicionamento angular do quadril e joelho, com resultados próximos ao ciclo de marcha humana (DOLLAR; HERR, 2008).

Em 2003, pesquisadores da Sogang University em Seoul, Korea, desenvolverem uma órtese, a EXPOS, que tira o peso da estrutura do paciente, colocando toda sua estrutura de baterias e controle em um andador, assim o paciente fica ligado ao equipamento por meio de um cabo. Porém, a forma como foi desenvolvido limita o paciente a áreas planas, como ilustrado na Figura 17. A órtese é autônoma e possui motores DC como atuadores das articulações do quadril e joelho (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010).

Figura 17 - Órtese ativa de Sogang University



Fonte: KONG and JEON, 2006; DOLLAR and HERR, 2008.

Segundo Kong e Jeon (2006), o sistema de controle da órtese depende da leitura da contração muscular, que pode ser ativa, passiva ou livre. A ativa quando ocorre a contração, a passiva quando não há contração e a livre quando o sensor não detecta a contração, o que pode gerar uma perturbação no controle. Desta forma, a velocidade angular da articulação é utilizada para resolver este problema quando há a leitura de modo livre. Enquanto o conjunto está em movimento, o motor é acionado no sentido da velocidade angular da articulação, assim removendo a inércia do conjunto.

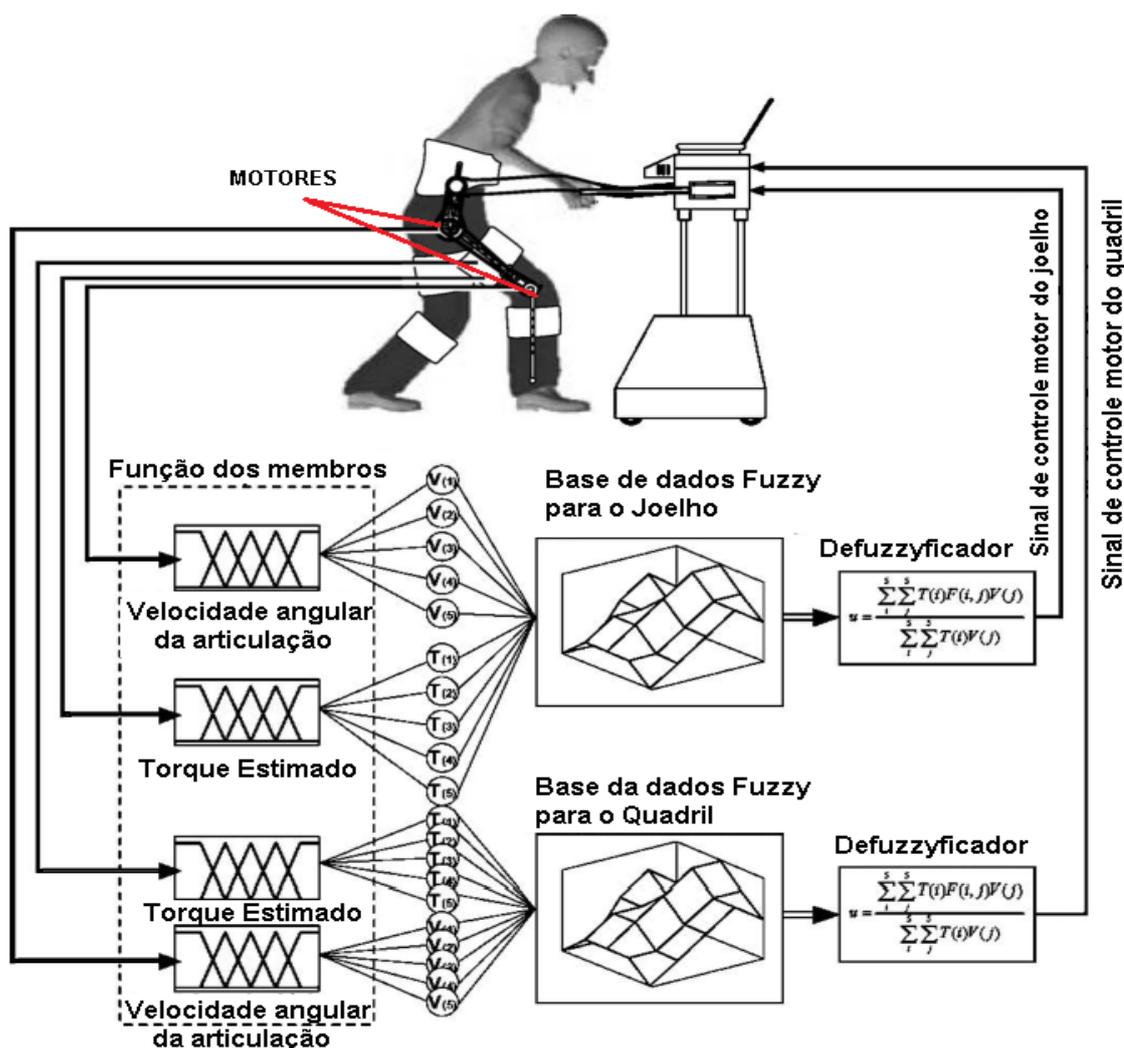
A Figura 18 ilustra a estrutura do controle da órtese que, para a ativação dos motores do quadril e do joelho, utiliza regras pré-estabelecidas chamadas de base

de dados *fuzzy*, e são transformadas em sinais de controle por meio dos defuzzyficadores (interpolação), equações matemáticas de torque e força.

As regras da base de dados *fuzzy* são definidas da seguinte forma (KONG; JEON, 2006):

- 1) se o torque calculado é utilizado;
- 2) se o valor lido do sensor é pequeno e o valor absoluto é grande, a entrada do motor depende da velocidade angular, pois o músculo está em modo livre;
- 3) se o torque calculado é grande e o valor absoluto da velocidade da articulação é pequeno, a entrada do motor depende do torque calculado;
- 4) se o torque calculado da articulação e a velocidade da articulação estão na mesma direção, a entrada do motor é máxima.

Figura 18 - Diagrama de controle da órtese EXPOS



Fonte: Adaptado de KONG and JEON, 2006.

Em 2006, pesquisadores da Universidade de Salford desenvolveram uma órtese, conforme ilustrada na Figura 19, com dez graus de liberdade para ambas as pernas: três graus de liberdade para o quadril permitindo flexão e extensão, adução e abdução; rotação interna e externa; um grau de liberdade no joelho permitindo flexão e extensão e; um grau de liberdade para o tornozelo permitindo dorsiflexão e flexão plantar (COSTA; CALDWELL, 2006).

Seu acionamento é realizado por atuadores músculo pneumáticos, conhecidos como pMas (*pneumatic Muscle Actuators*). A mecânica da órtese e seus componentes, assim como o funcionamento do atuador podem ser observados na Figura 19 (COSTA; CALDWELL, 2006). O atuador é composto por duas pMAs em cada lado da articulação, desta forma, quando um pMA é ativado, cheio de ar, o outro é desativado, expelindo o ar, assim rotacionando a articulação.

Figura 19 - Órtese ativa da Universidade de Salford



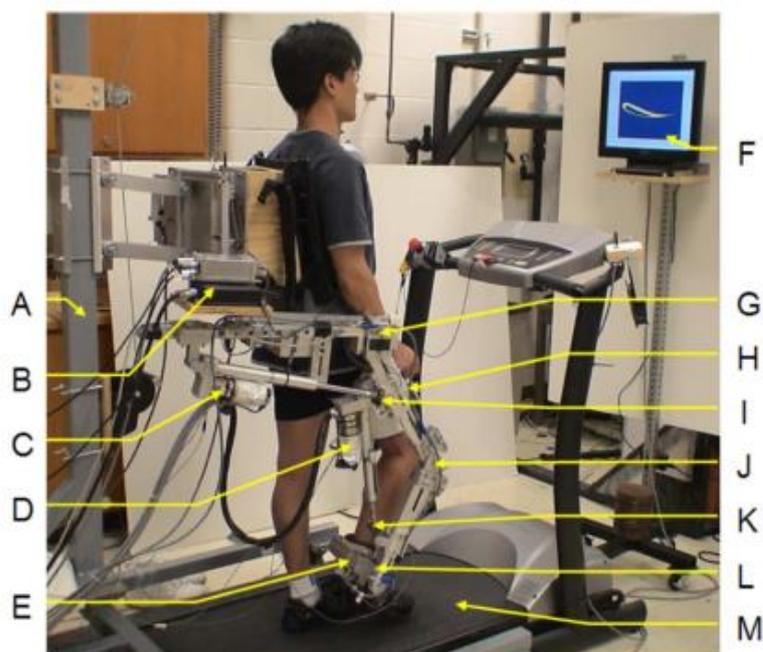
Fonte: Adaptado de COSTA and CALDWELL, 2006.

Cada par de pMAs são controladas por um ação de controle PID, por meio de PWM em um microcontrolador, e cada válvula possui um sensor de pressão, e esse sinal é enviado ao controle em conjunto com os sensores de torque e de posição (COSTA; CALDWELL, 2006).

Pesquisadores de Engenharia Mecânica da Universidade de Delaware, EUA, em 2006, desenvolveram uma órtese ativa para o treinamento de marcha de pessoas com acidente vascular cerebral (AVC), por meio de atuadores elétricos do tipo HKAFO chamada ALEX (Figura 20). Os atuadores são motores elétricos com acoplamento do tipo linear e *encoders* embutidos, para obtenção dos ângulos, estes são medidos indiretamente devido a esse acoplamento dos motores.

O ALEX possui um suporte mecânico para o tronco, mas o deixa livre para a movimentação (letra A da Figura 20). Possui articulações para o joelho e quadril e sensores de força e células de carga para todos os atuadores. Além do exoesqueleto, há um acompanhamento pelo usuário por meio da tela do computador para saber se está seguindo a marcha corretamente, caso o usuário saia da trajetória correta, a própria órtese aplica uma força contrária, criando uma resistência para que a marcha seja corrigida pelo próprio usuário. Este sistema de controle é denominado controlador de impacto de força (*force-field controller* - FFC) (BANALA et al., 2007).

Figura 20 - Órtese ativa ALEX



Fonte: BANALA et al., 2010.

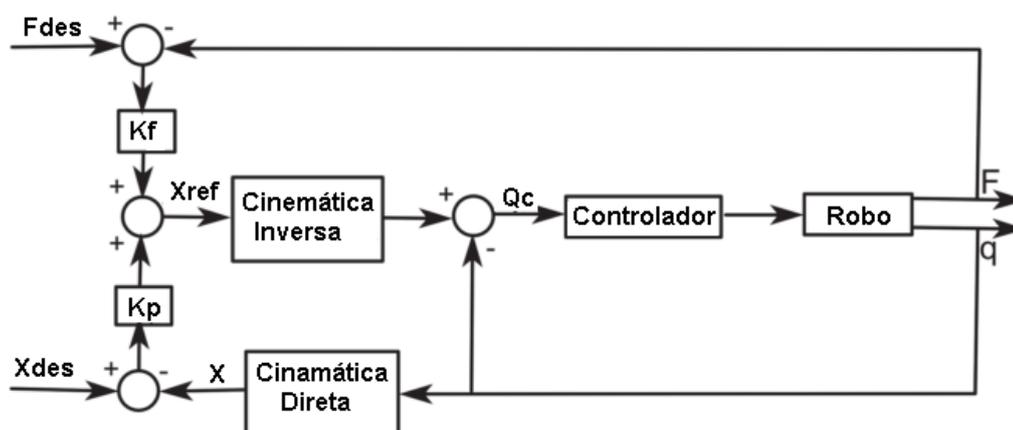
Nota: A: sistema de apoio da órtese, B: Caixa de condicionamento de sinal, C: motor de quadril, D: motor de joelho, E: chave de tornozelo, F: exibição para realimentação visual, G: dispositivo de articulação do quadril, H: sensor de força-torque (não visível) no dispositivo da coxa, I: célula de carga para o atuador linear do quadril, J: articulação do joelho do dispositivo, K: célula de carga para o atuador linear do joelho, e L: sensor de força-torque na mecânica da perna.

Em 2012, foi desenvolvida uma órtese para uma criança quadriplégica (sem movimentos nas pernas e nos braços, mas com um pouco de movimento das mãos) de aproximadamente 25 kg, denominada ATLAS, do tipo THKAFO, que possui um grau de liberdade para cada articulação no plano sagital, trabalhando com as articulações do quadril, joelho e tornozelo. As articulações do quadril e joelho são acionadas por meio de motores elétricos Maxon com *drivers* de acionamento, com torque maior que 57 Nm, sendo a articulação do tornozelo passiva. Há também goniômetros flexíveis para medir o ângulo das articulações e uma matriz de sensores de pressão nos pés para análise do centro de pressão, além de controle individual para cada motor (SANZ-MERODIO et al., 2012).

O controle das articulações é realizado de forma individual, por meio do controlador Maxon EPOS. Com ele, é possível saber a posição, a velocidade e a corrente de controle. O sistema tem um barramento que envia os sinais para um controle central, que possui uma FPGA e sistema operacional em tempo real e faz com que a órtese siga uma trajetória pré-determinada (SANZ-MERODIO et al., 2012).

O diagrama de blocos do sistema de controle da ATLAS pode ser observado na Figura 21, no qual  $F_{des}$  é o vetor de coordenadas cartesianas desejadas para o pé, obtidas a partir do algoritmo de distribuição de força.  $K_p$  e  $K_f$  são matrizes diagonais de ganhos.  $X_{ref}$  são referências de posição que servem como entradas para os controladores em conjunto com a cinemática inversa (SANZ-MERODIO et al., 2012).

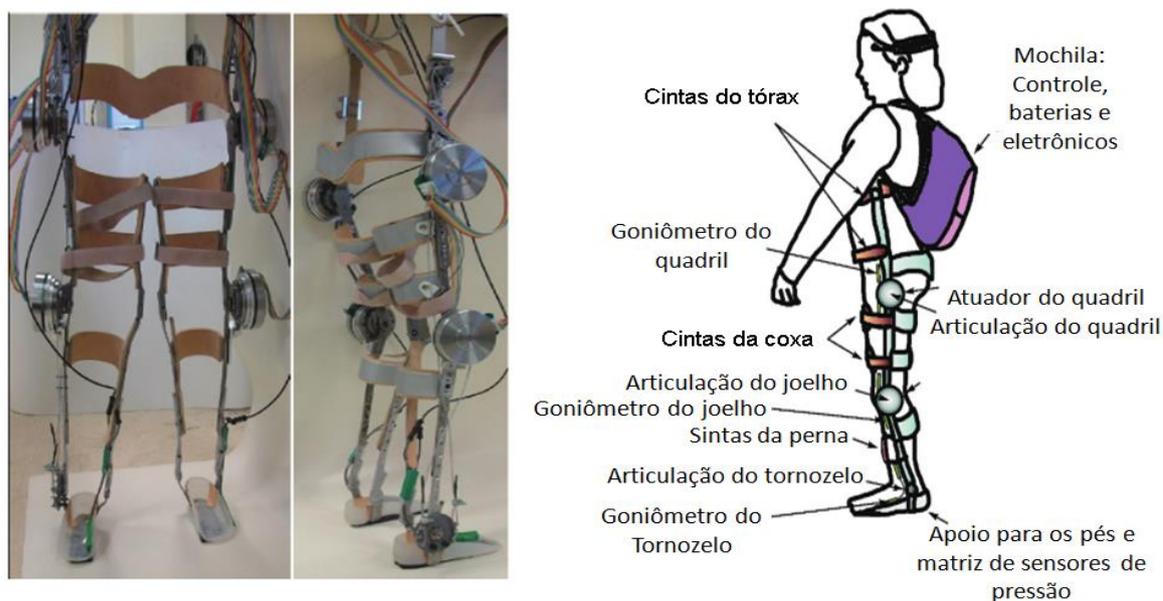
Figura 21 - Diagrama em blocos do controle da órtese ATLAS



Fonte: Adaptado de SANZ-MERODIO et al., 2012.

O sistema todo contém baterias, controlador e parte eletrônica, que encontram-se em uma mochila vestida pelo usuário. A órtese e sua estrutura podem ser observadas na Figura 22 (SANZ-MERODIO et al., 2012).

Figura 22 - Órtese ativa ATLAS e componentes da órtese



Fonte: adaptado de SANZ-MERODIO et al., 2012.

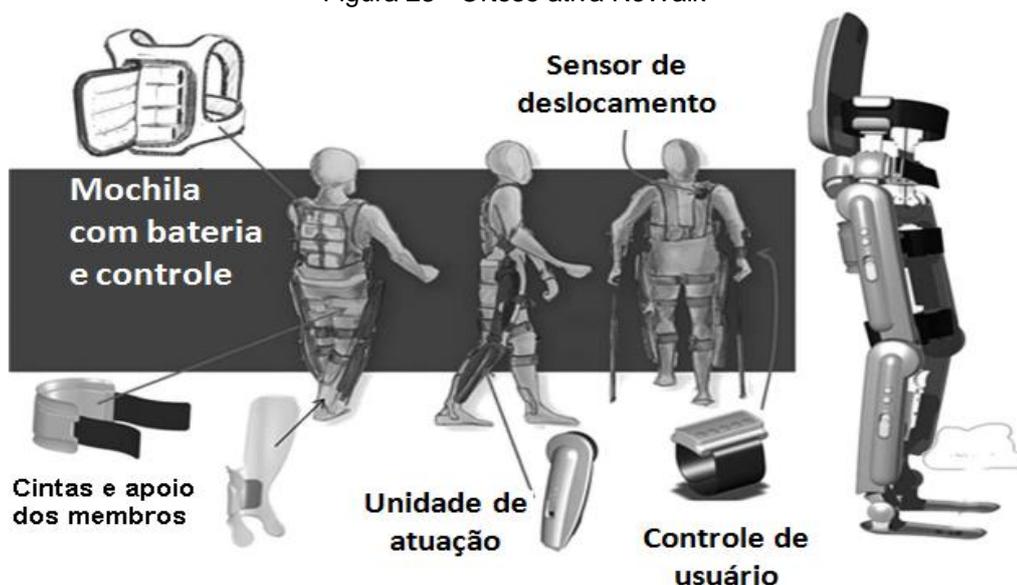
O ReWalk é uma órtese ativa de quatro apoios, para pessoas com lesão medular e já disponível comercialmente. Utiliza motores elétricos como atuadores para o quadril e joelho, acionados por um controle e alimentados por baterias recarregáveis que se encontram em uma mochila vestida pelo usuário.

A estrutura possui abraçadeiras acolchoadas no quadril, coxas e pernas. O sistema de controle do andar bípede é controlado pelo movimento do tronco e deslocamento do centro de massa. O ângulo do tronco é determinado por um sensor de inclinação que gera uma pré-posição das articulações do joelho e do quadril (ângulo e tempo). Os tornozelos possuem molas ajustáveis por meio de um parafuso, além de toda a estrutura ser ajustável em altura e largura.

O usuário pode controlar a órtese por meio de sistema de controle que está no punho, podendo andar, sentar e levar. O algoritmo de controle foi desenvolvido para interpretar os sensores do torso e realizar a marcha sempre cíclica.

A estrutura da órtese e a mochila podem ser observadas na Figura 23 (SPUNGEN et al., 2013; ALI, 2014).

Figura 23 - Órtese ativa ReWalk



Fonte: SPUNGEN et al., 2013.

O eLEGS é uma órtese ativa desenvolvida pela Universidade de Berkeley para pessoas com paraplegia e possibilita que elas andem com muletas ou andadores, que se sentem e se levantem. Possui atuadores hidráulicos e mais de 40 sensores que interpretam a intenção do usuário para o controle que age adequadamente acionando os atuadores. A órtese pode ser observada na Figura 24 (ALI, 2014). Em 2005, surgiu a companhia Berkeley ExoWorks, que alterou seu nome para Berkeley Bionics, promovendo a órtese eLEGS; e, em 2011, alterou o nome da empresa para Ekso Bionics, também alterando o nome órtese de eLEGS para Ekso Bionics.

Figura 24 - Órtese ativa eLEGS/ Ekso Bionics



Fonte: STRAUSSER and KAZEROONI, 2011.

O Rex Bionic é uma empresa que projeta e fabrica uma órtese chamada REX, para permitir que lesionados medulares ou hemiplégicos locomovam-se. Proporciona as funções de caminhar, levantar, subir e mudar de lado. Uma foto da órtese pode ser vista na Figura 25. Em contraste com eLEGS e ReWalk, a REX não necessita muletas ou outros suportes. Além disso, um *joystick* é utilizado como um meio de controlar a órtese. Como a eLEGS, a REX pode atingir velocidade de marcha máxima de 3 km/h e está disponível comercialmente desde 2011. Mais informações sobre a estratégia de controle e os resultados clínicos não são acessíveis (LOW, 2011).

A REX é adequada para pessoas com músculos enfraquecidos e por pessoas com deficiência devido ao AVC, lesão medular e/ou esclerose múltipla. Além disso, os indivíduos devem ter entre 1,58 e 1,95 m de altura e com massa máxima de 100 kg (LOW, 2011).

Figura 25 - Órtese ativa REX



Fonte: LOW, 2011.

Há muitas órteses ativas que foram e vêm sendo desenvolvidas, inclusive para uma única articulação. Porém, as órteses a serem focadas neste trabalho são do tipo HKAFO.

Segundo Dollar e Herr (2008), o estudo da autonomia dos sistemas os direciona a trabalharem com motores elétricos, pois fornecem um movimento mais

suave e melhor capacidade de rastreamento dos ângulos articulares, pois são utilizados em conjunto com potenciômetros e *encoders* que possuem maior precisão, e são mais leves que os demais tipos de atuadores. Mas a utilização de motores, em contrapartida, tem a limitação de fornecimento de energia quando se pensa em maior tempo de autonomia.

Outro fator importante e bastante utilizado nas órteses corresponde aos apoios, que podem ser muletas ou andadores, para o auxílio no equilíbrio do usuário. Com isso, esses dispositivos são denominados de órteses com quatro apoios.

Há sistemas de órteses ativas que possuem hibridização: além da órtese ativa possuir seus atuadores, controles e sensores, possui também um sistema de estimulação elétrica funcional (FES), configurando-se como um sistema híbrido assistivo (HAS).

Um exemplo de sistema híbrido é a órtese desenvolvida por Popovic em 1989, cujo sistema se destina para pacientes sem o controle ou força muscular necessários para a marcha (DOLLAR; HERR, 2008), além de diminuir os danos causados por uma deficiência como má circulação, úlceras de pressão entre outros. O sistema hibridizado de Popovic constitui-se numa associação de órtese ativa e FES (POPOVIC et al., 1989).

Há também sistemas híbridos com órteses passivas, como é o caso de Yang et al. (1996), já mencionado; porém, o objetivo geral de seu sistema, além da órtese, é a análise de marcha com o sistema de controle híbrido, sendo o controle mecânico manual e no qual cada articulação pode ser travada ou destravada e, em paralelo, há o controle da FES para que o usuário realize a marcha.

A Tabela 3 apresenta um comparativo das órteses citadas, mostrando os graus de liberdade, as articulações que são ativadas, as vantagens e desvantagens, assim como os graus de liberdade do usuário:

Tabela 3 - Comparativo entre órteses ativas

Órtese	DOF Q-T-J	Q - T - J	Atuadores	Vantagens	Limitações
HAL - 5 (2002)	1 -1-1	A - A - NA	Motores	Controle para o usuário; autônoma; possibilita levantar e sentar; utilizada nos membros inferiores e superiores. EMG e FES.	Poucos DOF; Muito Cara. Tempo de entrega de 2 meses para calibração para cada usuário.
Sogang University (2003)	1 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Estabilidade e pouco peso sobre o paciente.	Limitado a ambientes planos; 4 apoios. Somente membros inferiores. Poucos DOF.
Costa; Caldwell, (2006)	3 - 1 - 1	A - A - A	Pneumático	Pouco peso e mais graus de liberdade	Ainda em pesquisa e limitado ao ambiente de laboratório; somente membros inferiores.
Banala et al.(2007)	2 - 1 - 1	A - A - NA	Motores	Ambiente virtual para o usuário saber como está a marcha	Pesada; limitada a laboratório e em pesquisa; somente membros inferiores.
ATLAS (2012)	1 - 1- 1	A - A - NA	Motores	Órtese para quadriplégicos; leve; autônoma;	Ainda em pesquisa, somente para crianças; somente membros inferiores. Poucos DOF.
ReWalk (2013) e eLEGS (2014)	1 - 1- 1	A - A - A	Motores Hidráulica	Controle para o usuário; autônoma; possibilita levantar e sentar. EMG e FES.	Poucos DOF; 4 apoios; Cara. Somente membros inferiores.
Humano (ENOKA, 2000)	6 - 4 - 6			Q - F/E; RI/ RE; AD/AB; J - F/E; RI/ RE. T - F/E; RI/ RE; AD/AB.	

Notas: Q – Articulação do quadril; J – articulação do joelho; T – articulação do tornozelo; F/E – flexão e extensão; RI/ RE -rotação interna externa; AD/AB - adução e abdução. A – Com atuador; NA – Sem atuador.

Fonte: Autor, 2015.

## 2.4 TÉCNICAS DE CONTROLE

Segundo o *review* apresentado por Yan et al. (2015), as técnicas de controle variam dependendo se a órtese ou o exoesqueleto possui múltiplas articulações ou somente uma articulação. Devido ao objetivo deste trabalho, o foco apresentado a seguir será somente para as órteses e exoesqueletos com múltiplas articulações.

Além das técnicas de controle, cada exoesqueleto ou órtese pode possuir uma ação de controle diferenciada para o acionamento das articulações na realização dos movimentos funcionais como, por exemplo, a órtese HAL-5, a qual utiliza a ação de controle PD para acionar os motores da órtese, e sobre esta ação de controle há a técnica de controle de trajetória pré-definida, o qual faz com que o PD siga os parâmetros de uma marcha hígida, assim configurando o PWM para o

motor. Entretanto, nem todos possuem uma ação de controle, utilizando somente a técnica de controle, como é caso da Órtese ativa de Sogang University EXPOS, que utiliza somente a técnica Fuzzy. Devido a isto, este capítulo foi subdividido em dois: técnicas de controle e técnicas de controle para articulações.

#### **2.4.1 Técnicas de controle de órteses**

As técnicas de controle dos exoesqueletos podem ser divididas em:

##### **2.4.1.1 Amplificação sensitiva:**

A técnica de controle de amplificação sensitiva é utilizada na maioria das vezes, em exoesqueletos de amplificação de força. Nessa estratégia, é utilizado o modelo de dinâmica inversa do exoesqueleto; a força exercida do usuário sobre o exoesqueleto é utilizada como um feedback positivo na malha de controle e é utilizada como um parâmetro de amplificação. Esta técnica difere do modelo tradicional controle baseado em modelo, pois calcula diretamente os ângulos ou torques desejados. Quando o exoesqueleto segue o usuário com precisão, a força exercida pelo usuário se aproxima de zero. Entretanto, o controle pode amplificar uma força externa de distúrbio, o que tornaria o sistema instável. No caso de instabilidade o usuário deve mover-se, assim criando uma situação de estabilidade para o sistema. Além disso, esta estratégia de apoio requer uma alta precisão do modelo dinâmico inverso (YAN et al., 2015). Como exemplo de exoesqueletos, já citados, que utilizam esse controle, tem-se o BLEEX (ZOSS et al., 2006; DOLLAR; HERR, 2008) e o XoS (ARAÚJO, 2010).

##### **2.4.1.2 Controle de marcha com trajetória pré-definida**

A técnica de controle de marcha pré-definida utiliza dados de marcha de indivíduos hígidos pré-gravadas ou extrapoladas a partir de dados de análise de marcha. Para promover a flexibilidade e a usabilidade deste controle, a trajetória desejada é parametrizada de acordo com diferentes posturas (YAN et al., 2015).

As articulações seguem esta marcha pré-definida, no qual para o acionamento das articulações outras técnicas são associadas, que será abordado no tópico de técnicas de controle para articulações. Já para controle das fases no

membro e também entre os membros inferiores, pode ser utilizada outra técnica como a máquina de estados, como é o caso da ATLAS e do eLegs.

Essa técnica de controle é utilizada em órteses para pessoas que perderam total ou parcialmente o movimento dos membros. Como exemplo de órteses, já citadas, que utilizam esta técnica, tem-se a ATLAS (SANZ-MERODIO et al., 2012), a HAL-5 (DOLLAR; HERR, 2008; ARAÚJO, 2010), ReWalk (SPUNGEN et al., 2013) e o eLegs (STRAUSSER; KAZEROONI, 2011).

#### 2.4.1.3 Controle baseado em modelo

Na técnica de controle baseado em modelo, a ação desejada do exoesqueleto é baseada em um modelo matemático do usuário em conjunto com o exoesqueleto, considerando a compensação de gravidade, Momento zero ponto (ZMP - *zero moment point*) como critério de equilíbrio, e fornecer assistência adicional comandada. Apesar de ser simples, esta estratégia de controle baseia-se na precisão do modelo que exige série de sensores para reconhecer a cinemática e dinâmica de variáveis como velocidade, ângulo, velocidade angular, torque, etc. (YAN et al., 2015).

#### 2.4.1.4 Controle baseado em osciladores adaptativos:

Um mecanismo de aprendizagem adaptativa é o oscilador de frequência. Este modelo tem sido amplamente utilizado no campo robótica, por exemplo, como um gerador de padrão central. Ronsse et. al (2006) *apud* Yan et al. (2015) estende este conceito para órteses e exoesqueletos, com o objetivo de capturar periodicamente sinais de recursos relacionados à locomoção (fase, frequência, amplitude, offset), em pé ou em reabilitação cíclica exercícios. Além dos osciladores de frequência adaptativos, também existem algumas aplicações de osciladores neurais tradicionais para suas propriedades de sincronização e de inibição. Nos últimos anos, um controle baseado em osciladores de adaptação tem obtido uma maior atenção, no entanto, verifica-se que a sua aplicação é limitada a indivíduos que podem fornecer sinais periódicos e estáveis relacionadas com a locomoção (YAN et al., 2015).

### 2.4.1.5 Controle *Fuzzy*

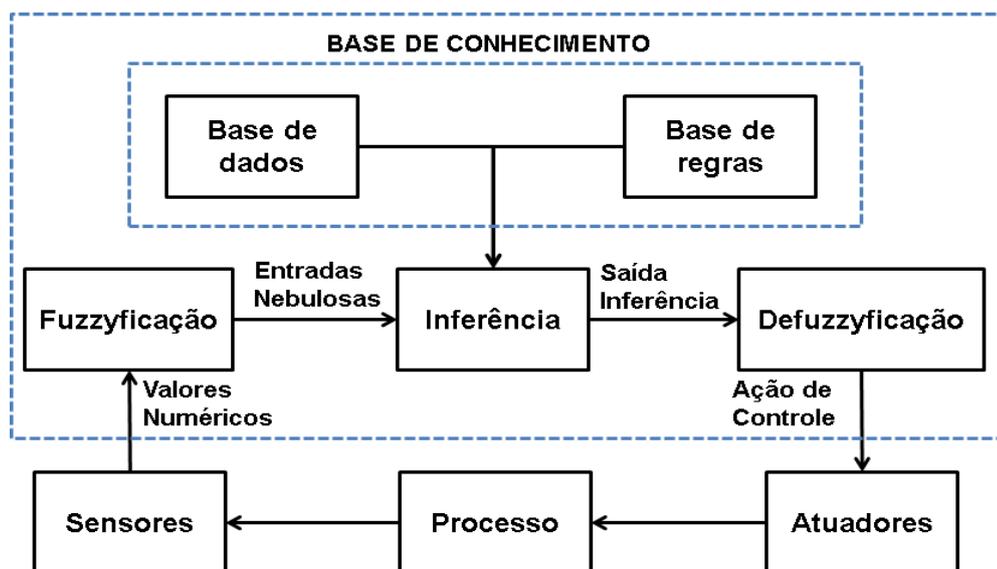
A operação de sistemas *fuzzy*, também chamado de nebuloso, ou adaptativo é um novo paradigma conhecido como sistemas inteligentes. O sistema *fuzzy* é projetado para ter alternativas para uma solução, trabalhar com incertezas e não linearidades (FERREIRA, 2009; NOGUEIRA, 2013).

O sistema *fuzzy* é constituído pelos seguintes elementos (FERREIRA, 2009):

- fuzzificador: normaliza os valores numéricos, fornecido pelos sensores, formando um conjunto nebuloso;
- regras, ou base de conhecimento: base de dados, e linguísticas pré-definidas, caracterizando o objetivo do controlador;
- inferência, ou lógica de tomada de decisões: mapea os valores linguísticos de entrada em valores de saída utilizando a base de conhecimento;
- defuzzificador: obtém uma ação de controle a partir do conjunto nebuloso obtido.

O diagrama em blocos de um sistema *fuzzy* com os seus elementos pode ser observado na Figura 26.

Figura 26 - Diagrama em blocos do sistema de controle Fuzzy



Fonte: (FERREIRA, 2009).

Ou et al. (2012) desenvolveram um exoesqueleto com controlador *fuzzy* para rastrear a trajetória angular do joelho. O controle foi desenvolvido por meio da

utilização da função de Lyapunov, assim não exigindo um modelo matemático, conhecida por função transferência, dos músculos e um modelo do exoesqueleto, pois avalia a estabilidade do sistema de forma linear.

Outra órtese já citada que utiliza desta técnica de controle é a EXPOS (KONG; JEON, 2006).

#### 2.4.1.6 Ação pré-definida baseada em padrão de marcha

Há alguns exoesqueletos que prestam assistência com base em molas passivas ou cilindros pneumáticos - sistemas com uma impedância física e conformidade - controlados apenas por meio da ativação e / ou trava destes elementos. Distingue-se do controle de marcha pré-definida, em que o sistema controla continuamente uma trajetória comum pré-gravada, esta estratégia de apoio controla o dispositivo atuante em sincronismo com eventos da marcha esperados; por exemplo, o atuador pneumático que liga / desliga na órtese ativa dependendo do evento de marcha. A assistência desejada a partir destes dispositivos depende não somente da rápida resposta de tempo do comando de controle, mas também sobre as características dos elementos elásticos (rigidez, inércia, amortecimento) (YAN et al., 2015).

#### 2.4.1.7 Controle adaptativo

O sistema de controle adaptativo, como o próprio nome sugere, pode se adaptar a mudanças imprevisíveis do ambiente, sejam estas internas ou externas ao sistema (OGATA, 2011). Igualmente as demais técnicas o controlador que aciona as articulações pode ter ações de controle diferenciadas, como será apresentado no item de técnicas de controle de articulações.

Quando se tem uma função de transferência do sistema, após sua modelagem matemática, essa função não pode sofrer grandes variações de seus parâmetros, pois é programada para uma resposta específica.

Porém, o projeto pode se tornar adaptável desde que a sua função de transferência seja identificada continuamente e os parâmetros da função ajustados no controlador continuamente por meio de comparação com a dinâmica desejada.

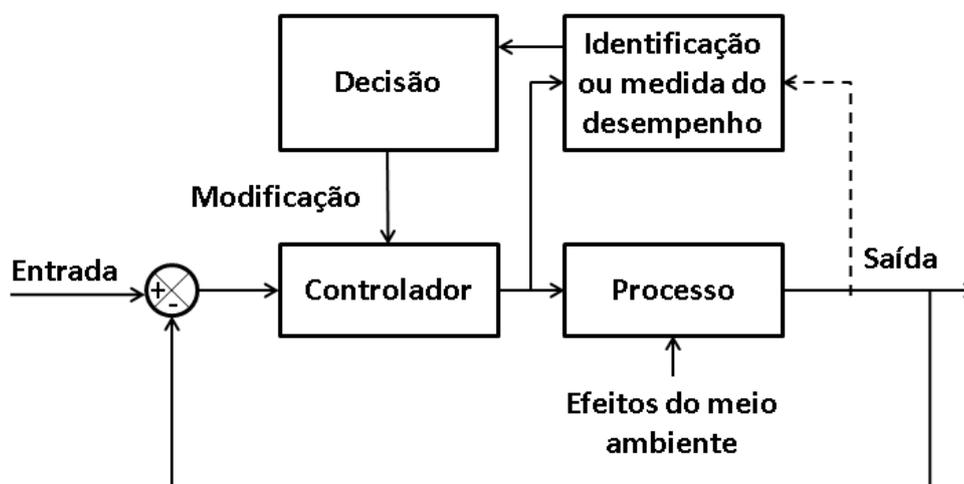
Segundo Ogata (2011), um sistema adaptativo consiste em três funções:

1. identificação das características dinâmicas do processo,

2. ato de decisão baseado na identificação do processo,
3. modificação ou atuação baseada na decisão tomada.

Essas funções devem ser realizadas de tempos em tempos ou continuamente. Um diagrama em blocos dessas funções em um controle adaptativo pode ser observado na Figura 27.

Figura 27 - Diagrama em blocos de um sistema de controle adaptativo



Fonte: OGATA, 2011.

#### 2.4.1.8 Estratégia híbrida assistida (HAS):

A estratégia híbrida assistida, visa utilizar mais de um tipo de técnica de controle, assim tendo diferentes estratégias de controle assistido. Como por exemplo o exoesqueleto BLEEX, que adota um controle de força na fase de balanço (controle de amplificação sensitiva) e um controle de posição na fase de apoio da marcha

Para um estado específico da marcha, a eficácia da assistência poderia ser melhorada. No entanto, a transição entre cada estratégia deve ser levada em consideração para evitar a descontinuidade na marcha ou saídas irregulares (YAN et al., 2015).

#### 2.4.1.9 Controle por máquina de estados

Segundo Hopcroft et al. (2002), a teoria dos autômatos surgiu para lidar com a computação abstrata com Turing em 1930. A partir de 1950, outros pesquisadores desenvolveram máquinas mais simples, atualmente chamada de autômatos finitos

ou máquina de estados finitos (FSM – *Finite State Machine*), para modelar ações do cérebro, e mostraram-se úteis para outros propósitos. Os autômatos finitos são utilizados como modelos em elementos de *hardware* e *software*: (HOPCROFT et al., 2002):

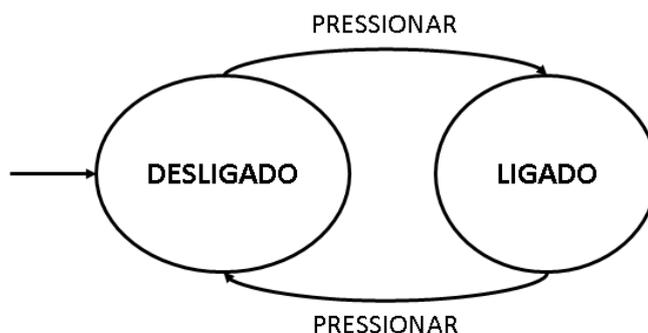
1. *software* para projetar e verificar o comportamento de circuitos digitais;
2. analisadores léxicos;
3. como pesquisador de palavras, frases ou outros padrões em páginas web;
4. *software* para verificar sistemas de todos os tipos que têm um número finito de estados distintos.

Existem muitos sistemas ou componentes que podem ser considerados, como estando, a todo o momento, em um número finito de estados. O propósito do estado é memorizar uma determinada situação; desta forma, é possível utilizar um conjunto fixo de recursos (HOPCROFT et al., 2002).

Um autômato finito possui um conjunto de estados e seu controle desloca-se de estado para estado conforme uma entrada externa ao sistema (HOPCROFT et al., 2002).

Um exemplo de autômato finito simples é o interruptor liga e desliga ilustrado na Figura 28, no qual os estados são ligar e desligar, e mudança dos estados são dados por um interruptor (botão) pressionado pelo usuário. São representados por um diagrama de transições, no qual os círculos representam os estados, os arcos são entradas que representam a influência externa sobre o sistema e a seta representa o estado inicial (HOPCROFT et al., 2002).

Figura 28 - Sistema com Autômatos Finitos: diagrama de transição



Fonte: Adaptado de Hopcroft et al., 2002.

Os autômatos podem ser classificados em determinísticos (AFD) e não determinísticos (AFN). Os determinísticos significam que não podem estar em mais de um estado em qualquer instante, o oposto dos não determinísticos que podem estar em vários estados em qualquer instante (HOPCROFT et al., 2002).

A definição formal de autômato é uma 5-tupla  $(\Sigma, Q, \delta, q_0, F)$ , na qual:

$\Sigma$  - um conjunto finito de símbolos de entrada chamado Alfabeto;

$Q$  - um conjunto finito de estados;

$\delta: Q \times \Sigma \rightarrow Q$  - uma função de transição de estado para outro conforme alfabeto de entrada;

$q_0 \in Q$  - um estado inicial que pertence ao conjunto finito de estados;

$F \subseteq Q$  - um conjunto de estados de aceitação.

Além do diagrama de transições, há uma forma de representação convencional e tabular de se representar como a função  $\delta$  recebe argumentos e retorna o valor. As linhas da tabela correspondem aos estados enquanto as colunas correspondem às entradas do autômato; assim, a correlação entre a entrada e o estado determina o próximo estado, como apresentado na Tabela 4 em relação ao exemplo dado na Figura 28 (HOPCROFT et al., 2002).

Tabela 4 - Tabela de transição de estados

	Pressionar
Desligado	Ligado
Ligado	Desligado

Fonte: Adaptado de Hopcroft et al., 2002.

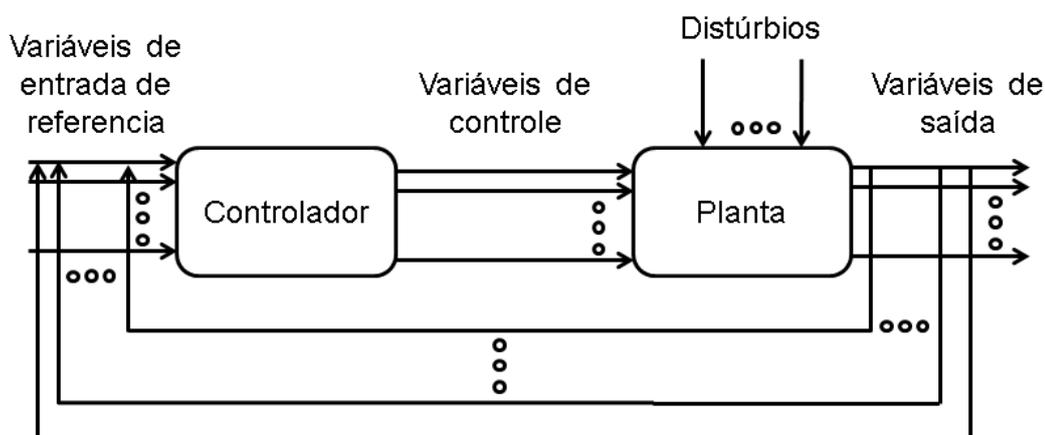
Essa técnica de controle, devido aos estados finitos, geralmente é utilizada nas órteses para definição dos ciclos das fases da marcha, como fase de apoio esquerdo, fase de balanço esquerdo e apoio duplo esquerdo, se repetindo para o lado direito, assim tendo uma máquina de estados com seis estados. Normalmente esta técnica é associada à trajetória de marcha pré-definida, pois as articulações são independentes uma da outra e há a necessidade de ambas estarem em um mesmo ponto da marcha. Como exemplos de órtese que utilizam essas técnicas temos a eLegs e a ATLAS.

## 2.4.2 Técnicas de controle para as articulações

Segundo Ogata (2011), para o projeto de um sistema de controle há uma exigência fundamental: o controle deve ser estável. Ou seja, a velocidade de resposta e de amortecimento do sistema deve ser rápida, além de ser capaz de reduzir os erros à zero. Apesar da dificuldade em se ter a estabilidade e a precisão ao mesmo tempo, deve-se chegar a um meio termo.

Ogata (2011) apresenta o diagrama básico de um sistema de controle em malha fechada, representado na Figura 29, onde o controlador produz variáveis de controle baseado nas variáveis de entrada de referência e nas variáveis de saída. Além disso, o controlador deve prever distúrbios que possam ocorrer sobre a planta (motores, músculos pneumáticos, entre outros), externos ou internos, e também corrigir os erros gerados pela diferença dos valores da saída e entrada.

Figura 29 - Diagrama de sistema de controle



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

Com os vários modelos de órteses ativas, faz-se necessário um estudo sobre as técnicas de controle para aplicação no controlador.

Segundo Patané (2008), os sistemas de acionamentos de motores utilizam tipicamente algumas funções como a frenagem e a reversão. A frenagem pode ocorrer quando o motor desacelera; a rotação é invertida ou o eixo do motor é mantido em uma posição fixa e a reversão é a capacidade de reverter a velocidade do motor.

Desta forma, as técnicas de controle devem permitir que a função de frenagem ou reversão possam ser controladas. Este controle de acionamento é

realizado por PWM (*Pulse Width Modulation*), na qual é ajustada a largura de pulso de um sinal retangular, aumentando ou diminuindo, tendo assim o controle de velocidade.

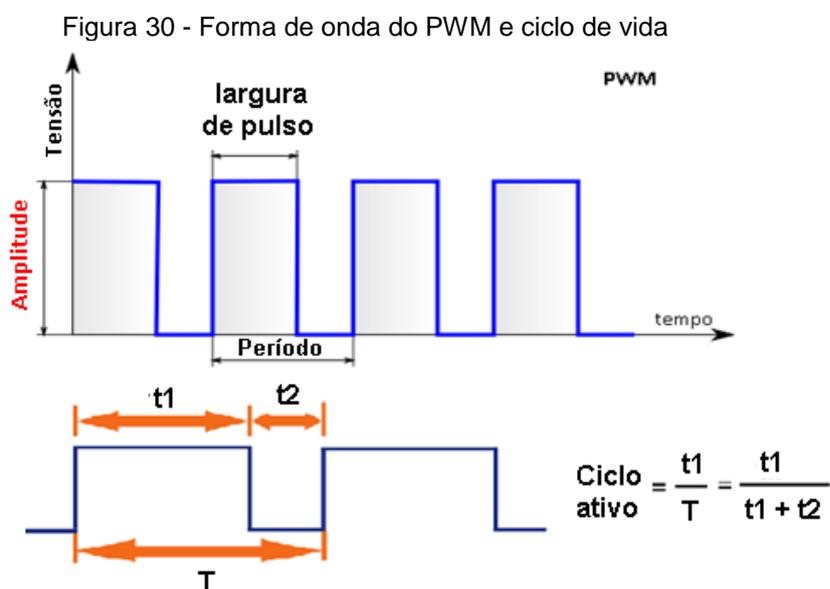
### 2.4.3 PWM

O controle PWM é uma técnica de controle de potência linear, muito utilizada no controle de potência e velocidade de motores DC.

Para entender seu funcionamento, pode-se compará-lo a um interruptor que quando ativo envia corrente a uma carga e, desta forma quando acionado várias vezes e rapidamente é possível ter um controle da carga sem que esta fique 100% sobrecarregada ao longo do tempo.

Logo, quando o interruptor está fechado determina uma largura de pulso como mostra a Figura 30 superior, e quando estão abertos sem uma segunda largura de pulso, ambos determinam o período e, portanto, uma frequência de controle, definida pelo inverso do período (MECATRÔNICA ATUAL, 2013).

O ciclo ativo do PWM é definido pela relação do tempo que se tem os pulsos e o tempo do período, como mostra a Figura 30.

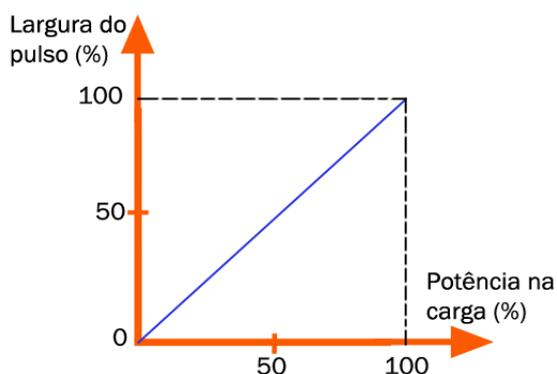


Fonte: Adaptado de MECATRÔNICA ATUAL, 2013.

Para o controle da potência da carga, e de forma contínua, é necessária a variação da largura do pulso  $t_1$ , e seu intervalo  $t_2$ . Deste modo, conforme o aumento

da largura do pulso de zero até o máximo, a potência varia na mesma proporção, como mostra a Figura 31 (MECATRÔNICA ATUAL, 2013).

Figura 31 - Potência *versus* Largura de Pulso



Fonte: MECATRÔNICA ATUAL, 2013.

Há dois tipos de PWM: o PWM de magnitude única, que determina a potência de carga e o PWM denominado “*Locked anti-phase*”, que pode controlar, a partir da modulação do sinal, a potência e o sentido da corrente, sendo este segundo o mais utilizado para controle de motores DC onde o sentido da corrente define o sentido de rotação.

O *Locked anti-phase PWM* (LAP) possui um funcionamento similar ao PWM de magnitude única (PMU). A diferença está no nível de tensão aplicado. Enquanto no PMU o nível de tensão varia entre zero e 100%, no LAP a tensão varia de - 100% a + 100%, desta forma invertendo o sentido da corrente quando em negativo.

A largura do pulso do PWM pode ser controlada manualmente, por meio de um potenciômetro em um circuito que gere uma onda retangular, como por exemplo, o CI555 ou um microcontrolador, ou de forma automática, onde o sinal de PWM é gerado por um *firmware* que ajusta automaticamente a largura de pulso.

Para o controle automático da largura de pulso há ações de controle como proporcional (P), integral (I), proporcional-mais-integral (PI), proporcional-mais-derivativa (PD), proporcional-mais-derivativa-mais-integral (PID), lógica nebulosa (*Fuzzy*), adaptativo, erro diferencial ou máquina de estados, que podem ser utilizadas.

#### 2.4.4 Controle P, I, PI, PD e PID

Em um sistema de controle automático, no sinal de controle, é necessário corrigir o erro gerado pela diferença dos dados da saída do sistema e os dados de entrada de referência, assim atenuando o erro e tendendo-o a zero. A maneira como o sinal de controle é produzido, chama-se de ação de controle.

As ações de controle mais básicas são conhecidas como: controladores liga-desliga (*on-off*), proporcional (P), integral (I), proporcional-mais-integral (PI), proporcional-mais-derivativa (PD), proporcional-mais-derivativa-mais-integral (PID) (OGATA, 2011).

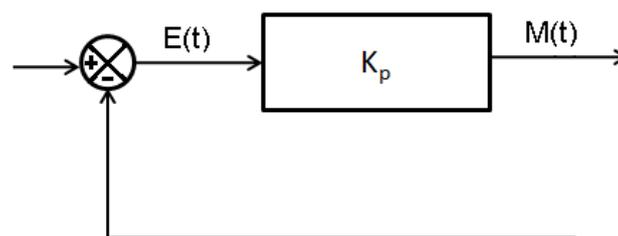
As ações de controle proporcionais (P) podem ser representadas pela equação (1):

$$m(t) = K_p e(t) \quad (1)$$

onde  $m(t)$  é saída do sistema de controle,  $e(t)$  é o erro atuante, e  $K_p$  é a sensibilidade proporcional, ou ganho.

Basicamente, a ação de controle proporcional é um amplificador com ganho  $K_p$  ajustável. O erro atuante é amplificado juntamente com o sinal de controle. O diagrama em blocos deste sistema pode ser visto na Figura 32.

Figura 32 - Diagrama em blocos da ação proporcional



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

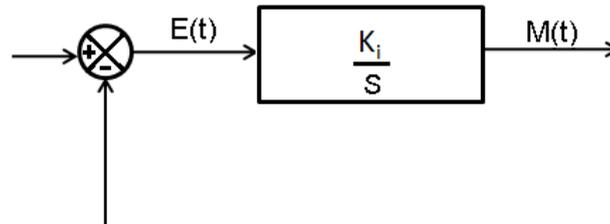
As ações de controle integral (I) em um controlador possuem o valor de saída  $m(t)$  variado a uma taxa proporcional do erro  $e(t)$ , conforme a equação (2) (OGATA, 2011).

$$\frac{dm(t)}{dt} = K_i e(t) \quad m(t) = K_i \int_0^1 e(t) dt \quad (2)$$

onde  $K_i$  é uma constante ajustável.

Se o controle não possuir erro  $e(t)$ , a saída  $m(t)$  é estacionária, mas se  $e(t)$  dobrar o valor de  $m(t)$  varia duas vezes mais rápido. O diagrama em bloco da ação de controle integral pode ser observado na Figura 33.

Figura 33 - Diagrama em blocos da ação de controle integral



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

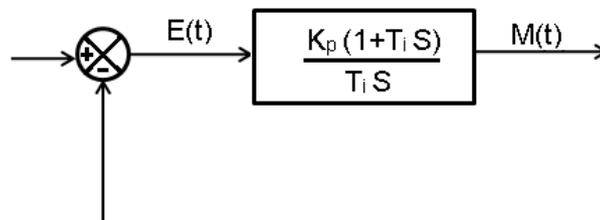
A ação de controle proporcional mais integral pode ser descrita segundo a equação (3) (OGATA, 2011):

$$m(t) = K_p e(t) + \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt \quad (3)$$

onde  $K_p$  é o ganho e  $T_i$  é o tempo integral.

O tempo ajusta a ação integral e, enquanto uma mudança no ganho afeta tanto a parte proporcional quanto a integral, o  $T_i$  pode ser descrito como o número de vezes por minuto que a parte proporcional do controle é duplicada. O diagrama em bloco do sistema pode ser observado na Figura 34.

Figura 34 - Diagrama em blocos da ação de controle PI



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

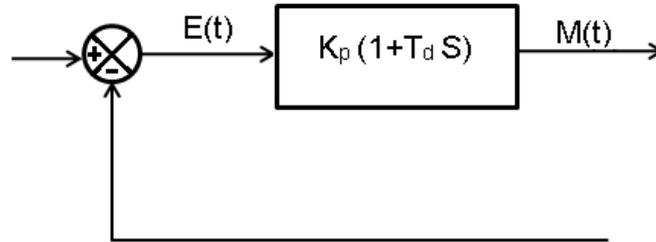
A ação de controle proporcional mais derivativa é definida pela equação (4):

$$m(t) = K_p e(t) + K_p T_d \frac{de(t)}{dt} \quad (4)$$

onde  $K_p$  é o ganho e  $T_d$  é o tempo derivativo, ambos ajustáveis.

O diagrama em blocos da ação de controle pode ser observado na Figura 35.

Figura 35 - Diagrama em blocos da ação de controle PD



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

Aplicando-se um sinal de rampa na entrada do controle pode-se observar que  $T_d$  é o intervalo de tempo pelo qual a taxa da proporcional avança. Desta forma, a ação de controle derivativa tem um caráter antecipatório; porém, não realiza a antecipação de uma ação que não ocorreu. A curva de saída da ação de controle proporcional mais derivativa pode ser observada na Figura 37, assim como a resposta da ação somente proporcional. Uma desvantagem da parte derivativa que ocorre é que pode saturar o sinal de saída, uma vez que amplifica o sinal de erro (OGATA, 2011).

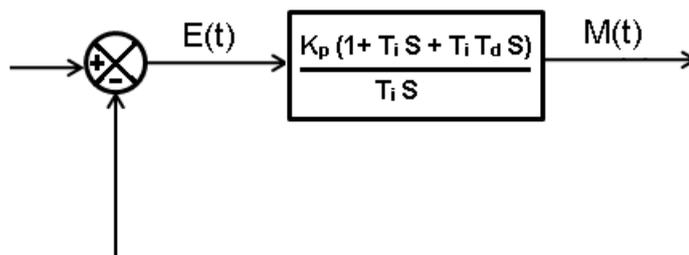
A ação de controle Proporcional-Integral-Derivativo é definida pela equação (5)(OGATA, 2011):

$$m(t) = K_p e(t) + K_p T_p \frac{de(t)}{dt} - \frac{K_p}{T_i} \int_0^t e(t) dt \quad (5)$$

onde  $K_p$  é a sensibilidade proporcional,  $T_d$  tempo derivativo e  $T_i$  é tempo integral.

O diagrama em blocos do controle é mostrado na Figura 36 (OGATA, 2011).

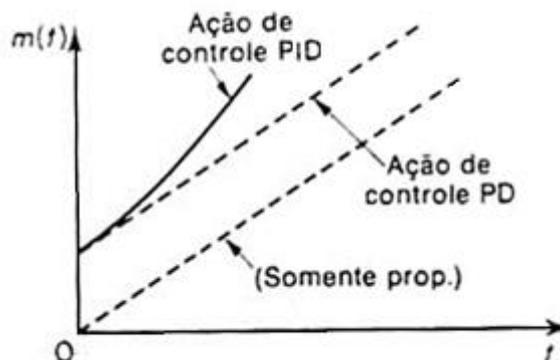
Figura 36 - Diagrama em blocos da ação de controle PID



Fonte: Adaptado de OGATA, 2011.

Aplicando um sinal de rampa em sua entrada, pode-se comparar as saídas dos sistemas com as ações de controle proporcional e proporcional-derivativo, como ilustrado na Figura 37.

Figura 37 - Resposta do sistema de controle PID, PD e D a uma entrada em rampa



Fonte: OGATA, 2011.

Normalmente, essas são as ações de controle básicas utilizadas na indústria de automação para controle de velocidade e ângulo de motores DC (OGATA, 2011). Para utilizar estas ações em um controle, há a necessidade de encontrar a função de transferência do sistema mecânico, desta forma pode-se transformar o sinal resultante  $m(t)$  em um sinal PWM.

O sistema do exoesqueleto HAL-5 possui um controle de rastreamento que lê, por meio de sinais mioelétricos a intenção do movimento do paciente e sincroniza o sistema mecânico ao movimento. Possui um controle PD que utiliza padrões de caminhada de um indivíduo hígido e sincroniza os movimentos do exoesqueleto com o paciente (SUZUKI et al., 2007).

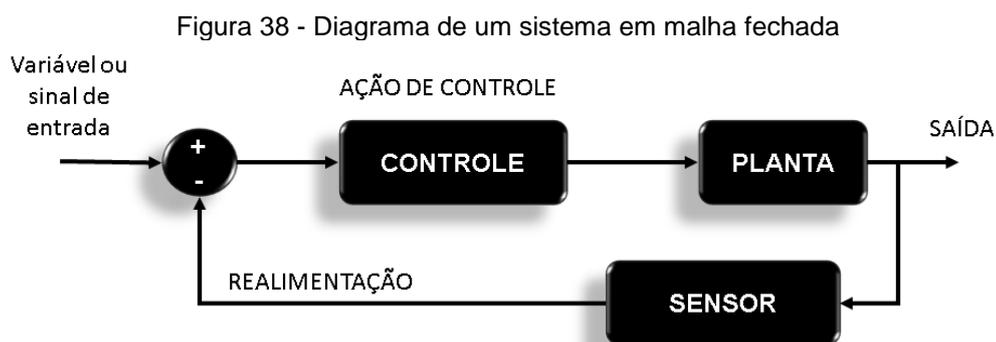
Este mesmo sistema de controle utilizado no HAL-5 também é desenvolvido por Farris et al. (2011) na órtese ativa Vanderbilt e no controle das articulações da órtese ativa Mindwalker; porém, o Mindwalker utiliza somente a ação de controle proporcional (WANG et al., 2013).

#### 2.4.5 Controle com Erro Diferencial

Segundo Ogata (2011), sistemas de controle podem ser em malha aberta ou fechada. Nos sistemas de controle em malha aberta, a saída do sistema não tem efeito na ação de controle, ou seja, não é medida e nem utilizada como realimentação para entrada do sistema. Já os sistemas em malha fechada possuem

realimentação, e esta influencia na ação do controle, pois gera um erro atuante que é a diferença entre o sinal de entrada e o sinal de realimentação, como ilustrado na Figura 38.

Baseado no erro atuante, é possível realizar um controle sobre a planta utilizando-o para tomada de decisões e ao mesmo tempo reduzindo este erro de forma automatizada.



Fonte: Autor, 2015.

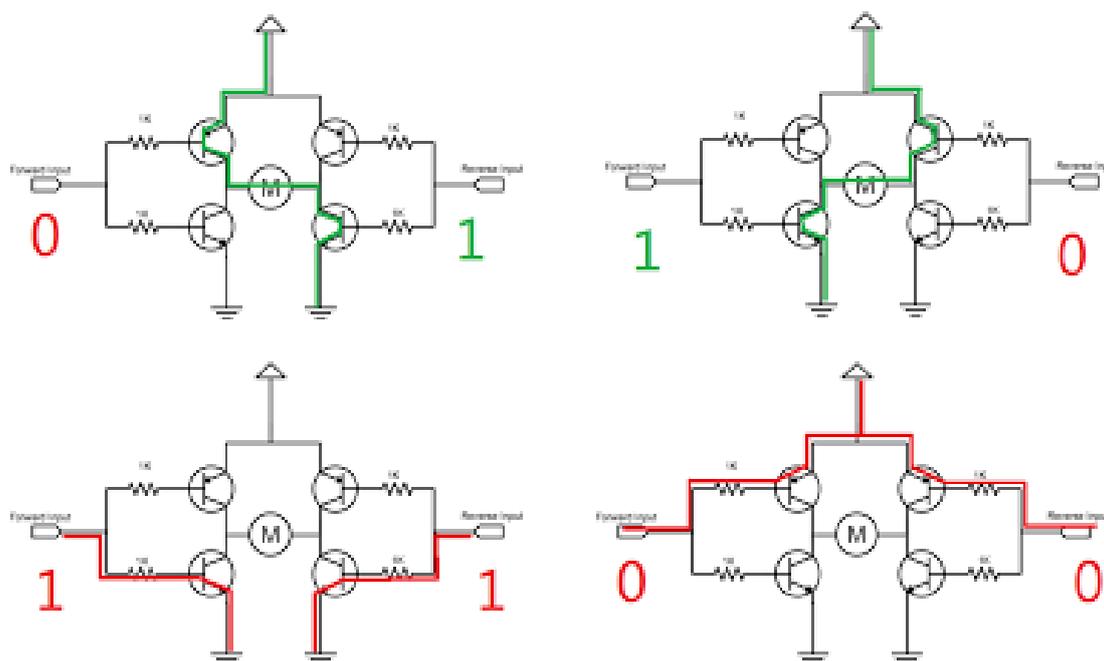
## 2.5 ACIONAMENTO DE ATUADORES

Cada exoesqueleto possui atuadores nas articulações para auxiliar ou fazer o movimento para o usuário. Como mencionado neste trabalho, os atuadores podem ser elétricos, hidráulicos e pneumáticos. O acionamento de motores elétricos é realizado por meio do circuito conhecido como ponte H. Esta consiste em quatro chaveadores que acionam o motor e podem inverter ou não sua rotação. Um exemplo pode ser visto na Figura 39.

O chaveamento é realizado por meio de transistores PNP e NPN que podem variar o tipo conforme a corrente exigida pelo motor. O acionamento dos transistores é realizado por nível de tensão em cada par, por meio das entradas *forward input* e *reverse input*, assim ligando o motor, no qual cada par controla um sentido de rotação. Ou seja, níveis lógicos aplicados “0” para negativo (terra) e “1” para positivo nessas entradas produzirão a rotação do motor (MARTINS, 2013).

A Figura 39 mostra o sentido de corrente conforme o nível de tensão aplicado; quando os níveis são iguais não há passagem de corrente.

Figura 39 – Operação da ponte H em função dos níveis de tensão nas entradas



Fonte: MARTINS, 2013.

É necessário incluir no circuito diodos em paralelo aos transistores para que não haja sobrecorrente, conseqüentemente, queimando os transistores. Também é necessário antes das entradas *forward* ou *reverse input*, *drivers* de corrente, para que circuitos de alta potência possam ser acionados, como motores com corrente acima de 5A.

O controle da ponte H pode ser feito de forma manual, mas para um controle automático é normalmente utilizado um *firmware* que controle o PWM para as entradas *forward input* e *reverse input*. O PWM é criado digitalmente e sua frequência e largura de pulso são ajustadas conforme necessário.

Utilizando os *drivers* de corrente, é possível enviar somente um sinal de PWM. Para controlar o sentido de rotação, são necessários dois bits, nos quais cada um será responsável por ativar um dos *drivers*; assim, este libera o PWM para o par de transistores responsáveis pela rotação escolhida.

### 3 METODOLOGIA

Para o desenvolvimento do acionamento e do controle de um dos membros de uma órtese de membros inferiores, é necessário subdividir as tarefas essenciais em:

- 1) estudo do sistema mecânico da órtese e sistemas de proteção;
- 2) definição dos atuadores:
  - cálculo dos torques das articulações durante a marcha;
  - definição de dados antropométricos de usuários brasileiros (massa dos segmentos para cálculo dos torques);
  - definição dos atuadores baseado nos torques das articulações;
- 3) desenvolvimento dos circuitos de acionamento para os atuadores;
- 4) avaliação dos parâmetros apresentados nos testes de acionamento;
- 5) desenvolvimento de técnica de controle da órtese: definição da tecnologia de controle, implementação do sistema e sincronização dos atuadores em conjunto com sistema de proteção;
- 6) avaliação do desempenho do sistema de controle por meio de testes de bancada.

#### 3.1 ESTUDO DO SISTEMA MECÂNICO E SISTEMA DE SEGURANÇA

Para desenvolvimento deste trabalho, controle e acionamento de um membro inferior, foi necessário primeiramente um estudo do sistema mecânico da órtese, que está sendo desenvolvido pelo Eng. Mecânico M.Sc. Carlos Roberto Fernandes (bolsista DTI/CNPq), outro integrante do projeto “Prótese Neural Híbrida para Membros Inferiores”.

O desenho da órtese proposta pode ser observado na Figura 40, que mostra em um ângulo frontal o sistema mecânico. A ilustração mostra a base da órtese, que é passiva, mas a ela serão acrescentados os motores nas articulações do quadril e joelho, mantendo-se os tornozelos de modo passivo.

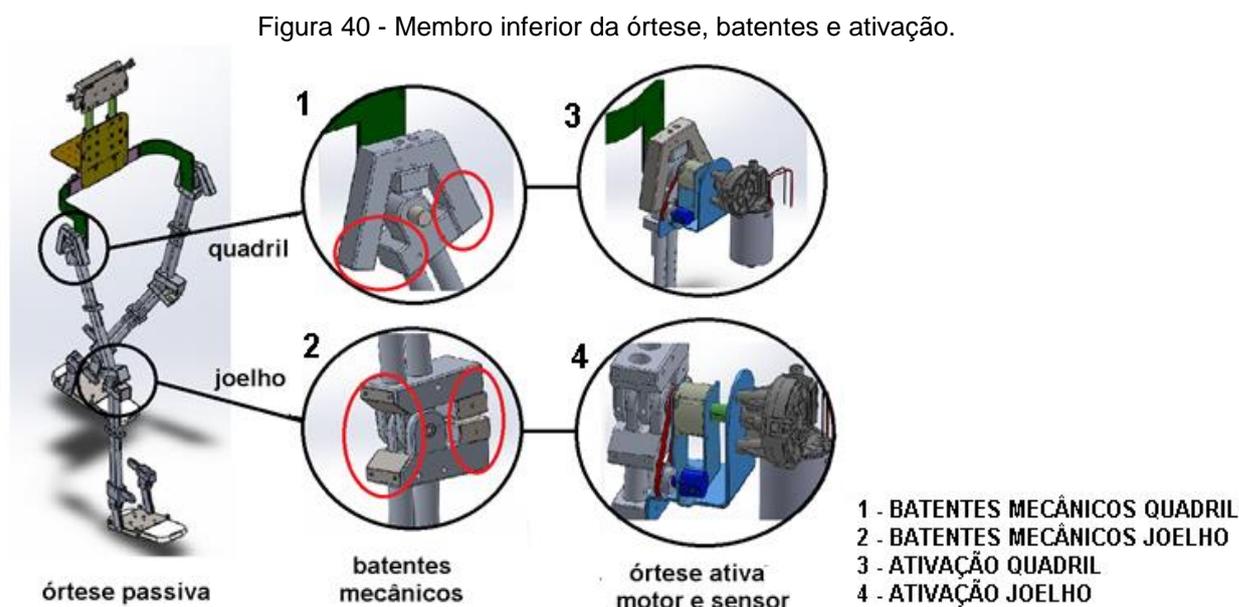
Desta forma, a órtese possuirá somente um grau de liberdade em cada articulação, tendo os movimentos de flexão e extensão tanto do quadril, quanto do joelho e tornozelo.

Normalmente, os sistemas de órteses possuem atuadores em suas articulações, transversais às articulações do indivíduo que está “vestindo-a”, o que

facilita o projeto do sistema. Desta forma, deve-se considerar que a articulação mecânica do quadril possui uma flexão de  $26^\circ$  e uma extensão de  $13^\circ$  limitados por batentes mecânicos, como indicado na Figura 40(1).

As articulações do joelho possuem movimento de flexão e extensão de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ . Deste modo o controle da órtese respeitará essas variações, assim como os batentes mecânicos, conforme mostrado na Figura 40(2).

No tornozelo da órtese, os pontos da articulação possuem molas de torção que manterão o pé em  $90^\circ$ ; porém, deixando a mobilidade necessária para extensão e flexão durante a deambulação com quatro apoios. Com este tipo de locomoção o usuário fará o deslocamento do centro de massa do tronco, assim realizando o avanço do ciclo da marcha.



Fonte: Adaptação de Eng. M.Sc. Carlos Roberto Fernandes, 2015.

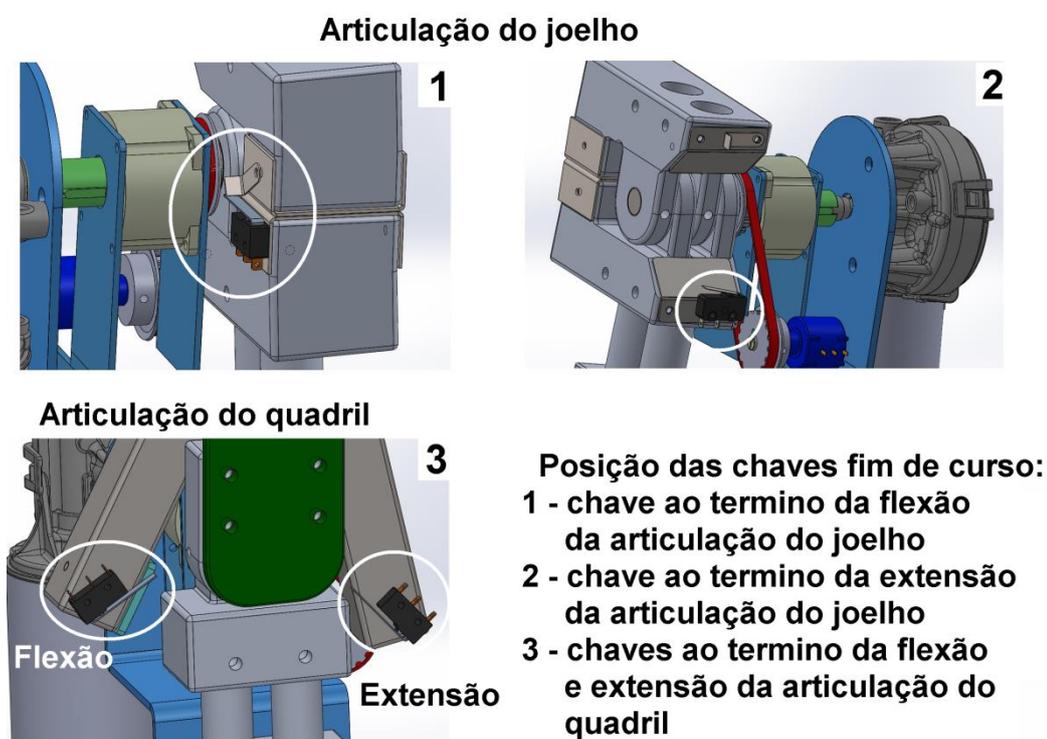
Os motores e transmissões serão acoplados diretamente nas articulações do quadril e joelho, conforme ilustrado na Figura 40 (3 e 4). A relação de transmissão no sistema de transmissão do tipo planetário é de  $4,75 : 1$ ; assim, o torque na saída para a articulação será 4,7 vezes maior que o torque do motor.

Para o controle, é necessário que em cada articulação haja um sensor angular (potenciômetro), cada um acoplado ao eixo do motor por meio de polias e correia sincronizadora, desta forma, é possível fazer a leitura do ângulo diretamente e em tempo real. O sensor angular não foi colocado diretamente no eixo do motor,

pois este necessitaria ser modificado por ser curto; assim, poderia ocorrer quebra do eixo durante a deambulação por exigir um torque maior.

Para garantir a segurança do usuário, além do sistema mecânico de batentes em cada articulação, existem chaves fim de curso como redundância de proteção, sendo ativadas em conjunto com os batentes. Na Figura 41 (1 e 2) ilustra-se o posicionamento das chaves fim de curso na articulação do joelho ao termino dos movimentos funcionais de flexão e extensão, respectivamente. Enquanto na Figura 41 (3), apresenta-se o posicionamento das chaves fim de curso na articulação do quadril, também para os movimentos de flexão e extensão.

Figura 41 - Posicionamento das chaves fim de curso na órtese ativa como sistema de segurança redundante nas articulações do joelho e quadril.



Fonte: Adaptação de Eng. M.Sc. Carlos Roberto Fernandes, 2016.

Assim, as chaves fim de curso servem para desligar o controle e motores, pois se elas forem ativadas supõe-se, no sistema proposto, que o controle ultrapassou o limite estabelecido como valor máximo do movimento funcional. Isto não traria problemas ao usuário uma vez que o motor elétrico não libera seu eixo quando desligado, permanecendo na última posição em que parou.

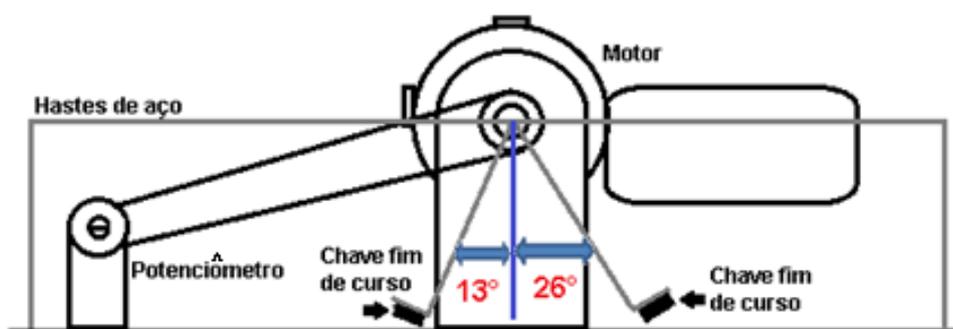
Baseado no estudo do sistema da mecânica da órtese fez-se necessário o desenvolvimento de um protótipo para suporte dos motores e potenciômetros, assim

como das chaves fim de curso, para o desenvolvimento do controle e testes, uma vez que a mecânica da órtese se encontra em fase de desenvolvimento.

Para fins de implementação e testes, o protótipo empregado consistiu na fixação do motor juntamente com o potenciômetro, da mesma forma que a mecânica (Figura 40), assim como hastes de aço em frente ao motor que simulam os batentes, juntamente com as chaves fim de curso. A Figura 42 apresenta um diagrama do protótipo de quadril, enquanto a Figura 43 apresenta o protótipo mecânico do joelho.

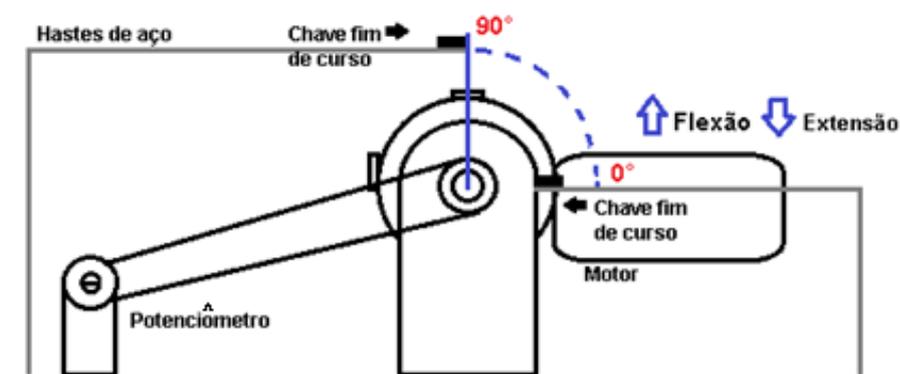
No protótipo, não foi colocado o sistema de redução, pois este se encontra em processo de fabricação e nem suporte para a carga devido ao eixo do motor ser curto para acomodar a polia e mais uma roldana para carga.

Figura 42 - Protótipo Mecânico do quadril



Fonte: O Autor, 2015.

Figura 43 - Protótipo mecânico do joelho



Fonte: O Autor, 2015.

## 3.2 DEFINIÇÃO DOS ATUADORES

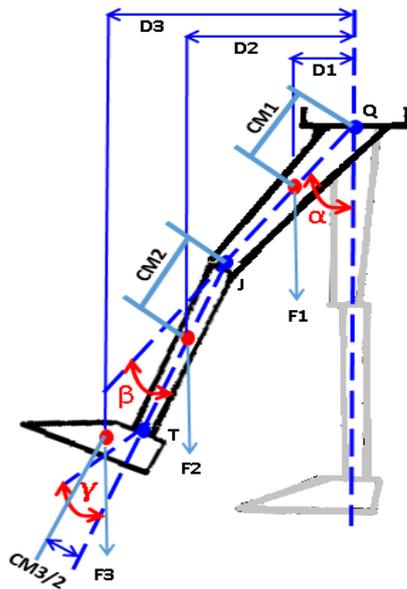
### 3.2.1 EQUAÇÕES DE TORQUE DURANTE A MARCHA

Para a definição dos motores como atuadores é necessário saber qual o torque de cada articulação. O cálculo dos torques do quadril e joelho foi realizado por trigonometria simples: as posições inicial e de referência são contabilizadas a partir da posição ortostática, enquanto para os cálculos, o membro inferior encontra-se em posição de balanço, levando em consideração a massa dos segmentos e a massa da órtese.

Na determinação dos torques, a condição inicial é a análise das forças envolvidas, como indica a Figura 44, representando o membro inferior na fase de balanço.

Analisando cada segmento separadamente, observam-se as variáveis: o posicionamento do centro de massa de cada segmento, o ângulo em relação à posição inicial – ortostática, o comprimento do segmento e a aplicação das forças.

Figura 44 - Forças exercidas sobre a órtese



Fonte: Eng. Mecânico MSc. Carlos R. Fernandes e Autor, 2014.

Na Figura 44, as variáveis apresentadas são:

F1 – força aplicada sobre a coxa;

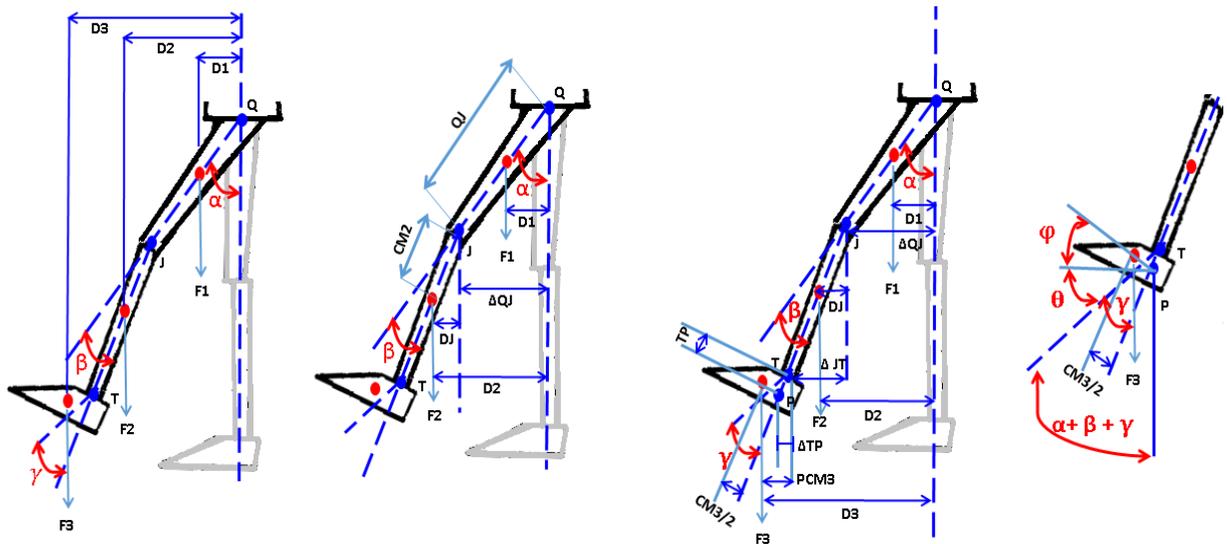
F2 – força aplicada sobre a perna;

F3 – força aplicada sobre o pé;  
CM1 – posição do centro de massa do segmento da coxa;  
 $\alpha$  - ângulo do Quadril em flexão;  
Q – articulação do Quadril;  
J – articulações do Joelho;  
QJ – comprimento do segmento da coxa;  
CM2 - posição do centro de massa do segmento da perna;  
 $\beta$  - ângulo do joelho em extensão;  
J - articulações do Joelho;  
T - articulação do tornozelo;  
JT - comprimento do segmento da perna;  
CM3 – posição do centro de massa do segmento do tornozelo.  
 $\gamma$  - ângulo do tornozelo com a perna;  
T - articulação do tornozelo;  
P - dorsiflexão do pé;  
TP - altura do pé.

Como o membro inferior encontra-se em fase de balanço, Figura 45, primeiramente deve-se determinar a distância entre o centro de massa, onde está aplicada a força, e a posição ortostática ou inicial.

Logo, na distância D1 (distância em relação à posição inicial e o segmento da coxa), surge uma força F1 no centro de massa da coxa devido a gravidade. Na distância D2 (distância em relação à posição inicial e o segmento da perna) surge uma força F2 no centro de massa da perna e na distância D3 (distância entre a posição inicial e o segmento do pé), surge uma força F3 no centro de massa do segmento do pé.

Figura 45 - Variáveis dos segmentos do membro inferior para definição de torque.



Fonte: Eng. Mecânico MSc. Carlos R. Fernandes e Autor, 2014.

No qual:

$\Delta QJ$  - distância do quadril e do joelho em relação à posição inicial;

QJ - segmento da coxa;

DJ - distância do centro de massa da perna;

$\alpha$  -  $\beta$  - ângulos entre quadril e posição inicial e joelho e posição inicial, respectivamente;

PCM3 - posição do centro de massa do pé;

$\Delta TP$  - diferença da distância entre tornozelo e pé;

$\Delta JT$  - diferença da distância entre tornozelo e joelho;

TP - segmento da perna entre as articulações do tornozelo e joelho;

JT - segmento do pé entre as articulações do tornozelo e pé;

QJ - segmento da coxa;

$T_p$  - torque na articulação do pé;

$T_j$  - torque na articulação do joelho;

$T_q$  - torque na articulação do quadril;

CM1, CM2 e CM3 - localização do centro de massa do segmento, Tabela 6.

Por meio de relação trigonométrica, determina-se a equação (7) que define

D1:

$$\text{sen } \alpha = \frac{D1}{CM1} \quad \rightarrow \quad D1 = CM1 * \text{sen } \alpha \quad (7)$$

Para determinar D2, deve-se observar as variáveis trigonométricas referentes à perna. A partir das equações (7) (8) e (9), deduz-se a equação (10), que define D2:

$$\text{sen } \alpha = \frac{\Delta QJ}{QJ} \rightarrow \Delta QJ = QJ * \text{sen } \alpha \quad (8)$$

$$\text{sen}(\alpha - \beta) = \frac{DJ}{CM2} \rightarrow DJ = CM2 * \text{sen}(\alpha - \beta) \quad (9)$$

$$D2 = DJ + \Delta QJ \quad (10)$$

Substituindo as equações (8) e (9) na equação (10), tem-se:

$$D2 = CM2 * \text{sen}(\alpha - \beta) + QJ * \text{sen}(\alpha) \quad (11)$$

Para determinar D3, deve-se observar as variáveis trigonométricas referentes à perna. Deduzindo trigonometricamente as equações (12) a (17):

$$\text{sen}(\alpha - \beta) = \frac{\Delta JT}{JT} \rightarrow \Delta JT = JT * \text{sen}(\alpha - \beta) \quad (12)$$

$$\text{sen}(\alpha - \beta + \gamma) = \frac{\Delta TP}{TP} \rightarrow \Delta TP = TP * \text{sen}(\alpha - \beta + \gamma) \quad (13)$$

$$\text{Sendo: } \theta = 90^\circ - \alpha + \beta - \gamma \text{ e } \varphi = \alpha - \beta + \gamma \quad (14)$$

Por trigonometria:

$$\cos \varphi = \frac{PCM3}{\frac{1}{2} CM3} \rightarrow PCM3 = \frac{1}{2} CM3 * \cos \varphi \quad (15)$$

Logo:

$$D3 = PCM3 + \Delta TP + \Delta JT + \Delta QJ \quad (16)$$

Substituindo as equações (8), (12) e (13) na equação (16), tem-se a equação (17):

$$D3 = \frac{1}{2} CM3 * \cos(\alpha - \beta + \gamma) + TP * \text{sen}(\alpha - \beta + \gamma) + JT * \text{sen}(\alpha - \beta) + QJ * \text{sen}(\alpha) \quad (17)$$

Assim, definiram-se as equações de torque para o pé, equação (18), joelho, equação (19) e quadril, equação (20).

$$Tp = F3 * PCM3 \rightarrow Tp = F3 * \frac{1}{2} CM3 * \cos(\alpha - \beta + \gamma) \quad (18)$$

$$Tj = F2 * DJ + F3 * (PCM3 + \Delta TP + \Delta JT) \quad (19)$$

Substituindo-se na equação (19) as equações (12) e (13) tem-se:

$$T_j = F_2 * CM_2 * \text{sen}(\alpha - \beta) + F_3 \left[ \frac{1}{2} CM_3 * \cos(\alpha - \beta + \gamma) + T_p * \text{sen}(\alpha - \beta + \gamma) + JT * \text{sen}(\alpha - \beta) \right] \quad (20)$$

$$T_q = F_1 * D_1 + F_2 * D_2 + F_3 * D_3 \quad (21)$$

Substituindo-se na equação (20) as equações (7), (11) e (17):

$$T_q = F_1 * CM_1 * \text{sen}(\alpha) + F_2 [CM_2 * \text{sen}(\alpha - \beta) * QJ * \text{sen}(\alpha)] + F_3 \left[ \frac{1}{2} CM_3 * \cos(\alpha - \beta + \gamma) + T_p * \text{sen}(\alpha - \beta + \gamma) + JT * \text{sen}(\alpha - \beta) + QJ * \text{sen}(\alpha) \right] \quad (22)$$

Para calcular as forças F1, F2 e F3 nas equações de torque, têm-se as equações de (23) à (25).

$$F_1 = (MC_1 + Mock + m) * g \quad (23)$$

$$F_2 = (MF + Mop + m) * g \quad (24)$$

$$F_3 = (Mp + Mopé + m) * g \quad (25)$$

Onde:

MC1 – massa do segmento da coxa (Tabela 5).

Mock – massa do segmento da órtese que corresponde à coxa.

MF – massa do segmento da perna, sendo F de fêmur (Tabela 5).

Mop – massa do segmento da órtese que corresponde à perna.

Mp – massa do segmento do pé (Tabela 5).

Mopé – massa do segmento da órtese que corresponde ao pé.

g – gravidade

m – massa do motor acoplado a articulação.

Com as equações dos torques definidas é possível calcular os valores e determinar um motor que atenda a esses torques, levando em consideração o acoplamento planetário da estrutura mecânica que elevará o torque em 4,7 vezes.

Mas para efetuar o cálculo também é necessário estabelecer qual a massa de cada segmento (dados antropométricos do corpo humano), uma vez que é utilizado na equação de torque.

### 3.2.2 DEFINIÇÃO DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Com base na literatura, observa-se que 60% da população acometida por lesão medular são homens que possuem idade entre 20 e 44 anos, (PAZ et al.,

1992; CAMPOS et al., 2008; BRITO et al., 2011; CUNHA et al., 2012). Correlacionando os dados de idade e sexo com a altura e peso de indivíduos brasileiros, delimitam-se os dados necessários para os usuários da órtese, uma vez que está será ajustável a este grupo de pessoas.

Como no censo do IBGE de 2008, há somente a média de altura e massa, por estado, da população de indivíduos hígidos, houve a necessidade de calcular a média e o desvio padrão dos dados, para ter uma média nacional. Com esta média, pode-se utilizar um dos modelos de cálculos de dados antropométricos, pois todos necessitam da altura e massa para determinar a massa de todos os segmentos e a posição do centro de massa, sendo possível calcular o torque necessário em cada articulação. Também é utilizado como base para o desenvolvimento da mecânica, pois esta será ajustável a partir do valor médio calculado.

### 3.2.2.1 MODELAGEM DE DADOS ANTROPOMÉTRICOS

Para calcular o torque das articulações, é necessário saber qual a massa de cada segmento dos membros inferiores. Como existem inúmeros modelos de cálculos antropométricos para se aplicar, foram utilizados os mais citados que são Dempster et al. (1959); Chandler, (1975) e Zatsiorsky, V. M. Seluyanov, V. N. Chugunova (1990).

Comparando os resultados dos cálculos para cada um dos autores (DEMPSTER et al., 1959; CHANDLER, 1975; ZATSIORSKY et al., 1990), o modelo de Zatsiorsky e Seluvaiov (1990) mostrou-se o mais indicado, uma vez que as massas dos segmentos sempre obtiveram um valor maior, sendo, desta forma, o caso crítico, pois influencia diretamente nos cálculos dos torques (RANCIARO et al., 2015).

Uma vez definido, o método permite determinar a massa, a posição do centro de massa e o momento de inércia, correlacionando com a altura e peso dos voluntários, por meio da equação (26) (Zatsiorsky e Seluvaiov, 1983).

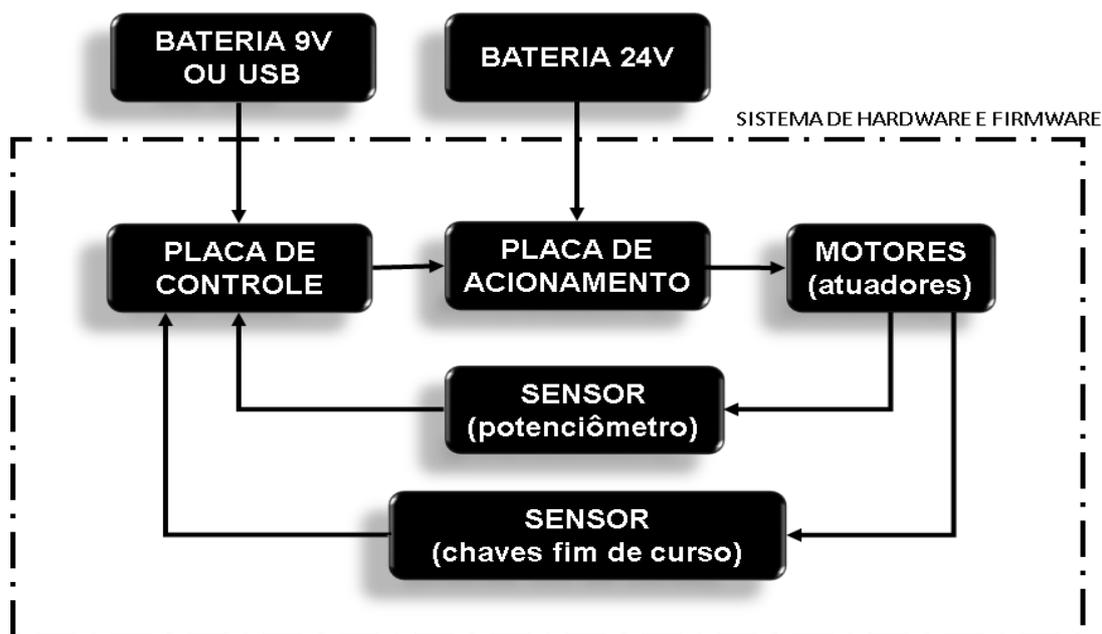
$$Y = B_0 + B_1X_1 + B_2X_2 \quad (26)$$

onde  $B_0$ ,  $B_1$  e  $B_2$ , são os coeficientes estipulados por meio de equações regressivas,  $X_1$  o peso e  $X_2$  a altura do voluntário.

### 3.3 CONTROLE DA ÓRTESE

Na Figura 46 delinea-se o diagrama de blocos geral do sistema de *hardware* e *firmware* proposto.

Figura 46 - Diagrama em blocos geral do sistema proposto.



Fonte: O Autor, 2014.

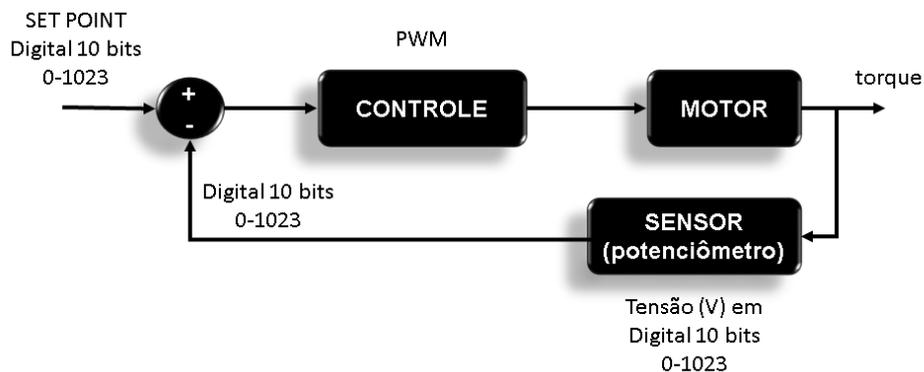
1. motores: são responsáveis pela transmissão dos movimentos nas articulações da órtese, sendo enviados os sinais de controle pela placa de controle;
2. sensores: são utilizados potenciômetros, acoplados em paralelo ao eixo dos motores, por meio de polias e roldanas para leitura dos ângulos ajustados para não haver deslizamentos por parte da mecânica; e chaves de fim de curso como um sistema redundante de segurança em conjunto com os batentes mecânicos;
3. placa de controle: possui um microcontrolador para enviar e receber os sinais necessários como a aquisição dos ângulos, inclusive sua conversão A/D, cálculo da ação de controle, envio dos sinais de acionamento dos motores, recebimento do sinal do sensor;
4. placa de acionamento: ponte H para acionamento e inversão de rotação dos motores, assim como os circuitos de proteção;

5. bateria 9V e 24V: para testes, utilizou-se fontes de alimentação de 24V para motores e circuitos. Para a placa de controle utilizou-se alimentação USB (*Universal Serial Bus*).

### 3.3.1 Controle

O controle de erro diferencial de cada articulação, quadril e joelho, constitui um sistema em malha fechada com realimentação por meio do sensor angular (potenciômetro) que está acoplado ao eixo do motor, como ilustra a Figura 47.

Figura 47 - Sistema do controle de erro diferencial em malha fechada.

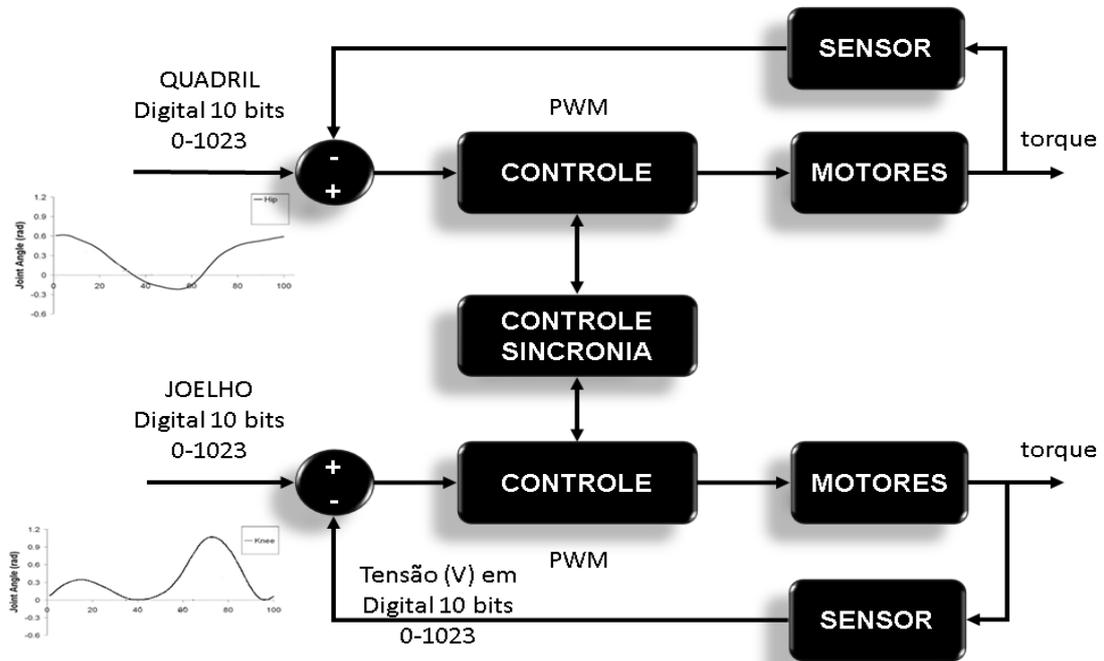


Fonte: Autor, 2015.

O controle possui um *set point*, configurado pelos dados de entrada, que correspondem aos ângulos máximos e mínimos previstos para uma marcha hígida. Este recebe cada leitura do sensor angular em tensão, calculando o erro atuante (diferença entre valor angular de entrada e valor angular lido no eixo do motor), ajustando a largura de pulso do PWM matematicamente e enviando-o para o acionamento do motor. Assim conforme ocorre à rotação do motor, varia a leitura do sensor angular aumentando ou diminuindo o erro. Quanto mais próximo o valor lido do sensor estiver do *set point* determinado, menor é o erro e, conseqüentemente, menor será a velocidade do motor, pois este é proporcional ao erro atuante. Desta forma, chama-se o controle de cada articulação de controle de erro diferencial.

Na Figura 48, delinea-se o sistema de controle como um todo, que mostra a interação entre os sistemas de controle de cada articulação, quadril e joelho, e o controle de sincronismo de um membro da órtese.

Figura 48 - Malha de controle de sincronização e das articulações de um membro.

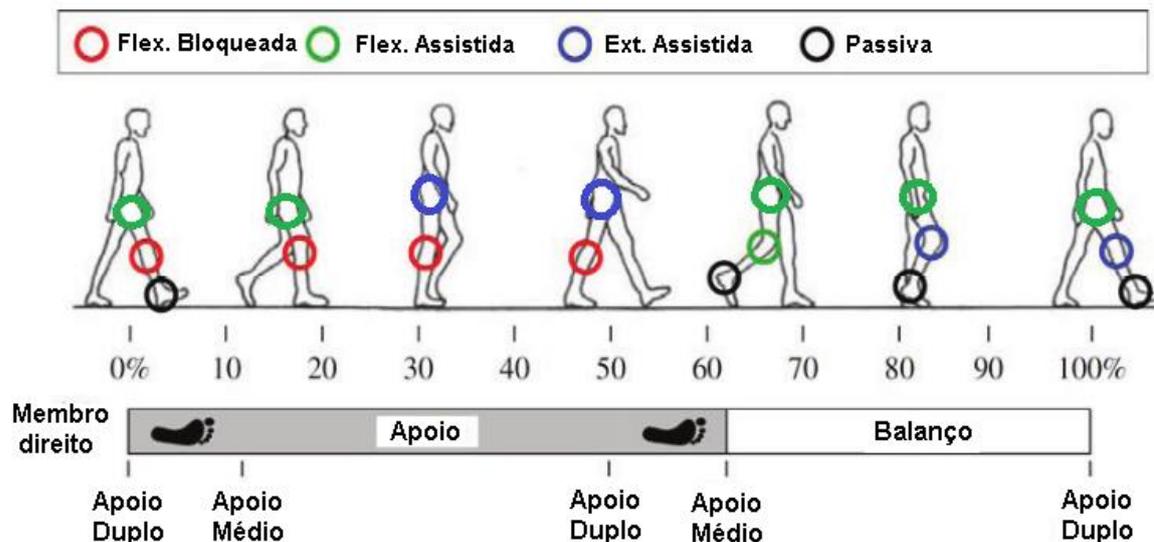


Fonte: Autor, 2015.

O controle de sincronia é responsável pela sincronização dos controles da articulação do joelho e do quadril; no qual é utilizada uma máquina de estados que simula as fases da marcha e determina em qual momento cada articulação irá acionar.

A máquina de estados possui dois estados (balanço e apoio), os quais foram definidos baseando-se na literatura. Segundo o modelo de simulação apresentado por Font-Ilagunes et al. (2011), é possível definir os movimentos funcionais da marcha humana, conforme ilustra a Figura 49, na qual ilustram-se os movimentos funcionais de flexão (Flex.) e extensão (Ext.) de quadril e joelho, e também indica quais os movimentos devem ser assistidos, com atuadores, durante a marcha.

Figura 49 - Determinação dos movimentos funcionais durante a marcha humana para aplicação no controle de sincronia das articulações do joelho e quadril.



Fonte: Adaptado de FONT-LLAGUNES et al., 2011.

Para garantir a segurança do usuário da órtese, além do monitoramento dos ângulos, há batentes mecânicos, mostrados anteriormente, que limitam os ângulos. Entretanto, uma redundância a mais é necessária no caso de travamento do motor, seja por meio mecânico ou de controle. Neste caso, são utilizadas chaves de fim de curso, monitoradas continuamente pelo controle, para evitar que se extrapolem os limites biomecânicos.

### 3.3.1.1 Tecnologias de controle

Existem diversas tecnologias atualmente, principalmente quando se trata de sistemas embarcados. Muito comumente são utilizados microcontroladores que possuem em seu interior um microprocessador, memória, periféricos de entrada e saída. Diferenciam-se do microprocessador, pois têm mais que processos lógicos e aritméticos, possuem memória externa, conversores A/D e D/A e outras interfaces de entrada e saída, existindo muitos fabricantes dessa tecnologia de circuito integrado, sendo o mais conhecido o PIC e o Atmega.

Para o desenvolvimento do controle, utilizou-se a placa Arduino Uno e para a programação com sua IDE Arduino 1.6.5.

O componente principal da placa Arduino Uno é o microcontrolador ATMEL ATMEGA 328, um dispositivo de 8 bits da família AVR, com arquitetura RISC avançada. Conta com 32 KB de memória Flash (mas 512 Bytes são utilizados para o

*bootloader*), 2 KB de RAM e 1 KB de EEPROM. Pode operar até 20 MHz; porém, na placa Arduino UNO opera em 16 MHz, possui 28 pinos, sendo que 23 desses podem ser utilizados como I/O.

Esse microcontrolador pode operar com tensões bem baixas, de até 1,8 V, mas nessa tensão apenas opera até 4 MHz. Possui dois modos de baixo consumo, o *Power-down Mode* e o *Power-save Mode*, para que o sistema possa poupar energia em situações de espera. Possui, como periféricos, uma USART que funciona até 250 kbps, uma SPI, que vai até 5 MHz, e uma interface I2C que pode operar até 400 kHz. Conta com um comparador analógico interno ao CI e diversos *timers*, além de seis PWMs.

A placa do Arduino UNO possui treze pinos de entradas ou saídas digitais, assim como seis pinos de entradas ou saídas analógicas. Os pinos digitais operam em 5 V, cada pino pode fornecer ou receber uma corrente máxima de 40 mA e possui resistor de *pull-up* interno que pode ser habilitado por *software*. Alguns desses pinos possuem funções especiais:

- PWM : pinos 3, 5, 6, 9, 10 e 11 podem ser usados como saídas PWM de 8 bits através da função `analogWrite()`;
- comunicação serial: pinos 0 e 1 podem ser utilizados para comunicação serial. Deve-se observar que estes pinos são ligados ao microcontrolador responsável pela comunicação USB com o PC;
- interrupção externa: pinos 2 e 3. Esses pinos podem ser configurados para gerar uma interrupção externa, por meio da função `attachInterrupt()`.

Para interface analógica, a placa Arduino UNO possui seis entradas, nas quais cada uma com resolução de 10 bits. Por padrão, a tensão referência do conversor AD está ligada internamente aos 5V, ou seja, quando a entrada estiver com 5V, o valor da conversão analógica para digital será 1023. O valor da referência pode ser alterado por meio do pino AREF.

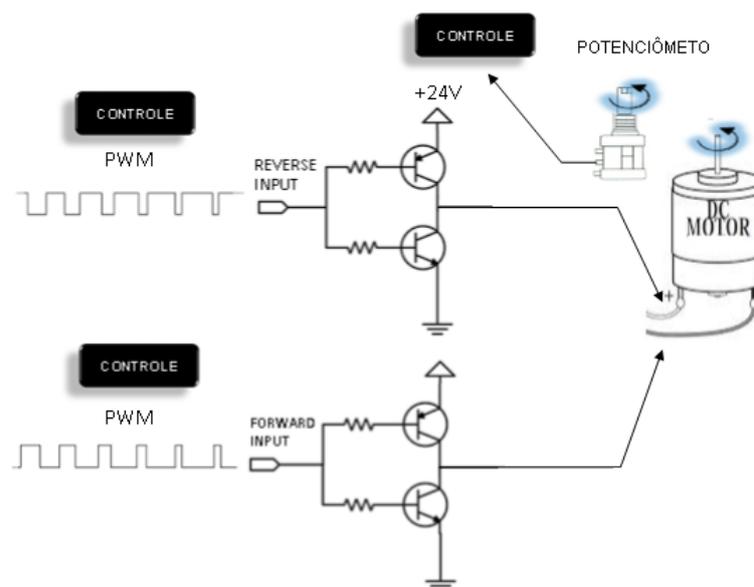
Devido a sua agilidade, pelo fato de já possuir componentes internos, o Arduino foi selecionado como placa de controle porque possui a quantidade de pinos necessários para o envio de três sinais digitais e analógicos para o acionamento e recebimento dos sinais analógicos do sensor angular e as chaves fim de curso, isto para ambas as articulações.

### 3.3.2 Circuito de acionamento

O circuito de acionamento do motor DC escolhido foi implementado por meio de um circuito na configuração de ponte H, como mostra a Figura 50.

O sistema de controle gera o sinal de PWM e dois bits com tensões de 0 a 5V, controlando sua largura de pulso, o sentido de rotação do motor e potência de carga; quanto maior a largura do pulso, maior será sua potência. Os sinais são enviados à ponte H que aciona os motores. Já os potenciômetros enviam os níveis de tensão que correspondem aos ângulos do motor, diretamente ao controle em 10 bits, sendo lidos valores entre 0 e 1023. Há um circuito (e, conseqüentemente, uma placa) de acionamento para cada articulação do membro.

Figura 50 - Diagrama do circuito de Acionamento



Fonte: O Autor, 2015.

### 3.4 TESTES

Os testes de acionamento foram realizados em bancada, sem a atuação do sistema de controle:

- 1) montagem do circuito de acionamento, ponte H, e testes da mesma por meio de um PWM manual, e por meio de um PWM desenvolvido em um *firmware* no microcontrolador;
- 2) testes de acionamento do motor sem carga, com a placa de acionamento e PWM manual;

- 3) testes do motor com carga por meio de sistema de pêndulo:
  - a. teste do acionamento para verificação do consumo de corrente da placa de acionamento e o motor com carga de 10 kg sem redução;
  - b. teste de inversão da rotação por meio de dois bits na placa de acionamento com PWM manual e com PWM no software LabVIEW (*National Instruments*).

Os testes do sistema de controle foram realizados da seguinte forma:

- 1) montagem do protótipo mecânico, fixação dos motores e acoplamentos dos sensores angulares por meio de roldanas e polias, assim como os sensores de fim de curso;
- 2) desenvolvimento do controle de erro diferencial: determinação das funções de flexão e extensão de cada articulação, em conjunto com o acionamento do motor já montados no protótipo mecânico;
- 3) avaliação do comportamento do sistema de controle levantando as curvas dos ângulos de flexão e extensão do joelho e quadril:
  - a. desenvolvimento de funções no *firmware* para cada movimento da articulação: extensão e flexão de quadril e de joelho, todas separadamente;
  - b. ensaios das chamadas das funções para cada articulação e alteração do *set point* para verificar se não há alteração do mesmo, durante a execução do *firmware* realizando a aquisição dos dados angulares das articulações por meio do software LabVIEW (*National Instruments*) em tempo real;
- 4) para a avaliação da mimética do sistema de controle por meio da comparação gráfica entre os resultados obtidos com os de marcha de indivíduos hígidos:
  - a. determinar de forma empírica a divisão dos ciclos de marcha, baseado na literatura, uma vez que não há um sensor de sincronização para determinar as fases no protótipo mecânico;
  - b. desenvolver uma máquina de estados para controle de sincronia e ajustar o sistema desenvolvido para mimetizar a marcha;

- c. determinar e testar os parâmetros de mudança de estado do controle de sincronia;
- d. testar por um período de 5 min, equivalente a 93 ciclos de marcha, se o controle não foge aos estados pré-estabelecidos e se não ultrapassa os limites mecânicos, acionando as chaves fim de curso.
- e. aquisição dos dados por meio do software LabVIEW (National Instruments™) em tempo real e salva-los no Excel;
- f. normalizar os dados do ensaio e dos indivíduos hígidos, segundo os ciclos de marcha com o software MatLab (*Math Works*).

## 4 RESULTADOS

Os resultados apresentados levam em consideração a órtese ativa em desenvolvimento. Desta forma, as variáveis (sensores, valores máximos de extensão e flexão das articulações do quadril e joelho, massa dos segmentos e torques) foram dimensionadas e ajustadas para definição dos atuadores, acionamento e controle.

### 4.1 DEFINIÇÃO DOS ATUADORES

#### 4.1.1 Delimitação dos usuários e das massas dos segmentos

O grupo delimitado de indivíduos que poderão utilizar a órtese, segundo a média e o desvio padrão calculados, da altura e peso, é constituído por homens entre 22 e 44 anos, com 170,98 ( $\pm 2,80$ ) cm de altura e peso de 71,51 ( $\pm 2,17$ ) kg.

A Tabela 5 mostra os resultados dos cálculos da massa (kg) segundo o modelo matemático de Zatsiorsky e Seluvaiov, no qual foram aplicados altura e peso dos indivíduos, de acordo com o desvio padrão calculado (RANCIARO et al., 2015).

Tabela 5 - Valores da massa de cada segmento em kg

Segmento	Coeficiente de massa			Mínimo	Médio	Máximo
	B0	B1	B2			
Pé	-0,8290	0,0077	0,0073	0,9326	0,9697	1,0069
Perna	-1,5920	0,0362	0,0121	2,9530	3,0655	3,1779
Coxa	-2,6490	0,1463	0,0137	9,7995	10,1553	10,511

Fonte: Adaptação de Zatsiorsky e Seluvaiov (1990).

A Tabela 6 mostra os valores do centro de massa (cm), para cada altura e peso, segundo o desvio padrão calculado (RANCIARO et al., 2015):

Tabela 6 - Valores de centro de massa dos segmentos (cm)

Segmento	Localização do centro de massa			Mínimo	Médio	Máximo
	B0	B1	B2			
Pé	3,7670	0,0650	0,0330	13,8240	14,0575	14,2909
Perna	-6,0500	-0,0390	0,1420	15,1273	15,4403	15,7532
Coxa	-2,4200	0,0380	0,1350	22,9192	23,3797	23,8401

Fonte: Adaptação de Zatsiorsky e Seluvaiov (1990).

#### 4.1.1 Cálculo dos torques e seleção do motor

Utilizando as equações 18, 20 e 22, para o cálculo dos torques e os valores de massa da Tabela 5, foram calculados os torques de cada articulação do membro inferior, sendo estes representados na Tabela 7:

Tabela 7 - Valores de torques para articulações de membros inferiores

Variável	Valor Calculado	Unidade	Definição
Tp	1,19089	Nm	Torque em P (inflexão do pé)
Tj	22,1907	Nm	Torque em J (articulação joelho)
Tq	79,4972	Nm	Torque em Q (articulação do quadril)

Fonte: Autor, 2014.

Com torques desta magnitude, principalmente na articulação do quadril, a grande dificuldade do projeto está em determinar motores DC com torque suficiente que com uma redução mecânica aplicada ao eixo do motor alcance esses valores apresentados na Tabela 7.

Após várias pesquisas sobre marcas, fabricantes e especificações, por meio de consulta, análise de catálogos e conversa com consultores de venda de motores DC, constatou-se que o modelo CEP F006 WM0 310 da Bosch, Figura 51, seria a melhor opção com baixo custo comparado ao modelo da Maxon EC Flat Motor com características semelhantes.

Figura 51 - Motor Bosch selecionado



Fonte: Catálogo Bosch, 2010/2011

Outros modelos da mesma fabricante foram avaliados, mas somente o modelo CEP F006 WM0 310 foi encontrado comercialmente e em estoque. Por isso, a utilização de um motor com torque elevado para a articulação do joelho. O Quadro 1, apresenta as características deste modelo.

Quadro 1 – Características do motor Bosch

<b>Características</b>	<b>Valores</b>
$U_M$ (Alimentação)	24 V
$P_N$ (Potência)	46 W
$n_N$ (Rotação)	45 rpm
$I_N$ (Corrente)	5,0 A
$I_M$ (Corrente Máx.)	18,6 A
$M_A$ (Torque)	48 Nm
I (Redução no motor)	63:1
Rotação	L / R
Peso	1,000 kg
Códigos	F 006 WM0 310

Fonte: Catálogo Bosch, 2010/2011

Como o motor possui um torque de 48 Nm e a relação de transmissão na articulação da órtese será de 4,75:1, resultando em um torque máximo final de 228 Nm, este valor é maior que o necessário para a marcha, segundo a Tabela 7; contudo, oferece a possibilidade de futuras atividades além da marcha, como levantar, sentar e subir escadas.

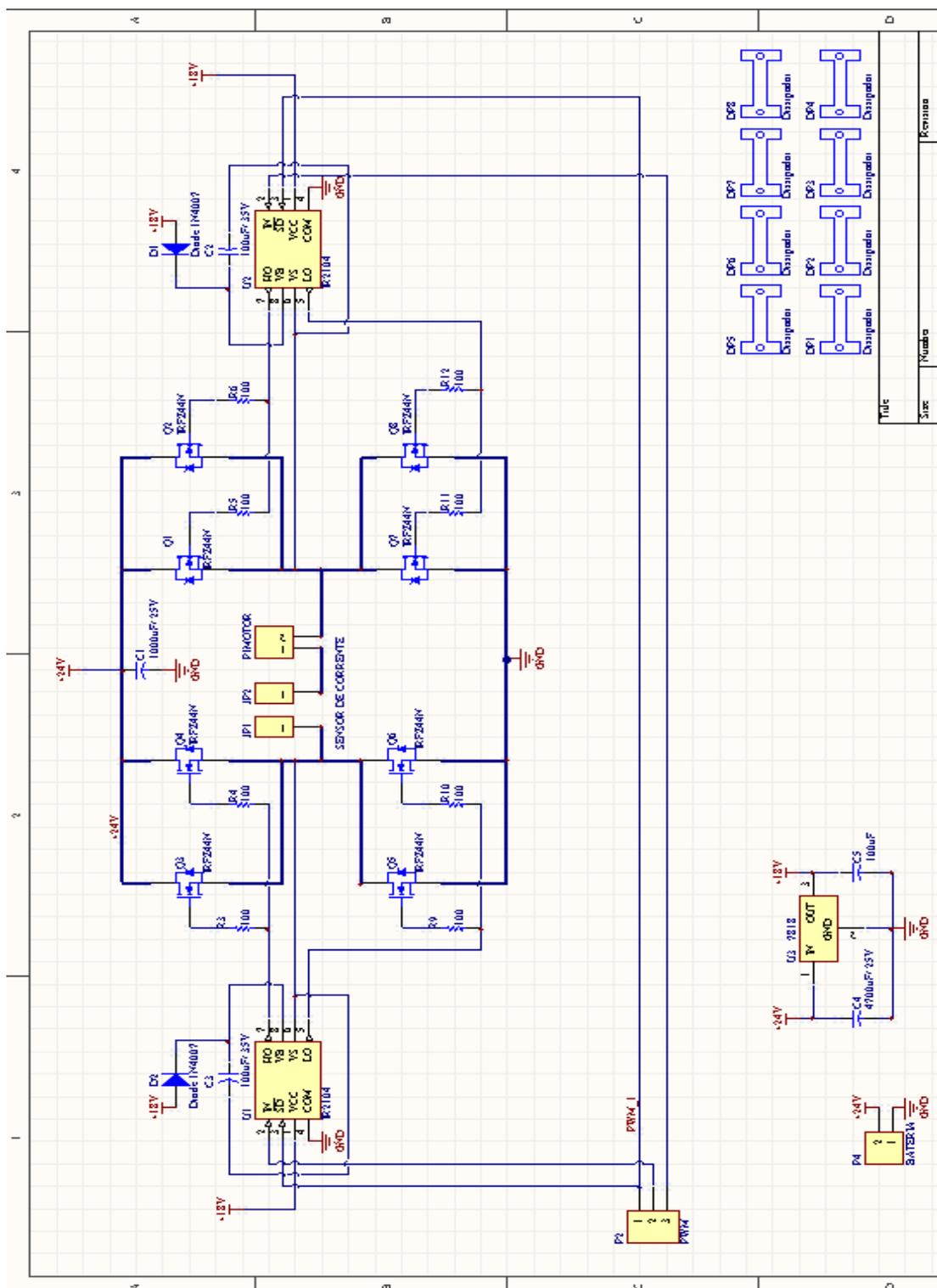
Utilizando o mesmo conceito, pode-se concluir que com a rotação do motor em 35 rpm, considerando esta relação de transmissão, tem-se no final uma velocidade angular de 7,37 rpm.

#### 4.2 CIRCUITO DE ACIONAMENTO

Para o sistema de acionamento, foi projetado um circuito em configuração ponte H completa, com transistores (IRFZ44N) e *drives* de corrente (IR2104) para o acionamento da mesma. Na Figura 52, pode-se observar a primeira versão do esquemático do circuito.

Os transistores IRFZ44N foram duplicados na placa para distribuir a corrente e evitar o aquecimento dos mesmos, quando acionados e o motor estiver com carga. Também foram instalados dissipadores em cada um dos transistores.

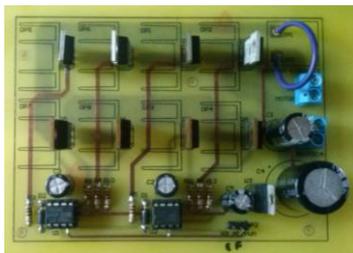
Figura 52 - Circuito de acionamento.



Fonte: Autor, 2015

Devido à alta corrente informada pelo fabricante, houve a necessidade de testes para estimar a corrente máxima que o circuito teria com uma carga próxima como à da mecânica da órtese. Somente a placa com o motor sem carga consome aproximadamente 300 mA.

Figura 53 - Placa de acionamento.

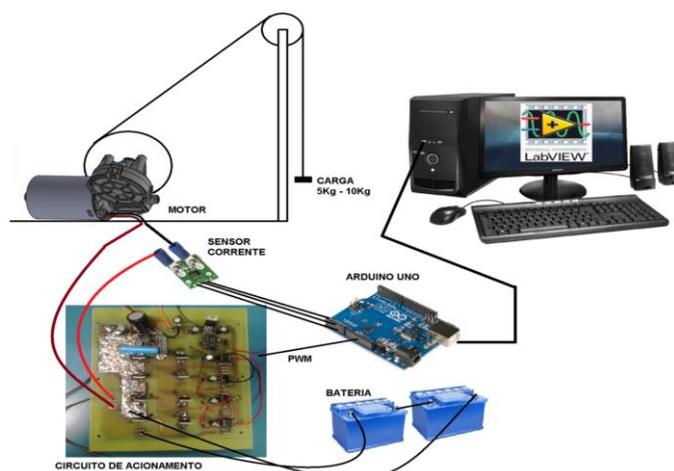


Fonte: Autor, 2016

#### 4.2.1 Testes de carga

O teste preliminar de carga para o motor foi realizado por meio de sistema de pêndulo, ilustrado na Figura 54. Cargas de 5 kg e 10 kg foram utilizadas, pois são valores próximos ao membro mecânico da órtese com 7,5 kg. A massa do segmento do usuário não foi levada em consideração uma vez que o sistema foi testado sem a redução, mas isto já está previsto no projeto do sistema mecânico da órtese. Uma vez que o motor sem redução consegue elevar 10 kg, com uma redução de 4,75:1 poderá elevar até 40 kg. Assim, este valor já considera o peso da órtese, 7,5 kg, dos motores, 3 kg, e dos segmentos do usuário, 14 kg (pé + perna + coxa), somando um total de 24,5 kg. Desta forma, efetuou-se a medida da corrente que o motor e o circuito consomem e determinou-se a melhor relação de largura de pulso do PWM *versus* corrente, para implementação do controle. Na Figura 54, também visualizam-se as conexões com a bateria, circuito de acionamento e computador, do sistema de carga.

Figura 54 - Diagrama do sistema de carga



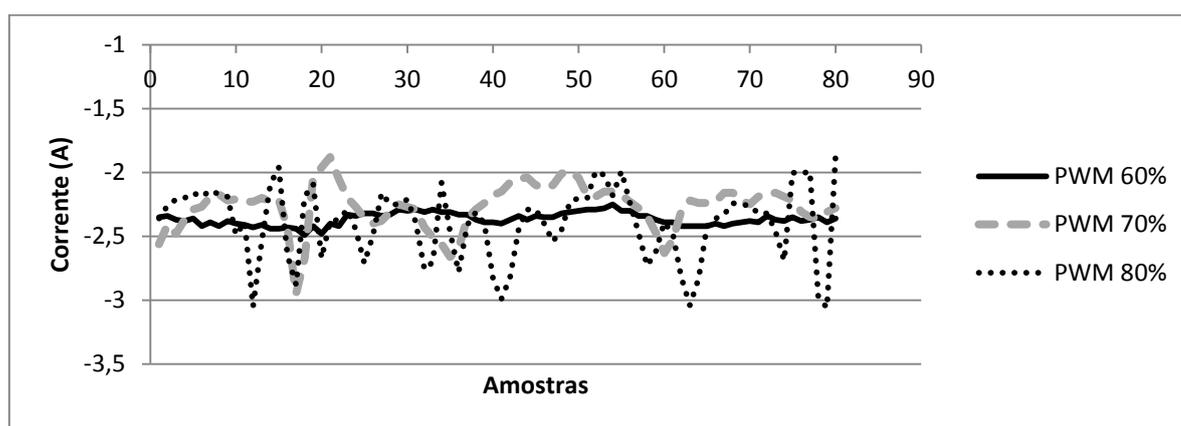
Fonte: Autor, 2015

O sistema de PWM foi primeiramente implementado diretamente no Arduíno utilizando um potenciômetro para sua variação. O segundo teste foi realizado utilizando o Arduíno como um circuito de aquisição e envio de sinais, no qual o Labview é utilizado para gerar o PWM e ler o sensor de corrente. Devido à possibilidade de leitura e armazenamento dos dados do sensor de corrente, optou-se pela utilização somente do Arduino com Labview.

Como resultado do sistema de carga, pôde-se plotar o gráfico da Figura 55, com carga de 10 kg, pois um membro da órtese possui em torno de 7,5 kg; deste modo, os dados da carga de 5 kg foram utilizados somente para fins de projeto do controle do sistema de carga.

É possível observar, no gráfico da Figura 55, que a corrente mais estável durante o levantamento da carga de 10 kg ocorre durante a aplicação do PWM em 60%, variando entre 2 e 2,5 A. As correntes no gráfico são negativas devido à rotação do motor no momento em que os pesos sobem, pois o sensor de corrente varia entre -30 e +30 A. Os dados referentes ao momento de descida dos pesos, não ultrapassam 1 A, sendo desconsiderados no gráfico para facilitar a visualização do mesmo. O consumo da placa de acionamento de forma isolada não ultrapassa os 300 mA.

Figura 55- Gráfico do sistema de PWM versus intensidade de corrente na placa de acionamento e motor.



Fonte: Autor, 2015

Nota: Os dados representam a corrente registrada do circuito de acionamento com o motor levantando uma carga de 10 kg e também sua variação conforme o valor do PWM.

### 4.3 PLACA DE CONTROLE

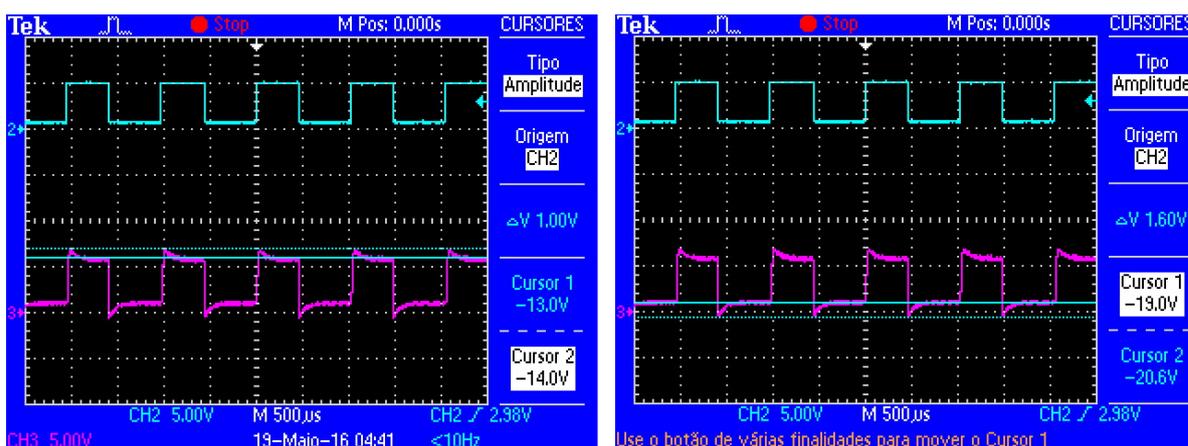
O sistema de controle do protótipo mecânico de um membro foi desenvolvido utilizando a placa para aquisição e controle do kit Arduino Uno, assim como sua própria plataforma de programação, IDE Arduino 1.6.5.

Para o envio dos bits de ativação de rotação do motor nas placas de acionamento, assim como o PWM, foi necessário criar uma isolamento óptica com optoacoplador 4N33, devido à interferência do chaveamento dos transistores da placa de acionamento, mesmo com fontes de alimentação separadas.

Apesar do acoplamento ótico, houve um pico de variação de 1V no sinal de PWM. Na Figura 56, é possível observar estes picos no sinal inferior que é o sinal PWM após a isolamento ótica; o sinal superior é o sinal de PWM gerado pelo Arduino antes da isolamento. Este pico provavelmente foi gerado devido a alguma interferência no *protoboard*, pois o mesmo não identificado posteriormente em testes com a placa de controle.

Mesmo com esta variação, não houve problemas no acionamento do motor, uma vez que a placa de acionamento possui *drivers* de corrente e estes identificam somente a diferença de degrau ocorrida para sua ativação.

Figura 56 - Diferença do PWM na saída do Arduino e pós optoacoplamento.



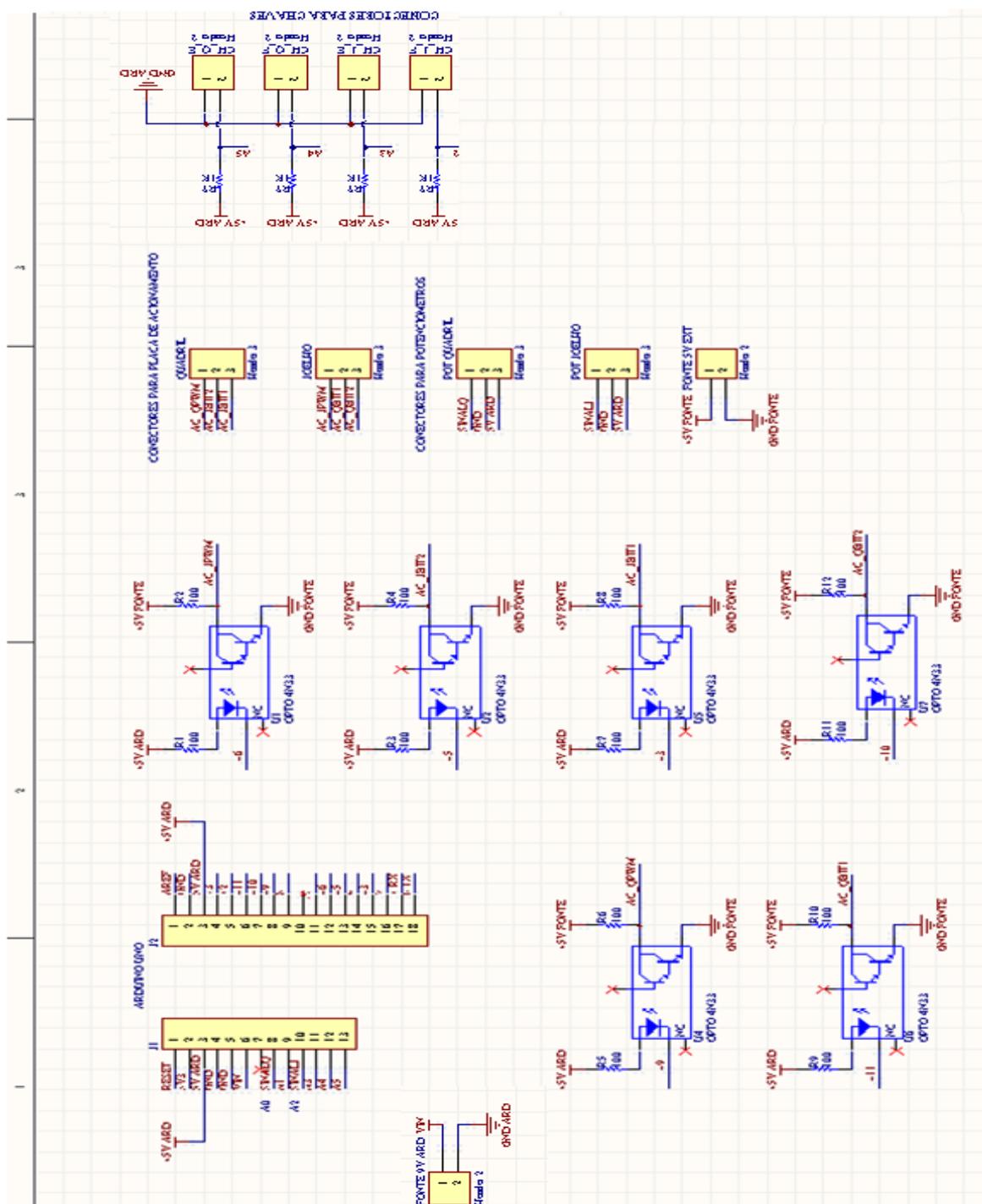
Fonte: Autor, 2016.

Nota: O sinal do PWM lido diretamente na saída do Arduino em azul (sinal superior) e o sinal de PWM após o optoacoplamento, em rosa (sinal inferior).

O esquema de ligação entre o Arduino e as placas de acionamento, assim como a leitura dos potenciômetros responsáveis pelos ângulos, pode ser observado na Figura 57.

Para o sistema como um todo, foram necessárias quatro fontes de alimentação: duas baterias com tensão de 24V, uma para cada placa de acionamento, uma fonte ou bateria externa de 5V a 9V para o Arduino e uma fonte ou bateria de 5V para os optoaclopadores, assim isolando a parte de potência da parte de controle digital/análogo.

Figura 57 - Esquemático da placa de controle



Fonte: Autor, 2016.

Algumas baterias seladas foram consideradas para a órtese, levando-se em conta suas dimensões, peso e tensão. Na Tabela 8, observam-se algumas opções consideradas.

A tensão selecionada foi de 12V devido ao tamanho das baterias. O peso seria menor se houvesse duas baterias de 12V em paralelo. Assim, seriam utilizadas quatro baterias.

Tabela 8 - Lista de baterias

Modelo	Tensão	Ah	L (mm)	W (mm)	H (mm)	Peso (kg)	Observações
HSC 12-10	12	10	151	65	115	2,8	
FP 12-12	12	12	151	98	101	3,7	
HSC 12-12	12	12	150	97,5	99	3,5	
UP 12120	12	12	150	97,5	99	3,8	
FP 12-18	12	18	181	77	167	5,5	
HSC 12-18	12	18	180	76	167	5	
UP 12180	12	18	180	76	167	5,2	
FP 12-260	12	26	165	176	127	8,4	
HSC 12-26	12	26	165	174,5	125	8	
NE 12-12	12	12	151	98	94	3,8	para Tração
AGN 12150	12	15	151	98	100	4,6	para Tração
AGNM 1212	12	12	151	98	100	3,7	para Tração

Fonte: Eng. Mecânico M.Sc. Carlos R. Fernandes, 2014.

#### 4.4 CONTROLE DE CADA ARTICULAÇÃO

Por meio do protótipo projetado, desenvolveu-se o controle de erro diferencial para cada articulação e um controle de sincronia com autômatos finitos determinísticos (máquina de estados) que determina as fases da marcha acionando o controle de erro diferencial em seu devido momento.

A placa de aquisição e controle utilizada foi o Arduino Uno, no qual ambos os controles foram implementados. Lendo diretamente a tensão do sensor angular por um pino analógico com 10 bits de resolução, foi calibrado o sistema para determinar os valores digitais máximos e mínimos de cada articulação, quadril e joelho. Assim, ajustaram-se as variáveis de referência (os *set points*) do controle de erro diferencial de acordo com os limites mecânicos e biomecânicos.

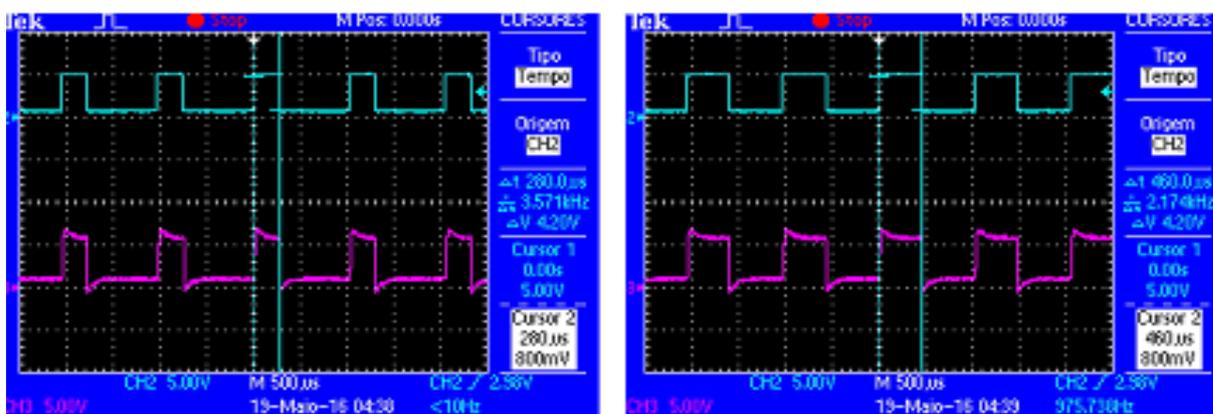
O controle de erro diferencial foi escolhido para ser utilizado por causa do *feedback* do sistema de controle em malha fechada, assim tendo um acompanhamento da trajetória da articulação. Uma vez realizada a aquisição do

valor de tensão do sensor angular, é possível calcular o erro atuante, sendo este a diferença entre o valor angular atual e valor angular máximo ou mínimo definido.

Com o valor absoluto do erro atuante, calcula-se matematicamente por meio de regra de três simples o PWM de 0-255, e envia-se o resultado ao circuito de acionamento juntamente com dois bits de ativação do motor. Conseqüentemente, o sinal de PWM é diretamente proporcional ao erro; quando este tende a zero, a largura de pulso do sinal de PWM também tende a um valor mínimo; quando o erro tende ao seu valor máximo a largura do sinal de pulso do PWM tende ao máximo (255), possibilitando a diminuição da velocidade do motor ao se aproximar do *set point*. A modulação de largura de pulso do PWM pode ser observada na Figura 58, na qual é possível visualizar a mudança da largura de pulso de 3,57 kHz (forma de onda à esquerda) para 2,17 kHz (forma de onda à direita).

O sistema de PWM possui um valor mínimo que aciona o motor. Esse valor é 27% da modulação da largura de pulso, em digital o valor decimal de 70, sendo seu máximo o valor decimal 255 (100%). Valores em decimal inferiores a 70 não acionam o motor, mantendo o sistema parado. Por causa disso, estabeleceu-se que seu valor mínimo fosse 27% e não zero.

Figura 58 - Diferença na modulação de largura de pulso do PWM. A direita o sinal PWM com largura de pulso de aproximadamente 27% e a esquerda com largura de pulso de aproximadamente 70%.



Fonte: Autor, 2016.

Para a determinação da rotação do motor é necessário o envio de dois bits de ativação para a placa de acionamento. O sentido de rotação é definido em função do sinal do erro atuante; se positivo, o sentido de rotação é anti-horário, realizando uma flexão e reafirmando o valor de *set point*, uma vez que o programa consiste em um *loop* infinito e não volta à definição das variáveis. Se o sinal do erro for negativo, a rotação é no sentido horário fazendo uma extensão e reafirmando o valor de *set*

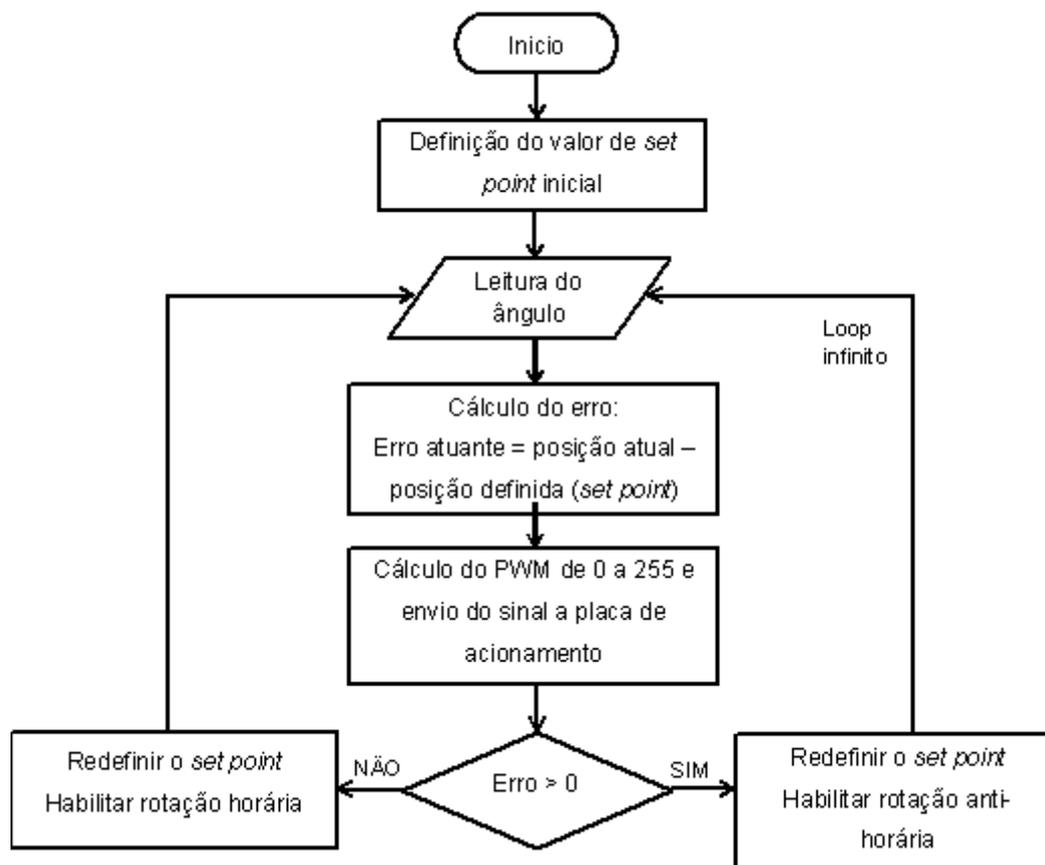
*point*, tanto para o quadril quanto para o joelho, como mostra o fluxograma do controle de erro diferencial na Figura 59.

O sinal do erro atuante muda conforme a aproximação do valor angular lido ao determinado; inicialmente o controle tem como entrada de referência para o quadril, *set point*, um valor digital decimal de 750, equivalente a 22° para flexão, e para o joelho um valor digital decimal de 900, equivalente a 60°, para flexão; iniciando na posição ortostática como 0°, em digital o valor decimal de 512, o erro atuante é positivo, sendo este a diferença entre 750 e 512 (quadril) ou 900 e 512 (joelho). Conforme o movimento do motor em flexão esta diferença diminui, ao atingir o *set point* ou passar por ele, por exemplo, sendo a leitura atual de 752, o sinal do erro se torna negativo, assim invertendo a rotação do motor e definindo um novo valor de referência para extensão, no qual o quadril é de 450, equivalente a 10°, e no joelho é de 150, equivalente a 8°; assim, repetindo este ciclo conforme a aproximação do *set point*, os valores são novamente ajustados para os iniciais.

O controle de erro diferencial foi separado em funções e que utilizam a lógica apresentada no fluxograma da Figura 59. Cada função aplica esta lógica para uma parte do movimento das articulações no ciclo de marcha: uma para flexão do quadril, uma segunda para extensão de quadril, uma terceira para flexão e extensão de joelho e uma quarta para manter a articulação do joelho parada.

Como a função do quadril foi separada em duas, uma vez que o erro é menor que zero, os dois bits de habilitação do motor são desabilitados, ou seja, o movimento cessa. Essa separação foi necessária para aplicar o sincronismo entre as articulações, pois na fase de balanço há somente flexão de quadril enquanto na fase de apoio há somente a extensão.

Figura 59 - Fluxograma do controle para cada articulação.



Fonte: Autor, 2015.

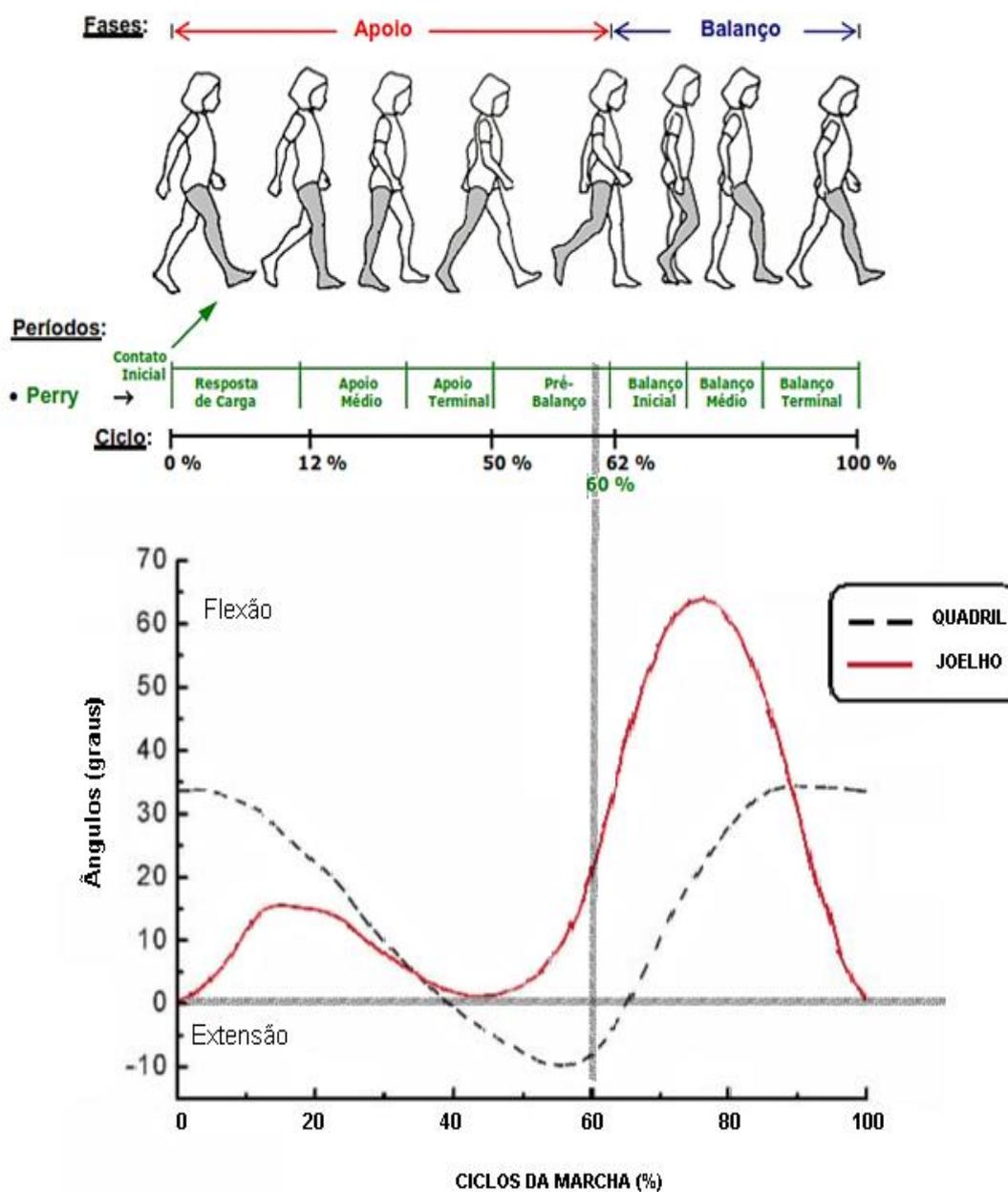
#### 4.5 CONTROLE DE SINCRONIA: MÁQUINA DE ESTADOS

Como referenciado na revisão bibliográfica, Figura 60, é possível observar que na fase de apoio há somente extensão de quadril com o joelho parado, enquanto na fase de balanço há a flexão e extensão de joelho em conjunto com uma flexão de quadril, levando em consideração que no esquema apresentado, o indivíduo em marcha tem uma postura igual na posição de início da marcha na fase de apoio em 0% e na posição de termino na fase de balanço em 100%. Assim foi possível determinar e separar os movimentos para realizar o controle de sincronia das articulações e em qual momento aciona-las.

O controle de sincronia projetado consiste em uma máquina de estados com dois estados, como mostra a Figura 61. O estado 1 corresponde ao do ciclo da marcha com a fase de balanço e o estado 2 representa a segunda parte do ciclo de marcha com a fase de apoio. Os ciclos apoio e balanço foram invertidos, para balanço

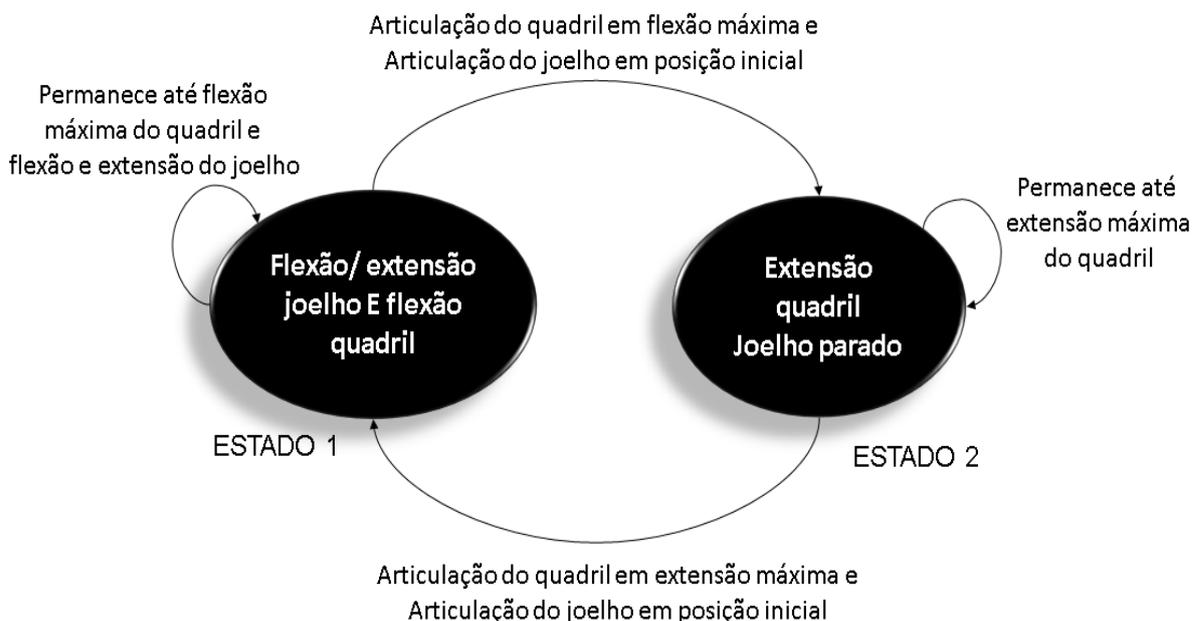
e apoio no desenvolvimento do algoritmo, uma vez que adotando a posição inicial como ortostática a marcha se inicia com a fase de balanço.

Figura 60 - Ângulos de um indivíduo hígido e ciclos da marcha



Fonte: Adaptação de Pereira (2005) e Araújo (2010)

Figura 61 - Máquina de Estados



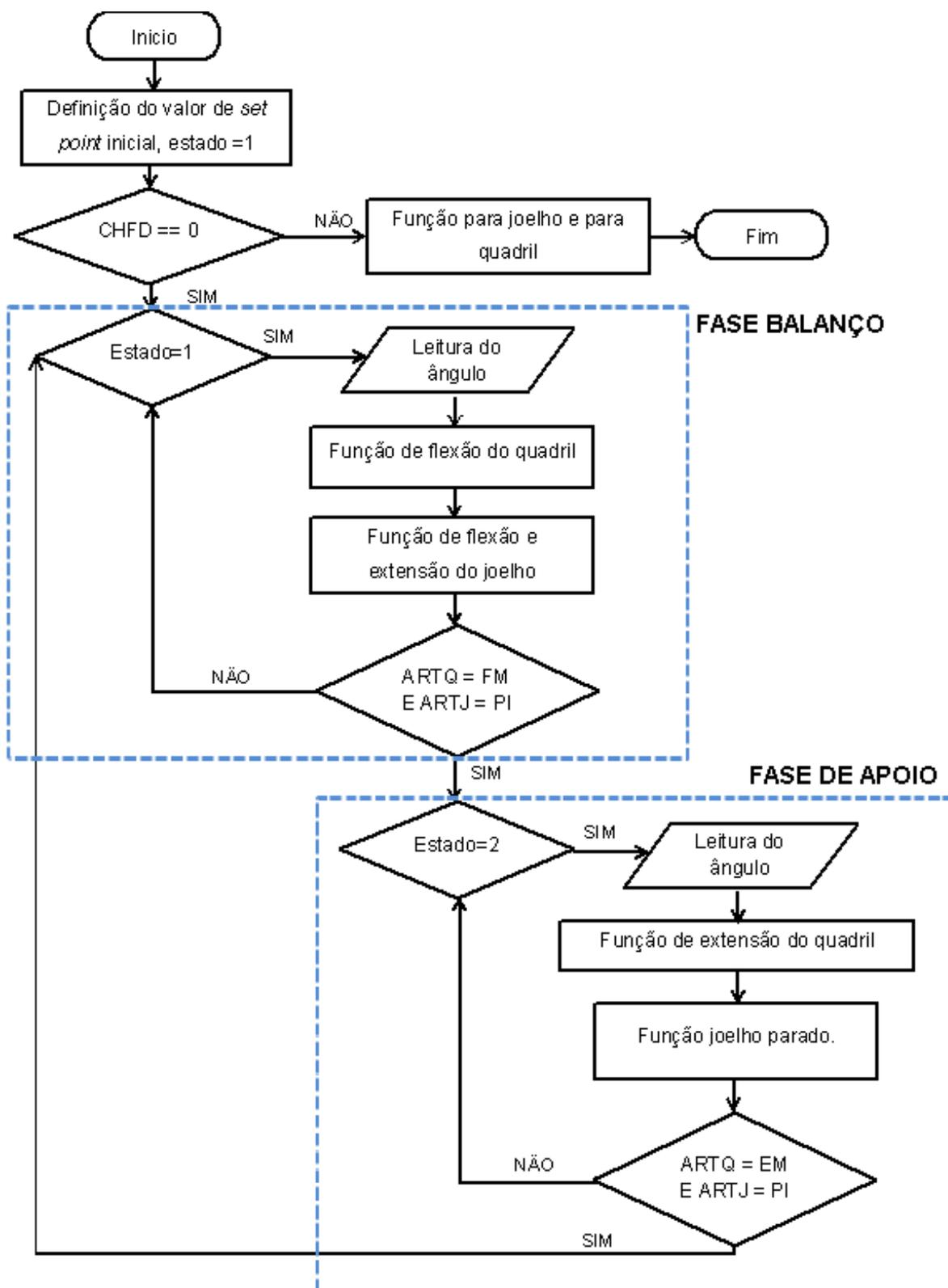
Fonte: Autor, 2016.

Os estados mantêm-se até que a condição de transição de estado se realize. E esta condição de transição é a leitura dos ângulos das articulações, na qual para mudança do estado 1 para o estado 2 faz-se necessário que o quadril tenha chegado à flexão máxima a partir da posição ortostática e o joelho tenha voltado à posição inicial, ou seja, tenha feito uma flexão e extensão, por isto a função responsável pelo movimento do joelho não foi separada como a do quadril.

Já para a mudança do estado 2 para o estado 1 faz-se necessário que o quadril esteja em extensão máxima e o joelho permaneça ainda em sua posição inicial, como ilustra o fluxograma do algoritmo de controle na Figura 62.

Antes do início da máquina de estados, verifica-se primeiramente se alguma das chaves fim de curso está acionada. Essas chaves são posicionadas em relação aos batentes mecânicos da órtese para que o controle cesse o movimento no caso de extrapolar os *set point* definidos. A Figura 62 apresenta um fluxograma geral do *firmware* de controle contendo a verificação da ativação das chaves e, na sequência, a máquina de estados com as chamadas das funções de cada articulação. O programa implementado pode ser observado no apêndice B.

Figura 62 - Fluxograma do controle



Fonte: Autor, 2016.

Nota: CHFD – Chaves fim de curso: quatro no total, ARTQ – Articulação do quadril, ARTJ – Articulação do joelho, FM – Flexão máxima, EM – Extensão máxima e PI – Posição inicial.

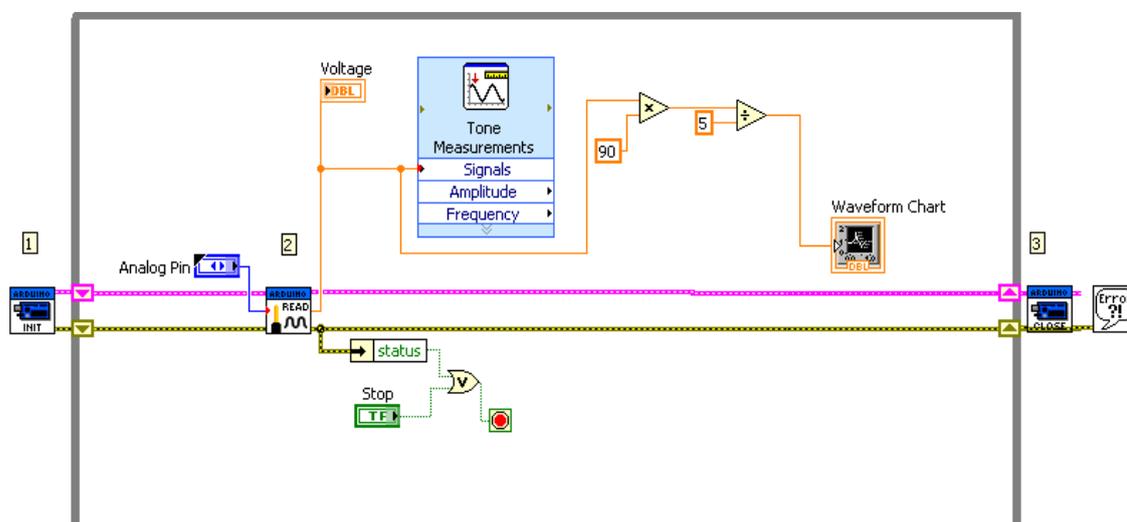
## 4.6 GRÁFICOS DO CONTROLE

Os resultados do controle foram obtidos pelos seguintes processos:

1. por meio do *software* Labview, para a aquisição do sinal dos sensores angulares, transformação da tensão lida em ângulo e envio dos dados a uma planilha do Excel (Microsoft <sup>TM</sup>);
2. com o uso do *software* Matlab (*Math Works*), os sinais da planilha do Excel foram normalizados e plotados em gráficos de ângulo *versus* porcentagem do ciclo da marcha, tanto para os dados medidos como para os dados coletados de um indivíduo hígido.

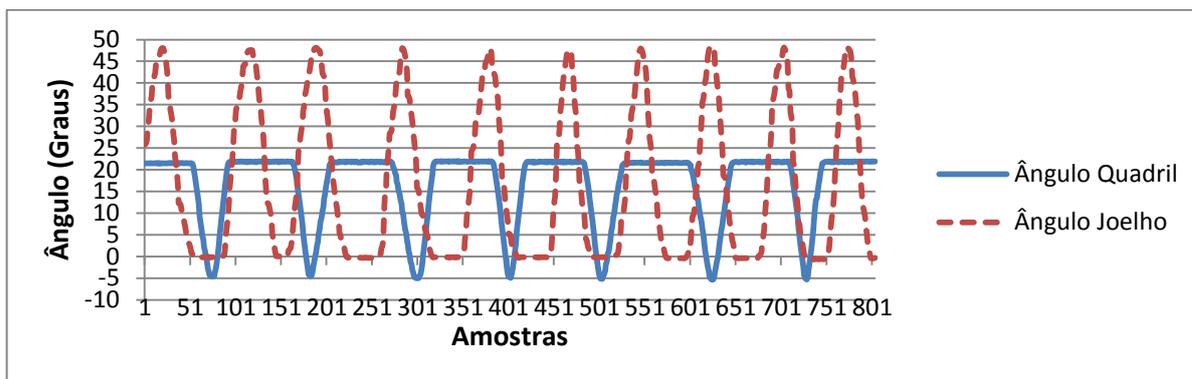
Para obter os dados por meio do Labview, um segundo Arduíno Uno teve de ser utilizado, pois o software Labview exige que seja gravado um programa chamado de LIFA\_Base.ino que realiza um *bypass* dos dados nos pinos analógicos para o *software*; logo, este foi conectado paralelamente aos pinos analógicos do Arduíno responsável pelo controle. Também houve a necessidade da instalação do *toolkit* do Arduíno no Labview e desta forma, foi possível realizar a aquisição dos dados e mostrá-los no *software*. É possível observar a interface criada no ambiente Labview, na Figura 63. No waveform Chart foi plotado em tempo real a amplitude do sinal obtido dos sensores e convertido as amplitudes em graus, tanto para o quadril quanto para o joelho, possibilitando salvar os dados em Excel, como mostra a Figura 64.

Figura 63 - Interface LabVIEW desenvolvida para aquisição angular diretamente dos sensores.



Fonte: Autor, 2016.

Figura 64 - Amplitude angular do joelho e quadril amostrados diretamente no sensor angular do sistema desenvolvido.



Fonte: Autor, 2016.

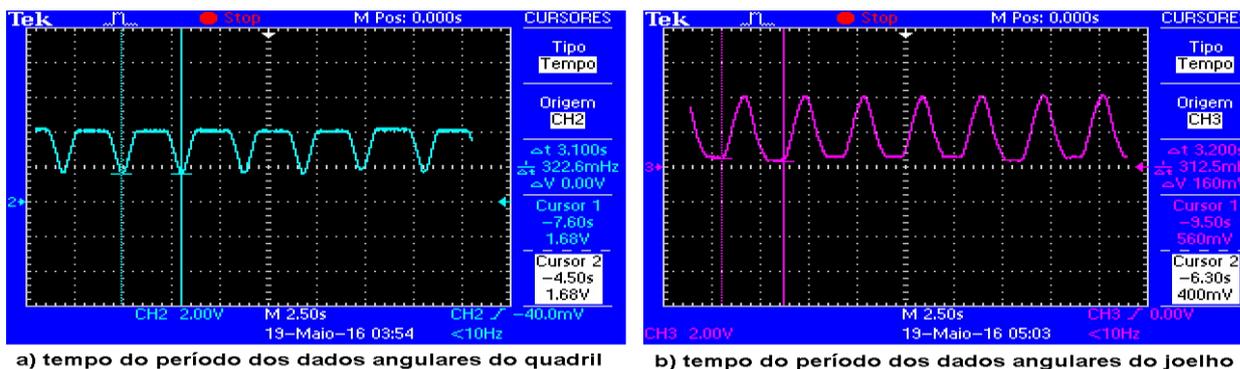
Nota: Na figura 63, cada articulação foi amostrada separadamente, sendo somente plotadas simultaneamente no gráfico.

Além dos dados salvos em Excel, foram medidos os sinais do sistema de controle diretamente no circuito por meio de osciloscópio, para verificação de suas amplitudes e tempos.

Na Figura 65, é possível observar os tempos entre os períodos dos sinais amostrados diretamente do sensor angular do joelho (Figura 65a) e do quadril (Figura 65b). O tempo médio entre os períodos do sinal da articulação do joelho foi de 3,16 s e do quadril foi de 3,15 s, ambos com uma variação de  $\pm 0,1$  s.

A saturação apresentada na Figura 65a deve-se a dois processos: em primeiro lugar, à limitação mecânica do quadril em  $26^\circ$  e, em segundo lugar, na fase de balanço há a necessidade de uma flexão de quadril para uma flexão e extensão de joelho, assim a diferença angular do quadril é menor que a do joelho, o movimento de flexão do quadril acaba por terminar em torno de 1s antes da movimentação do joelho formando um platô no sinal.

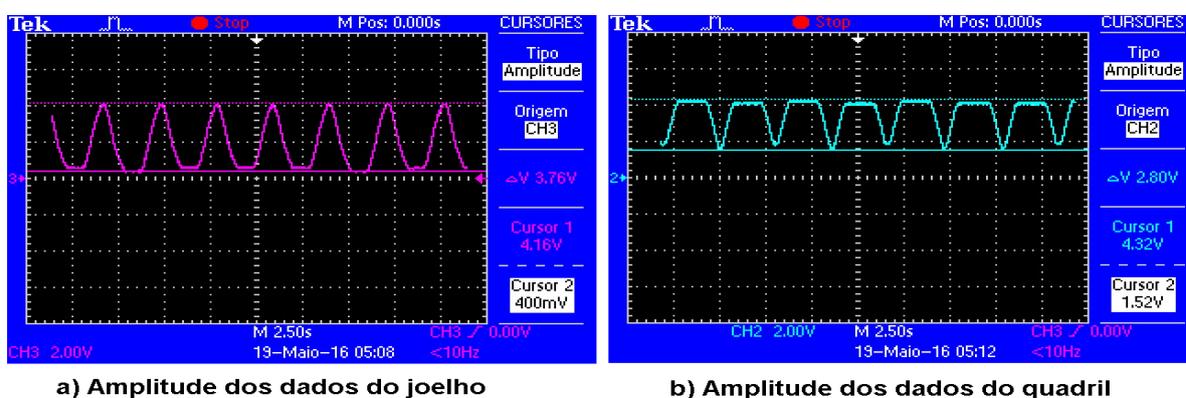
Figura 65 - Formas de onda demonstrando o tempo dos períodos dos sinais do quadril (à esquerda) e do joelho (à direita); e saturação da amplitude (platô) do quadril (à esquerda).



Fonte: Autor, 2016.

Na Figura 66, percebe-se que as amplitudes dos sinais da articulação do joelho não possuem variações mantendo-se com 3,76V (Figura 66 a); porém, nas amplitudes dos sinais da articulação do quadril, que são em média de 2,8 V, possuem variações em alguns dos períodos (Figura 66 b), essas variações foram medidas e têm 240 mV de diferença, ocasionadas pelo deslize da polia no eixo do sensor angular, mas não trazem alterações ao controle, pois este não fugiu ao ciclo de marcha pré-estabelecido e nem acionou as chaves fim de cursos.

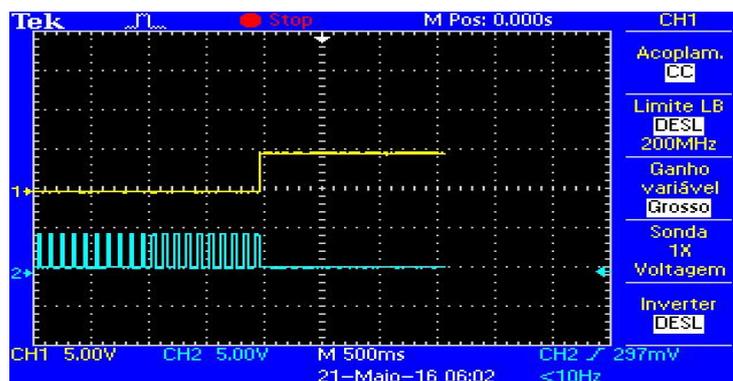
Figura 66 - Formas de onda das variações das amplitudes nos períodos dos sinais das articulações de joelho (à direita) e quadril (à esquerda).



Fonte: Autor, 2016.

Na Figura 67, é possível observar que uma vez que o sensor de fim de curso é acionado (sinal superior) o sinal de PWM cessa (sinal inferior), isso ocorre para qualquer uma das quatro chaves existentes nas articulações, duas no quadril e duas no joelho, o fator importante é que não ocorrem atrasos no controle entre a leitura do sensor de fim de curso, sua verificação e envio de dados à placa de acionamento.

Figura 67 - Formas de onda do sinal do sensor de fim de curso (sinal superior) deflagrando a interrupção do sinal de PWM (sinal inferior).



Fonte: Autor, 2016.

Uma vez salvos os dados no Excel, foi possível utilizar o Matlab para ler a planilha e normalizar um conjunto de dados entre 0 e 100%, sendo realizado da forma como indicado na sequência, tanto para os dados do projeto quanto para os dados do indivíduo hígido, cujo código utilizado pode ser visto no apêndice A:

1. inicialmente, foram separadas as amostras de um período;
2. as amostras foram convertidas em valores relativos (em percentual);
3. foram lidos os valores das amostras do período selecionado em um vetor;
4. criou-se uma função *spline* (por meio da função *csaps*), passando como parâmetros: o vetor de dados percentuais e o vetor de amostras;
5. por fim, utilizou-se a função *fnval* para realizar a normalização dos dados.

Esta normalização ocorre de forma empírica uma vez que não foi possível ter um sinal de sincronização para identificação das fases da marcha, sendo possível somente com a mecânica da órtese com sensor de contato calcâneo. Um conjunto de amostra dos dados foi selecionado para poder plotar somente um período do sinal.

Na Figura 68, é possível observar o comparativo das amplitudes angulares da articulação do joelho: em linha contínua os dados obtidos a partir do sistema e controle desenvolvidos e, em linha tracejada, os dados de uma coleta de marcha hígida (MANFRA et al., 2014), os dados foram coletados de forma cinemática por um sistema de análise de movimento tridimensional Hawk Digital Real Time System.

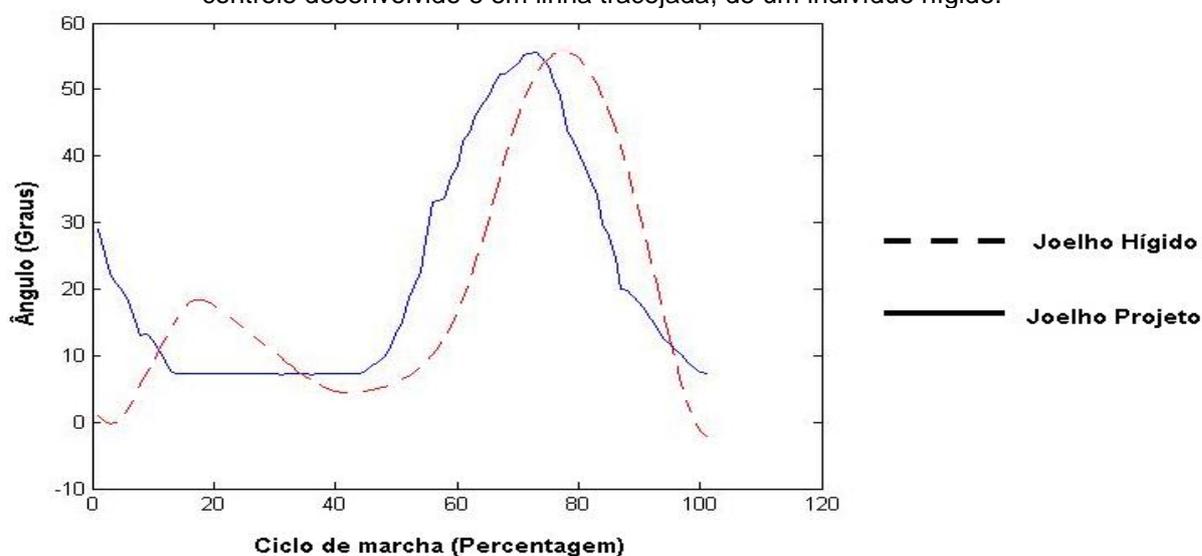
A referência dos pontos de articulação para a aquisição dos sinais é importante, o que causa diferenças nos sinais medidos e nos sinais coletados de um indivíduo hígido.

Em sistemas como o Vicon (Vicon<sup>TM</sup>, 2016) ou Hawk existem marcadores das articulações, e estes marcadores são localizados por meio de câmeras, levando em consideração um sistema global de coordenadas cartesianas no ambiente e um sistema de coordenadas local em cada articulação. Para calcular o ângulo dessas articulações de forma vetorial, a articulação, por exemplo, do joelho é referenciada em relação ao sistema global, mesmo que não haja rotação da articulação no membro do indivíduo, há a rotação da articulação em relação ao sistema global. No trabalho, a referência das articulações, que são os eixos dos motores, está no próprio eixo ou articulação, tendo somente uma referência local.

Um dos fatores importantes a ser observado no gráfico da Figura 68, é a amplitude do ângulo máximo de flexão que chega a  $50^\circ$ ; a diferença apresentada como uma flexão inicial entre 0% a 40% do ciclo de marcha, que aparece no gráfico tracejado do indivíduo hígido com uma amplitude de aproximadamente  $20^\circ$ , deve-se à diferença do ponto de referência ao qual o ângulo foi obtido, é uma flexão que ocorre em relação ao sistema global. A defasagem entre os sinais existe devido à forma empírica com a qual os dados do controle, em linha contínua, foram normalizados e também por se ter flexão de quadril limitada a  $26^\circ$ , pois o joelho deve produzir uma flexão e uma extensão enquanto o quadril faz somente uma flexão; assim, há uma diferença de cadência entre as passadas da marcha do sistema desenvolvido e os dados da marcha hígida, sendo a do sistema desenvolvido mais veloz que a hígida, mas essa velocidade será diminuída com a aplicação do controle na órtese que possui uma redução de 4,7:1, diminuindo a velocidade em 4 vezes, ficando mais lenta que a hígida.

Outro fator é do valor inicial do ângulo do gráfico tracejado ser zero e isso se deve à calibração do sistema. Caso o sinal fosse grampeado para se ter a mesma referência, o ângulo de flexão máxima seria inferior a  $50^\circ$  e isso se deve aos *set points* do controle serem ajustáveis e o ângulo foi programado para ser inferior ao de um indivíduo hígido, pois trata-se de uma órtese para pessoas com paraplegia; logo, o programa deve permitir que os ângulos sejam ajustáveis e não ultrapassem os limites biomecânicos iguais aos de um hígido.

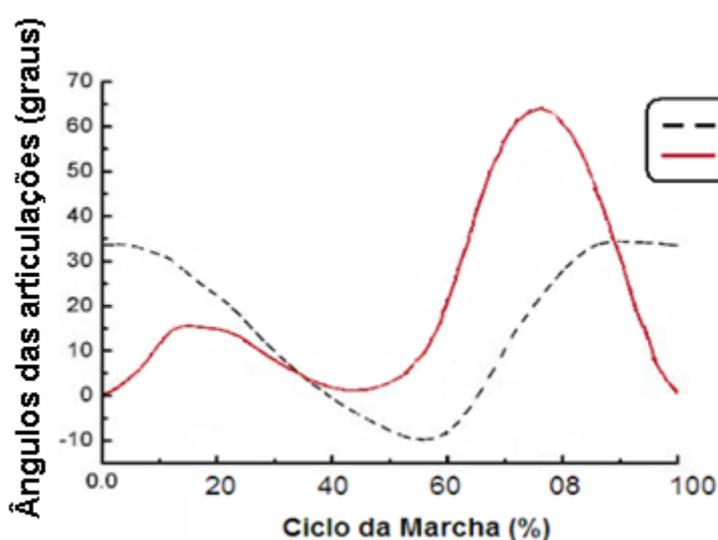
Figura 68 - Gráfico da variação angular do joelho em um ciclo de marcha. Em linha contínua, com o controle desenvolvido e em linha tracejada, de um indivíduo hígido.



Fonte: Autor, 2016.

Na Figura 69, é possível verificar os ângulos de um indivíduo hígido durante a marcha. Estes dados foram retirados do trabalho de Araújo (2010). Verifica-se que a amplitude máxima de flexão do joelho durante a deambulação é de 50°. Pode-se perceber que a aproximação empírica chega muito próxima à aquisição do sinal de ciclo de marcha realizada por câmeras, e também confirmando a coleta obtida em Manfra et al. (2014).

Figura 69 - Variação angular das articulações de quadril (tracejado) e joelho (contínua) durante um ciclo de marcha de um indivíduo hígido.



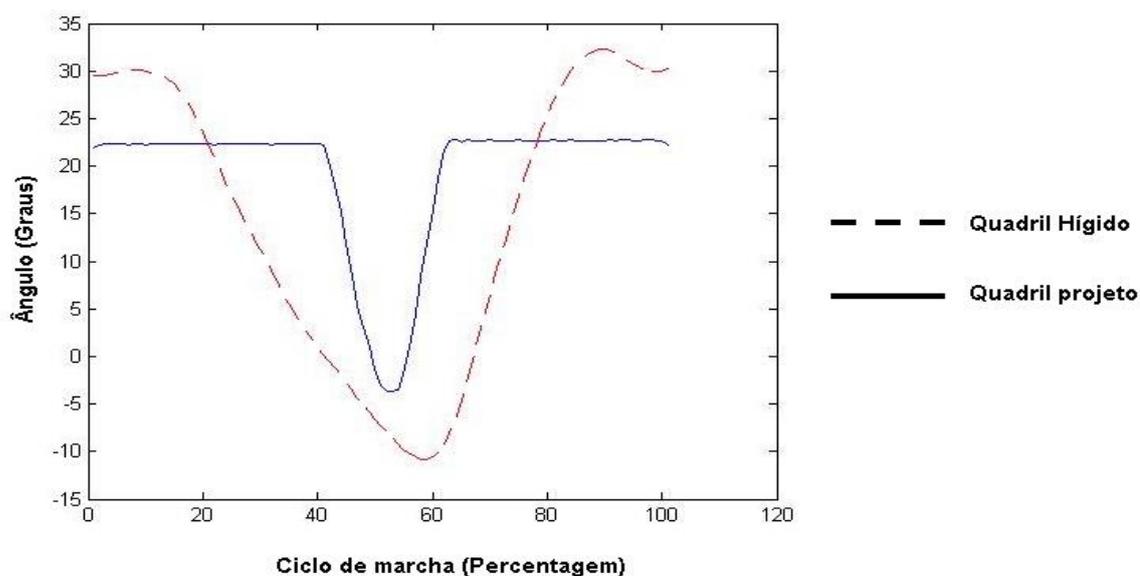
Fonte: (ARAÚJO, 2010).

Na Figura 70, os dados do trabalho, em linha contínua, foram plotados em conjunto com uma marcha hígida, linha pontilhada. Os conjuntos de dados selecionados foram um período que seria um ciclo da marcha. Há uma diferença entre os dados, mas em relação há amplitude dos ângulos a diferença ocorre devido à limitação da mecânica da órtese, anteriormente apresentada, na qual a flexão está limitada a 26° e extensão limitada a 13°, sendo a extensão representada pelo semiciclo negativo da amplitude do sinal.

Novamente, os ângulos na programação não foram colocados no limite da articulação, uma vez que o valor máximo acionaria as chaves de fim de curso e pararia o controle, pois foram colocadas como sistema de segurança eletrônico para que não ultrapasse os limites biomecânicos do usuário da órtese, também causando uma diminuição no período do sinal do controle em relação ao período do sinal de um indivíduo hígido, na normalização em relação à percentagem da marcha, pois o

tempo do movimento é menor uma vez que seu ângulo de movimento é menor. Assim, o gráfico também denota uma maior velocidade em relação ao indivíduo hígido, mas uma vez aplicado a órtese com redução sua velocidade será 4,7 vezes menor deixando a cadência de marcha maior.

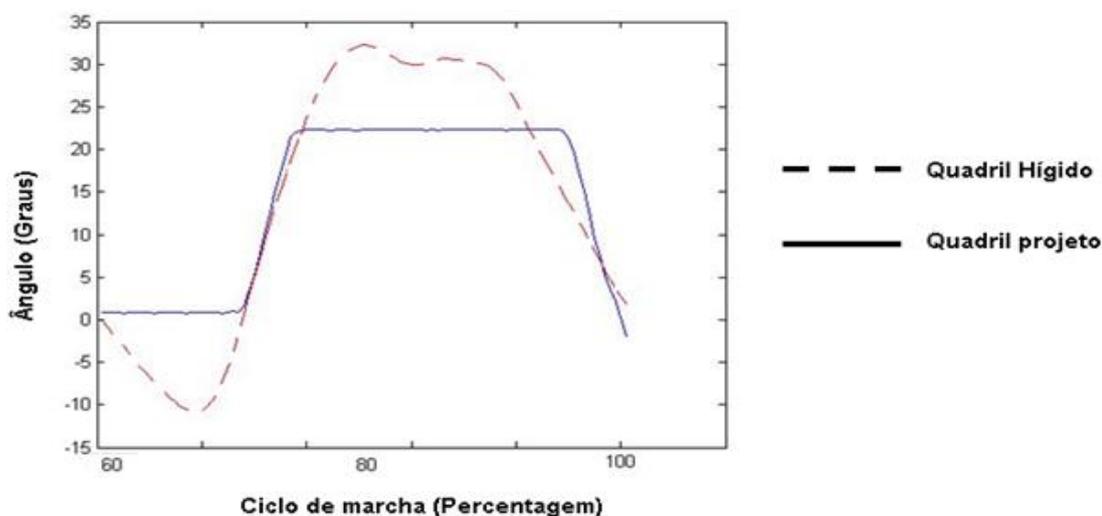
Figura 70 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril em um ciclo de marcha.



Fonte: Autor, 2016.

Na Figura 71, é possível observar um segundo conjunto de dados do quadril para a comparação, em conjunto com a normalização, das amplitudes máximas do quadril. Assim como no joelho, o ponto de referência da articulação não cria o semicíclo negativo e no semicíclo positivo, flexão, há formação de um platô, pois não há o deslocamento da pélvis, o que ocorre na análise cinemática por meio de câmeras, pois todas as articulações e graus de liberdade de cada uma são analisados.

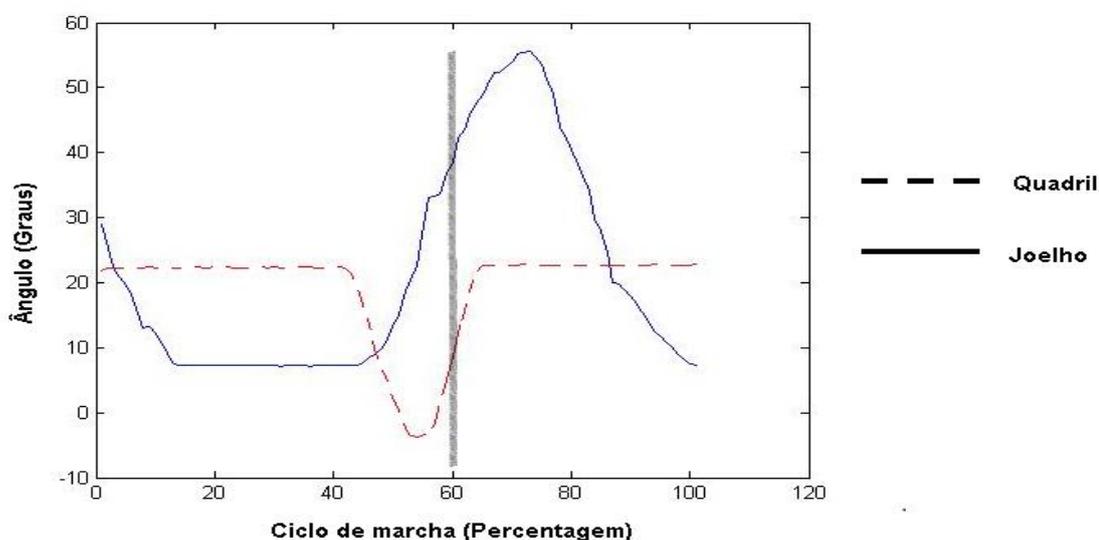
Figura 71 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril na fase de balanço durante o ciclo de marcha.



Fonte: Autor, 2016.

Na Figura 72, é possível observar o gráfico das articulações do quadril e joelho, do sistema desenvolvido. Ambos foram normalizados segundo as porcentagens do ciclo de marcha, de forma empírica. No gráfico foi sinalizado o período correspondente há 60% da marcha hígida, início da fase de balanço, desta forma é possível comparar os valores com os apresentados por Kirkwood et al. (2007), Luna (2008) e Manfra et al. (2014), que mostra ambos os valores próximos a  $40^\circ$  na articulação do joelho e  $-10^\circ$  a  $0^\circ$  na articulação do quadril. Lembrando que o gráfico do quadril não está grampeado, mas caso fosse atingiria os mesmos valores.

Figura 72 - Gráfico da variação angular da articulação de quadril e joelho durante o ciclo de marcha.



Fonte: Autor, 2016.

## 5 DISCUSSÃO

Neste capítulo, discute-se o trabalho realizado em cinco sessões. A primeira sessão refere-se à definição de técnicas escolhidas para o controle assim como seus demais aspectos, enquanto na segunda parte trata-se do hardware desenvolvido e utilizado para implementação do controle. Na sequência, discute-se os resultados apresentados. A quarta sessão versa sobre a transposição deste trabalho para uma órtese ativa real. E na quinta e última sessão apresentam-se as sugestões de trabalhos futuros.

### 5.1 SOBRE A TÉCNICA DE CONTROLE

Segundo Wang et al. (2013), a marcha hígida bípede é uma mistura de problemas de controle contínuo e controle discreto. Os problemas do controle discreto são a transição entre os eventos, como passo a passo e parada, e isto pode ser resolvido utilizando uma máquina de estados. O problema do controle contínuo é geração da trajetória da marcha; a literatura sugere que os padrões de trajetória podem ser pré-definidos com base em simulações de marcha ou por meio de dados já capturados desta por meio cinemáticos, estes padrões geralmente são rastreados utilizando o controle de posição da articulação motorizada (WANG et al., 2013).

Com base nestas afirmações foi definido para este trabalho como técnica de controle uma máquina de estados responsável pelas transições das fases de marcha, apoio e balanço, sendo esta também responsável pela sincronia entre as articulações, chamando as devidas funções de movimento, pois essas são ativadas conforme as fases da marcha. Para o controle de cada articulação, o sistema escolhido foi em malha fechada com controle de erro diferencial, assim possibilitando o rastreamento da posição das articulações e limitação das mesmas. Uma das limitações deste método é que a marcha ocorre de forma contínua e automatizada, não possibilitando diferenciadas cadências de marchas. Mas que também traz a vantagem de não se fugir a marcha determinada, trazendo assim uma segurança ao usuário não ultrapassando seus limites biomecânicos e mecânicos da órtese, assim como as órteses HAL-5, REX e o eLEGS.

A utilização da máquina de estados e o sistema em malha fechada com erro diferencial pode ser vista nos sistemas de Au et al. (2008); Wang et al. (2013); Cestari et al. (2014), entre outros, nos quais suas máquinas de estados possuem

mais de dois estados de transição, como foi aplicado neste trabalho, pois são controles para ambos os membros das órteses; cada qual com uma quantidade de estados distintos devido a sua aplicação, como por exemplo, o sistema de Au et al. (2008) que foi projetado para uma prótese de tornozelo, levando em consideração a possibilidade de subir e descer as escadas, possui quatro estados.

Em relação à sincronização dos membros, pouco é abordado pela literatura, uma vez que o maior problema da marcha se encontra na sincronização das articulações de um membro. Sendo a sincronia de ambos os membros a duplicação desse controle, observa-se na literatura que ocorre a adição de mais estados na máquina de estados verificando a posição de ambos e realizando a defasagem entre os membros. (AU et al. 2008; WANG et al. 2013; CESTARI et al. 2014).

Segundo Dollar e Herr (2008), a órtese HAL-5 requer até dois meses para adaptação da órtese para um determinado usuário. Neste trabalho, buscou-se um ajuste mais rápido das articulações, justamente por não seguir uma trajetória definida, como o caso dos demais sistemas de controle de órteses para lesionados medulares. O sistema desenvolvido pode receber diretamente a amplitude de movimento máxima desejada, e este segue o novo *set point*, tendo que somente gravá-lo novamente na placa de controle que demora menos que 3 min, bastando apenas conectá-lo a uma USB (*Universal Serial Bus*). E que futuramente estará disponível como pré-configuração antes do início da marcha, sem necessidade de regrava-lo.

Projetos como de Kong e Jeon (2006), Farris et al. (2011) e Wang et al. (2013) associam técnicas de controle. Tal associação promove a sincronização do controle da órtese ativa com um sistema de FES, para lesionados medulares, ou com controle eletromiográfico, no qual é lida a pretensão muscular do movimento, e este aciona a órtese para acompanhá-lo, no caso de exoesqueletos para ampliação de força. Neste caso, o processo é chamado de hibridização, o que torna os controles complexos para adaptação articular para cada indivíduo que possa utilizar a órtese. Em conjunto com este trabalho, haverá uma hibridização da órtese, com o controle de hibridização provendo a fácil readaptação angular das articulações, pois possui pinos na placa de controle para ajustes angulares diretos.

Os resultados, em relação ao controle aplicado, serão discutidos a seguir na sessão de resultados do sistema.

## 5.2 SOBRE O HARDWARE DESENVOLVIDO

Atualmente, na busca por novas tecnologias para atuadores, muitas órteses e exoesqueletos testam e utilizam diferentes tipos de atuadores hidráulicos, elétricos e pneumáticos. Segundo Dollar e Herr (2008), o estudo da autonomia dos sistemas direciona-os a trabalharem com motores elétricos, pois estes fornecem um movimento mais suave e melhor capacidade de rastreamento dos ângulos articulares. Mundialmente, utilizam-se como atuadores elétricos apenas alguns modelos de motor, como o Maxon. No presente trabalho, houve interesse em buscar um motor comercial e economicamente viável no Brasil. Em seus testes, o motor utilizado mostrou uma rápida resposta ao controle, sem deslizamentos ou tratamentos com e sem carga conforme os sinais amostrados em tempo real, tanto do quadril quanto do joelho. Os sinais dos sensores angulares não apresentaram picos e nem diferença em suas amplitudes entre os períodos o que denotaria um atraso na resposta do controle e também deslizamentos na parte mecânica.

Nos sistemas de Sanz-Merodio et al. (2012) e no HAL-5 (DOLLAR e HERR, 2008) que utilizam motores elétricos como atuadores não houve a necessidade de desenvolver uma placa de acionamento, pois o motor já possuía um controlador com barramento de dados e *encoder* embutido para leitura angular do motor, velocidade e corrente. No trabalho apresentado, com a escolha de um motor comercial, houve a necessidade do desenvolvimento da placa de acionamento, e por ser um motor de corrente contínua, desenvolveu-se uma placa com uma ponte H completa para o acionamento, assim como no trabalho desenvolvido por Patané (2008), que também utilizou uma ponte H para acionamento e controle do motor, sendo o objetivo geral do sistema um controle de velocidade em malha fechada para motores de corrente contínua. Este circuito foi testado em conjunto com o motor, com e sem carga. Somente a placa e o motor sem carga não ultrapassaram o consumo de 300 mA como mostra os resultados apresentados; com carga de 5 e 10 kg no motor, o consumo de corrente não passou a 2,5 A. Mesmo com carga, não houve aquecimento dos transistores, o que pode ocorrer quando a corrente é alta, devido à carga, e devido ao chaveamento dos mesmos. Mesmo assim, como prevenção ao aquecimento, foram duplicados os transistores e colocados dissipadores.

### 5.3 SOBRE OS RESULTADOS DOS TESTES DE BANCADA

A referência dos pontos de articulação para a aquisição dos sinais é importante, o que causa algumas diferenças nas amplitudes de movimento das articulações do sistema e nos sinais coletados de um indivíduo hígido (GROOD; SUNTAY, 1983; WU; CAVANAGH, 1995; WU et al., 2002; WINTER, 2009)

Em um sistema como o Vicon (Vicon™, 2016) para análise cinemática, onde há marcadores das articulações e estes são localizados por meio de câmeras, levando em consideração um sistema global de coordenadas cartesianas, para calcular o ângulo dessas articulações de forma vetorial, a articulação do joelho, por exemplo, é referenciada em relação a esse sistema global. Assim, mesmo que não haja movimento da articulação no membro do indivíduo, existe movimento da articulação em relação ao sistema global. Neste trabalho, as referências das articulações do sistema são os eixos dos motores, ou seja, é a própria articulação.

A normalização foi realizada de forma empírica baseada somente na literatura, não havendo um sinal de sincronismo para as divisões no ciclo da marcha, sendo possível somente com a mecânica da órtese analisada com sistemas cinemáticos e com sensor de contato calcâneo. Este fator poderá produzir algum atraso na marcha quando aplicado à órtese, sendo necessários ajustes no controle desenvolvido, como o tempo de acionamento entre as articulações do joelho e quadril na fase de balanço.

Mesmo sendo de forma empírica, o sistema mostra-se coerente comparando-o aos demais resultados angulares das articulações apresentados por Costa et al. (2005); Domínguez et al., (2013); Manfra et al., (2013) e Luna, (2008). Esta comparação pode ser observada na Tabela 9. E é confiável, pois não fugiu aos estados estabelecidos pelo controle, durante um teste de 5 min equivalente a uma marcha de 93 passos.

Os ângulos apresentados nos trabalhos citados não ultrapassam 60° durante a flexão de joelho na fase de balanço da marcha, com exceção do trabalho de Costa et al. (2005) com 135°, no qual estavam previstos em seu projeto os movimentos funcionais de levantar e sentar, além da marcha. Como mostra o trabalho de Domínguez et al. (2013), a marcha depente do sujeito, no qual se pode observar que mesmo utilizando uma referência cinemática para cálculo dos ângulos das articulações, há pouca ou quase nenhuma flexão de joelho durante a fase de apoio,

estes mesmos resultados são apresentados no trabalho de Luna (2008); por isso, a diferença entre os ângulos do sistema desenvolvido e do indivíduo hígido, na articulação do joelho, durante a fase de apoio, podem ser desconsiderados até o momento em que o sistema seja avaliado cinematicamente.

Tabela 9 - Comparativo de amplitudes máximas entre literaturas e o sistema de controle proposto.

Articulação/ Segmento	Movimento	Aquisição de marcha cinemática Manfra et al. (2013)	Aquisição de marcha cinemática Kirkwood et al. (2007)	Órtese ativa pneumática de Costa et al. (2005)	Órtese ativa pneumática de Luna (2008)	Sistema desenvolvido
Quadril	Flexão	30,6°	NA	135°	30°	26°
	Extensão	10,8°	NA	45°	30°	13°
Joelho	Flexão	55°	55°	135°	65°	54°

Nota: NA – Não avaliado no sistema.

Fonte: Autor, 2016.

Quanto à articulação do quadril, os resultados do trabalho desenvolvido são limitados devido aos ângulos nos batentes da mecânica da órtese. Por isso, os trabalhos de Costa et al. (2005); Manfra et al. (2013) e Luna (2008) mostram valores angulares da articulação do quadril maiores que os medidos pelo sistema desenvolvido neste trabalho, mas segundo Costa et al. (2005), o ângulo máximo de extensão de quadril de um indivíduo hígido varia de 10° a 30°, com posição inicial em ortostática, e a flexão até 135°; porém, esta flexão máxima é somente utilizada para os movimentos de sentar e levantar, o que será foco de um futuro trabalho.

Em ambas as articulações (quadril e joelho), a cadência realizada pelo controle é mais veloz que a de um indivíduo hígido, mas deve-se ressaltar que uma vez este controle aplicado a órtese que possui uma redução a velocidade será 4,7 vezes menor.

Em relação ao sistema desenvolvido, o controle de erro diferencial em malha fechada, realizando a medida angular diretamente no sensor provê um controle mais suave, sem acionamentos abruptos ou picos de variação durante a amplitude de movimento, como constatado nos sinais amostrados a partir do sensor angular, pois mantém a amplitude e o tempo entre os períodos das amostras. Assim também comprovando que não há deslizos e travamentos por parte do motor, polias e roldanas, pois todo o sistema mecânico foi ajustado para que não ocorresse e, se ocorresse, causaria atrasos no tempo, diferentes amplitudes no sinal durante a

amplitude de movimento. Conjuntamente, por ter uma leitura em tempo real no sistema e utilizando-a diretamente para verificação dos erros atuantes e a tomada de decisões no controle, pode-se observar durante a coleta de 93 ciclos de marcha que não ocorreu uma decisão que fugiu ao ciclo da marcha pré-estabelecido pela máquina de estados.

Outro fator importante é que os limites biomecânicos estão sendo respeitados, assim trazendo segurança ao usuário da futura órtese. Também a aplicação de uma nova tecnologia e um controle simplificado mostra que é possível atingir os mesmos resultados publicados em Costa et al. (2005), Domínguez et al. (2013), Manfra et al. (2013) e Luna (2008), mimetizando uma marcha hígida. A fácil atualização dos *set points* do sistema possibilita a aplicação do mesmo há diversos indivíduos, facilitando o ajuste da órtese aos limites biomecânicos deste indivíduo.

No que se refere à propulsão ou avanço durante o ciclo da marcha, este não está dentro dos estados delimitados pelo controle. Como a órtese será de quatro apoios, o deslocamento do centro de massa, em conjunto com o tronco durante a fase de apoio e suas subfases, será realizada pelo próprio usuário, ao se apoiar nas muletas.

#### 5.4 SOBRE A TRANSPOSIÇÃO PARA ÓRTESE ATIVA

Para inserir este projeto em uma órtese ativa, basta adicioná-lo a um membro dessa órtese diretamente, uma vez que já foi prevista a transposição do *hardware* e do *firmware*. Para ambos os membros, o sistema como um todo deve ser duplicado. Desta forma, haverá dois processadores Arduínos, um para cada membro.

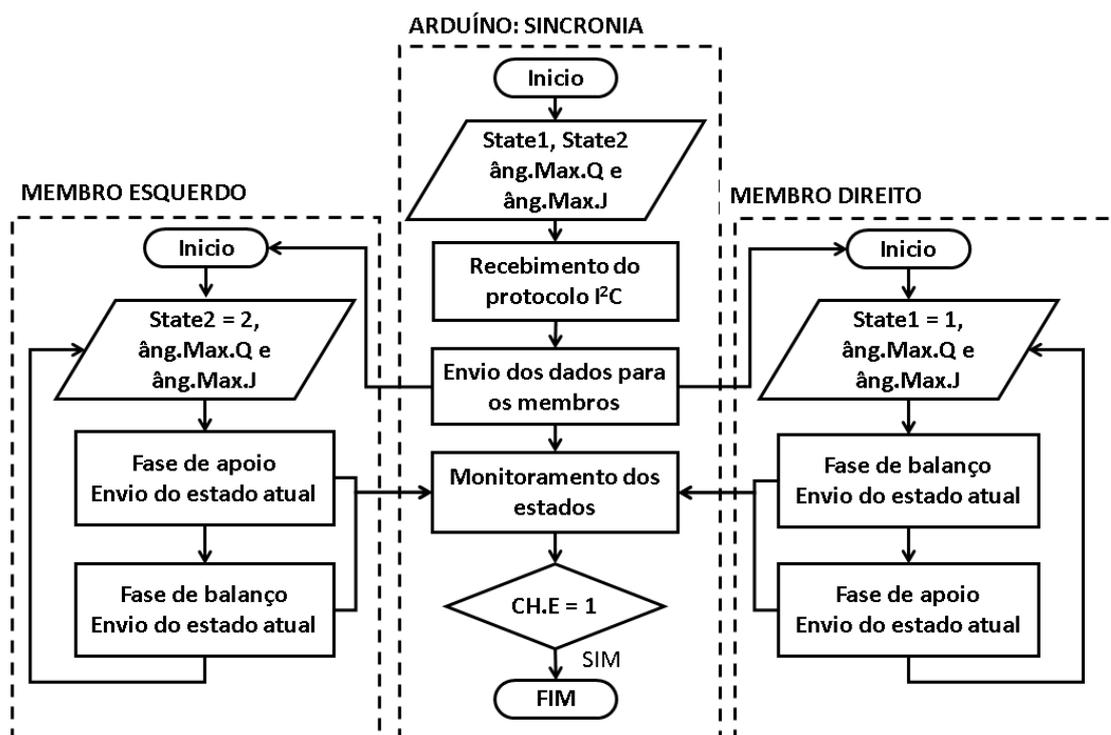
Uma vez que o sistema seja duplicado e transposto, é necessário um segundo sistema de controle de sincronia que será responsável pela ativação de cada controle das articulações em seu devido tempo.

Para diminuição do *hardware* de controle previu-se uma placa de controle que contém três Arduínos Nano com as mesmas especificações do Uno; porém, possui duas portas analógicas adicionais. Isto torna-se necessário para possibilitar o envio de sinais para ativação dos mesmos na sincronia de ambos os membros da órtese. Além disso, com o terceiro Arduíno será possível, além da sincronização, deixar pinos disponíveis para a comunicação entre os controles da órtese ativa e o controle de hibridização que conterà o sistema de estimulação elétrica funcional.

O controle de sincronia dos membros no terceiro Arduino poderá ser desenvolvido da seguinte forma: o Arduino responsável pela sincronização dos membros recebe protocolo I<sup>2</sup>C com os estados iniciais de cada membro e os ângulos máximos das articulações de joelho e quadril, dois ângulos para cada. Em seguida, envia os dados para cada membro, alterando suas variáveis, assim cada membro iniciará em uma fase da marcha. Uma vez iniciada a marcha automatizada de cada membro, o Arduino de sincronia receberá o estado de cada máquina para que esses sempre se mantenham defasados, enquanto o membro direito está na fase de balanço (variável State = 1), o membro esquerdo estará na fase de apoio (variável State = 2). O fluxograma dessa futura implementação pode ser observado na Figura 73.

Para futura hibridização da órtese, foi implementado num terceiro Arduino um protocolo I<sup>2</sup>C, no qual é possível enviar/receber os ângulos máximos dos movimentos funcionais e também o estado inicial da máquina de estados para cada membro; e também há um botão de emergência para parada do controle, representado no fluxograma da Figura 73 com as iniciais CH.E.

Figura 73 - Fluxograma de sincronia entre os membros da órtese



Fonte: autor, 2016.

Nota: State1 – Estado da máquina de estado do membro direito; State2 – Estado da máquina de estados do membro esquerdo; âng.Max.Q – Ângulo máximo da articulação do quadril; âng.Max.J –

Ângulo máximo da articulação do joelho (obs.: serão enviados dois ângulos para o quadril e dois para o joelho); CH.E – Botão de emergência para parada do controle.

## 5.5 SUGESTÕES PARA FUTUROS TRABALHOS

A partir do trabalho realizado, surgiram necessidades, ideias e novas possibilidades de pesquisa futura, tanto no que tange ao sistema de controle quanto ao que tange aos atuadores e a metodologia de avaliação.

### 5.5.1 Controle

Como primeira sugestão, há a necessidade de aprimorar o controle após a avaliação cinemática das articulações do sistema, por meio da aplicação de novos sensores, como sensores de pressão na área do calcanhar, para verificação do ciclo de marcha, facilitando um real sincronismo do sistema, e não mais ocorrendo de forma empírica, somente por meio dos ângulos das articulações. Assim, seria acrescentado ao controle proposto o sinal do sensor de sincronismo para a transição dos estados na máquina de estados.

Uma segunda sugestão seria a alteração da máquina de estados para realização da sincronia de ambos os membros. Essa máquina possuiria quatro estados ou mais que, em conjunto com um sensor de contato no calcâneo, poderia ter subciclos da marcha, além de suas fases (apoio e balanço), como os subciclos de resposta de carga, apoio médio e apoio terminal.

Em terceiro lugar, a sugestão consiste na utilização de um tacômetro no eixo do motor para o desenvolvimento do controle de velocidade em malha fechada, assim viabilizando o ajuste da cadência de marcha da órtese, uma vez que no atual sistema o controle de velocidade está em malha aberta, não tendo um *feedback* para o ajuste de velocidade.

Em quarto lugar, a ampliação do controle desenvolvido com funções de controle para movimentos funcionais de levantar e sentar; e modificação na mecânica da órtese na peça de quadril para que não exista a limitação de 26° de flexão e 13° de extensão e sim uma limitação de 130° de flexão e 40° de extensão, possibilitando a implementação dessas funções no controle.

Como quinta sugestão, propõe-se o desenvolvimento de um controle remoto da órtese de forma a dar liberdade ao usuário para escolher entre deambular, parar,

sentar ou levantar, uma vez que a órtese pretende ser autônoma. Por exemplo, o desenvolvimento de controle manual pode ser via teclado ou via *joystick*, ou *mobile*.

Em sexto lugar, indica-se o desenvolvimento de outras técnicas de ação de controle como, por exemplo, PI, PID, Fuzzy e Adaptativo, para efeitos de comparação e avaliação da eficiência de qual seria a melhor técnica para o sistema mecânico da órtese em desenvolvimento. Para essas técnicas, será necessário o levantamento da função de transferência do sistema ou a utilização do método de Lyapunov para desenvolvimento do controle.

Em sétimo lugar, sugere-se a aplicação de giroscópios para o desenvolvimento de um controle postural e de equilíbrio, liberando, assim, as mãos do usuário que, sem este sensor, requer o uso de muletas para a manutenção do equilíbrio.

Como última sugestão, indica-se a possibilidade de um controle neural para comandar a órtese, no qual seria desenvolvida uma interface homem-máquina que, por meio de sinais eletroencefalográficos controlaria a órtese; assim, o usuário teria um controle da órtese para atividades rotineiras como levantar, andar, sentar, sem precisar usar as mãos.

### **5.5.2 Atuadores**

Uma sugestão referente à aplicação do sistema desenvolvido e também como estudo comparativo de atuadores para avaliar o melhor tipo e resposta, seria aplicar o sistema de controle desenvolvido com outros atuadores. Poderia ser aplicado a músculos pneumáticos e atuadores hidráulicos que, normalmente, também são controlados via PWM, como mostra o sistema de Costa et al. (2005).

### **5.5.3 Avaliação experimental**

Uma sugestão para futuros trabalhos refere-se à avaliação cinemática e cinética da órtese com o sistema desenvolvido já aplicado, assim avaliando a marcha como um todo e seu impacto no usuário, além de futuros desenvolvimentos para outras deficiências locomotoras. Para exemplificar, cita-se a aplicação do sistema desenvolvido em uma órtese para aquisição dos dados cinemáticos da estrutura, realizando avaliação do sistema nos ciclos de marcha, com o sistema mecânico suspenso em um dispositivo de suspensão parcial de

peso. Com isso, será possível analisar as forças envolvidas e verificar seu impacto nas articulações ou membros do usuário, realizar ensaios de marcha com a órtese, tanto em pessoas híginas quanto em pessoas com deficiências locomotoras (hemiplegia e paraplegia).

Uma segunda sugestão é a utilização e avaliação do sistema de controle desenvolvido para uma órtese com um membro para reabilitação com foco em pessoas hemiplégicas ou em reabilitação de problemas locomotores temporários, como técnica fisioterapêutica auxiliar.

## 6 CONCLUSÕES

Neste Capítulo, apresentam-se as principais conclusões extraídas a partir do sistema desenvolvido e dos resultados obtidos.

Os principais achados podem ser sintetizados em:

(1) a placa de acionamento desenvolvida para o atuador mostrou-se viável, não tendo apresentado falhas no acionamento como apresentado nos dados amostrados, com baixo consumo de 2,5 A com carga de 10 kg, pois o motor pode consumir, segundo o fabricante, até 20 A, e sem aquecimento durante chaveamento dos transistores, isto devido à duplicação dos transistores utilizados, trazendo segurança ao usuário;

(2) os resultados dos testes realizados no sistema de controle mostram que é possível utilizar um controle com máquina de estados e erro diferencial, sincronizando as articulações e tendo bons resultados quanto à amplitude angular, pois consegue mimetizar uma marcha hígida; com fácil atualização dos *set points* do sistema, e possibilita sua aplicação em indivíduos diversos, ajustando aos seus limites biomecânicos;

(3) em relação à segurança do usuário, o sistema mostrou-se estável, não ultrapassando os valores dos *set points* selecionados. Além do sistema com chaves fim de curso, como sistema de segurança redundante, há batentes mecânicos na órtese, que limitam a amplitude de movimento, que foram colocados como restrições mecânicas. E o controle de sincronismo por meio de máquina de estados, também garante que os estados e movimentos sejam respeitados, pois as articulações são dependentes uma da outra.

## **7 CONTRIBUIÇÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS**

### **7.1.1 Tecnológicas**

Como contribuição tecnológica, este trabalho propõe um sistema de controle mais simples para órteses que atinge resultados angulares satisfatórios comparados aos de Costa et al. (2005); Domínguez et al. (2013) e Luna, (2008), e que viabiliza a utilização do mesmo em outros sistemas mecânicos e outros tipos de atuadores que empregam PWM. Também facilita os ajustes angulares para cada indivíduo que venha a utilizar a órtese. Contribui, ainda, como um sistema financeiramente viável, pois possui componentes confiáveis e de baixo custo, comparado aos demais sistemas de órteses ativas.

### **7.1.2 Sociais**

Ainda que o projeto não esteja acoplado à órtese para a qual foi projetado, vislumbra-se uma contribuição social a este trabalho, uma vez aplicado a órtese, poderá fazer com que o indivíduo acometido por lesão medular, readapte-se com mais facilidade ao novo estilo de vida, diminuindo os danos psicológicos, sociais e familiares, uma vez que o dispositivo completo propiciará locomoção assistida, proporcionando-lhe certa independência funcional (NOREAU et al., 2000; VALL et al., 2006; CAMPOS et al., 2008).

### **7.1.3 Reabilitatórias**

Em nível de reabilitação, este trabalho contribui para a viabilidade de sistemas de órteses ativas para lesionados medulares; e também para sistemas de órteses de um membro para reabilitação de pessoas com hemiplegias, acidentes vasculares cerebrais, ou seja, perdas parciais da capacidade locomotora que necessitam de fisioterapia para plasticidade cerebral.

Em casos como a paraplegia algumas complicações que ocorrem em 78% dos acometidos são úlceras de pressão, infecção urinária e pulmonar, perda de massa muscular, osteomielite, entre outras (PAZ et al., 1992). Vislumbra-se que com a utilização da órtese na reabilitação será possível reduzir alguns desses sintomas como a úlcera de pressão, pois o paciente poderá permanecer em posição

ortostática aliviando os pontos de pressão; perda da massa muscular, pois a órtese fará o movimento de marcha pelo usuário. Assim, os membros não permanecerão parados e poderão produzir o movimento repetidas vezes, como os que são realizados durante uma sessão de fisioterapia, mas sem produzir esforço e cansaço no fisioterapeuta.

## REFERÊNCIAS

ALI, H. Bionic Exoskeleton: History , Development and the Future. **Journal of mechanical and civil engineering**, v. 2014, p. 58–62, 2014.

APHIRATSAKUN, N.; CHAIRUNGSARPSOOK, K.; PARNICHKUN, M. ZMP based gait generation of AIT's Leg Exoskeleton. **IEEE International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE)**, v. 2, p. 886–890, 2010.

ARAÚJO, M. V. **Desenvolvimento de Uma Órtese Ativa Para os Membros Inferiores Com Sistema Eletrônico Embarcado. 98f. Dissertação de mestrado.**, 2010. Universidade Federal do Rio Grande do Norte.

AU, S.; BERNIKER, M.; HERR, H. Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits. **Neural Networks**, v. 21, n. 4, p. 654–666, 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18499394>>. Acesso em: 12/5/2014.

AYUSAWA, K.; VENTURE, G.; NAKAMURA, Y. Real-time implementation of physically consistent identification of human body segments. **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, p. 6282–6287, 2011.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; SCHOLZ, J. P. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for Gait Rehabilitation of Motor-Impaired Patients. **IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics**, v. 00, n. 10, p. 401–407, 2007.

BANALA, S. K.; AGRAWAL, S. K.; SCHOLZ, J. P. Novel Gait Adaptation and Neuromotor Training Results Using an Active Leg Exoskeleton. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 15, n. 2, p. 216–225, 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5418998>>. .

BRITO, L. M. O.; CHEIN, M. B. C.; MARINHO, S. C.; DUARTE, T. B. Avaliação epidemiológica dos pacientes vítimas de traumatismo raquimedular. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgões**, v. 38, n. 5, p. 304–309, 2011.

CAMPOS, M. F.; RIBEIRO, A. T.; LISTIK, S.; et al. Epidemiologia do traumatismo da coluna vertebral. **Revista do Colégio Brasileiro de Cirurgões**, v. 35, n. 2, p. 88–93, 2008.

CASOLO, F.; CINQUEMANI, S.; COCETTA, M. On active lower limb exoskeletons actuators. **International Symposium on Mechatronics and its Applications (ISMA08)- IEEE**, p. 25–30, 2008.

CESTARI, M.; SANZ-MERODIO, D.; AREVALO, J. C.; GARCIA, E. An Adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, p. 1–12, 2014. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6826501>>. .

CHANDLER, R. F. Investigation of inertial properties of the human body. **Force aerospace medical research lab wright-patterson afb oh**, v. AMRL-TR-74, 1975.

CLAUSER; CHARLES, E.; JOHN, T.; MCCONVILLE; YOUNG, J. W. Weight, volume,

and center of mass of segments of the human body. **Antioch coll yellow springs oh**, 1969.

COBB, G. L. Walking motion. US Patente US2010482 A. 26 maio. 1935. 2p. .

COSTA, N.; BROWN, M.; HUTCHINS, S.; CALDWELL, D. G. Design of Human-Friendly Powered Lower Limb Rehabilitation Orthosis. **TDU COE-UK EPSRC Workshop on Human Adaptive Mechatronics (HAM)**, p. 69–75, 2005. Tokyo, Japan.

COSTA, N.; CALDWELL, D. G. Control of a Biomimetic “Soft-actuated” 10DoF Lower Body Exoskeleton. **The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics**, p. 495–501, 2006. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1639137>>. .

CULLELL, A.; MORENO, J. C.; ROCON, E.; FORNER-CORDERO, A.; PONS, J. L. Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis. **Mechanism and Machine Theory**, v. 44, n. 4, p. 860–872, 2009. Elsevier Ltd. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0094114X08000827>>. Acesso em: 1/5/2014.

CUNHA, M. L. V.; CUNHA, M. L. V.; VERÍSSIMO, D. C. A.; REHDER, R.; BORBA, L. A. B. Estudo epidemiológico das fraturas de coluna em centro de referência para patologia espinhal no Paraná. **Revista Arquivos Brasileiros de Neurocirurgia**, v. 31, n. 4, p. 179–183, 2012.

DAMAVANDI, M.; FARAHPOUR, N.; ALLARD, P. Determination of body segment masses and centers of mass using a force plate method in individuals of different morphology. **Medical Engineering and Physics**, v. 31, n. 9, p. 1187–1194, 2009. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19683955>>. Acesso em: 21/5/2014.

DEMPSTER; WILFRID, T.; GABEL, W. CREIGHTON FELTS, W. J. The anthropometry of the manual work space for the seated subject. **Journal of Physical Anthropology**, v. 17, n. 4, p. 289–317, 1959.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008.

DOMÍNGUEZ, G.; CARDIEL, E.; ARIAS, S.; ROGELI, P. A digital goniometer based on encoders for measuring knee-joint position in an orthosis. **World Congress on Nature and Biologically Inspired Computing, NaBIC**, p. 1–4, 2013.

DUMAS, R.; AISSAOUI, R.; MITTON, D.; SKALLI, W.; GUISE, J. A DE. Personalized body segment parameters from biplanar low-dose radiography. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 52, n. 10, p. 1756–1763, 2005.

DUMAS, R.; CHÈZE, L.; VERRIEST, J.-P. P. Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 40, n. 3, p. 543–553, 2007. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16616757>>. Acesso em: 7/5/2014.

ENOKA, R. M. **Neuromechanics of human movement**. 4th ed. Human Kinetics, 2000.

FARRIS, R. J.; QUINTERO, H. A.; GOLDFARB, M. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 19, n. 6, p. 652–9, 2011. Disponível em: <<http://www.pubmedcentral.nih.gov>>. .

FERREIRA, C. **Estudo Comparativo entre as Técnicas de Controle Fuzzy , PI e Adaptativo Aplicado ao Processo de Fabricação de Papel Reciclado Utilizando a Ferramenta Delta Tune**. 91f. **Dissertação de mestrado**, 2009. Universidade Estadual de Londrina.

FILIPPI, P. Device for the automatic control of the articulation of the knee applicable to a prosthesis of the thigh. US Patente US2305291 A. 24 jun. 1942. .

FILIPPO, T. R. M. **Uma Contribuição da Automação para o Desenvolvimento de Órteses Ativas para Membros Inferiores**. 177f. **Dissertação de Mestrado**, 2006. Universidade Estadual de Campinas.

FISH, D. J.; CRUSSEMEYER, J. A.; KOSTA, C. S. Lower extremity orthoses and applications for rehabilitation populations. **Foot and ankle clinics**, v. 6, n. 2, p. 341–369, 2001.

FONT-LLAGUNES, J. M.; PÀMIÉS-VILÀ, R.; ALONSO, J.; LUGRÍS, U. Simulation and design of an active orthosis for an incomplete spinal cord injured subject. **Procedia IUTAM**, v. 2, p. 68–81, 2011. Elsevier Masson SAS. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2210983811000083>>. Acesso em: 21/5/2014.

GROOD, E. S.; SUNTAY, W. . A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions applications to the knee. **Journal of biomedical engineering**, v. 105, p. 136–144, 1983.

HANAVAN, J.; ERNEST, P. A mathematical model of the human body. **Air force aerospace medical research lab wright-patterson afb oh**, 1964.

HANSEN, C.; VENTURE, G.; REZZOUG, N.; GORCE, P.; ISABLEU, B. An individual and dynamic Body Segment Inertial Parameter validation method using ground reaction forces. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 7, p. 1577–1581, 2014. Elsevier. Disponível em: <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929014001584>>. Acesso em: 30/4/2014.

HATZE, H. A mathematical model for the computational determination of parameter values of anthropomorphic segments. **Journal of Biomechanics**, v. 13, n. 10, p. 833–843, 1980.

HOPCROFT, E. J.; ULLMAN, D. J.; MOTWANI, R. **Introdução à Teoria Dos Autômatos, Linguagens E Computação**. 2nd ed. Campus, 2002.

IBGE. Antropometria e estado nutricional de crianças, adolescentes e adultos no Brasil. Disponível em: <[http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/condicaoadevida/pof/2008\\_2009\\_encaa/defaulttabpdf\\_UF.shtm](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/condicaoadevida/pof/2008_2009_encaa/defaulttabpdf_UF.shtm)>. Acesso em: 23/7/2014.

IBGE. Censo demográfico 2010 – Características gerais da população, religião e pessoas com deficiência. Disponível em: <[ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo\\_Demografico\\_2010/Caracteristicas\\_Gerais\\_Religio\\_Deficiencia/caracteristicas\\_religiao\\_deficiencia.pdf](ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Caracteristicas_Gerais_Religio_Deficiencia/caracteristicas_religiao_deficiencia.pdf)>. Acesso em: 23/7/2014.

KAJIYAMA, A. H.; GALLO, R.; AMARAL, D. O. **Sistema de palmilha resistiva com transmissão de dados sem fio para dispositivo de auxílio à marcha suspensa de tetraplégicos. 97f. Dissertação de mestrado**, 2014. Universidade de São Paulo.

KHALILI, D.; ZOMLEFER, M. An intelligent robotic system for rehabilitation of joints and estimation of body segment parameters. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 35, n. 2, p. 138–146, 1988. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3350539>>. .

KIRKWOOD, R. N.; GOMES, H. D. A.; SAMPAIO, R. F.; CULHAM, E.; COSTIGAN, P. Análise biomecânica das articulações do quadril e joelho durante a marcha em participantes idosos. **Revista Acta Ortopédica Brasileira**, v. 15, n. 5, p. 267–271, 2007.

KONG, K.; JEON, D. Design and Control of an Exoskeleton for the Elderly and Patients. **IEEE/ASME Transactions on Mechatronics**, v. 11, n. 4, p. 428–432, 2006. Disponível em: <[http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs\\_all.jsp?arnumber=1677574](http://ieeexplore.ieee.org/xpls/abs_all.jsp?arnumber=1677574)>. .

LAM, W. K.; LEONG, J. C. Y.; LI, Y. H.; HU, Y.; LU, W. W. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. **Gait and Posture**, v. 22, n. 3, p. 189–197, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16214658>>. Acesso em: 30/4/2014.

LEVA, P. DE. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 9, p. 1223–1230, 1996.

LOW, K. H. Robot-assisted gait rehabilitation: From exoskeletons to gait systems. **Defense Science Research Conference and Expo (DSR)**, p. 1–10, 2011. Singapore: IEEE. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6026886&isnumber=6026799>>. .

LUNA, P. S. Artemisa Mimetic orthosis for lower limbs to be applied on rehabilitation for hemiplegic persons. **Medicina Del Lavoro**, p. 15–21, 2008.

MANFRA, F. E.; ALMEIDA, C. J.; MARTELO, K. S.; et al. Influence of experience in placing markers on gait parameters. **7th World Congress of Biomechanics**, 2014. Boston.

MARTINS, M. Ponte H. Disponível em: <<httpmmc->

zaap.blogspot.com.br201305ponte-h.html>. Acesso em: 14/3/2015.

MCCONVILLE; JOHN, T. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. **Anthropology research project inc yellow springs oh**, 1980.

MECATRÔNICA ATUAL. PWM. 2013. Disponível em: <<http://www.mecatronicaatual.com.br/educacao/1226-o-que-pwm>>. Acesso em: 5/5/2014.

NASA. ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS. , v. I, p. 1–82, 2014.

NETTER, F. H. Atlas de Anatomia Humana. , p. 563, 2008. Disponível em: <<http://books.google.com/books?id=jLaLo4dRwz0C&pgis=1>>. .

NOGUEIRA, G. **Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular**. 162f. Tese de Doutorado, 2013. Universidade Estadual de Campinas.

NOREAU, L.; FOUGEYROLLAS, P.; Œ, L. U. C. N.; Œ, P. F. Long-term consequences of spinal cord injury on social participation: the occurrence of handicap situations. **Disability and rehabilitation**, v. 22, n. 4, p. 170–180, 2000.

OGATA, K. **Engenharia de controle moderno**. 5th ed. São Paulo: Pearson education do Brasil, 2011.

OU, Y.; LI, Z.; LI, G.; SU, C.-Y. Adaptive fuzzy tracking control of a human lower limb with an exoskeleton. **IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)**, p. 1937–1942, 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6491251>>. .

PATANÉ, E. J. **Implementação de controle de velocidade em malha fechada para motores de corrente contínua utilizando sistemas de aquisição de dados**. 127f. **Dissertação de mestrado**., 2008. Centro Universitario do Instituto de Mauá de Tecnologia.

PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 5, p. 707–712, 2002.

PAZ, A. C.; BERALDO, P. S. S.; ALMEIDA, M. C. S. S.; et al. Traumatic injury to the spinal cord. Prevalence in Brazilian hospitals. **International Medical Society of Paraplegia**, v. 30, n. 9, p. 636–40, 1992. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1408340>>. .

PEREIRA, P. C. **Nova modelagem biomecânica do corpo humano aplicável na análise e controle da locomoção**. 234f. **Dissertação de mestrado**, 2005. Pontificia Universidade Catolica do Paraná.

PERRY, J. Normal Gait, Rancho Los amigos Hospital. , 1984.

POPOVIC, D.; TOMOVIĆ, R.; SCHWIRTLICH, L. Hybrid assistive system--the motor neuroprosthesis. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 36, n. 7, p.

729–737, 1989.

QUEVEDO, A. J. Q. **Desenvolvimento de Dispositivo para Reabilitação de Membro Inferior com Deficiência Parcial**. 199f. Tese de doutorado, 2011. Universidade Estadual de Campinas.

RANCIARO, M.; FERNANDES, C. R.; STEFANELLO, J.; et al. Weight of lower limb body segments for orthosis structural calculations. **Internacional workshop on assistive technology**, v. 1, n. 1, p. 98–101, 2015.

SANZ-MERODIO, D.; CESTARI, M.; AREVALO, J. C.; GARCIA, E. A lower-limb exoskeleton for gait assistance in quadriplegia. **IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)**, p. 122–127, 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6490954>>. .

SISCÃO, M. P.; PEREIRA, C.; ARNAL, R. L. C.; FOSS, M. H. D. A.; MARINO, L. H. C. Trauma Raquimedular: Caracterização em um Hospital Público. **Revista Arquivos de Ciência e Saúde**, v. 14, n. 3, p. 145–147, 2007.

SOUZA, F. D. A. DE; CRUZ, D. M. C. DA; FERRINO, I. S. V.; TSUKIMOTO, G. R.; FIGLIOLIA, C. S. Correlação entre papéis ocupacionais e independência de usuários com lesão medular em processo de reabilitação. **O mundo da Saúde**, v. 2, n. 37, p. 166–175, 2013.

SPUNGEN, A.; ASSELIN, P.; FINEBERG, D.; KORNFELD, S.; HAREL, N. Exoskeletal-Assisted walking for persons with motor-complete paraplegia. **North Atlantic Treaty Organization (NATO), Research and Technology Organization, Human Factors and Medicine Panel**. In **Force Sustainment: Rehabilitation, Regeneration and Prosthetics for Re-Integration to Duty**, v. Meeting Pr, p. 6–1 – 6–14, 2013.

STEGALL, P.; WINFREE, K. N.; AGRAWAL, S. K. Degrees-of-freedom of a robotic exoskeleton and human adaptation to new gait templates. **IEEE International Conference on Robotics and Automation**, p. 4986–4991, 2012. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6225092>>. .

STRAUSSER, K. A.; KAZEROONI, H. The development and testing of a human machine interface for a mobile medical exoskeleton. **IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**, p. 4911–4916, 2011. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=6095025>>. .

SUTHERLAND, D. H. **Gait Disorders in Childhood and Adolescence**. Baltimore: Wilians and Wilkins, 1984.

SUZUKI, K.; MITO, G.; KAWAMOTO, H.; SANKAI, Y. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL. **Advanced Robotics**, v. 21, n. 12, p. 1441–1469, 2007.

TURCI, L. R.; ALVERENGA, M. S.; APARECIDA, M.; et al. Terapia ocupacional e tecnologia assistiva para o lesado medular. **XI Encontro Latino Americano de iniciação científica e VII Encontro Latino Americano de pós-graduação Universidade Vale do Paraíba**, p. 1567–1571, 2009.

VALL, J.; BRAGA, A. B. B.; ALMEIDA, P. C. DE. Estudo da qualidade de vida em pessoas com lesão medular traumática. **Revista Arquivos Brasileiros de Neuropsiquiatria**, v. 64, p. 451–455, 2006.

VENTURE, G.; AYUSAWA, K.; NAKAMURA, Y. Realtime identification software for human whole-body segment parameters using motion capture and its visualization interface. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**, p. 109–114, 2009.

VICON. Motion Capture. Disponível em: <[www.vicon.com](http://www.vicon.com)>. Acesso em: 6/3/2015.

WANG, L.; WANG, S.; ASSELDONK, E. H. F. VAN; KOOIJ, H. VAN DER. Actively controlled lateral gait assistance in a lower limb exoskeleton. **IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems**, p. 965–970, 2013.

WINTER, D. A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait**. 1987.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 4th ed. Wiley, 2009.

WU, G.; CAVANAGH, P. R. Isb Recommendations in the Reporting for Standardization of Kinematic Data. **Journal Biomechanics**, v. 28, n. 10, p. 1257–1261, 1995.

WU, G.; SIEGLER, S.; ALLARD, P.; et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting human joint motion - part I: ankle, hip and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, p. 543–548, 2002.

YAN, T.; CEMPINI, M.; ODDO, C. M.; VITIELLO, N. Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons. **Robotics and Autonomous Systems**, v. 64, p. 120–136, 2015. Elsevier B.V. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.032>>. .

YANG, L.; CONDIE, D. N.; GRANAT, M. H.; PAUL, J. P.; ROWLEY, D. I. Effects of joint motion constraints on the gait of normal subjects and their implications on the further development of hybrid FES orthosis for paraplegic persons. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 2, p. 217–226, 1996. Pergamon Press Ltd.

ZATSIORSKY, V. M.; SELUYANOV V, V. N.; CHUGUNOVA, L. Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. **Contemporary problems of biomechanics**, v. 272, p. 291, 1990.

ZATSIORSKY, V.; SELUYANOV, V. The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body. **Biomechanics**, v. 56, n. 2, p. 1152–1159, 1983.

ZHAO, J.; WEI, Y.; XIA, S.; WANG, Z. Estimating human body segment parameters using motion capture data. **Universal Communication Symposium (IUCS)**, p. 243–249, 2010. Beijing: IEEE.

ZOSS, A. B.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). , v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006.

## APÊNDICE A – CÓDIGO MATLAB PARA NORMALIZAÇÃO

Para cada articulação, utilizou-se o seguinte código para normalização, sendo que os valores de n1 e n2 foram alterados de acordo com as amostras de cada articulação tanto do sistema desenvolvido quanto dos indivíduos hígidos.

```
clear all;
close all;
clc;

data = xlsread('quadril.xlsx',1);
p3 = data(:,1: 2); %dados do projeto
p16 = data(:,3:4); %dados individuo hígido

% 176 ao 361 amostras em um período do sinal. 185 dados. Dados do projeto.
% 1 ao 70 amostras em um período do sinal. 70 dados. Dados do individuo
%hígido
% 0 ao 100 para normalização.

n1 = 176;
n2 = 361;
normalizacaop3 = ((n1-n1):(n2-n1))/ (n2-n1))*100; % quantidade de dados em
percentual

n1 = 1;
n2 = 70;
normalizacaop16 = ((n1-n1):(n2-n1))/ (n2-n1))*100; % quantidade de dados
em percentual

valorp3 = p3(176:361,2); % os dados na planilha do projeto
valorp16 = p16(1:70,2); % os dados na planilha do individuo hígido

xx = 0:100;
funcaop3 = csaps(normalizacaop3, valorp3, 1); % crio a função spline
N3 = fnval(funcaop3,xx); % fazer a normalização através da função

funcaop16 = csaps(normalizacaop16, valorp16, 1); % crio a função spline
N16 = fnval(funcaop16,xx); % fazer a normalização através da função

plot(N3);
hold on;
plot(N16, '-r');
```

## APÊNDICE B – CÓDIGO DO CONTROLE NO ARDUINO

Todo o controle foi programado no Arduino, assim dentro do *loop* infinito está a máquina de estados (programada com um *switch*) na qual é chamada as funções de movimentos funcionais como flexão de quadril, extensão de quadril, controle joelho (flexão e extensão) e stopQuadril e stopJoelho (ambos para cessar os movimentos). Inicialmente antes do loop há a definição das variáveis e configuração dos pinos do Arduino. Ao lado ou acima de cada linha de código pode-se observar os comentários sobre cada uma.

### // DEFINIÇÃO DE VÁRIAVEIS JOELHO

```
#define pSensorJ A1 // pino de leitura do potenciômetro
#define pChaveFJ A2 // pino de leitura da chave para flexão
#define pChaveEJ A3 // pino de leitura da chave para extensão
#define pControleJ 6 // pino de envio do pwm
#define InExJ 5 // INA motor pin flexão
#define InFxJ 3 // INB motor pin extensão
double setPointJ = 900; //inicia com flexao de joelho
double errorJ = 0;
double aErrorJ = 0;
int controlePWMJ = 255; // posição ortostática
int angJ = 0; // leitura do angulo joelho para função.
int angJ1 = 0; //leitura do angulo joelho na máquina de estados
int ChaveFJ = 0; // leitura da chave fim de curso de flexao do joelho
int ChaveEJ = 0; // leitura da chave fim de curso de extensão do quadril
```

### // DEFINIÇÃO DE VÁRIAVEIS QUADRIL

```
#define pSensorQ A0 // pino de leitura do potenciômetro
#define pControleQ 9 // pino de envio do pwm
#define InExQ 10 // INA motor pin extensão
#define InFxQ 11 // INB motor pin flexao
#define pChaveFQ A5 // pino de leitura da chave quando há flexão
#define pChaveEQ A4 // pino de leitura da chave quando há extensão
double setPointQ = 750; // inicia com flexao de quadril
double errorQ = 0; // erro da diferença de setpoint
double aErrorQ = 0; // valor absoluto do erro
int controlePWMQ = 255; // posição ortostática
int angQ = 0; // leitura do angulo do quadril nas funções
int angQ1= 0; // leitura do angulo quadril na máquina de estados
int ChaveFQ = 0; // leitura da chave fim de curso de flexao do quadril
int ChaveEQ = 0; // leitura da chave fim de curso de extensão do quadril
```

```
int state =1; // estado inicial da máquina de setados
```

### // DEFINIÇÃO DOS PINOS NO ARDUINO

```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(pSensorJ, INPUT);
  pinMode(pControleJ, OUTPUT);
  pinMode(InExJ, OUTPUT);
```

```

pinMode(InFxJ, OUTPUT);
pinMode(pSensorQ, INPUT);
pinMode(pControleQ, OUTPUT);
pinMode(InExQ, OUTPUT);
pinMode(InFxQ, OUTPUT);

}
// INICIO DO LOOP INFINITO
void loop()
{
  // leitura da chaves fim de curso
  ChaveFJ = analogRead(pChaveFJ); // flexão joelho
  ChaveEJ = analogRead(pChaveEJ); // extensão joelho
  ChaveFQ = analogRead(pChaveFQ); // flexão quadril
  ChaveEQ = analogRead(pChaveEQ); // extensão quadril

  // VERIFICAÇÃO SE ALGUMA CHAVE NÃO ESTA ACIONADA
  if(ChaveFJ == 0 && ChaveEJ == 0 && ChaveFQ==0 && ChaveEQ==0)
  {
    // MÁQUINA DE ESTADOS (CONTROLE DE SINCRONIA)
    switch (state)
    {
      case 1: // FASE DE BALANÇO
        ctrlJoelho(); // função do controle joelho
        ctrlQuadrilFlexao(); // função de flexao do quadril
        delay(100);
        angJ1 = analogRead(pSensorJ); //lê o Angulo do joelho
        angQ1 = analogRead(pSensorQ); //lê o Angulo do quadril

        // angulo inicial do joelho e flexão máxima do quadril
        if ((angJ1<= 150) &&( angQ1>= 700))
        {
          state = 2;
        }
        break;

      case 2: // FASE DE APOIO
        ctrlQuadrilExtensao(); // função de extensão do quadril
        StopJoelho(); // função para manter parado o joelho
        angJ1 = analogRead(pSensorJ); // leitura Angulo joelho
        angQ1 = analogRead(pSensorQ); // leitura Angulo quadril

        // angulo inicial do joelho e extensão máxima do quadril
        if ((angJ1<= 150) &&( angQ1<= 400))
        {
          state = 1;
        }
        break;
    }
  }
  else // CASO ALGUMA CHAVE ESTEJA ATIVA
  {
    StopJoelho(); // para joelho
    StopQuadril(); // para o quadril
  }
}

```

```

}
//FUNÇÃO DE CONTROLE DO JOELHO
void ctrlJoelho(){

    // lê angulo
    angJ = analogRead(pSensorJ); // sensor 0 - 1023
    errorJ = setPointJ - angJ; // erro entre o setpoint e Angulo lido
    aErrorJ = abs(errorJ); // para pegar o valor absoluto
    controlePWMJ = map(aErrorJ, 0, 1023, 70, 255); // mapea erro de 70 - 255 pois o pwm
opera nesta faixa. quanto menor o erro menor o pwm
    analogWrite(pControleJ, controlePWMJ); // envia o pwm calculado ao pino pré-definido
    if (errorJ > 0) // ativa o sentido do motor para flexao;

    {
        setPointJ = 900; // extensão
        digitalWrite(InExJ, LOW);
        digitalWrite(InFxJ, HIGH);
    }

    else // ativa o sentido do motor para extensão;
    {
        setPointJ = 150; // flexao
        digitalWrite(InFxJ, LOW);
        digitalWrite(InExJ, HIGH);
    }
}

// FUNÇÃO DE CONTROLE PARA FLEXÃO DO QUADRIL
void ctrlQuadrilFlexao()
{
    // redefinição do set point
    setPointQ = 750;
    // lê angulo
    angQ = analogRead(pSensorQ); // sensor 0 - 1023
    errorQ = setPointQ - angQ; // calculo do erro
    aErrorQ = abs(errorQ); // variável auxiliar para pegar o valor absoluto
    controlePWMQ = map(aErrorQ, 0, 1023, 70, 255); // mapea erro de 70 - 255 pois o pwm
opera nesta faixa. Quanto menor o erro menor o pwm
    analogWrite(pControleQ, controlePWMQ); // envia o pwm calculado
    if (errorQ > 0) // ativa o sentido do motor para flexao
    {
        setPointQ = 750;
        digitalWrite(InExQ, LOW);
        digitalWrite(InFxQ, HIGH);
    }

    else // ativa o motor para cessar
    {
        // setPointQ = 450;
        controlePWMQ = 0;
        digitalWrite(InFxQ, LOW);
        digitalWrite(InExQ, LOW);
    }
}
}

```

```
// FUNÇÃO DE CONTROLE PARA EXTENSÃO DO QUADRIL
```

```
void ctrlQuadrilExtensao()
```

```
{
  setPointQ = 450;
  // lê angulo
  angQ = analogRead(pSensorQ); // sensor 0 - 1023
  errorQ = setPointQ - angQ; // calculado erro gerado
  aErrorQ = abs(errorQ); // variável auxiliar para pegar o valor absoluto
  controlePWMQ = map(aErrorQ, 0, 1023, 75, 255); // mapea erro de 75 - 255 pois o pwm
  opera nesta faixa. quanto menor o erro menor o pwm
  analogWrite(pControleQ, controlePWMQ); // envia o pwm calculado
  if (errorQ < 0) // ativa o sentido do motor para flexao
  {
    setPointQ = 450;
    digitalWrite(InExQ, HIGH);
    digitalWrite(InFxQ, LOW);
  }
  else // ativa o sentido do motor para extensão
  {
    controlePWMQ = 0;
    digitalWrite(InFxQ, LOW);
    digitalWrite(InExQ, LOW);
  }
}
```

```
// FUNÇÃO PARA CESSAR O MOVIMENTO DO JOELHO
```

```
void StopJoelho()
```

```
{
  analogWrite(pControleJ, 0);
  digitalWrite(InExJ, LOW);
  digitalWrite(InFxJ, LOW);
}
```

```
// FUNÇÃO PARA CESSAR O MOVIMENTO DO QUADRIL
```

```
void StopQuadril()
```

```
{
  analogWrite(pControleQ, 0);
  digitalWrite(InFxQ, LOW);
  digitalWrite(InExQ, LOW);
}
```