

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

**FLÁVIA APARECIDA LOTERIO**

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR  
DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVC EM  
MARCHA ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

VITÓRIA

2015

**FLÁVIA APARECIDA LOTERIO**

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR  
DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVC EM  
MARCHA ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Coorientador: Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto

VITÓRIA

2015

**FLÁVIA APARECIDA LOTERIO**

**ANÁLISE DO PADRÃO DE ATIVAÇÃO MUSCULAR  
DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS PÓS-AVC EM  
MARCHA ASSISTIDA POR ANDADOR ROBÓTICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Apresentada em 20 de fevereiro de 2015.

**Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**  
**Orientador**

**Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**  
**Coorientador**

**Prof. Dr. Breno Valentim**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**

**Prof. Dr. Adriano Oliveira Andrade**  
**Universidade Federal de Uberlândia**

VITÓRIA

2015



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

---

"Análise do Padrão de Ativação Muscular de Indivíduos Hemiparéticos Pós-AVC em Marcha Assistida por Andador Robótico"

Flávia Aparecida Loterio

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Aprovado por:

---

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto (UFES)

Coorientador

---

Prof. Dr. Breno Valentim Nogueira (UFES)

Membro Interno

---

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade (UFU)

Membro Externo

Vitória-ES, 20 de Fevereiro de 2015.

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)  
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

---

L882a Loterio, Flávia Aparecida, 1991-  
Análise do padrão de ativação muscular de indivíduos hemiparéticos pós-AVC em marcha assistida por andador robótico / Flávia Aparecida Loterio – 2015.  
104 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos-Filho.  
Coorientador: Anselmo Frizera Neto.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Acidente Vascular Cerebral. 2. Eletromiografia.  
3. Método de Avaliação. I. Bastos-Filho, Teodiano Freire.  
II. Frizera Neto, Anselmo. III. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. IV. Título.

CDU: 61

---

## AGRADECIMENTOS

Agradeço à minha mãe, Lauriza, mulher forte e determinada, que, apesar de todas as dificuldades, sempre deu apoio, incentivo e amparo à nossa família e que me inspira a todo momento.

Agradeço também a meu pai, Paulo, e meus irmãos pelo incentivo e apoio, com destaque especial a Fábria, Fabíola e Fabiele, que são minha maior fonte de orgulho.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Teodiano e ao meu coorientador Prof. Dr. Anselmo pela oportunidade, confiança e ensinamentos durante este período.

Agradeço aos meus colegas e amigos, Carlos, Vivianne, Alexandre, Christiane, John Jairo, Silas, Arlindo e Javier, que me auxiliaram diretamente na realização deste trabalho. E, especialmente a Alexandre, pela amizade e pela companhia em mais uma de nossas conquistas.

Agradeço aos meus colegas e amigos do LAI e afins, que sempre estiveram dispostos a ajudar.

Agradeço Luiz Cláudio, Luis Antônio, Kátia, Mariana e Regina pela ajuda no recrutamento de voluntários.

Agradeço às instituições CAPES e FAPES pelo suporte dado a este projeto de pesquisa.

E finalmente, agradeço a Deus por esta oportunidade maravilhosa em minha vida, por cada momento e por todas as pessoas que conheci durante estes dois anos. Afinal, “O caminho de Deus é perfeito; a palavra do Senhor é provada; é um escudo para todos os que nele confiam. Por que, quem é Deus, senão o Senhor? E quem é rochedo, senão o nosso Deus?” Salmo 18:30-31.

## RESUMO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de prejuízos ao sistema neuromuscular. Dispositivos Robóticos vêm sendo amplamente desenvolvidos e estudados com a finalidade de serem utilizados na assistência à marcha e para o treinamento da marcha durante a reabilitação. O objetivo deste trabalho é avaliar a marcha assistida pelo AROW (*Assistive Robotic Walker*) em indivíduos hemiparéticos pós-AVC, através da análise de sinais de acelerometria e sinais mioelétricos de superfície (sEMG) provenientes dos músculos vasto medial (VM), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM), e também utilizando os métodos de avaliação GAS (*Goal Attainment Scaling*) e SUS (*System Usability Scale*). Nove indivíduos hemiparéticos participaram dos testes. A velocidade da marcha foi reduzida com o uso do AROW e, conseqüentemente, houve algumas alterações na duração das fases da marcha, por exemplo, uma maior duração da fase de apoio ( $p = 0,0174$ ). O padrão de ativação muscular para o grupo analisado não apresentou diferença estatisticamente significativa (início da ativação VM:  $p = 0,4999$ ; término da ativação VM:  $p = 0,5647$ ; início BF:  $p = 0,1186$ ; término BF:  $p = 0,7823$ ; início TA:  $p = 0,5833$ ; término TA:  $p = 0,8393$ ; início GM:  $p = 0,6077$ ; término GM:  $p = 0,1429$ ). Entretanto, avaliando o padrão de ativação muscular individualmente, podem-se notar algumas alterações benéficas, por exemplo, redução da coativação dos músculos tibial anterior e gastrocnêmio medial. Os resultados das avaliações através do GAS (54,8) e SUS (81,4) sobre o uso do AROW mostraram boa aceitação pelos usuários, e os objetivos esperados durante o uso do andador foram atingidos. A adaptação rápida, facilidade de utilização e sentimento de segurança ao usar o dispositivo são pontos positivos obtidos com o uso do AROW.

Palavras-chave: Acidente Vascular Cerebral. Marcha Hemiparética. Andador Robótico. Eletromiografia de Superfície. Acelerômetro. Métodos de Avaliação.

## ABSTRACT

Stroke is a leading cause of damages in the neuromuscular system. Robotic devices have been widely developed and studied in order to be used in gait assistance and gait training during the rehabilitation. The goal of this work is to evaluate the assisted gait by the AROW (Assistive Robotic Walker) in post stroke hemiparetic individuals through accelerometer signals and surface Electromyography (sEMG) analysis. The analyzed muscles are vastus medialis (VM), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius medialis (GM). Furthermore, the evaluation methods GAS (Goal Attainment Scaling) and SUS (System Usability Scale) were used. Nine hemiparetic subjects participate of the experiments. The gait speed was decreased using the walker and, consequently, there were some changes in the duration of gait phases, for instance longer of support phase ( $p = 0.0174$ ). The muscle activation pattern for the analyzed group did not show statistically significant difference (onset VM:  $p= 0.4999$ ; offset VM:  $p= 0.5647$ ; onset BF:  $p= 0.1186$ ; offset BF:  $p= 0.7823$ ; onset TA:  $p= 0.5833$ ; offset TA:  $p= 0.8393$ ; onset GM:  $p= 0.6077$ ; offset GM:  $p= 0.1429$ ). However, assessing the muscle activation pattern individually, some benefic changes can be noted, for example, the reduced co-activation between tibialis anterior and gastrocnemius medial. The results of evaluations through GAS (54.8) and SUS (81.4) about the use of the AROW showed good acceptance among users, and the desired results during the use of the walker were achieved. The fast adaptation, easiness of use and feeling of safety when using the device are positive points that were obtained using the AROW.

Keywords: Stroke. Hemiparetic Gait. Robotic Walker. Surface Electromyography. Accelerometer. Evaluation Methods.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Principais causas de morte, englobando todas as idades, 2012. Fonte: Adaptado de WHO (2014).....	18
Figura 2: AVC isquêmico. Fonte: Adaptado de HEART... (2014). ....	19
Figura 3: AVC hemorrágico. Fonte: Adaptado de HEART... (2014b).....	21
Figura 4: Fases do ciclo da marcha saudável. Fonte: Adaptado de Can Stock Photo Inc. ....	28
Figura 5: Ativação muscular do glúteo médio, quadríceps femoral, isquiotibiais, tibial anterior e tríceps sural em cada uma das fases da marcha. Fonte: Pinto (2007).....	28
Figura 6: a) Circundução: a perna contralateral na fase de balanço move-se em arco, em vez de para frente em linha reta. Fonte: Whittle (2007). b) marcha hemiparética. Fonte: De Judge, Zuidema e Fitzgerald (1982).....	34
Figura 7: Principais tipos de bengalas.....	39
Figura 8: Muletas axilares e muletas canadenses.....	40
Figura 9: Andador rígido ou convencional, andador com duas rodas frontais e andadores tipo <i>rollator</i> (com três ou quatro rodas).....	41
Figura 10: Andador Inteligente – PAMM. Fonte: (DUBOWSKY et al., 2000).....	43
Figura 11: Protótipo do <i>JARoW</i> . Fonte: (LEE; OHNUMA; CHONG, 2010). ....	44
Figura 12: Andador Onidirecional ( <i>ODW</i> ). Fonte: (TAN et al., 2013). ....	45
Figura 13: Andador <i>ASBGo</i> . Fonte: Martins e outros (2014).....	46
Figura 14: <i>UFES' Smart Walker</i> . Fonte: (CIFUENTES et al., 2014).....	47
Figura 15: Adaptação e versão do <i>AROW</i> utilizado durante os testes. Robô Pioneer (I), andador convencional (II), manoplas de apoio (1), suporte para antebraço (2), barras para estabilidade da estrutura (3), regulagem de altura (4), sensor laser (5), rodas livres (6) e conexão entre o robô e a estrutura (7). ....	48
Figura 16: Curvas do eixo y do acelerômetro posicionado sobre o tornozelo obtidas durante a marcha de indivíduos saudáveis; <b>a</b> ) foi obtida no estudo (LEE et al., 2010) e <b>b</b> ) no estudo (SAREMI et al., 2006). Na figura <b>b</b> , A corresponde à fase de balanço inicial, B ao balanço terminal e C ao contato inicial. ....	53

Figura 17: Músculos analisados durante a marcha. Fonte: Adaptado de Whittle (2007).....	57
Figura 18: Esquemática dos experimentos realizados. ....	59
Figura 19: Voluntários realizando o teste com o a AROW. ....	60
Figura 20: Interface utilizada no processamento e visualização dos sinais adquiridos.....	62
Figura 21: Valores do questionário <i>SUS</i> correlacionados com porcentagem. Fonte: (SAURO, 2011). ....	66
Figura 22: Eixo <i>y</i> do acelerômetro. O ponto A representa o balanço inicial, B o balanço terminal, C o contato inicial, E a resposta à carga e F o apoio terminal. Fonte: Adaptado de Lee e outros (2010). ....	68
Figura 23: Comparação da curva do membro ipsilateral e contralateral da marcha hemiparética obtida por Saremi e outros (2006). ....	68
Figura 24: Distribuição dos dados de cada ponto do ciclo da marcha para o voluntário 1. Para todos os pontos o valor de $p \geq 0,05$ , indicando distribuição normal. ....	70
Figura 25: Padrão da curva do eixo <i>y</i> do acelerômetro do membro contralateral durante marcha hemiparética. Nesta figura, <b>A</b> corresponde à fase de balanço inicial, <b>B</b> ao balanço terminal, <b>C</b> ao contato inicial, <b>D</b> a um pico específico da marcha hemiparética, <b>E</b> a fase de resposta à carga e <b>F</b> a fase de apoio terminal. ....	71
Figura 26: Divisão do ciclo da marcha em quatro subfases (1º apoio duplo, apoio simples, 2º apoio duplo e balanço), a partir da identificação de quatro pontos da curva do eixo <i>y</i> do acelerômetro.....	73
Figura 27: Perfil de ativação muscular saudável, em velocidade média de 1,36 m/s. A intensidade do sinal é medida em MMT (Teste Muscular Máximo). A área em preto indica padrão de ativação para a maioria dos indivíduos, e a área cinza indica padrão de ativação menos frequente. Número de amostras incluídas nos dados: VM= 18; BF=51; TA= 34 e; GM= 27. Fonte: Adaptado de Perry e Burnfield (2010). ....	78
Figura 28: Padrão muscular obtido para o voluntário 1 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	79
Figura 29: Padrão muscular obtido para o voluntário 2 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	80

Figura 30: Padrão muscular obtido para o voluntário 3 (FAC= 2). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	80
Figura 31: Padrão muscular obtido para o voluntário 4 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	81
Figura 32: Padrão muscular obtido para o voluntário 5 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	82
Figura 33: Padrão muscular obtido para o voluntário 6 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	82
Figura 34: Padrão muscular obtido para o voluntário 7 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	83
Figura 35: Padrão muscular obtido para o voluntário 8 (FAC= 5). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	84
Figura 36: Padrão muscular obtido para o voluntário 9 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.....	84

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características de cada indivíduo. M: masculino; F: feminino; I: isquêmico; D: direito; E: esquerdo; FAC: classificação de deambulação funcional. ....	67
Tabela 2: Análise da distribuição dos dados relacionados aos pontos do ciclo da marcha. Média em porcentagem (%). ....	69
Tabela 3: Médias da velocidade e cadência para as marchas livre (ML) e assistida (MA) de cada voluntário. DP: desvio padrão. ....	72
Tabela 4: Médias das fases do ciclo das marchas livre (ML) e assistida (MA) para cada voluntário. Média em porcentagem (%); DP: desvio padrão. ....	73
Tabela 5: Médias do início e término da ativação dos músculos VM, BF, TA e GM durante as marchas livre (ML) e assistida (MA) para cada indivíduo. Média em porcentagem (%); DP: desvio padrão; Ativação contínua é representada por (-). ....	76
Tabela 6: Resultados do <i>GAS</i> e <i>SUS</i> . ....	85

## LISTA DE SIGLAS

AROW	<i>Assistive Robotic Walker</i> (Andador Robótico Assistivo)
AVC	Acidente Vascular Cerebral
BF	Bíceps femoral
CI	Contato Inicial
DATASUS	Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde do Brasil
EMG	Eletromiografia
FAC	<i>Functional Ambulation Classification</i> (Classificação de Deambulação Funcional)
GAS	<i>Goal Attainment Scaling</i> (Escala de Alcance de Objetivos)
GM	Gastrocnêmio medial
sEMG	<i>Surface Electromyography</i> (Eletromiografia de Superfície)
SENIAM	<i>Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle</i> (Eletromiografia de superfície para a avaliação muscular não invasiva)
SUS	<i>System Usability Scale</i> (Escala de Usabilidade de Sistema)
TA	Tibial anterior
VM	Vasto medial

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
1.1	Objetivo	15
1.1.1	<i>Objetivo geral</i>	15
1.1.2	<i>Objetivos específicos</i>	16
1.2	Organização da dissertação	16
<b>2</b>	<b>ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)</b>	<b>18</b>
2.1	Fisiopatologia	19
2.2	Etiologia	21
2.3	Comprometimentos causados pelo AVC	23
2.4	Hemiparesia	24
2.5	Reabilitação Pós-AVC	26
<b>3</b>	<b>LOCOMOÇÃO HUMANA: MARCHA SAUDÁVEL E HEMIPARÉTICA</b>	<b>27</b>
3.1	Marcha Saudável	27
3.1.1	<i>Ativação Muscular Durante a Marcha Saudável</i>	29
3.1.2	<i>Marcha em Idosos</i>	31
3.2	Marcha Hemiparética	32
<b>4</b>	<b>ANDADORES COMO DISPOSITIVOS DE AJUDA À MARCHA PATOLÓGICA</b>	<b>37</b>
4.1	Dispositivos de Assistência à Marcha	37
4.2	Andadores Convencionais	40
4.3	Andadores Robóticos	42
4.3.1	<i>PAMM (Personal Aid for Mobility and Monitoring)</i>	43
4.3.2	<i>JARoW (JAIST Active Robotic Walker)</i>	44
4.3.3	<i>Andador Onidirecional (ODW)</i>	44
4.3.4	<i>ASBGo</i>	45
4.3.5	<i>UFES' Smart Walker</i>	46
4.4	Desenvolvimento do AROW ( <i>Assistive Robotic Walker</i> )	47
<b>5</b>	<b>METODOLOGIA</b>	<b>50</b>
5.1	Voluntários	50
5.2	Análise da Marcha	51
5.2.1	<i>Estudo Cinemático utilizando Acelerômetro</i>	51
5.2.2	<i>Análise da Ativação Muscular por Eletromiografia de Superfície</i>	53
5.3	Protocolo Experimental	56
5.3.1	<i>Experimentos</i>	58

5.4	Processamento de Dados e Análise Estatística .....	60
5.4.1	<i>Processamento dos dados de acelerometria</i> .....	60
5.4.2	<i>Processamento dos Sinais Mioelétricos</i> .....	61
5.5	Métodos de Avaliação .....	64
5.5.1	<i>Goal Attainment Scaling (GAS)</i> .....	64
5.5.2	<i>System Usability Scale (SUS)</i> .....	65
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	67
6.1	Acelerômetro .....	67
6.2	Velocidade e Fases do Ciclo da Marcha.....	72
6.3	Eletromiografia de superfície .....	75
6.4	Métodos de avaliação.....	85
7	CONCLUSÕES .....	87
7.1	Contribuições.....	88
7.2	Publicações realizadas durante a pesquisa .....	88
7.2.1	Capítulos de livros.....	88
7.2.2	Trabalhos completos em anais de congressos .....	89
7.2.3	Resumos em anais de congressos .....	89
7.3	Trabalhos Futuros .....	90
	REFERÊNCIAS.....	91
	APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	98
	ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética .....	99
	ANEXO B - Classificação de Deambulação Funcional (FAC).....	100
	ANEXO C - <i>Goal Attainment Scaling (GAS)</i> .....	102
	ANEXO D - <i>System Usability Scale (SUS)</i> , adaptado. ....	103

## 1 INTRODUÇÃO

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) é uma das principais causas de morbimortalidade mundialmente. Em grande parte das vítimas, causa discapacidades que impedem a realização de tarefas diárias de forma autônoma (BELDA-LOIS et al., 2011). Essa doença vem se tornando cada vez mais incidente por dois motivos principais: o envelhecimento da população (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011) e fatores de riscos associados ao AVC, tais como obesidade, hipertensão e diabetes, estão presente cada vez mais na população em geral.

Indivíduos pós-AVC sofrem prejuízos neurológicos que interferem na cognição, comunicação, na parte emocional e, principalmente no sistema neuromuscular (BELDA-LOIS et al., 2011). As características clínicas mais comuns nesses indivíduos são hemiparesia, padrão anormal da marcha, espasticidade muscular e perda de equilíbrio (CAPÓ-LUGO; MULLENS; BROWN, 2012).

Grande parcela do pacientes acometidos por AVC necessita de reabilitação, sendo o objetivo mais visado a recuperação da independência do indivíduo em tarefas básicas (ROGER et al., 2011). Entretanto, os métodos de reabilitação existentes para a marcha de pacientes hemiparéticos pós-AVC não apresentam um grau de recuperação suficiente para que a maioria dos pacientes volte a realizar suas atividades diárias independentemente (SCHAECHTER, 2004). Uma recuperação incompleta não só mantém o padrão anormal do membro parético, como também pode prejudicar o membro contralateral, devido à presença constante de mecanismos compensatórios durante a marcha (MILOVANOVIĆ; POPOVIĆ, 2012).

Vários estudos têm sido feitos levando em conta a utilização de dispositivos robóticos em pacientes hemiparéticos. Suas utilidades incluem o uso na reabilitação, diagnóstico e estimativa do progresso do paciente durante a reabilitação (HIDLER et al., 2005). Os andadores robóticos podem ser uma contribuição à reabilitação atualmente usada, pelo fato de fornecerem reabilitação segura e intensiva. Entretanto, é necessário que estes dispositivos sejam restaurativos e utilizem

padrões de ativação muscular semelhantes ao fisiológico (BELDA-LOIS et al., 2011; SCHULER; MÜLLER; VAN HEDEL, 2013).

O AROW (*Assistive Robotic Walker*) está sendo desenvolvido na Universidade Federal do Espírito Santo (UFES), a partir de um andador convencional modificado associado a um robô móvel, o Pioneer 3-DX. O AROW tem por objetivo ser um dispositivo de assistência e treinamento de marcha durante o processo de reabilitação em pacientes pós-AVC.

Apesar de muitos trabalhos sobre o desenvolvimento de andadores robóticos estarem disponíveis na literatura, não foram encontrados estudos clínicos que avaliem o padrão de ativação muscular de indivíduos com disfunção motora utilizando estes dispositivos. Devido a isso, destaca-se a importância de uma avaliação do uso do AROW em indivíduos hemiparéticos. A partir desta avaliação pode-se verificar se o dispositivo se encaixa nos itens necessários para ser usado na assistência e treinamento de marcha durante a reabilitação. Além disso, a opinião do usuário quanto ao dispositivo também deve ser incluída no desenvolvimento do mesmo.

## **1.1 Objetivo**

### **1.1.1 Objetivo geral**

Avaliar a aplicabilidade do AROW através da comparação de padrões de ativação muscular nas marchas livre e assistida pelo andador, em indivíduos hemiparéticos pós-AVC através da análise de sinais mioelétricos de superfície, juntamente com os métodos de avaliação *System Usability Scale (SUS)* e *Goal Attainment Scaling (GAS)*.

### **1.1.2 Objetivos específicos**

- Realizar estudo do estado da arte sobre dispositivos robóticos auxiliares para marcha hemiparética e suas implicações na ativação muscular do membro inferior avaliada por sinais mioelétricos;
- Definir protocolo experimental envolvendo a utilização de sEMG e acelerômetro associada com o AROW;
- Realizar os testes baseados no protocolo definido, com indivíduos hemiparéticos pós-AVC em marcha livre e assistida;
- Analisar os sinais mioelétricos e do acelerômetro em conjunto a fim de determinar o início e término de ativação de cada músculo, comparando os resultados para as marchas livre e assistida;
- Comparar o padrão muscular de cada voluntário com os dados disponíveis na literatura;
- Utilizar o método de avaliação GAS para verificar se os objetivos esperados com o uso do andador robótico AROW foram satisfatórios;
- Avaliar os resultados do questionário SUS, os quais indicam o nível de aceitação e usabilidade do AROW através da opinião dos usuários.

## **1.2 Organização da dissertação**

No Capítulo 2, será abordada a revisão bibliográfica sobre AVC, assim como os comprometimentos motores decorrentes do mesmo e reabilitação de pacientes pós-AVC. No Capítulo 3, será explanado o tema locomoção humana, destacando a ação muscular durante a marcha saudável, além de abordar a marcha hemiparética e suas características. No Capítulo 4, serão apresentados os dispositivos assistivos e suas implicações na marcha no sujeito hemiparético, seguido pelo estado-da-arte

sobre andadores robóticos. Ainda neste capítulo, será apresentado o desenvolvimento do andador AROW (*Assistive Robotic Walker*) e suas características. A metodologia será descrita no Capítulo 5, incluindo o desenvolvimento do protocolo, processamento dos sinais e os métodos de avaliação GAS e SUS. Com base no Capítulo 5, o Capítulo 6 descreve os resultados obtidos com a aplicação do protocolo desenvolvido e estes são comparados com dados obtidos na literatura. Por fim, o Capítulo 7 apresenta as conclusões, assim como as contribuições e publicações resultantes deste trabalho, e destacando as possibilidades futuras de prosseguimento da pesquisa.

## 2 ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL (AVC)

O Acidente Vascular Cerebral (AVC) possui uma prevalência elevada, representando uma das principais causas em incapacidades e óbitos em todo o mundo (CORREIA, 2009; WHO, 2014).

Em 2012, a doença cardíaca isquêmica e o AVC foram as principais causas de morte em todo o mundo (Figura 1) e a tendência é que as doenças cerebrovasculares continuem entre as quatro causas principais de morte em 2030 (WHO, 2014).

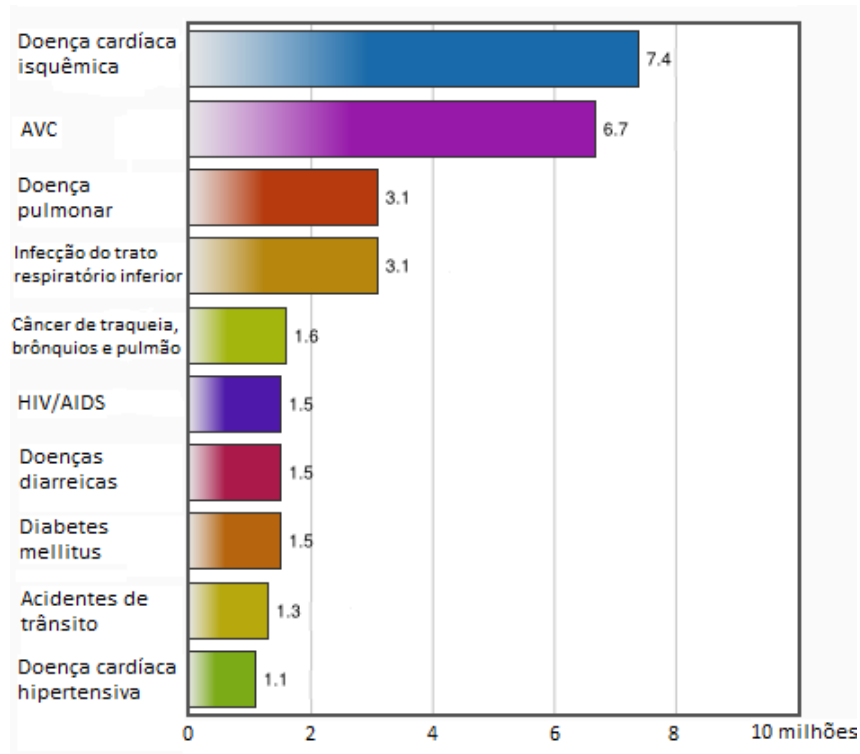


Figura 1: Principais causas de morte, englobando todas as idades, 2012. Fonte: Adaptado de WHO (2014).

No Brasil, a doença ocupa a liderança em morbimortalidade, o que gera grande impacto econômico e social. Segundo o DATASUS, ocorreram 172.526 internações motivadas pelo AVC, sendo que a população acima dos 50 anos representa cerca de 85% do número de acometidos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014). Em 2011, o gasto com internações por AVC custaram R\$ 197,9 milhões para

o Sistema Único de Saúde (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014). A esta quantia adicionam-se, ainda, os gastos com reabilitação dos pacientes com sequelas.

## 2.1 Fisiopatologia

O AVC é caracterizado pela súbita privação sanguínea à determinada região do cérebro, podendo ser de origem isquêmica ou hemorrágica, levando à morte neuronal no local afetado (HACKE et al., 2003). Como características externas, o sintoma mais frequente que demonstra a ocorrência de um AVC é a fraqueza súbita ou dormência da face, braços ou pernas, mais frequentemente de apenas um lado do corpo (LINHA..., 2014).

O AVC isquêmico é o tipo mais comum, sendo responsável por 85-90% dos casos, com taxa de mortalidade na faixa de 8-12% (HOLLANDER et al., 2003; OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011).

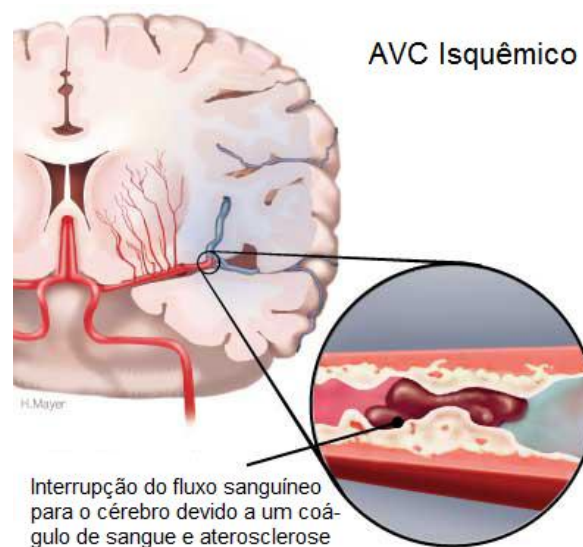


Figura 2: AVC isquêmico. Fonte: Adaptado de HEART... (2014).

A hipóxia, isquemia e/ou infarto ocorrido em um AVC isquêmico (Figura 2) são resultados da obstrução de um vaso sanguíneo cerebral devido, principalmente, a trombose, embolia ou aterosclerose (KUMAR et al., 2010). Essa obstrução provoca uma redução brusca de oxigenação e chegada de glicose. A redução do fluxo sanguíneo pode ocorrer, também, devido a um hipofluxo de origem hemodinâmica (HACKE et al., 2003).

O tecido cerebral é completamente dependente do metabolismo aeróbico, sendo exigida a presença constante de oxigênio e glicose, para a manutenção da integridade de suas funções. Sendo assim, o tecido cerebral é vulnerável a pequenas alterações do fluxo sanguíneo destinado a ele (DEB; SHARMA; HASSAN, 2010).

A isquemia é a cessação total do provimento de oxigênio e, é frequentemente resultante de uma obstrução mecânica na artéria. A hipóxia, geralmente encontrada na região que rodeia a área isquêmica, é a redução do fornecimento de oxigênio à célula (KUMAR et al., 2010). No centro da zona isquêmica, a perfusão sanguínea é muito baixa, sendo essa região muito susceptível à morte celular. Na região hipóxica, chamada penumbra, a lesão pode ser reversível em função do tempo necessário para que haja reperfusão no local (DEB; SHARMA; HASSAN, 2010).

O AVC hemorrágico (Figura 3), embora menos comum que o isquêmico (10-15% dos casos de AVC), tem maior taxa de mortalidade, variando entre 33 e 45% (HOLLANDER et al., 2003; OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011). O AVC hemorrágico se dá pela ruptura de vasos sanguíneos cerebrais, devido a uma variedade de causas, sendo a principal delas a hipertensão arterial (CORREIA, 2009).

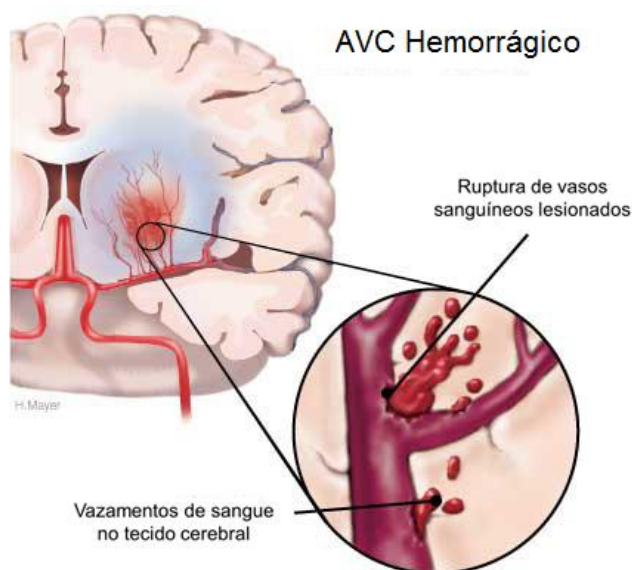


Figura 3: AVC hemorrágico. Fonte: Adaptado de HEART... (2014b).

A hemorragia resultante deste tipo de AVC pode causar vários danos ao tecido cerebral. A ruptura do vaso sanguíneo impede a continuação do fluxo, gerando hipóxia em regiões que seriam irrigadas pelo mesmo. Além da ativação da cascata isquêmica pela hipóxia, o extravasamento sanguíneo causa em efeito irritante ao tecido cerebral e, conseqüentemente, causa um maior número de morte celular. O sangramento contínuo e descontrolado faz com que a pressão intracraniana seja elevada, ocasionando em maiores riscos ao indivíduo. Por estes motivos o AVC hemorrágico é mais danoso e fatal que o AVC isquêmico (DEB; SHARMA; HASSAN, 2010).

## 2.2 Etiologia

Os fatores de risco modificáveis associados a ambos os tipos de AVC incluem hipertensão arterial, dislipidemias, diabetes, tabagismo, sedentarismo e alcoolismo.

A hipertensão atua fortemente na ocorrência de ambos os tipos de AVC. A hipertensão causa anormalidades nas paredes dos vasos sanguíneos, acelerando o processo de aterosclerose e aumentando o risco de distúrbios de coagulação, o que pode levar a um AVC isquêmico. Além disso, é responsável por mais de 50% dos casos de hemorragia intraparenquimatosa (subtipo mais comum de hemorragia cerebral) e aumenta a fragilidade dos vasos tornando-os mais vulneráveis a rupturas (KUMAR et al., 2010);

As dislipidemias estão altamente associadas ao AVC isquêmico, devido ao fato de desencadearem a formação de placas ateroscleróticas (HACKE et al., 2003). As placas ateroscleróticas podem obstruir os lúmens de artérias pequenas, ou, ainda, podem se romper, formando trombos (KUMAR et al., 2010).

O diabetes mellitus é agressivo para as grandes artérias e, também, tem influência na formação da aterosclerose, pelo fato de provocar hipercolesterolemia (KUMAR et al., 2010).

O tabagismo aumenta a incidência de AVC em três vezes. O tabagismo está associado com a redução da elasticidade dos vasos sanguíneos e o aumento da agregação plaquetária (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011).

O sedentarismo e o alcoolismo têm importância nos casos de AVC, por serem fatores de risco para a hipertensão, dislipidemias e diabetes mellitus (KUMAR et al., 2010).

Referente ao AVC isquêmico, além dos fatores de risco compartilhados com o AVC hemorrágico tem-se, ainda, o uso de anticoncepcionais, que tem levado a um aumento do número de AVCs em mulheres jovens, especialmente quando associado ao tabaco, já que aumentam as chances de ocorrência de trombos (HACKE et al., 2003).

Os fatores de risco não modificáveis são o histórico familiar e a idade (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011). Quanto ao gênero, em 2012 no Brasil, 52% dos casos de AVC ocorreram em pessoas do sexo masculino, portanto o gênero não é um fator de risco para essa doença (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014).

A idade demonstra bastante relevância nos casos de AVC. Segundo Ovbiagele e Nguyen-Huynh (2011), as chances de sofrer um AVC dobram a cada década após os 55 anos. A população acima dos 50 anos representa cerca de 85% de todos os casos de AVC (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014). A proporção de pessoas idosas está aumentando na maioria dos países. Devido a isto, espera-se que esses índices aumentem bastante durante os próximos 40 anos (OVBIAGELE; NGUYEN-HUYNH, 2011).

Nos últimos anos, houve um aumento do acesso a medicamentos anti-hipertensivos, hipolipidêmicos e antidiabéticos pela rede pública de saúde, o que diminui a influência dos fatores de riscos para o AVC. Além disso, novas abordagens no atendimento de pacientes na fase aguda do AVC, como a terapia trombolítica no caso do AVC isquêmico, resultam na diminuição de danos físicos e cognitivos e de casos fatais (LINHA..., 2014). Ainda assim, os fatores de riscos para o AVC têm se tornado cada vez mais presentes em indivíduos mais jovens. Por esse motivo, vem aumentando o número de adultos jovens vítimas de AVC.

### **2.3 Comprometimentos causados pelo AVC**

A gravidade de um AVC, independente do tipo, varia conforme a extensão e o local do cérebro em que ocorreu a lesão (DEB; SHARMA; HASSAN, 2010). Os sinais clínicos e comprometimentos resultantes do AVC estão diretamente relacionados com a área cerebral a qual foi lesada (SOMMERFELD et al., 2004).

Os sobreviventes ao AVC podem ter prejuízos neurológicos que geram danos psicológicos, cognitivos e físicos. Podem resultar em distúrbios da comunicação, déficits cognitivos e distúrbios na percepção visuo-espacial e, principalmente, prejuízos no sistema neuromuscular (BELDA-LOIS et al., 2011; PANG et al., 2005). O fato das sequelas de AVC trazerem consigo limitações de atividades pode estar

associado com uma menor participação social, sendo que muitos pacientes apresentam depressão pós-AVC (SCOTT et al., 2012).

Dos prejuízos motores apresentados por esses pacientes pós-AVC, o dano característico é a hemiparesia, que causa comprometimento parcial de um lado do corpo, o que contribui para uma redução do desempenho da marcha (BELDA-LOIS et al., 2011). Como consequências do AVC, o paciente apresenta ainda, ativação muscular anormal, tais como espasticidade (reflexo tônico exagerado que resulta em movimentos musculares espasmódicos súbitos), fraqueza muscular e controle postural prejudicado (CAPÓ-LUGO; MULLENS; BROWN, 2012). A mobilidade reduzida pode resultar em queda de densidade mineral óssea, que associada com a perda de equilíbrio e, conseqüentemente, aumento do risco de quedas, aumenta de duas a quatro vezes o risco de fraturas do membro inferior (PANG et al., 2005). Os danos citados acabam por limitar a mobilidade do indivíduo, tornando-o dependente em certas atividades diárias. Em grande parte das vítimas, causa incapacidades que impedem a realização de tarefas diárias de forma autônoma (BELDA-LOIS et al., 2011).

## **2.4 Hemiparesia**

O indivíduo que foi acometido por um AVC terá comprometimento motor caso a lesão tenha ocorrido em áreas motoras cerebrais. O termo acidente vascular encefálico (AVE) tem sido utilizado para ampliar o conceito de acidente vascular, o qual inclui acidentes ocorridos no cerebelo, cérebro, mesencéfalo, bulbo raquidiano e tronco encefalo, que juntos formam o encéfalo. Caso ocorra no córtex, um acidente vascular ainda pode ser chamado de Acidente Vascular Cerebral (AVC). Embora haja discordância entres diversos autores como abordado por Gagliardi (2010), a Sociedade Brasileira de Doenças Cerebrovasculares (SBDCV) permanece até o momento utilizando o termo AVC.

Uma lesão ocasionada no trato córtico-espinhal acima da decussação das pirâmides, quando as artérias carótida, cerebral média ou cerebral anterior são atingidas, pode causar desde diminuição da habilidade motora e fraqueza muscular até paralisia, ocorrendo na parte do corpo contralateral à lesão (MCSHANE; VON GLINOW, 2014; MACHADO, 2003). Destaca-se a lesão à artéria cerebral anterior, pelo fato de ela causar hemiparesia contralateral, com predomínio do membro inferior, afetando, assim, a habilidade de caminhar (PARE; KAHN, 2012).

O termo paresia é utilizado quando há uma diminuição da força muscular. Quando ocorre a ausência total de força, o termo utilizado é paralisia ou plegia. Portanto, a palavra hemiparesia denomina o estado de redução da força muscular em apenas um lado do corpo (MACHADO, 2003).

A hemiparesia, pelo fato de ser causada por lesões neurológicas, faz com que o paciente tenha seu controle seletivo de movimentos prejudicado (PERRY; BURNFIELD, 2010). O tônus muscular é inicialmente reduzido e o lado contralateral é frequentemente flácido. Após certo período (pode durar horas, dias ou semanas) o tônus muscular aumenta e então o músculo torna-se espástico. A espasticidade é um tipo de hipertonia sendo preponderante o padrão flexor em membros superiores e extensor em membros inferiores (TEASELL, 1991). Pode ser observada uma pobre coordenação intermuscular, que é responsável pela coativação de músculos que são independentes em indivíduos normais. A coativação de um músculo agonista com o seu respectivo antagonista, resulta em movimentos espásticos (ROUTSON et al., 2013). O indivíduo pode ter, ainda, uma perda parcial do reconhecimento da localização espacial do corpo, o que o leva a ter falta de equilíbrio (PERRY; BURNFIELD, 2010).

Essas alterações motoras ocasionadas pelo AVC resultam em uma marcha característica, denominada marcha hemiparética, que é uma das principais consequências de um AVC (Ver Seção 3.2 Marcha Hemiparética).

## 2.5 Reabilitação Pós-AVC

A restauração das funções motoras após o AVC é um processo complexo que depende da gravidade da lesão, da recuperação espontânea intrínseca de cada indivíduo e dos efeitos de intervenções terapêuticas. A imensa maioria dos sobreviventes de AVC necessita de reabilitação para as sequelas neurológicas consequentes, sendo que cerca de 30% necessita de auxílio para caminhar pelo menos até seis meses após o AVC (DOHRING; DALY, 2008; ROGER et al., 2011).

O objetivo mais visado durante a reabilitação pós-AVC é recuperação da independência do indivíduo em tarefas básicas (ROGER et al., 2011). Pacientes com reabilitação inadequada podem ter uma piora no quadro clínico e comprometimento de ambos os membros inferiores além de complicações secundárias advindas da redução na mobilidade (ALLEN; KAUTZ; NEPTUNE, 2011).

Os treinos de marcha convencionais e meios de reabilitação usados atualmente não fornecem um restabelecimento completo da função motora para grande parte dos pacientes (MEIJER et al., 2011; DOHRING; DALY, 2008). Por esse motivo, os dispositivos robóticos vêm sendo bastante estudados, com o objetivo de ser uma nova estratégia de reabilitação em pessoas com deficiência motora grave (BELDA-LOIS et al., 2011). Tem-se mostrado que o uso de robôs em reabilitação leva a um melhor resultado, conseguindo resgatar características importantes à marcha. A utilização do apoio de peso corpóreo durante o treino da marcha tem apresentado resultados bastante satisfatórios. Além disso, a reabilitação através de dispositivos robóticos traz os benefícios de ser mais intensiva, controlável, motivadora, e, ainda, existe a possibilidade de quantificar o desempenho do indivíduo (BELDA-LOIS et al., 2011).

### **3 LOCOMOÇÃO HUMANA: MARCHA SAUDÁVEL E HEMIPARÉTICA**

#### **3.1 Marcha Saudável**

A marcha humana é uma ação periódica – com movimentos repetitivos – e requer a sincronia do sistema nervoso central, periférico e músculos para realizar movimentos ligeiros e complexos. A atividade coordenada de vários músculos gera forças necessárias para impulsionar o corpo para frente (MISHRA et al., 2012).

O ciclo da marcha começa, por convenção, quando há o contato do pé no chão, e termina com o próximo contato do mesmo pé. É composto por duas fases distintas chamadas fase de apoio e fase de balanço (Figura 4). A fase de apoio – quando o pé está em contato com o solo – pode ser dividida em cinco subfases: contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio final e pré-balanço.

As fases realizadas durante o ciclo da marcha têm como objetivo a progressão do corpo do indivíduo. As subfases de contato inicial e resposta à carga têm como propósito a aceitação do peso corporal, sendo necessário que haja absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. As subfases de apoio médio e apoio terminal estão relacionadas com o suporte de membro único, sendo que este terá a responsabilidade de suportar o peso corporal mantendo a progressão do corpo. A tarefa final envolve as subfases de pré-balanço (fase de apoio), balanço inicial, balanço médio e balanço terminal, que tem o objetivo de avanço do membro. Nessas fases o membro se levanta, avança e se prepara para a próxima fase de apoio (PERRY; BURNFIELD, 2010).

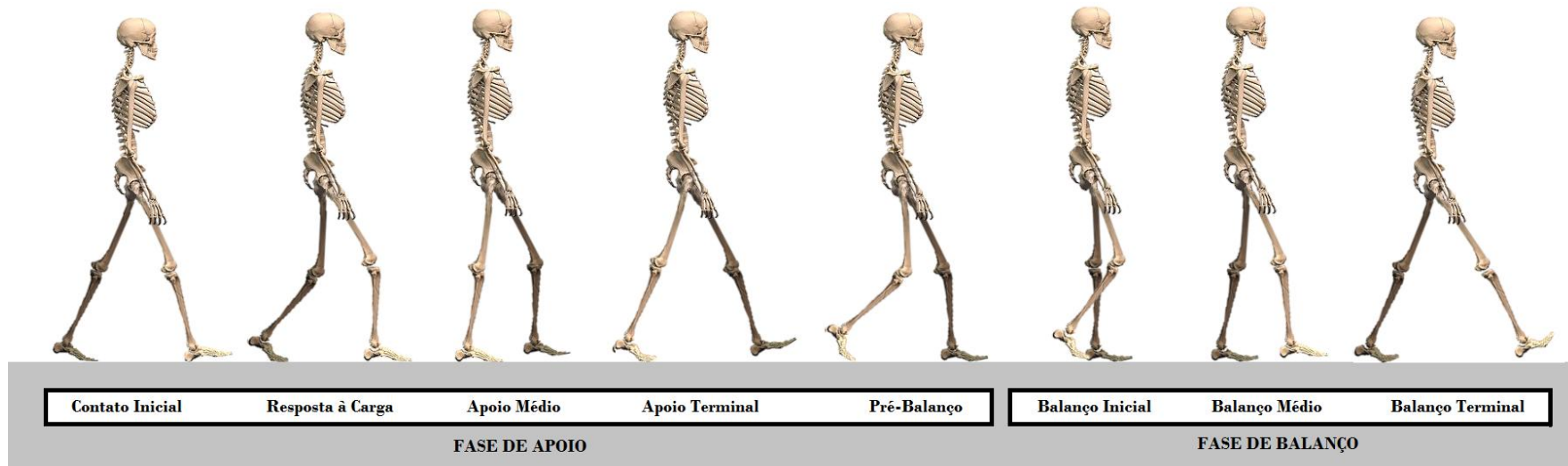


Figura 4: Fases do ciclo da marcha saudável. Fonte: Adaptado de Can Stock Photo Inc.

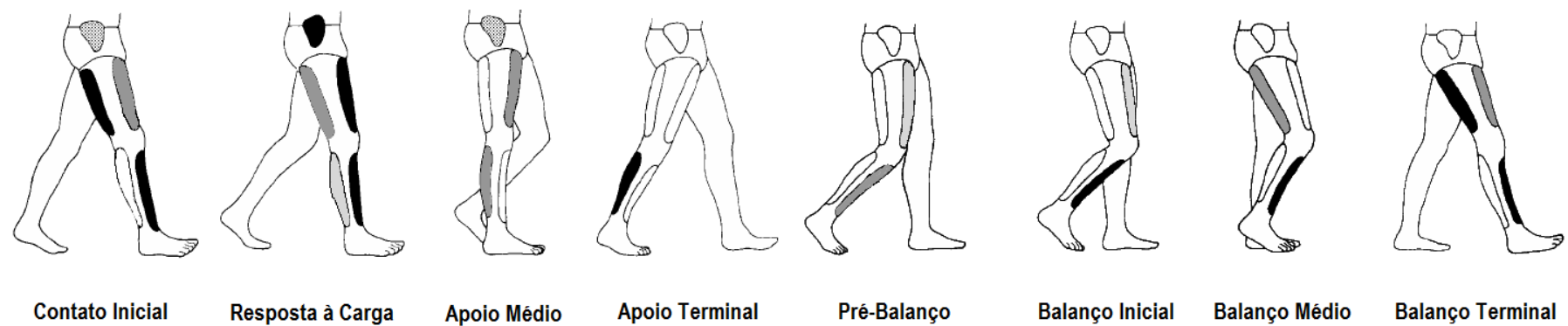


Figura 5: Ativação muscular do glúteo médio, quadríceps femoral, isquiotibiais, tibial anterior e tríceps sural em cada uma das fases da marcha. Fonte: Pinto (2007).

### **3.1.1 Ativação Muscular Durante a Marcha Saudável**

A marcha envolve a ação muscular (Figura 5) de grupos musculares do tornozelo, do pé, do joelho e do quadril (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004).

Na subfase de contato inicial (CI), o calcanhar toca o solo, enquanto que o músculo tibial anterior (TA) permanece ativo, mantendo o movimento de dorsiflexão durante a fase de apoio e se preparando para o movimento de flexão plantar controlado, o qual ocorre logo após o CI (WHITTLE, 2007). O quadríceps femoral (composto pelos músculos reto femoral, vasto medial, vasto lateral e vasto intermédio) encontra-se mais ativo logo após o CI, se contrai de forma excêntrica para desacelerar a flexão do joelho (durante a fase final de balanço) e em seguida contrai-se concentricamente no CI para manter o joelho estendido (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). A extensão do joelho envolve a ativação do quadríceps femoral, e ainda os isquiotibiais (composto pelos músculos bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo) em velocidades muito baixas, podem estar contraídos excêntrica para evitar um hiperextensão do joelho e se mantem durante o início da fase de apoio (WHITTLE, 2007). O quadril está flexionado no início, com contração concêntrica dos seus flexores. Após o CI, o glúteo máximo (extensor do quadril) e o semitendinoso iniciam uma contração concêntrica reduzindo a flexão do quadril (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004).

Durante a resposta à carga, inicia-se a flexão plantar, a qual é controlada pela contração excêntrica do grupo pré-tibial (tibial anterior, extensor longo do hálux e o extensor longo dos dedos), e inicia-se a atividade do tríceps sural (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). O joelho é flexionado pela ação dos isquiotibiais durante a resposta a carga pela absorção do impacto da perna ao solo e é acompanhado pela ação excêntrica do quadríceps femoral que limita a velocidade e intensidade da flexão (WHITTLE, 2007).

Da fase de resposta à carga até o apoio médio, ocorre redução da flexão plantar resultante da ação do grupo pré-tibial até chegar a uma leve dorsiflexão. Ocorre contração concêntrica do grupo pretibial e excêntrica do tríceps sural (gastrocnêmio

medial, gastrocnêmio lateral e sóleo) o qual controla a dorsiflexão (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). Como o pé continua no chão, o ângulo do tornozelo muda de flexão plantar para dorsiflexão, com o tríceps sural contraindo-se excêntricamente. Nesta subfase, o joelho começa a estender novamente, pela ação do quadríceps femoral (WHITTLE, 2007). Os músculos glúteos médio e mínimo estabilizam a pelve durante o apoio médio. Nessa fase até a impulsão, o tornozelo, no momento de retirada do calcanhar, realiza dorsiflexão por meio de contração excêntrica do tríceps sural e, o joelho e o quadril são mantidos estendidos (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004).

Durante a subfase de apoio terminal, o tornozelo inicia flexão plantar, devido à contração concêntrica do tríceps sural (WHITTLE, 2007). O joelho inicia um novo momento de flexão (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004).

No pré-balanço, ocorre o pico de flexão plantar logo após a retirada do hálux. A contração do tríceps sural cessa antes da retirada do hálux e tibial anterior começa a se contrair, para trazer o tornozelo para cima ou dorsiflexionado durante a fase de balanço. A maior parte da flexão do joelho é resultante da flexão do quadril. No início da fase de balanço, reto femoral pode contrair excêntricamente para evitar a flexão excessiva do joelho, especialmente em velocidades mais rápidas (WHITTLE, 2007). Após hiperextensão do quadril, por meio da contração concêntrica dos músculos glúteo máximo e isquiotibiais, há redução na extensão do quadril (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004; PERRY; BURNFIELD, 2010).

A ativação muscular durante a fase de balanço é mais bem compreendida quando se observa a transição da subfase de balanço inicial para balanço médio e a transição da subfase de balanço médio para balanço terminal.

Na primeira transição, do balanço inicial para o médio, o tornozelo passa de flexão plantar para a posição neutra. Este movimento exige a contração do músculo tibial anterior para impedir que o pé se arraste no solo (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004; WHITTLE, 2007). No joelho, há maior flexão com contração concêntrica dos músculos sartório, grácil e isquiotibiais (WHITTLE, 2007). No quadril, ocorre flexão devido à contração concêntrica dos músculos reto femoral,

iliopsoas, grácil, sartório e tensor da fáscia lata (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004).

Na transição do balanço médio para o balanço terminal, o tornozelo deixa a posição neutra até atingir a dorsiflexão. A atividade do tibial anterior aumenta antes do contato inicial, antecipando as forças de contração que serão necessárias na subfase de resposta à carga (WHITTLE, 2007). O quadríceps contrai-se concentricamente para que ocorra a extensão do joelho em preparação para o contato inicial, enquanto que os isquiotibiais contraem-se excêntrica, desacelerando a articulação do joelho e impedindo que ocorra a hiperextensão (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). O joelho vai desde o pico de flexão da fase de balanço para mais ou menos extensão total antes do próximo contato inicial (WHITTLE, 2007).

### **3.1.2 *Marcha em Idosos***

Devido ao fato de que a população acima dos 50 anos representa cerca de 85% dos casos de AVC (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2014), é importante conhecer as alterações na marcha causadas pelo envelhecimento. Com isso, podem-se diferenciar os comprometimentos causados pelo AVC das características da marcha saudável em idosos.

O padrão de marcha sofre alterações durante os estágios de desenvolvimento da vida humana. O padrão maduro da ativação muscular é atingido em crianças entre 6 e 8 anos, que tenham desenvolvimento normal (GRANATA; PADUA; ABEL, 2005). Com o avanço da idade, iniciam-se algumas mudanças na marcha, que comumente ocorrem entre 60 e 70 anos. Em indivíduos idosos, ocorre redução no comprimento do passo, na cadência e na velocidade, o que resulta em um aumento na duração da fase de apoio (WHITTLE, 2007). O tempo de cada ciclo torna-se variável e a largura dos passos é mais ampla, o que melhora a sua estabilidade lateral, embora

haja um aumento de custo energético. Essas mudanças podem estar relacionadas a um aumento na segurança ao andar devido a um maior equilíbrio (WHITTLE, 2007). A perda de função musculoesquelética, resultante da massa muscular reduzida e menor flexibilidade dos membros inferiores influenciam a função locomotora, ainda que o padrão muscular não seja tão alterado (ALCOCK; VANICEK; O'BRIEN, 2013).

Barela (2005) avaliou o padrão muscular de indivíduos idosos (60-77 anos) em comparação com adultos jovens (21-38 anos) dos seguintes músculos: tibial anterior, gastrocnêmio medial, bíceps femoral, vasto lateral, tensor da fáscia lata, reto abdominal e eretor espinhal. Nesses músculos, o padrão de ativação se manteve o mesmo, exceto para o reto abdominal, o que pode ter sido ocasionado pela dificuldade de aquisição do sinal e não exatamente pela modificação fisiológica do padrão muscular. A amplitude da atividade foi menor para o músculo vasto lateral.

### **3.2 Marcha Hemiparética**

Na marcha hemiparética resultante de um AVC, ocorre várias alterações nos parâmetros cinemáticos e cinéticos, devido ao prejuízo neurológico que afeta o padrão de ativação muscular. A seguir, será descrito as principais alterações no padrão muscular e como elas irão afetar a marcha do paciente pós-AVC.

Em pacientes hemiparéticos ocorre fraqueza dos músculos flexores e espasticidade dos músculos extensores no membro inferior (SILVA; MOURA; GODOY, 2005). A hipertonia extensora causada pela espasticidade resulta em: 1) retração e elevação pélvica; 2) extensão do quadril e rotação interna; 3) maior extensão do joelho; 4) aumento da flexão plantar do tornozelo e 5) inversão do pé (TEASELL, 1991). Devido à falta de seletividade na ação dos músculos extensores, o quadríceps apresenta-se com grande espasticidade, o que ocasiona hiperflexão do joelho durante a progressão da marcha. Os músculos gastrocnêmio e o sóleo são mantidos

contraídos, impossibilitando a dorsiflexão do tornozelo (SILVA; MOURA; GODOY, 2005). Segundo Shao e outros (2009) esses músculos estavam ativos durante o contato inicial, num momento em que os flexores plantares normalmente não estão em atividade. Segundo Corrêa e outros (2005), a ativação prematura do músculo sóleo e gastrocnêmio pode contribuir para uma distribuição anormal da pressão plantar.

Como resultado da fraqueza nos músculos dorsiflexores, juntamente com a espasticidade dos flexores plantares, não há toque do calcanhar no solo como na marcha normal. Esse fato é chamado de pé equino espástico ou, ainda, de 'pé caído' (SILVA; MOURA; GODOY, 2005; MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). Neste caso, o membro inferior contralateral não consegue suportar completamente o peso corporal depositado sobre o mesmo durante a fase de apoio, além de não se projetar para frente durante a fase de balanço (MOREIRA; GODOY; SILVA-JÚNIOR, 2004). A descarga de peso será, então, prejudicada, sendo que o paciente sustentará a maior parte do peso corporal na superfície lateral do pé. Como o paciente consegue fazer a descarga de peso eficiente do lado ipsilateral, ele tenderá a fazer inclinação para este lado (SILVA; MOURA; GODOY, 2005; CORRÊA et al., 2005). Além disso, para compensar a fraqueza do dorsiflexor e evitar toque dos dedos do pé no chão durante o balanço, foi observado que o membro realiza circundução (SHAO et al., 2009).

Apesar da fraqueza dos flexores, os pacientes pós-AVC apresentam mais cocontrações de músculos agonistas e antagonistas durante a fase de apoio do que indivíduos saudáveis. Como observado em um estudo feito por Corrêa e outros (2005), a coativação dos músculos quadríceps/isquiotibiais nesses pacientes. Outro estudo mostrou que há um aumento na ativação do tibial anterior logo após o apoio médio, com valores de pico ocorrendo praticamente ao mesmo tempo que tríceps sural durante o final do apoio (SHAO et al., 2009). Essas cocontrações associadas a maior largura e menor comprimento do passo podem estar relacionadas a uma tentativa de compensar a falta de equilíbrio (CHEN et al., 2005).

Como resultado dos prejuízos citados acima, o indivíduo terá pouca mobilidade nas articulações do joelho e tornozelo, dificultando a fase de impulsão do membro. Com isso, o organismo tenderá a produzir mecanismos compensatórios, para que possa

caminhar. Compensação é uma mudança na potência motora da perna ipsilateral para desempenhar a função usualmente realizada pela perna contralateral saudável. O movimento compensatório desempenhado pelo organismo é a circundução do membro inferior que tem o objetivo de liberar o membro para o balanço. A marcha resultante deste mecanismo é característica de pacientes hemiparéticos e é conhecida, também, como marcha ceifante ou marcha ponto e vírgula (Figura 6). Esses mecanismos trazem consigo danos adicionais ao paciente. Neste caso, os danos atingem a musculatura do membro e as articulações do quadril, joelho e tornozelo (LUCARELI; GREVE, 2006).

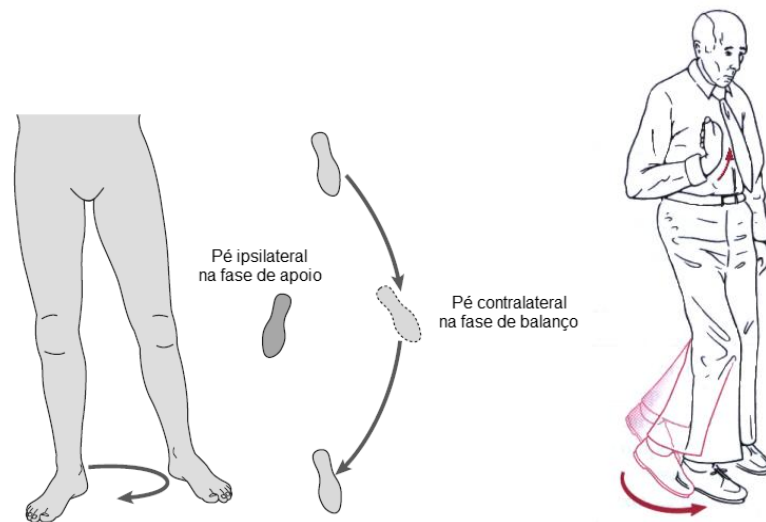


Figura 6: a) Circundução: a perna contralateral na fase de balanço move-se em arco, em vez de para frente em linha reta. Fonte: Whittle (2007). b) marcha hemiparética. Fonte: De Judge, Zuidema e Fitzgerald (1982).

O membro não-parético tende a compensar a atividade irregular do membro parético, ficando sobrecarregado. Em um estudo realizado por (RAJA; NEPTUNE; KAUTZ, 2012) foi constatado que durante velocidade média e moderada os músculos gastrocnêmio medial, vasto medial, reto femoral e bíceps femoral do membro não-parético tiveram sua atividade aumentada e em velocidade alta, além destes músculos, também o glúteo médio foi mais ativo comparados com indivíduos saudáveis. Também foi identificado que a menor geração de propulsão pelo membro parético é compensado pela propulsão adicional gerada pelo membro não-parético. Os músculos isquiotibiais (bíceps femoral, semimembranáceo e semitendíneo) têm suas atividades aumentadas no membro não-parético para que ocorra uma maior

propulsão, promovendo a aceleração para frente do tronco (RAJA; NEPTUNE; KAUTZ, 2012).

A assimetria da marcha é demonstrada pela redução da fase de apoio e aumento da fase de balanço no membro contralateral em comparação com os valores de indivíduos saudáveis citados anteriormente. Como compensação, o membro ipsilateral tem uma maior fase de apoio e diminuição da fase de balanço (OLNEY; RICHARDS, 1996).

Outro fator importante gerado pelos mecanismos compensatórios é o aumento do gasto energético em comparação à marcha saudável. Tanto no membro não-parético por desempenhar uma função extra, quanto no membro parético que sofre coativação muscular (THIJSEN et al., 2007). Além disso, foi demonstrado que, quando a quantidade de contração de flexão do joelho é aumentada, a taxa de oxigênio e gasto de oxigênio aumenta progressivamente e a velocidade de caminhada confortável diminui progressivamente (PERRY; BURNFIELD, 2010). A velocidade normal da marcha para um indivíduo saudável é de cerca de 1,36 m/s (PERRY; BURNFIELD, 2010), enquanto a velocidade de caminhada média de pessoas com hemiparesia varia 0,23 a 0,73 m/s (OLNEY; RICHARDS, 1996).

Como resumo das manifestações mais presentes na marcha de um paciente hemiparético pode-se listar: marcha com padrão assimétrico em todos os parâmetros (BEAMAN et al., 2010); velocidade reduzida da marcha, aumento da duração do duplo suporte, aumento da duração do apoio sobre o membro não-parético (ALLEN; KAUTZ; NEPTUNE, 2011; DOBROVOLNY et al., 2003); baixa propulsão efetuada pelo membro parético (ROUTSON et al., 2013); falta de equilíbrio e, conseqüentemente, aumento do risco de quedas, maior largura do passo, compensando assim a falta de equilíbrio, assimetria entre os comprimentos dos passos de um membro e outro, sendo que a lado de maior comprimento de passo varia entre os pacientes (CHEN et al., 2005); padrão anormal de ativação muscular, e aumento da demanda energética com aumento da fadiga (ALLEN; KAUTZ; NEPTUNE, 2011).

Tudo isso faz com que os pacientes hemiparéticos tornem-se sedentários, com intolerância à atividade física, tenham atrofia muscular pelo desuso, perda de massa

e força na musculatura esquelética, prejudicando mais ainda a condição clínica do paciente e tornando-o mais propenso a novas enfermidades (ALLEN; KAUTZ; NEPTUNE, 2011).

Para que o indivíduo pós-AVC tenha esses prejuízos reduzidos é importante que haja uma reabilitação eficiente. Esses pacientes geralmente usam auxiliares da marcha para alcançar marcha independente, pois fornecem uma melhora na simetria, proporcionam estabilidade e equilíbrio (VERMA et al., 2012). No capítulo a seguir, serão descritos os dispositivos assistivos disponíveis ao uso para pacientes hemiparéticos e suas vantagens e desvantagens. Será demonstrada, ainda, a necessidade de novos dispositivos que possam auxiliar na assistência à marcha e como dispositivos robóticos podem ser uma alternativa nesses casos.

## **4 ANDADORES COMO DISPOSITIVOS DE AJUDA À MARCHA PATOLÓGICA**

### **4.1 Dispositivos de Assistência à Marcha**

Pacientes pós-AVC que sofreram comprometimento motor podem necessitar de assistência à marcha durante sua fase de reabilitação e, ainda, muitos deles não recuperam completamente a habilidade de caminhar, dependendo do uso de dispositivos auxiliares por um longo período. O uso de dispositivos de assistência é uma forma de gerir a deficiência na marcha causada pelo AVC. Cerca de 75% dos pacientes utilizam pelo menos um auxiliar de marcha durante os três primeiros meses após o AVC, entretanto não há nenhum critério baseado em evidências para a prescrição destas ajudas (VERMA et al., 2012).

Dispositivos que não utilizam habilidades residuais do paciente podem fazer com que o indivíduo tenha sua condição motora inalterada ou, ainda, pode haver deterioração da marcha podendo ser causado pelo não uso do membro, pela postura incorreta ao utilizá-lo, esforço intensivo de determinada região muscular em detrimento de outra, excesso de carga sobre certa articulação, entre outros. Um exemplo deste tipo de dispositivo é a cadeira de rodas, que é usada por quem não está apto para caminhar ou em casos em que a distância a se percorrer é demasiadamente grande para ser feita utilizando outro dispositivo e há um possível desgaste físico resultante (BRUMMEL-SMITH; DANGIOLO, 2009).

Dispositivos que envolvem o uso de habilidades remanescentes podem resultar em uma melhora significativa na marcha do indivíduo (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008). Desta forma, é necessário que seja encontrado o dispositivo mais adequado para cada caso, levando em conta o seu potencial restaurativo. É preciso conhecer as características de cada dispositivo e a partir daí avaliar o uso clínico para determinar se ocorrem modificações na marcha do indivíduo, e, caso ocorram, avaliar se existe um impacto positivo. Caso contrário, poderá trazer

prejuízos adicionais ao indivíduo, sendo uma interferência negativa na reabilitação pós-AVC.

Dispositivos auxiliares de marcha têm o objetivo de dar assistência em funções afetadas, devendo fornecer suporte e estabilidade (MANN, 2005). Além disso, é interessante que realizem as seguintes funções:

- Melhora do equilíbrio;
- Auxílio na propulsão;
- Redução da carga em um membro inferior ou ambos;
- Obtenção de benefícios fisiológicos da postura ereta (EDELSTEIN, 2013).

Existem dispositivos de baixa tecnologia que incluem itens simples, com poucas partes móveis, que ajudam no desempenho das atividades diárias e são de relativamente baixo custo. Continuam a ser amplamente utilizados e têm um impacto positivo na promoção da independência, pelo fato de serem mais acessíveis à maior parte da população (MANN, 2005). Para indivíduos com capacidade motora remanescente, podemos citar os seguintes dispositivos auxiliares à marcha mais comuns: bengala, muleta e andador.

A bengala (Figura 7) é o dispositivo mais simples e também o mais usado. Em pacientes hemiparéticos, a bengala corresponde a mais de dois terços de todos os dispositivos usados (VERMA et al., 2012). O usuário utiliza mão e punho para guiá-la. A bengala melhora a estabilidade devido ao aumento do tamanho da área de suporte (WHITTLE, 2007). Geralmente, é usada para aumentar o equilíbrio sem ser utilizada como suporte de peso. O indivíduo usa a bengala do lado oposto ao membro com o déficit motor (VAN HOOK; DEMONBREUN; WEISS, 2003). A bengala de quatro pinos pode ser preferida por alguns sujeitos, devido ao fato de poderem receber maior descarga de peso (BRUMMEL-SMITH; DANGIOLO, 2009).

No estudo realizado por Tyson e Rogerson (2009), mostrou que o uso de dispositivos de assistência (bengala e órtese pé-tornozelo) geralmente produz uma melhoria imediata na mobilidade funcional. Entretanto, os efeitos resultantes do uso em longo prazo dos mesmos não têm sido estudados. Esse estudo mostrou ainda

que os usuários desses dispositivos sentiram-se mais confiantes e seguros ao fazerem uso dos mesmos.

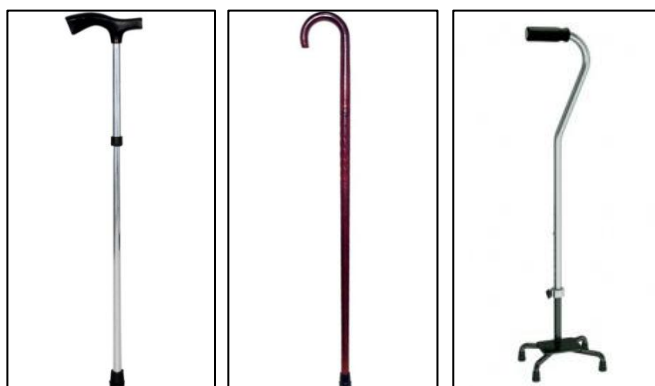


Figura 7: Principais tipos de bengalas.

A muleta (Figura 8) aumenta a estabilidade e pode ser usada como suporte de peso. É usada por sujeitos que necessitam de apoio unilateral (uso de uma muleta) ou bilateral (uso de duas muletas). A muleta pode transmitir forças significativas no plano horizontal, devido à existência de dois pontos de ligação, um na mão e outro na parte superior do braço, o qual pode estar localizado na axila ou no antebraço. O uso incorreto de muletas axilares pode levar a danos nos vasos sanguíneos e nervos da axila (WHITTLE, 2007). Geralmente, elas são usadas por um curto período, quase sempre no início da reabilitação (BRUMMEL-SMITH; DANGIOLO, 2009). As muletas de suporte no antebraço, conhecidas como muletas canadenses, possuem menor risco de danos teciduais, além de serem mais leves e esteticamente mais aceitáveis (WHITTLE, 2007).

Sabe-se que o uso da muleta axilar causa danos à inervação motora do membro superior (RAIKIN; FROIMSON, 1997). Em estudo realizado por Clark e outros (2004), foram feitos percursos utilizando muletas axilares em três níveis de suporte de peso (sem suporte, suporte parcial e suporte total) e um percurso sem assistência. Durante a marcha foram capturados os sinais mioelétricos do vasto lateral, bíceps femoral, sóleo e tibial anterior. Houve aumento na atividade do bíceps femoral durante todas as condições de suporte e redução da ativação do sóleo em todos os níveis de suporte de peso. A caminhada com muleta resultou em padrões de ativação muscular alterados no membro analisado que variam com o nível de suporte de peso.



Figura 8: Muletas axilares e muletas canadenses.

## 4.2 Andadores Convencionais

Andadores são mais benéficos para os indivíduos com problemas de equilíbrio significativas e/ou dificuldade de marcha (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008). Uma grande quantidade de força vertical pode ser aplicada sobre os andadores (WHITTLE, 2007), sendo que eles podem suportar até 50% do peso de uma pessoa.

Existem vários tipos de andadores que, através de suas características, podem se adequar as necessidades de cada indivíduo (Figura 9). Os modelos mais comuns são citados a seguir:

- Os andadores rígidos ou convencionais oferecem maior estabilidade que os demais dispositivos. Apresentam quatro bases, cada uma terminando em uma ponta de borracha, sendo apropriados para superfícies de alta fricção. Para sua utilização, o indivíduo necessita ter força suficiente nos membros superiores para levantar e mover o dispositivo, pelo fato de requerer levantamento para avançar e, conseqüentemente maior gasto energético (MARTINS et al., 2012). O uso de andadores rígidos resulta em marcha

bastante anormal, e prejudica, ainda, a propulsão dos membros, resultando em uma velocidade de marcha muito baixa (WHITTLE, 2007).

- Andadores com duas rodas frontais são compostos por quatro apoios, sendo duas rodas frontais e duas bases com ponta de borracha na parte traseira. Para se locomover, o indivíduo deve empurrar o dispositivo para frente, observando que seu uso é mais adequado em superfícies lisas. Pode-se destacar que esse modelo é de fácil uso e ainda oferece estabilidade quando usado corretamente (MANN, 2005).
- Andadores tipo *rollator* com três ou quatro rodas são mais pesados que os demais, porém exigem menor gasto energético do usuário (MANN, 2005). Oferecem o deslocamento mais fácil da maioria das opções, mas também necessitam de maior controle (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008). Dos dispositivos citados é o que resulta em uma marcha mais próxima a saudável (WHITTLE, 2007).



Figura 9: Andador rígido ou convencional, andador com duas rodas frontais e andadores tipo *rollator* (com três ou quatro rodas).

O ajuste de altura no caso de andadores também é muito importante, a fim de minimizar prejuízos nos membros superiores (WHITTLE, 2007). No caso de andadores rígidos e de duas rodas frontais, o tamanho do andador deve ser ajustado à altura do usuário, levando em conta que a flexão do cotovelo deve-se manter entre 20° a 30° enquanto o indivíduo estiver fazendo seu uso. Uma falha nesse ponto pode resultar em prejuízo ao indivíduo (MANN, 2005). Com um tamanho inferior ao necessário, o usuário fica com os cotovelos estendidos e com excesso de flexão do tronco para frente. Isso leva a inibição da extensão do quadril, afetando a fase de apoio. A altura ajustada a um tamanho maior do que o apropriado obriga o indivíduo a manter os cotovelos flexionados. Em ambos os casos, há danos

ao membro superior devido ao esforço excessivo e interferências no padrão de marcha (EDELSTEIN, 2013).

Estudo feito por Miyasike-da-Silva e outros (2013) investigou, em voluntários sem prejuízos motores, a carga de atenção durante o uso de andador de quatro rodas (ou *rollator*) em solo plano e em superfície de apoio estreita. O andador melhorou o desempenho da caminhada em relação ao aumento da velocidade e estabilidade e à diminuição da demanda de atenção sobre a superfície estreita

### **4.3 Andadores Robóticos**

Os dispositivos de assistência de alta tecnologia são mais complexos, geralmente requerem treinamento para uso, são de alto custo e tem mercado limitado. Esses dispositivos, na maioria das vezes, são equipamentos eletrônicos, que possuem capacidade de restauração motora, controladores de mobilidade, monitoramento de condição fisiológica, entre outros (MANN, 2005; HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008).

No desenvolvimento de tais dispositivos é necessário levar as seguintes características em conta: as limitações funcionais do usuário, suas habilidades residuais, as atividades que o usuário necessite e queira realizar, o ambiente no qual ele irá desenvolver tais atividades, as características desejadas pelo usuário, levando sempre em consideração o conforto e a praticidade do dispositivo e, por fim, o custo do dispositivo, incluindo manutenção e reparos necessários para o bom funcionamento (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008).

Na literatura, os dispositivos robóticos para assistência e treinamento de marcha mais encontrados são andadores. Possuem características variáveis, dependendo do foco de cada produto. Embora existam vários andadores em desenvolvimento, o número de testes clínico utilizando-os é muito baixo.

Os andadores Guido (LACEY; RODRIGUEZ-LOSADA, 2008) e *PAM-AID Smart Walker* (MACNAMARA; LACEY, 2000) são amplamente citados na literatura, porém o uso destes é voltado para pessoas com deficiência visual. A seguir serão apresentados os andadores robóticos mais importantes encontrados na literatura que possam ser utilizados na assistência e treinamento de marcha em pacientes hemiparéticos.

#### 4.3.1 *PAMM (Personal Aid for Mobility and Monitoring)*

Dubowsky e outros (2000) apresentaram o desenvolvimento do protótipo do andador *PAMM*, o qual tem por objetivo auxiliar idosos tanto no suporte físico quanto em tarefas cognitivas e monitoramento de sinais vitais básicos do usuário (Figura 10). Possui um sensor de força sob o punho do usuário para capturar a intenção de movimento do usuário, além de registrar informações atualizadas sobre a saúde e a localização do usuário para o sistema (DUBOWSKY et al., 2000). No caso de pacientes com dificuldades em manter o equilíbrio durante a caminhada, o *PAMM* pode não ser a melhor opção para assistência à marcha. Além disso, a postura corporal pode ser prejudicada pelo fato do usuário tender a curva-se para frente com o uso de dispositivos em que o suporte corporal é feito apenas usando a mão.



Figura 10: Andador Inteligente – PAMM. Fonte: (DUBOWSKY et al., 2000).

### 4.3.2 *JARoW (JAIST Active Robotic Walker)*

O protótipo do *JARoW* (Figura 11) foi desenvolvido com o objetivo de fornecer capacidade ambulatorial em todas as direções e com recursos de fácil utilização visando sua utilização por indivíduos com limitações motoras. Detecta a localização dos membros inferiores do usuário através de sensores infravermelhos e ajusta seu movimento de acordo com a direção e a velocidade de marcha do usuário (LEE; OHNUMA; CHONG, 2010).



Figura 11: Protótipo do *JARoW*. Fonte: (LEE; OHNUMA; CHONG, 2010).

Além disso, a estrutura auxilia tanto no equilíbrio quanto na possibilidade de um maior suporte dado pelos membros superiores durante o uso. Indivíduos hemiparéticos podem necessitar um apoio mais cômodo, pelo fato de terem dificuldade de se apoiarem com o membro superior contralateral.

### 4.3.3 *Andador Onidirecional (ODW)*

O Andador Onidirecional (*ODW*), apresentado na Figura 12, possui quatro rodas onidirecionais, o que possibilita que o *ODW* se movimente em qualquer direção

mantendo sua orientação. Possui ainda quatro sensores de força nos apoios para antebraço. Foram realizados testes com quatro pessoas saudáveis simulando deficiência motora, em que a flexão do joelho foi limitada por um suporte (flexão entre 0 – 15°). Esse teste teve por objetivo avaliar um controlador adaptativo através de análises relativas às cargas impostas sobre o andador e mudanças no centro de gravidade (TAN et al., 2013).

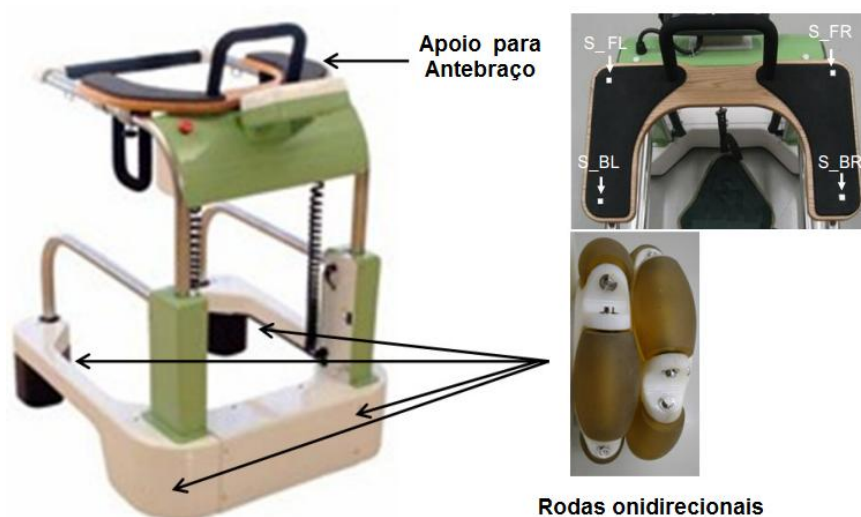


Figura 12: Andador Onidirecional (ODW). Fonte: (TAN et al., 2013).

#### 4.3.4 ASBGo

O ASBGo (Figura 13) foi construído através da modificação mecânica de um andador convencional de quatro rodas o qual permite a instalação dos componentes eletrônicos na parte inferior do andador. Ainda, foi incluída uma base de apoio para os membros superiores. O dispositivo interpreta e caracteriza os sinais relativos aos gestos do usuário durante a marcha assistida, além de detectar possíveis quedas e instabilidade do usuário (MARTINS et al., 2014). No apoio para o antebraço, há sensores de força que auxiliam na detecção de movimentos, além de proporcionar maior estabilidade.

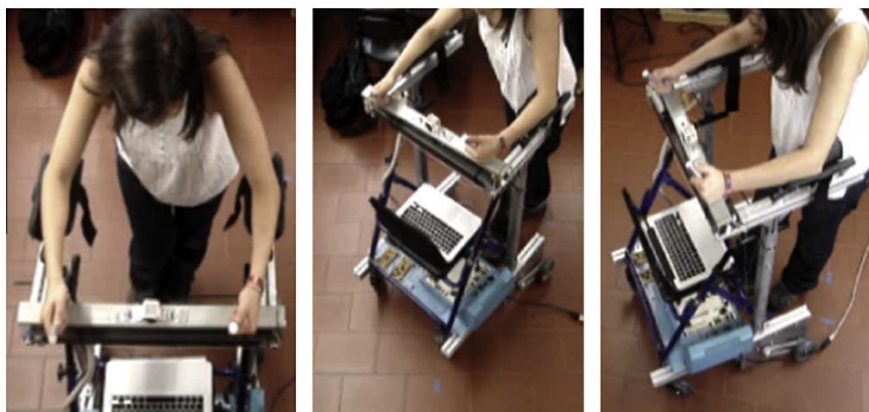


Figura 13: Andador ASBGo. Fonte: Martins e outros (2014).

#### **4.3.5 UFES' Smart Walker**

O *UFES' Smart Walker* possui apoio para braços e suporte para mãos. A detecção da distância dos membros inferiores é feita por um sensor laser, além de IMU (*Inertial Measurement Unit*) para detectar ângulos e sensores de força (Figura 14). Este andador está ainda em desenvolvimento. A primeira aplicação clínica deste andador, ainda sem a parte eletrônica do mesmo, foi feita por Elias-Neto (2013) avaliando os padrões cinemáticos do joelho de pacientes portadores sessões de fisioterapia diminuindo a carga necessária nos membros e ajudando no balanço e equilíbrio (ELIAS-NETO et al., 2012) de osteoartrite moderada, onde não houve diferenças estatisticamente significativas entre as marchas livre e assistida. É possível que ele auxilie pessoas em sessões de fisioterapia diminuindo a carga necessária nos membros e ajudando no balanço e equilíbrio.



Figura 14: *UFES' Smart Walker*. Fonte: (CIFUENTES et al., 2014).

#### **4.4 Desenvolvimento do AROW (*Assistive Robotic Walker*)**

O protótipo AROW (*Assistive Robotic Walker*) está sendo desenvolvido na UFES e tem por objetivo ser um andador de assistência, entretanto suas características incluem a possibilidade de ser utilizado também durante o processo de reabilitação em pacientes pós-AVC.

O andador foi desenvolvido a partir da adaptação de um andador convencional a um robô móvel, o Pioneer 3-DX, com a intenção de reduzir o custo de projeto do dispositivo e aproveitar o sistema robótico já disponível no Laboratório de Automação Inteligente da UFES (VALADÃO et al., 2014). O andador possui um sensor laser de varredura localizado na sua parte inferior que faz com que o dispositivo se mantenha a uma distância fixa do usuário.

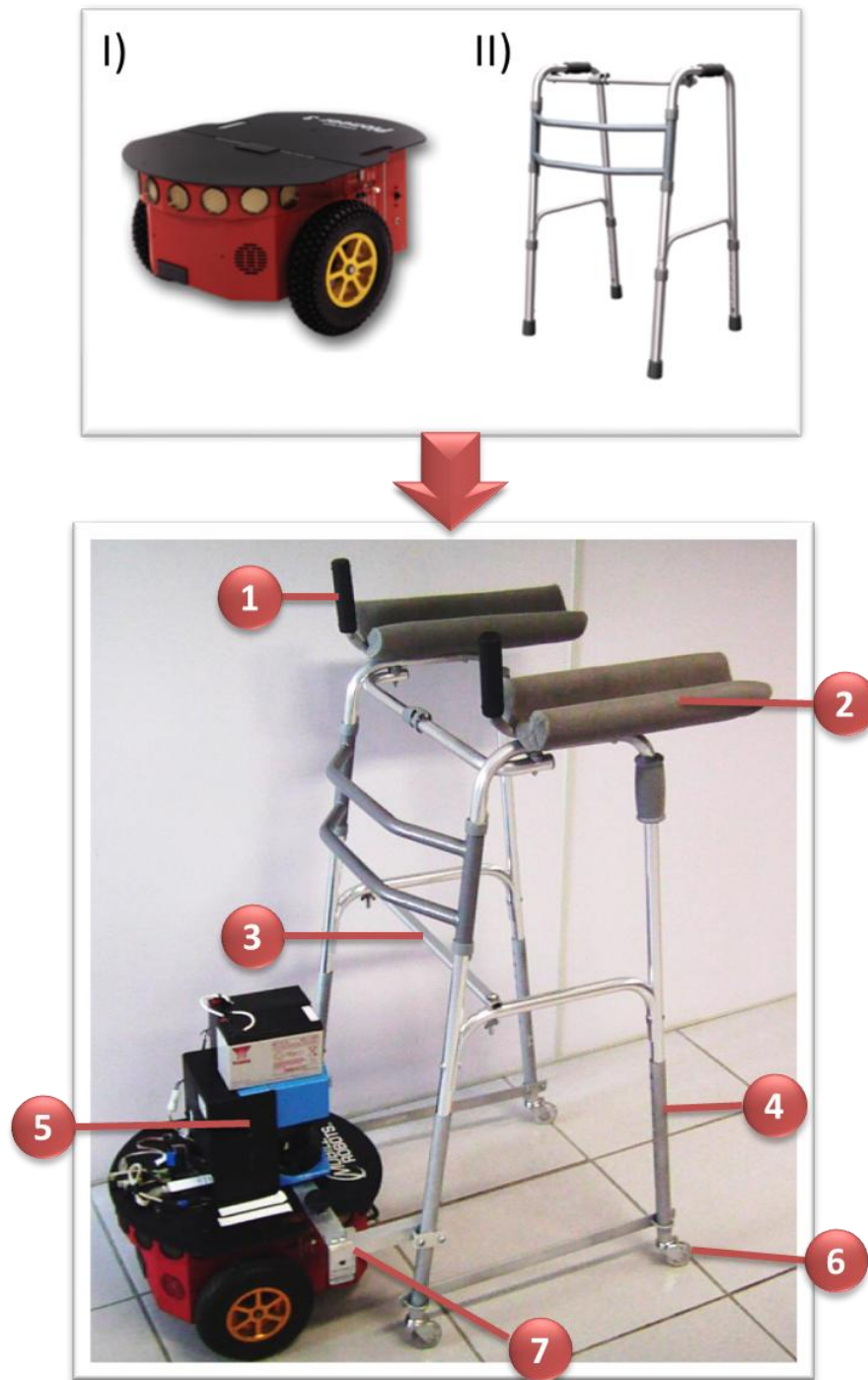


Figura 15: Adaptação e versão do AROW utilizado durante os testes. Robô Pioneer (I), andador convencional (II), manoplas de apoio (1), suporte para antebraço (2), barras para estabilidade da estrutura (3), regulagem de altura (4), sensor laser (5), rodas livres (6) e conexão entre o robô e a estrutura (7).

Conforme pode ser observado na Figura 15, algumas modificações foram feitas na estrutura inicial do andador convencional (II), a qual foi, posteriormente, adaptada ao robô Pioneer (I).

O item 1 apresenta as manoplas utilizadas para que o usuário do AROW possa se apoiar com as mãos enquanto utiliza-o; o item 2 mostra a alteração na posição do apoio original, acrescentado de suportes mais anatômicos revestidos por espuma. Uma barra (item 3) foi adicionada para aumentar a estabilidade da estrutura. As pontas de borracha das quatro bases do andador foram trocadas por rodas livres (item 6), e a regulagem de altura foi elevada (item 4), a fim de fazer com que o usuário mantenha o cotovelo a 90° e a postura ereta. O item 5 mostra o sensor laser e acima deste localizam-se as baterias do sensor laser e um espelho USB para ser possível utilizar uma placa USB-WiFi para conexão remota. O suporte (item 7) serve para conectar a estrutura do andador ao robô.

A velocidade do AROW é determinada pela distância entre as pernas do usuário e o andador, através de um controlador PID (Proporcional-Integral-Derivativo). Quanto maior for a distância às pernas detectada pelo sensor laser, menor é a velocidade do andador e vice-versa. Suportes para os antebraços foram adaptados ao andador para proporcionar suporte de peso corporal durante a marcha. São ajustáveis à altura de cada usuário para manter o cotovelo flexionado a 90°. Para isso, a altura do indivíduo é multiplicada por 0,630 para que seja determinado a que altura do solo deverá ficar posicionado o suporte para antebraço. Este valor foi determinado por Drillis e Contini (1966 *apud* WINTER, 2009), sendo que o comprimento dos segmentos corporais é expresso em frações da altura do corpo. Para um maior conforto durante o uso do andador, o suporte de antebraço foi revestido por uma espuma com densidade alta. Desta forma, o uso prolongado do AROW não trará um incômodo ao usuário devido à superfície de contato sob o antebraço.

Muitas vezes, o dispositivo deve ser específico para a disfunção motora a qual se deseja atingir. Para isso é de suma importância que sejam feitas análises de marcha (incluindo parâmetros cinemáticos e ativação muscular) nos indivíduos com tais disfunções para identificar quais características o dispositivo deverá ter para suprir a necessidade do usuário. Após o modelamento do sistema, análise de marcha e monitoramento das funções dos usuários devem ser realizados com o objetivo de determinar se o dispositivo está sendo eficaz no seu propósito, e assim poderão ser aplicadas estratégias corretivas quando necessárias (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008).

## 5 METODOLOGIA

### 5.1 Voluntários

Nove indivíduos com hemiparesia pós-AVC, provenientes de três instituições (Centro de Reabilitação Física do Espírito Santo – CREFES, localizado na cidade de Vila Velha, Espírito Santo; Instituto Federal do Espírito Santo - IFES, *campus* Vitória e; Hospital Universitário Cassiano Antônio Moraes – Hucam) foram recrutados para o estudo. O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética da UFES (ANEXO A) sob o protocolo nº 214/10. Todos os voluntários assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE A).

O AVC afeta tanto o sexo masculino quanto o feminino, assim, indivíduos de ambos os sexos foram incluídos no estudo. Além disso, os seguintes critérios foram observados para a inclusão dos voluntários:

- o indivíduo deve ter sido acometido por um AVC entre 6 meses e 5 anos anteriores ao estudo, resultando em marcha hemiparética;
- para participar desse estudo, o paciente deve se enquadrar na categoria 2 ou superior a 2, da escala de Classificação de Deambulação Funcional (*Functional Ambulation Classification – FAC*), descrita por Holden e outros (1984), a qual é utilizada para avaliar a quantidade de assistência humana, em vez de dispositivos, necessária para deambulação (ANEXO B);
- deve possuir força remanescente suficiente no membro superior parético para se apoiar com os antebraços corretamente sobre o andador;
- deve possuir habilidades cognitivas e de linguagem suficientes para entender e seguir as instruções sobre o teste;
- deve estar sobre controle fisiológico do ponto de vista clínico e medicamentoso.

Adicionados a estes, seguem os critérios de exclusão:

- indivíduos que não apresentem marcha independente;
- qualquer desordem musculoesquelética ou neurológica que limitem a deambulação e não tenham relação com o AVC;
- voluntários com comprometimento cardiorrespiratório que impeçam a realização dos testes de caminhada.

## **5.2 Análise da Marcha**

Com a utilização da análise marcha, podem-se identificar parâmetros da marcha que forneçam uma avaliação da utilização funcional do membro inferior afetado e fornecer monitoramento de reabilitação conveniente e de baixo custo. Além disso, ela está associada, também, à determinação de dispositivos úteis para reabilitação (TAO et al., 2012). A análise de marcha é um processo que envolve um conjunto de diferentes características possíveis de serem estudadas. Os estudos podem ser realizados levando em conta parâmetros: antropométricos, cinéticos, cinemáticos e, até mesmo, fazendo uso da eletromiografia, como forma de observar os padrões de ativação muscular durante a caminhada. A seguir serão apresentados os métodos de mensuração de dados da marcha, os quais serão utilizados neste trabalho.

### **5.2.1 Estudo Cinemático utilizando Acelerômetro**

Geralmente, a análise dos parâmetros cinemáticos da marcha é efetuada através da captura de vídeo por sistemas multicâmeras, que identificam os segmentos

corporais e o movimento articular. As limitações relativas ao uso desse sistema de análise envolvem a necessidade de ser instalado em ambientes fechados, impedindo seu uso em monitoramentos ambulatoriais e, ainda, seu custo de implantação é bastante elevado quando comparado a outras ferramentas de análise (HAN et al., 2009). Os sensores de força de reação do solo também são comumente utilizados, entretanto, identificam apenas dois momentos da marcha, dividindo-a apenas em fase de apoio e fase de balanço (TAO et al., 2012).

Nas atividades locomotoras, a quantificação da aceleração permite a avaliação do equilíbrio, bem como a transmissão do impacto nos segmentos corporais. Grande parte dos estudos nesta área utilizam acelerômetros como instrumento para mensurar a atividade física ou o impacto em estrutura do corpo humano em certos movimentos (LIMA et al., 2013).

Por este motivo, o acelerômetro vem sendo estudado como uma alternativa na detecção de parâmetros cinemáticos da marcha. O acelerômetro é um tipo de sensor inercial que mede a aceleração ao longo de seus eixos sensitivos, usando as mudanças físicas de deslocamento (LEE et al., 2010; TAO et al., 2012; ZIJLSTRA; AMINIAN, 2007). Os acelerômetros são pequenos e leves, características importantes devido ao fato de não interferirem no padrão de marcha. Outro ponto importante de se destacar é o baixo custo do sensor e a fácil utilização. Ainda que em grande parte dos estudos apenas um eixo seja analisado, existe a possibilidade de utilizar acelerômetro bi ou triaxiais (WHITTLE, 2007).

Em algumas pesquisas (LEE et al., 2010; HAN et al., 2009), foi estudado o uso do acelerômetro sobre o tornozelo em indivíduos saudáveis, para estimar os parâmetros cinemáticos da marcha. Os dados do acelerômetro foram comparados com sensores de reação ao solo. Outro estudo (SAREMI et al., 2006) avaliou o uso de um sistema usando acelerômetros na coxa e no tornozelo e comparou-o com dados de *footswitches*, em voluntários saudáveis. O sistema de acelerometria forneceu medidas cinemáticas confiáveis e válidas da marcha em duas diferentes velocidades. A curva obtida em (SAREMI et al., 2006) está disposta na Figura 16b. Os resultados obtidos em (LEE et al., 2010; HAN et al., 2009) mostraram que o eixo y do sinal do acelerômetro apresenta picos característicos, onde é possível identificar que existe um pico positivo no contato inicial (C), alguns picos durante a

fase de resposta à carga, um pico positivo no contato final (A), e um pico negativo (B) no meio da fase de balanço. Uma curva foi identificada onde, através de seus picos, pode-se dividir a marcha em quatro fases: primeiro apoio duplo, apoio simples, segundo apoio duplo, e fase de balanço, como pode ser visualizado na Figura 16a (LEE et al., 2010).

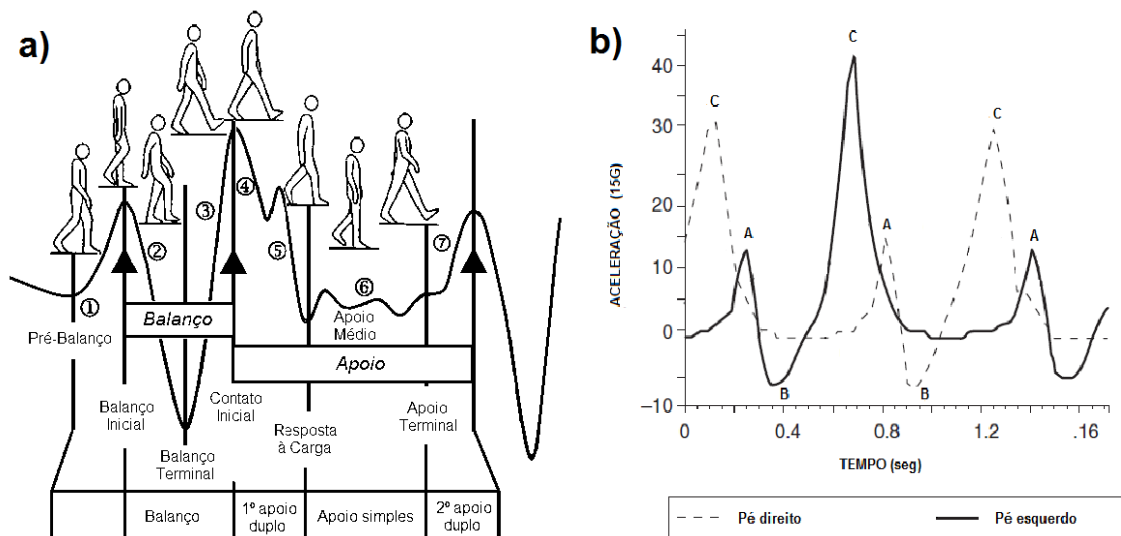


Figura 16: Curvas do eixo y do acelerômetro posicionado sobre o tornozelo obtidas durante a marcha de indivíduos saudáveis; **a)** foi obtida no estudo (LEE et al., 2010) e **b)** no estudo (SAREMI et al., 2006). Na figura **b**, **A** corresponde à fase de balanço inicial, **B** ao balanço terminal e **C** ao contato inicial.

### 5.2.2 *Análise da Ativação Muscular por Eletromiografia de Superfície*

A sEMG é um método simples e não invasivo, que consiste na fixação de eletrodos, geralmente bipolares, sobre os músculos superficiais. É uma ferramenta importante

para as análises de marcha, por fornecer informações sobre a contribuição relativa dos músculos superficiais durante o movimento (CAMPANINI et al., 2007).

Antes de iniciar uma análise eletromiográfica, é necessário que se conheça anatômico e funcionalmente a musculatura envolvida com o movimento específico que se deseja avaliar. Além disso, a escolha dos eletrodos interfere nos sinais obtidos. Seguindo as recomendações do SENIAM - *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscle* (HERMENS et al., 2000), deve-se optar por eletrodos de Ag/AgCl, configuração bipolar, formato discoide, diâmetro de 10 mm e com gel condutivo. O eletrodo de Ag/AgCl é indicado por possuir um comportamento estável, apresentando baixo ruído. A configuração bipolar também reduz ruídos, pelo fato de possuir uma alta taxa de rejeição de modo comum.

Para a preparação da pele, antes da fixação dos eletrodos, deve ser feita a limpeza e posterior tricotomia da região definida, abrasão da pele com algodão embebido por álcool 70%, a fim de que sejam retiradas células mortas e demais impurezas da pele que podem interferir no contato entre eletrodo e pele (CRISWELL, 2011; MERLETTI; PARKER, 2004; HERMENS et al., 2000). Durante a fixação do eletrodo, é necessário identificar o local correto em que o eletrodo será posto, através da postura inicial, designada pelo SENIAM, sendo esta específica para cada músculo. A disposição dos eletrodos pode afetar as características dos registros de sEMG (CAMPANINI et al., 2007). Por isso, é recomendado que os eletrodos sejam dispostos seguindo a direção da fibra muscular, e mantendo uma distância inter-eletrodo, distância entre os centros das áreas condutivas de cada eletrodo de 20 mm. Um eletrodo de referência deve ser posto em determinada região do membro analisado em que não haja contato com fibras musculares, geralmente sobre o tornozelo, patela ou processo espinhoso da vértebra C7 (HERMENS et al., 2000).

Quanto à frequência de amostragem, o teorema de Nyquist-Shannon diz que se deve usar uma frequência de amostragem que seja no mínimo o dobro da frequência máxima do sinal. O sinal mioelétrico possui informação frequencial até 500Hz, portanto, a frequência de amostragem usada em registros de sEMG deve ser de pelo menos 1kHz (MERLETTI, 1999).

Durante o teste, pode haver interferências no sinal mioelétrico, sendo decorrentes, por exemplo, de:

- Movimento dos cabos: os eletrodos e os cabos devem ser mantidos fixados à pele durante toda a fase de coleta de sinais, através de esparadrapo, fita adesiva ou elásticos. Este procedimento deve ser feito para evitar os possíveis artefatos de movimento, ocasionados pela instabilidade dos cabos (HERMENS et al., 2000; MERLETTI; PARKER, 2004);
- *Crosstalk*: Uma das principais preocupações é a ocorrência de *crosstalk*, que está presente exclusivamente na sEMG. *Crosstalk* é a interferência no sinal mioelétrico causada pela ativação de músculos adjacentes ao analisado. Essa interferência torna-se significativa quando existe a necessidade de determinar o tempo de ativação de diferentes músculos, como é o caso da análise de movimento (MERLETTI; PARKER, 2004). Entretanto, o *crosstalk* pode ser reduzido através do tamanho correto da área condutiva do eletrodo, diminuição da distância inter-eletrodo o que limita a área superficial sob os eletrodos e fixação do eletrodo sobre o centro da superfície muscular (HERMENS et al., 2000);
- Dispositivos eletromagnéticos: também pode gerar interferência. O principal componente de frequência, neste caso, é de 60Hz. Para eliminar esse ruído, pode ser usado um filtro rejeita-banda na faixa de 60Hz (WINTER, 2009).

A comparação do sinal mioelétrico é dificultada pelas amplas diferenças antropométricas existentes inter-indivíduos, e até mesmo entre músculos de um mesmo indivíduo devido às características específicas de cada região corporal. Daí a importância da normalização do sinal mioelétrico, que irá trazer os valores de todos os sinais para porcentagem (0-100%), tornando-os possíveis de ser comparados (CRISWELL, 2011).

Há várias formas de normalizar a amplitude do sinal, sendo estas: contração máxima voluntária, contração submáxima voluntária, o pico máximo do sinal durante a tarefa e a média do sinal durante a tarefa (RASH, 2002).

Em pessoas com o controle neural normal, a referência mais conveniente é o processo de normalização pelo sEMG registrado durante o teste de esforço máximo

(PERRY; BURNFIELD, 2010). Entretanto, em análise de marcha, a normalização por contração máxima voluntária é menos confiável que o valor obtido de contrações durante a tarefa realizada. Robertson (2004 apud MARCHETTI; DUARTE, 2006) cita que o pico máximo do sinal é a melhor forma para se normalizar contrações dinâmicas.

O pico máximo do sinal mioelétrico é particularmente aplicável para pacientes com lesões neurológicas que tiveram prejuízo no controle voluntário tal como incapacidades espásticas, como é o caso do AVC. Eles não podem produzir confiavelmente um esforço máximo para a referência de normalização (PERRY; BURNFIELD, 2010). No caso de indivíduos hemiparéticos, o uso da contração máxima voluntária não é indicado, devido ao fato de que estes têm maiores índices de utilização de sua força voluntária máxima durante a marcha do que pessoas saudáveis, tornando difíceis as comparações entre as marchas (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000).

### **5.3 Protocolo Experimental**

As lesões neurológicas causadas pelo AVC alteram o controle seletivo das ações musculares do lado afetado do corpo. No membro inferior afetado, os movimentos das articulações do joelho e tornozelo tornam-se reduzidos por causa das limitações na flexão do joelho e na dorsiflexão (LUCARELI; GREVE, 2006), ambos devido ao aumento da ativação dos músculos extensores. Por esse motivo, alguns dos músculos responsáveis por esses movimentos foram analisados por Eletromiografia de Superfície (sEMG). Essa análise foi útil para detectar se ocorreram alterações durante a marcha assistida em comparação com a marcha livre.

Todo o procedimento de aquisição e processamento dos sinais mioelétricos baseou-se nas recomendações do SENIAM (HERMENS et al., 2000).

Os registros de sEMG foram feitos com o uso de eletrodos de Ag/AgCl, formato discoide, diâmetro de 10 mm e com gel condutivo adesivo (pré-gelificado). Foram utilizados quatro canais de sEMG fixados nos seguintes músculos (Figura 17): vasto medial - VM (responsável pela extensão do joelho), bíceps femoral - BF (responsável pela flexão do joelho), tibial anterior - TA (responsável pela dorsiflexão) e gastrocnêmio medial - GM (responsável pela flexão plantar). E, ainda, foi posto um eletrodo de referência sobre o tornozelo.

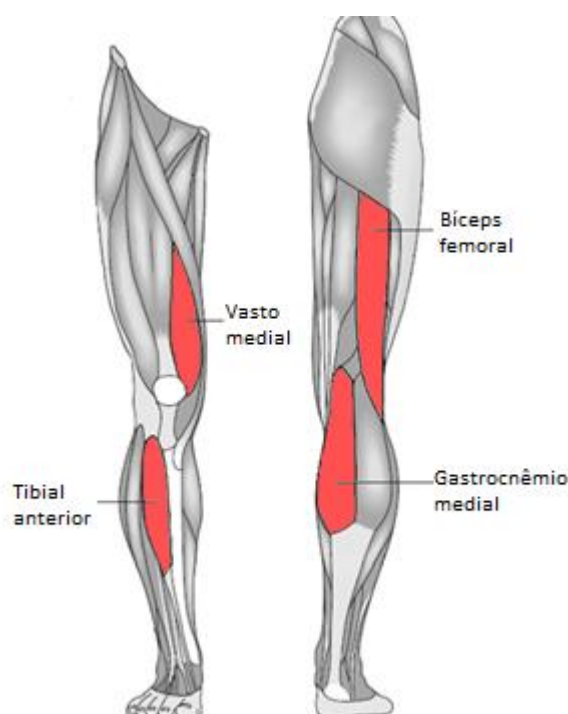


Figura 17: Músculos analisados durante a marcha. Fonte: Adaptado de Whittle (2007).

Para a alocação dos eletrodos foi necessário, primeiramente, identificar o local correto onde o eletrodo seria posto. Em seguida, foi feita a tricotomia da região definida, abrasão da pele, com posterior limpeza com álcool 70%. Então, a colocação de dois eletrodos no mesmo músculo foi feita, seguindo a direção da fibra muscular, e mantendo uma distância inter-eletrodo de 20 mm. O eletrodo de referência foi posto na região do tornozelo sem o contato do mesmo com fibras musculares (HERMENS et al., 2000). O correto posicionamento do eletrodo sobre o músculo foi realizado por dois pesquisadores, havendo concordância da posição por ambos. Para reduzir os artefatos produzidos pelo movimento dos cabos do equipamento, estes foram fixados com esparadrapos sobre a perna do indivíduo.

Os registros de sEMG devem estar sincronizados com sensores que determinem parâmetros temporais da marcha. O gráfico da aceleração no eixo *y* (Figura 16a), medida no tornozelo do indivíduo, apresenta pontos que se relacionam com as subfases do ciclo da marcha. Dessa forma, é possível afirmar qual músculo está sendo ativado em cada subfase do ciclo da marcha, e assim, detectar qual músculo está agindo em cada movimento que o membro inferior realiza (LOTERIO et al., 2014b).

Um acelerômetro biaxial foi fixado com esparadrapo sobre o tornozelo do membro afetado do indivíduo hemiparético. Os registros de sEMG e do acelerômetro foram gravados simultaneamente pela unidade de aquisição de sinais de 8 canais (EMG System do Brasil Ltda®), com conversão analógico / digital de 16 bits de resolução, amplificador de EMG com ganho total de 2000, eletrodos bipolar com pré-amplificação de ganho de 20 vezes, rejeição de modo Comum >100 dB, com impedância de entrada de  $10^9$  Ohms, usando uma frequência de amostragem de 2 kHz, para posterior análise *off-line*.

### **5.3.1 Experimentos**

Inicialmente, os voluntários hemiparéticos realizaram o seguinte procedimento: caminharam sem assistência em velocidade que lhe era confortável, iniciando a marcha com o membro que será analisado. Um trajeto de 10 metros em linha reta e superfície plana foi realizado por três vezes. Entre a realização de um percurso e outro, foi permitida uma pausa suficiente e de tempo variável para cada voluntário, a fim de evitar cansaço e fadiga muscular (Figura 18).

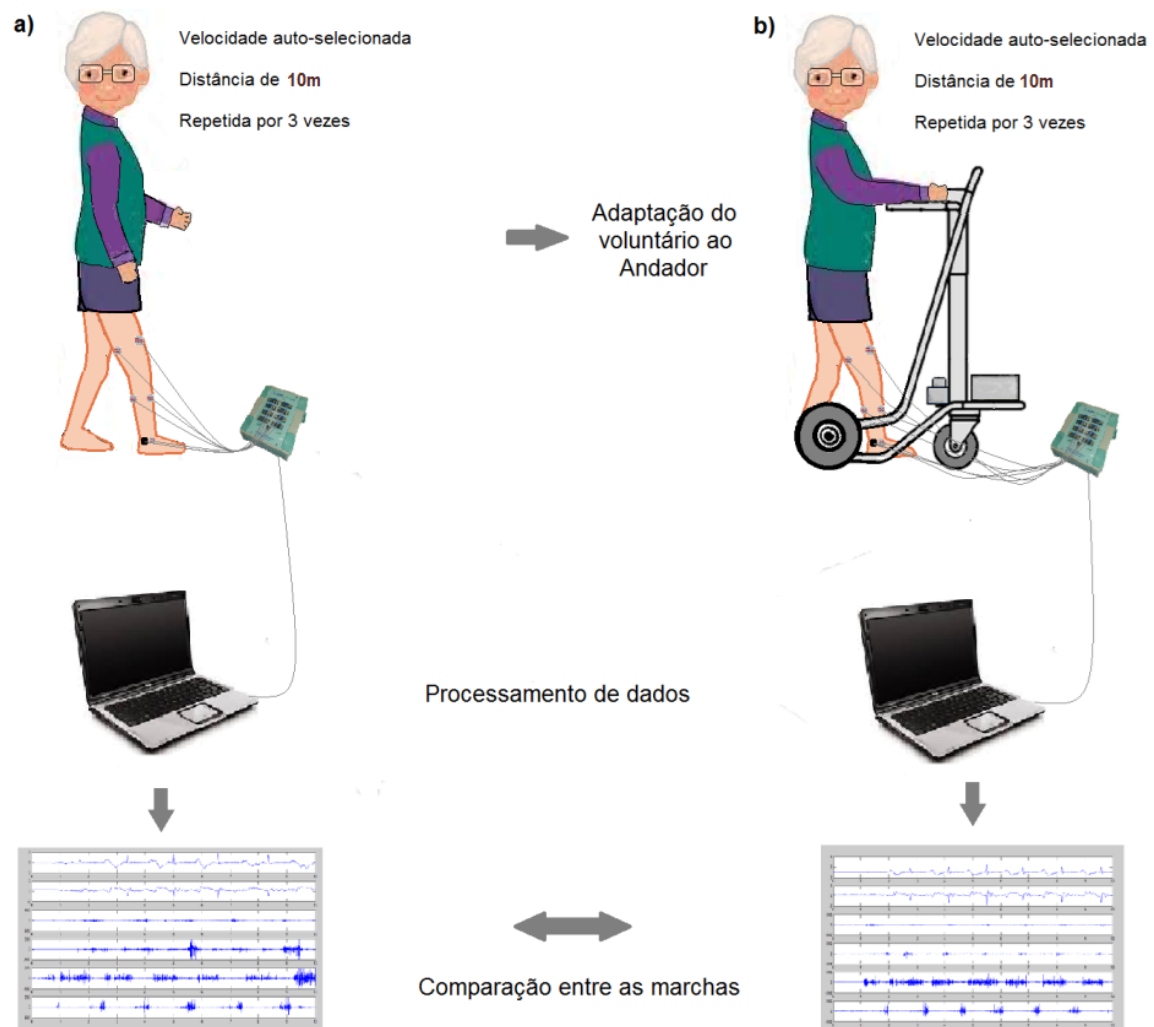


Figura 18: Esquematização dos experimentos realizados.

Antes dos testes com o AROW, os voluntários foram orientados quanto ao uso adequado do mesmo e tiveram um período de tempo para se adaptar ao uso do dispositivo. O período de tempo de adaptação varia de acordo com a necessidade do participante, sendo este um dos critérios de avaliação do GAS. Posteriormente, os voluntários realizaram o mesmo percurso citado anteriormente, porém com a assistência do AROW (Figura 19).



Figura 19: Voluntários realizando o teste com o a AROW.

## 5.4 Processamento de Dados e Análise Estatística

### 5.4.1 *Processamento dos dados de acelerometria*

Na adequação do sinal, este foi suavizado mediante a técnica de média móvel centralizada, por meio do deslocamento de uma janela de 100 amostras correspondentes aos 50 dados anteriores e 50 posteriores em relação à amostra atual, segundo a Equação 1. Sendo  $Y(k)$  o sinal digitalizado do acelerômetro e  $Z(k)$  o sinal suavizado, tem-se que:

$$Z(k) = \frac{\sum_{n=1}^{N=50} Y(k-n) + \sum_{n=0}^{N=50} Y(k+n)}{100} \quad (1)$$

A janela é computada para cada amostra a modo de obter um sinal semelhante à envoltória do sinal original, rejeitando altas frequências para favorecer as análises posteriores. Para as análises, foi usada uma ferramenta feita em Matlab 2012a que permite a visualização dos sinais para a identificação do ciclo da marcha. Na análise estatística, aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk para verificar se os dados seguem uma distribuição normal, e o teste de t de Student para amostras pareadas a fim de comparar as marchas livre e assistida, verificando se existe diferença significativa entre ambas. O *software* usado para essa análise foi o *Action 2.8*, versão do R: 3.0.2 (desenvolvido sob a plataforma R e integrado ao Excel).

#### **5.4.2 Processamento dos Sinais Mioelétricos**

Os dados de eletromiografia foram processados *off-line*. O sinal mioelétrico bruto passou por retificação de onda completa. O retificador de onda completa gera o valor absoluto do EMG, geralmente com uma polaridade positiva. A principal aplicação do sinal de onda completa retificada é nas avaliações semi-quantitativas da atividade fásica de vários grupos musculares. Um exame visual das alterações de amplitude de um sinal retificado de onda completa dá uma boa indicação da alteração do nível de contração do músculo (WINTER, 2009).

Posteriormente, passou por filtragem, usando filtro passa-banda de 20 a 500 Hz. O uso de um filtro passa-alta na faixa de 10-20Hz foi usado na remoção de artefatos de movimentos (HERMENS et al., 2000; RASH, 2002) e o uso do filtro passa-baixa de 500Hz, age na suavização do sinal (RASH, 2002).

Após isso, foi convertido em envelope linear e normalizado através do método de utilização do pico máximo do sinal como referência. O envelope linear é feito pelo uso de um filtro passa-baixa, o qual retira as altas frequências, e como consequência disso o sinal se torna mais aplainado. Desta forma, pode-se analisar melhor a amplitude do sinal (MARCHETTI; DUARTE, 2006).

O *k-means clustering* foi utilizado para dicotomização do sinal mioelétrico em atividade e inatividade muscular. O *k-means clustering* transforma o envelope linear do sinal mioelétrico em conjuntos de valores discretos. Através desse processo é possível agrupar um determinado número ( $k$ ) de conjuntos com valores semelhantes. Dentre os  $k$  conjuntos obtidos, o conjunto com valores menores indica momentos de inatividade muscular, e, conseqüentemente, os outros conjuntos com valores acima do primeiro indicam período de ativação muscular (DEN OTTER et al., 2007). Neste caso, foi usado  $k = 5$ , onde apenas o grupo de menor valor foi considerado como 'período de inatividade muscular'.

A Figura 20 apresenta a interface, criada através do software Matlab, usada no processamento dos sinais. A figura mostra os sinais suavizados do acelerômetro nos eixos y e x, entretanto, apenas o eixo y (sinal em preto) foi utilizado na análise. Os sinais mioelétricos apresentados (em azul) estão filtrados por um filtro passa-banda, retificados, normalizados e convertidos em envelope linear (linha em preto acima do sinal em azul). Por fim, em cor cinza, está destacado o período de ativação muscular, em que se pode identificar o início e término da ativação de cada músculo.

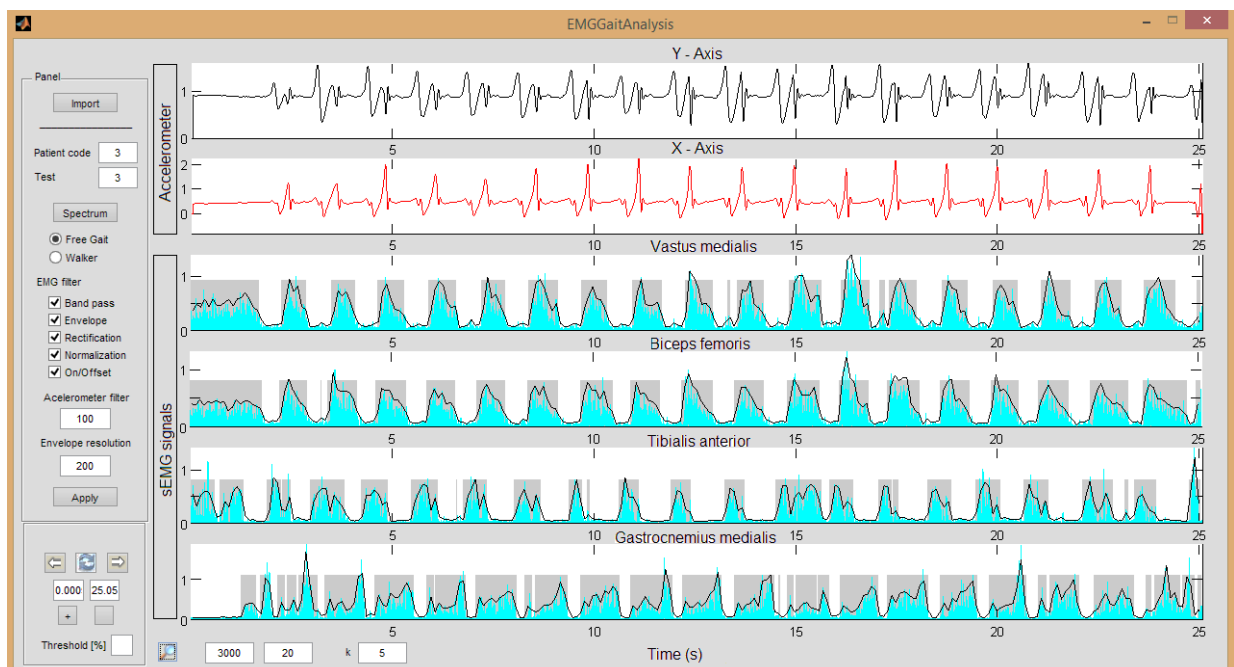


Figura 20: Interface utilizada no processamento e visualização dos sinais adquiridos.

Os dados foram analisados da seguinte forma:

- a) O ciclo da marcha inicia-se com o contato inicial registrado pelo pico máximo do sinal do eixo  $y$  do acelerômetro e termina no próximo contato inicial do mesmo pé. Dessa forma, o intervalo de um contato inicial ao outro corresponde a 100% do ciclo da marcha. Através dos picos característicos presentes no sinal do acelerômetro (ver Figura 16a), pode-se correlacionar a ativação muscular registrada pelo sEMG com cada subfase do ciclo da marcha.
- b) Um ciclo da marcha corresponde a uma passada. Do total de ciclos realizados por cada voluntário, será obtido o padrão de ativação médio para cada músculo analisado.
- c) Verificou-se se a distribuição de frequência dos dados de cada um dos grupos segue uma distribuição normal. O teste de Shapiro-Wilk foi usado por ser mais poderoso para amostras menores ou iguais a 50.
- d) Para comparações das marchas livre e assistida foi utilizado, quando houver distribuição normal, o teste  $t$  de Student para amostras pareadas. Este teste é usado para detectar diferenças em grupos cujos indivíduos são muito heterogêneos, o qual compara as diferenças entre duas situações distintas de uma mesma amostra, no caso, marchas livre e assistida de um mesmo voluntário. A diferença é considerada estatisticamente significativa quando o valor de  $t_p$  calculado é maior que o valor crítico da tabela (FONTELLES, 2012). Usando o valor-p, quando for  $< 0,05$  rejeita-se a hipótese nula, a qual considera que não há diferença entre a marcha livre e assistida. Ou seja, quando valor-p for  $< 0,05$ , existe diferença estatística entre duas amostras.
- e) Quando a distribuição da amostra não foi simétrica, utilizou-se o teste  $t$  de Wilcoxon. O *software* usado para análise estatística foi o *Action 2.8*, versão do R: 3.0.2.

## 5.5 Métodos de Avaliação

### 5.5.1 Goal Attainment Scaling (GAS)

O método de avaliação *Goal Attainment Scaling (GAS)* foi desenvolvido em 1968 por Kiresuk e Sherman voltado para mensurar cada objetivo buscado nas intervenções em saúde mental, apresentando resultados em valores (T-scores) possíveis de serem comparados entre diferentes métodos de intervenção (KRASNY-PACINI et al., 2013). Através do GAS, pode-se quantificar o progresso do paciente sob tratamento em relação aos objetivos definidos e, atualmente vem sendo usado em outras abordagens clínicas além da saúde mental.

Para realizar a avaliação através do GAS (ANEXO C) é necessário que sejam determinadas várias etapas: definição dos objetivos a serem atingidos; identificar em qual nível o indivíduo se encontra em relação ao objetivo definido; segmentar os níveis do objetivo em cinco níveis (-2, -1, 0, 1, 2); por fim deve-se fazer o cálculo da pontuação de todos os objetivos.

O nível -2 representa a situação do indivíduo antes de ser feita a avaliação de tal sistema ou dispositivo. O nível 0 indica que o indivíduo atingiu o resultado esperado, que geralmente é o resultado mais provável que ocorra. O nível 2 representa o melhor resultado possível para determinado objetivo. Todos os níveis devem ser claros, mensuráveis e possíveis de serem atingidos. Como forma de realizar uma avaliação padronizada, o método mais utilizado é o T-score que transforma todos os valores obtidos em um único valor (KRASNY-PACINI et al., 2013). Para os cálculos dos testes GAS, a Equação 2 é utilizada:

$$T = 50 + \frac{10 \sum W_i X_i}{\sqrt{[(1-\rho) \sum W_i^2 + \rho (\sum W_i)^2]}} \quad (2)$$

Onde  $X_i$  = valores para cada objetivo,  $W_i$  = peso de cada objetivo,  $\rho$  = coeficiente de correlação entre os objetivos.

Porém, esta equação pode ser simplificada quando todos os objetivos do GAS têm o mesmo peso em importância e em dificuldade, resultando na Equação 3.

$$T = 50 + C * \sum Xi \quad (3)$$

Onde  $Xi$  = soma dos valores para cada objetivo e o valor de  $C$  varia conforme o número de objetivos.  $C$  tem valor 10 para um objetivo, valor 6,2 para dois objetivos, 4,56 para três objetivos, 3,63 para quatro objetivos e 3,01 para cinco objetivos. Neste estudo, a equação 2 foi usada, pois o número de objetivos foi dois.

Quando o valor do GAS é expresso em  $T$ -score (método mais frequentemente usado na literatura), se  $T = 50$  significa que os objetivos foram atingidos como esperado,  $T < 50$  significa que o resultado foi pior que o esperado, e por fim  $T > 50$  significa que o resultado foi melhor que o esperado (KRASNY-PACINI et al., 2013).

O método de avaliação GAS foi preenchido pelos pesquisadores após o término de cada teste realizado com o AROW. Nele, foram avaliados os objetivos que eram esperados durante o uso do AROW: adaptação ao andador e velocidade. Conforme o desempenho do voluntário, os pesquisadores deram uma das possíveis pontuações -2 (resultado muito pior que o resultado), -1, 0, 1 e 2 (resultado muito melhor que o esperado).

### **5.5.2 System Usability Scale (SUS)**

O método de avaliação *System Usability Scale (SUS)* foi desenvolvido por Brooke (1986) sendo definido como “uma escala simples de dez itens que dá uma visão global da avaliação subjetiva de usabilidade” (BROOKE, 1996). O questionário é composto de 10 afirmações com cinco opções de respostas variando de “discordo fortemente” a “concordo fortemente”, em que deveria ser assinalada apenas uma

opção em cada pergunta (ANEXO D). Quando necessário, um dos pesquisadores explicava a questão ao voluntário para que não houvesse equívocos nas respostas.

A pontuação do *SUS* (BROOKE, 2013) é feita da seguinte forma:

- para cada um dos 10 itens é atribuído um valor que varia de 0 a 4;
- para os itens ímpares (que são itens formulados positivamente) deve-se subtrair '1' a resposta do voluntário (resposta - 1);
- para os itens de número par (que são itens formulados negativamente) deve-se realizar a subtração de '5' menos a resposta dada (5 - resposta);
- todas as 10 respostas convertidas de cada usuário são somadas e o valor obtido é então multiplicado por 2,5, para obter o valor global do *SUS*, que desta forma poderá variar de 0 a 100.

Para melhor entendimento do valor resultante do *SUS*, pode-se convertê-lo em porcentagem através de um processo de normalização. Como pode ser visto na Figura 21, a pontuação de 68 resultante do *SUS* é equivalente a 50% da população. Valores do *SUS* acima de 68 são considerados acima da média, ou seja, indica que mais de 50% das pessoas que avaliaram o sistema consideraram-no usável.

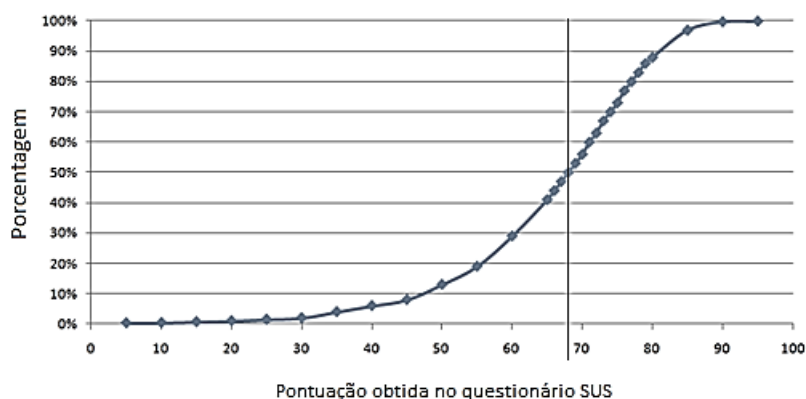


Figura 21: Valores do questionário *SUS* correlacionados com porcentagem. Fonte: (SAURO, 2011).

Após o teste, os voluntários responderam ao questionário *SUS* (*System Usability Scale*), com o objetivo de avaliar AROW nas seguintes características: facilidade no uso, capacidade de proporcionar segurança resultando em um aumento da confiança ao caminhar e necessidade de auxílio profissional ao usá-lo.

## 6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Nove voluntários hemiparéticos participaram do estudo. A amostra mostrou-se heterogênea, devido à variabilidade em relação à idade, tempo pós-AVC e a habilidade em caminhar. Todos os voluntários apresentaram marcha bastante característica de indivíduos pós-AVC. Pode-se notar, através do contato com os participantes, que grande parte da heterogeneidade do grupo se deve ao estilo de vida praticado por cada um deles. Alguns, devido à mobilidade reduzida, mantêm-se sedentários, enquanto que outros iniciaram atividades físicas para recuperar suas habilidades motoras. A Tabela 1 apresenta as características de cada um dos nove participantes.

Tabela 1: Características de cada indivíduo. M: masculino; F: feminino; I: isquêmico; D: direito; E: esquerdo; FAC: classificação de deambulação funcional.

Indivíduo	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Média
<b>Sexo</b>	M	M	M	F	F	M	M	F	F	5M / 4F
<b>Idade</b>	77	59	63	62	65	61	26	44	74	59,00 ± 15,52
<b>Tipo de AVC</b>	I	I	I	I	I	I	I	I	I	9 I
<b>Lado afetado</b>	D	E	E	D	D	D	D	E	E	5D / 4E
<b>Tempo pós-AVC (anos)</b>	0,9	0,6	4,3	5	3	2,5	3	3,1	3,2	2,84 ± 1,41
<b>FAC</b>	4	3	2	3	4	3	4	5	4	3,56 ± 0,88

### 6.1 Acelerômetro

Todos os voluntários hemiparéticos realizaram o teste de marcha livre em velocidade confortável, seguindo três percursos de 10 m cada. Para cada voluntário, no mínimo 21 ciclos da marcha foram analisados. A Figura 22 mostra os pontos A, B, C, E e F, os quais podem ser identificados durante a marcha saudável, segundo

Lee e outros (2010). Todas as análises a seguir foram feitas baseadas nesses pontos.

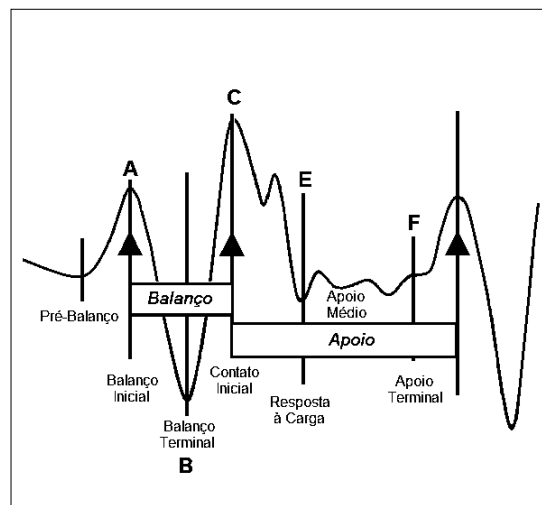


Figura 22: Eixo y do acelerômetro. O ponto A representa o balanço inicial, B o balanço terminal, C o contato inicial, E a resposta à carga e F o apoio terminal. Fonte: Adaptado de Lee e outros (2010).

Ao nosso conhecimento, o único estudo que utilizou o acelerômetro na obtenção de parâmetros cinemáticos na marcha hemiparética foi o de Saremi e outros (2006). Em seus resultados foi obtida a curva mostrada na Figura 23, a qual é comparada com a marcha saudável, observando que a curva não apresenta um padrão repetitivo, ainda que mantenha alguns picos semelhantes à marcha saudável.

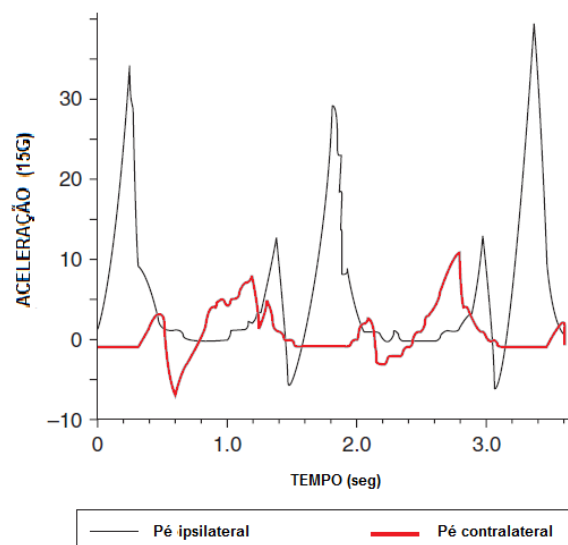


Figura 23: Comparação da curva do membro ipsilateral e contralateral da marcha hemiparética obtida por Saremi e outros (2006).

Ao analisar a curva, o contato inicial (ponto **C**) foi considerado o ponto 0 do ciclo da marcha e o próximo contato inicial corresponde ao final de um ciclo, ou 100% do ciclo.

O teste de Shapiro-Wilk (teste W) é utilizado para verificar se os dados seguem a distribuição normal em amostras menores que 50. Este teste considera a hipótese nula ( $H_0$ ), uma amostra com dados normalmente distribuídos. Sendo assim, quando o valor de W calculado for menor que o valor crítico de W tabelado em função do tamanho da amostra (n) e do nível de significância preestabelecido, rejeita-se a hipótese  $H_0$  e conclui-se que os dados não seguem a distribuição normal; caso contrário, se aceita  $H_0$  (FONTELLES, 2012). Ou seja, amostras com valor-p  $\geq 0,05$  têm distribuição normal e  $p < 0,05$  não têm distribuição normal.

A análise da distribuição dos dados de cada voluntário individualmente, feita através do teste de Shapiro-Wilk, é apresentada na Tabela 2. Na Figura 24 é apresentada a distribuição dos dados do voluntário 1, para exemplificar a dispersão dos dados de cada ciclo para cada um dos pontos da curva.

Tabela 2: Análise da distribuição dos dados relacionados aos pontos do ciclo da marcha. Média em porcentagem (%).

	Ponto E		Ponto F		Ponto A		Ponto B	
	Média	Valor-p	Média	Valor-p	Média	Valor-p	Média	Valor-p
<b>1</b>	19,98	0,5841	60,72	0,6189	73,30	0,2302	85,47	0,9320
<b>2</b>	29,27	0,7164	64,35	0,6511	73,18	0,0744	85,24	0,5517
<b>3</b>	15,33	0,5293	54,93	0,3783	70,08	0,0962	83,76	0,6226
<b>4</b>	27,77	0,1131	48,16	0,7501	61,64	0,4201	77,75	0,3475
<b>5</b>	29,30	0,2283	61,42	0,4744	73,11	0,4336	87,34	0,2464
<b>6</b>	35,21	0,9138	52,55	0,4095	74,49	0,3342	88,97	0,9961
<b>7</b>	26,94	0,1535	58,91	0,2558	77,28	0,4042	89,43	0,4055
<b>8</b>	19,80	0,2399	50,42	0,0868	71,17	0,3578	83,23	0,9360
<b>9</b>	25,95	0,0850	58,54	0,6681	73,64	0,2288	87,39	0,1812

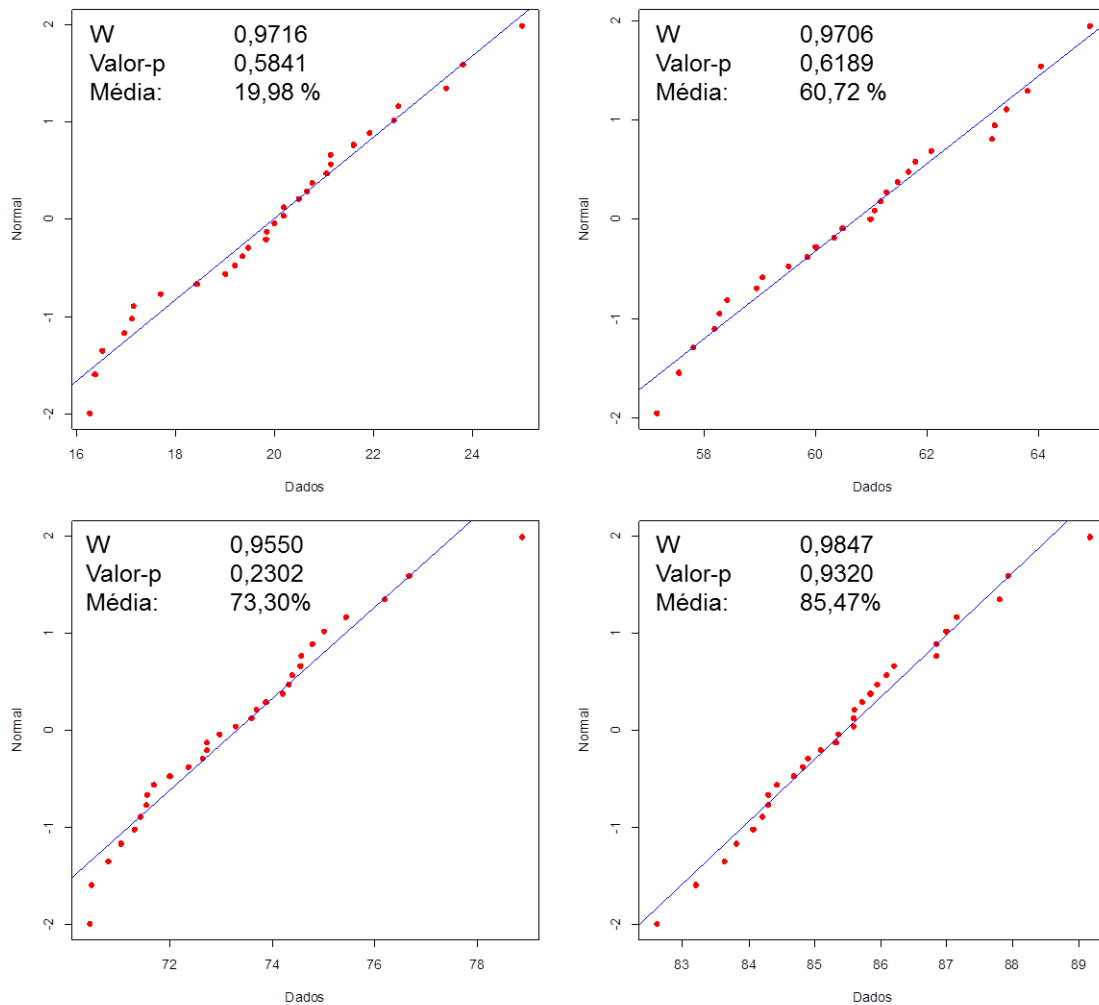


Figura 24: Distribuição dos dados de cada ponto do ciclo da marcha para o voluntário 1. Para todos os pontos o valor de  $p \geq 0,05$ , indicando distribuição normal.

A Figura 25 apresenta a curva característica obtida pelos dados de acelerometria para o eixo y. Essa curva foi obtida através da média dos valores para os nove voluntários. A forma da curva foi homogênea, tanto na presença de picos negativos e positivos, que se repetiram de forma cíclica, quanto pelo fato das porcentagens dos picos ocorridos dentro de uma passada se manter em uma distribuição normal em todos os voluntários (LOTERIO et al., 2014a).

Os resultados obtidos apresentaram dados com distribuição normal para todos os voluntários. Embora tenha havido diferença nas velocidades, a forma da curva se manteve a mesma em todos os ciclos da marcha. Além disso, a distribuição dos ciclos de um mesmo voluntário apresenta-se normal, o que indica que em velocidades semelhantes, as fases da marcha são mantidas nos mesmos períodos em porcentagem (WHITTLE, 2007).

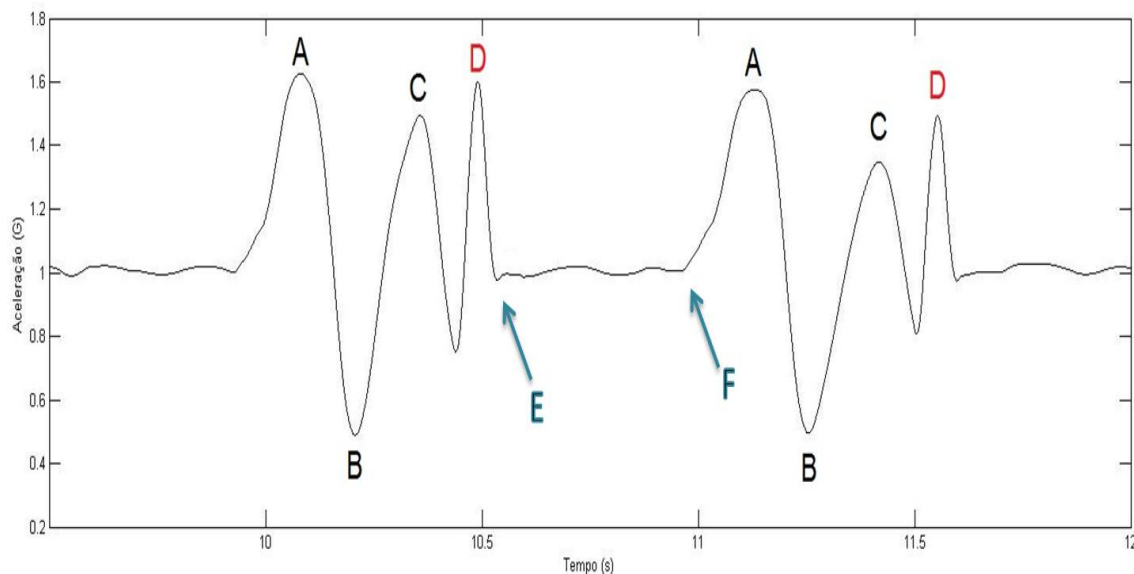


Figura 25: Padrão da curva do eixo y e do acelerômetro do membro contralateral durante marcha hemiparética. Nesta figura, **A** corresponde à fase de balanço inicial, **B** ao balanço terminal, **C** ao contato inicial, **D** a um pico específico da marcha hemiparética, **E** a fase de resposta à carga e **F** a fase de apoio terminal.

Em comparação com a curva apresentada para a marcha saudável, pode-se observar que na marcha hemiparética há um novo pico (ponto **D**), sendo este mais proeminente que os demais, e se encontra entre o contato inicial e a resposta à carga (Figura 25). Os pontos **E** e **F** são mantidos na marcha hemiparética, e através deles, juntamente com os pontos **A** e **C**, pode-se dividir o ciclo da marcha nas quatro fases encontradas por Lee e outros (2010). A detecção deste pico característico pode ser utilizada como forma de avaliar a progressão durante a reabilitação. Para isso, são necessários testes utilizando o acelerômetro durante o período de reabilitação.

Através dos resultados obtidos, pode-se encontrar um padrão característico do sinal de acelerometria na marcha hemiparética. As fases do ciclo da marcha analisadas apresentaram distribuição normal, o que pode indicar que essa curva seja realmente uma característica intrínseca da marcha pós-AVC. A partir destes resultados, o uso do acelerômetro foi feito, juntamente com sinais mioelétricos, para avaliar a utilização do AROW.

## 6.2 Velocidade e Fases do Ciclo da Marcha

Sabe-se que os andadores podem reduzir a velocidade da marcha do usuário e, dependendo do modelo, podem requerer um maior gasto energético (MARTINS et al., 2012). Como pode ser observado na Tabela 3, apenas o voluntário 2 apresentou um aumento da velocidade da marcha com o uso do AROW. O valor-p de 0,0031 para a velocidade indica que durante a marcha assistida, a velocidade teve uma redução estatisticamente significativa para o grupo avaliado. A cadência (número de passos por segundo) não apresentou diferença significativa.

Tabela 3: Médias da velocidade e cadência para as marchas livre (ML) e assistida (MA) de cada voluntário. DP: desvio padrão.

Ind.	VELOCIDADE (m/s)		CADÊNCIA (passos/s)	
	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)
1	0,47 ± 0,03	0,32 ± 0,03	0,86 ± 0,03	0,90 ± 0,03
2	0,40 ± 0,03	0,44 ± 0,07	0,68 ± 0,01	0,78 ± 0,02
3	0,43 ± 0,03	0,27 ± 0,07	0,95 ± 0,03	0,96 ± 0,08
4	0,46 ± 0,03	0,34 ± 0,01	0,59 ± 0,01	0,61 ± 0,07
5	0,40 ± 0,05	0,28 ± 0,03	0,73 ± 0,02	0,78 ± 0,02
6	0,42 ± 0,02	0,27 ± 0,03	0,47 ± 0,01	0,32 ± 0,03
7	0,59 ± 0,14	0,23 ± 0,03	0,62 ± 0,02	0,43 ± 0,03
8	0,77 ± 0,05	0,38 ± 0,02	0,80 ± 0,03	0,69 ± 0,02
9	0,46 ± 0,06	0,24 ± 0,01	0,66 ± 0,02	0,59 ± 0,02
<b>Média</b>	0,49 ± 0,12	0,31 ± 0,07	0,71 ± 0,15	0,67 ± 0,21
<b>Valor-p</b>	<b>0,0031</b>		<b>0,3471</b>	

Para facilitar a comparação dos resultados deste estudo com os demais obtidos na literatura, o ciclo da marcha foi analisado dividindo-o em quatro fases (Figura 26): 1) Primeiro Apoio Duplo que se inicia no contato inicial e termina na fase de resposta à carga; 2) Apoio Simples que começa na fase de resposta à carga e termina no apoio terminal; 3) Segundo Apoio Duplo que se inicia no apoio terminal e termina na fase de balanço inicial e; 4) Balanço que começa na fase de balanço inicial e termina no próximo contato inicial.

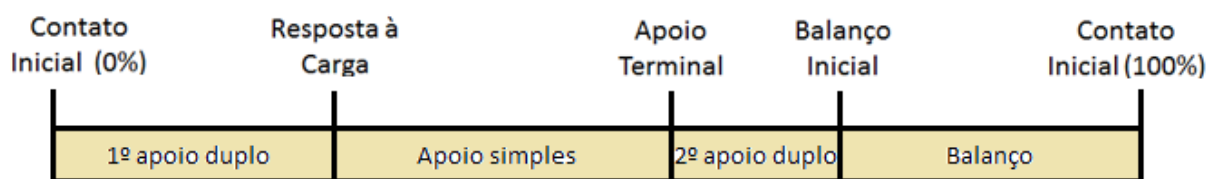


Figura 26: Divisão do ciclo da marcha em quatro subfases (1º apoio duplo, apoio simples, 2º apoio duplo e balanço), a partir da identificação de quatro pontos da curva do eixo y do acelerômetro.

Os dados referentes às fases do ciclo da marcha (resposta à carga, apoio terminal e balanço inicial) estão dispostos na Tabela 4.

Apenas o ponto referente à fase de resposta à carga não apresentou diferença estatisticamente significativa. Como já citado anteriormente, a redução da velocidade aumenta a duração da fase de apoio. Apenas o voluntário 2, que apresentou aumento de velocidade na marcha assistida, teve a fase de apoio com duração menor na marcha assistida, o que já era esperado. Para todos os demais, nos pontos referentes ao apoio terminal e balanço inicial, a duração da fase foi maior na marcha assistida do que na livre, indicando uma maior duração na fase de apoio.

Tabela 4: Médias das fases do ciclo das marchas livre (ML) e assistida (MA) para cada voluntário. Média em porcentagem (%); DP: desvio padrão.

FASES DO CICLO						
Ind.	Resposta à carga		Apoio Terminal		Balanço inicial	
	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)
1	19,98 ± 2,28	13,54 ± 2,09	60,72 ± 2,15	59,92 ± 2,53	73,30 ± 1,99	73,64 ± 2,46
2	29,27 ± 2,38	28,99 ± 2,77	64,35 ± 2,75	59,84 ± 3,27	73,18 ± 2,70	69,27 ± 3,36
3	15,33 ± 1,24	14,95 ± 1,83	54,93 ± 2,13	58,48 ± 2,68	70,08 ± 1,02	73,93 ± 1,87
4	27,77 ± 1,48	32,73 ± 3,14	48,16 ± 1,50	56,35 ± 3,80	61,64 ± 2,10	71,31 ± 3,80
5	29,30 ± 2,43	25,18 ± 1,43	61,42 ± 3,31	68,29 ± 0,06	73,11 ± 3,06	77,24 ± 0,36
6	35,21 ± 3,29	24,21 ± 2,61	52,55 ± 3,21	57,67 ± 4,77	74,49 ± 3,30	85,78 ± 1,50
7	26,94 ± 2,81	17,27 ± 2,86	58,91 ± 2,49	61,26 ± 4,83	77,28 ± 2,45	83,24 ± 2,85
8	19,80 ± 2,65	17,15 ± 2,60	50,42 ± 2,52	61,21 ± 1,98	71,17 ± 2,45	74,05 ± 1,50
9	25,95 ± 3,55	23,00 ± 2,16	58,54 ± 3,25	69,04 ± 3,57	73,64 ± 3,85	82,07 ± 2,84
<b>Valor-p</b>	<b>0,0597</b>		<b>0,0255</b>		<b>0,0174</b>	

No estudo feito por Lamontagne, Richards e Malouin (2000) com 30 sujeitos com menos de 6 meses pós-AVC e média de idade de 62,1 anos, a velocidade média foi

de 0,48 m/s. Para detecção das fases do ciclo da marcha, foi utilizado sistema de vídeo câmera e três *footswitches* em cada sapato e uma placa de força. O primeiro apoio duplo perdurou até 18% do total do ciclo da marcha, o apoio simples até 44% e o segundo apoio duplo até 67%. Den Otter e outros (2007) analisou a marcha de 24 indivíduos com média de 8,75 meses pós-AVC, com idade média de 58,6 anos. A velocidade média desse grupo foi de 0,35 m/s, porém com uma variação de 0,11 – 1,06 m/s. As durações das fases foram parecidas ao do estudo anterior. O 1º apoio duplo terminou em 19% do ciclo, o apoio simples em 50% e o 2º apoio duplo em 68%.

Comparando estes dados com os do presente estudo, a média da velocidade durante a marcha livre foi parecida com o estudo de Lamontagne, Richards e Malouin (2000), porém as durações das fases do ciclo apresentam diferenças, sendo que em ambos os estudos citados a fase de apoio teve duração menor. Esse fato pode estar relacionado ao fato de que nos primeiros meses após um AVC, o lado contralateral se encontra mais prejudicado. O membro ipsilateral está mais sobrecarregado, realizando uma maior parte da estabilidade corpórea necessária ao caminhar, ou seja, tem uma maior fase de apoio e o membro contralateral tem uma maior fase de balanço.

Em outro estudo (STOQUART; DETREMBLEUR; LEJEUNE, 2008) feito com 12 indivíduos saudáveis ( $23 \pm 2$  anos) foi usado sistema de câmeras e plataforma de força para detectar as fases do ciclo. Na velocidade variando entre 0,42 e 0,56 m/s, a fase de apoio terminou em 70-75% do ciclo da marcha. Levando em consideração os dois estudos citados, é possível observar que as durações das fases da marcha obtidas no presente estudo se aproximam mais dos valores da marcha saudável do que da marcha hemiparética.

### 6.3 Eletromiografia de superfície

Na análise de marcha, o estudo do sinal no domínio do tempo fornece informações sobre o período de ativação da musculatura envolvida durante a marcha, identificando o início e término da ativação de cada músculo; a intensidade da ativação pode ser vista pela amplitude do sinal e; por fim, a variabilidade ciclo a ciclo de ambos, período de ativação e da amplitude do sinal.

Na marcha patológica, tanto o período quanto a intensidade da ativação podem ser alterados em alguma fase particular ou em todo o ciclo funcional. As sete principais anormalidades temporais encontradas são as ativações:

- prematura, quando começa antes do início de ativação normal;
- prolongada, quando continua após o término de ativação normal;
- contínua, quando a ativação permanece ininterrupta por pelo menos 90% do ciclo da marcha;
- reduzida, quando termina mais cedo que o normal;
- atrasada, quando o início da ativação ocorre após o período normal;
- ausente, quando a amplitude ou a duração é insuficiente;
- fora de fase, quando a ativação se apresenta em período de apoio ou balanço invertido (PERRY; BURNFIELD, 2010).

O período adicional de ativação muscular indicado por padrão sEMG prematuro ou prolongado tem significância funcional quando envolve outra fase da marcha. Essa atividade pode representar obstrução mecânica da função desejada ou pode ser suporte apropriado para uma postura articular anormal. Ao contrário, padrão de sEMG que é reduzido, atrasado ou ausente, implica a falta da atividade desejada. E, por fim, a ação contínua durante um ciclo é sempre indesejada (PERRY; BURNFIELD, 2010), pois além de causar uma redução do movimento, aumenta o gasto energético e pode causar incômodo ao sujeito.

Tabela 5: Médias do início e término da ativação dos músculos VM, BF, TA e GM durante as marchas livre (ML) e assistida (MA) para cada indivíduo. Média em porcentagem (%); DP: desvio padrão; Ativação contínua é representada por (-).

VASTO MEDIAL					BÍCEPS FEMORAL			
Ind.	Início		Término		Início		Término	
	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)
1	92,85 ± 2,75	73,37 ± 2,68	55,05 ± 3,73	52,50 ± 4,98	93,93 ± 3,58	90,29 ± 3,02	62,03 ± 3,19	53,63 ± 3,71
2	15,05 ± 4,64	7,49 ± 4,12	80,97 ± 5,05	71,53 ± 7,49	8,86 ± 3,20	91,58 ± 5,30	73,04 ± 3,34	67,18 ± 5,51
3	86,05 ± 2,31	86,41 ± 3,31	58,76 ± 3,09	61,94 ± 3,31	87,25 ± 2,38	86,47 ± 4,23	57,19 ± 2,66	62,46 ± 3,22
4	6,91 ± 3,02	5,72 ± 5,93	84,71 ± 4,03	85,80 ± 5,78	99,92 ± 4,50	3,11 ± 7,23	69,88 ± 5,26	69,46 ± 5,08
5	92,80 ± 6,79	99,96 ± 2,30	78,54 ± 7,97	71,59 ± 2,47	97,64 ± 4,90	83,69 ± 2,86	44,51 ± 4,70	47,18 ± 1,63
6	12,28 ± 3,38	6,21 ± 2,37	75,50 ± 4,95	78,73 ± 3,22	11,76 ± 4,31	7,39 ± 2,74	78,04 ± 4,88	77,69 ± 3,26
7	2,29 ± 4,23	99,32 ± 3,94	60,09 ± 4,43	61,86 ± 6,81	1,93 ± 2,21	89,99 ± 9,82	60,72 ± 3,99	63,79 ± 6,74
8	92,33 ± 3,99	91,53 ± 2,27	73,49 ± 5,29	63,29 ± 4,06	83,02 ± 4,40	88,15 ± 4,02	65,42 ± 6,93	62,43 ± 3,26
9	95,39 ± 2,85	98,47 ± 2,17	77,75 ± 4,10	86,09 ± 3,11	94,42 ± 4,03	96,10 ± 2,61	73,05 ± 4,57	76,15 ± 4,56
Valor-p	0,4999		0,5647		0,1186		0,7823	
TIBIAL ANTERIOR					GASTROCNÊMIO MEDIAL			
Ind.	Início		Término		Início		Término	
	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)	Média + DP (ML)	Média + DP (MA)
1	54,64 ± 4,67	53,56 ± 8,43	39,70 ± 6,14	37,98 ± 1,97	4,07 ± 2,68	1,19 ± 4,23	76,30 ± 4,81	72,95 ± 3,99
2	52,57 ± 6,46	40,27 ± 5,35	41,79 ± 6,27	6,38 ± 4,51	-	-	-	-
3	62,24 ± 4,85	63,04 ± 3,84	22,49 ± 5,81	25,16 ± 9,93	2,85 ± 8,35	12,28 ± 9,15	71,14 ± 3,86	74,71 ± 3,58
4	60,87 ± 4,43	65,89 ± 3,98	45,48 ± 4,57	57,00 ± 4,53	7,00 ± 5,04	94,16 ± 7,65	66,98 ± 3,52	73,62 ± 4,42
5	57,43 ± 3,46	55,32 ± 1,91	44,01 ± 3,41	48,95 ± 9,74	14,57 ± 7,46	-	83,78 ± 4,19	-
6	71,99 ± 3,86	80,13 ± 3,66	32,58 ± 4,18	24,59 ± 3,81	11,08 ± 5,05	8,45 ± 3,96	76,16 ± 3,82	82,25 ± 3,09
7	61,10 ± 4,52	56,07 ± 6,55	29,01 ± 3,98	20,21 ± 4,29	5,51 ± 4,28	1,63 ± 4,77	76,27 ± 4,33	73,78 ± 5,09
8	59,87 ± 4,14	64,06 ± 2,90	43,87 ± 6,33	54,69 ± 3,57	80,71 ± 4,49	25,03 ± 6,30	63,40 ± 3,98	67,69 ± 2,83
9	52,25 ± 5,53	68,72 ± 5,22	10,61 ± 6,96	24,96 ± 5,99	16,64 ± 7,28	12,31 ± 4,68	84,74 ± 3,68	87,60 ± 4,86
Valor-p	0,5833		0,8393		0,6077		0,1429	

Os estudos que envolvem a avaliação do padrão muscular em membros inferiores de indivíduos pós-AVC não seguem uma padronização de análise. Por exemplo, no estudo de Den Otter e outros (2007), as durações médias de atividade muscular e coatividade durante quatro subfases do ciclo da marcha (primeiro apoio duplo, apoio simples, segundo apoio duplo e fase de balanço) são comparados entre hemiparéticos e controles saudáveis, assim como entre o membro contralateral e ipsilateral. No estudo de Lamontagne, Richards e Malouin (2000), foi analisado a coativação entre músculos agonistas-antagonistas do tornozelo. A duração da coativação agonista-antagonista foi obtida através da divisão do tempo de sobreposição entre os sinais de GM e TA da duração da fase de marcha de interesse.

Nos resultados obtidos no presente estudo, todas as médias referentes aos pontos de início e término da ativação de cada músculo analisado apresentaram valor- $p > 0,05$  no teste  $t$  pareado. Isso indica que não houve diferença significativa em nenhum dos pontos para todos os voluntários. Os dados relativos aos músculos analisados são apresentados na Tabela 5.

Para comparação do padrão muscular, a Figura 27 a seguir foi tomada como base, na qual a velocidade média foi de 1,36 m/s.

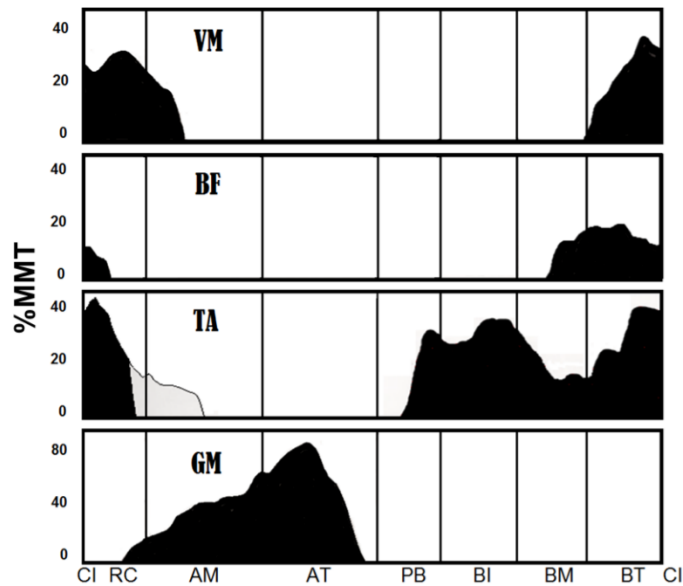


Figura 27: Perfil de ativação muscular saudável, em velocidade média de 1,36 m/s. A intensidade do sinal é medida em MMT (Teste Muscular Máximo). A área em preto indica padrão de ativação para a maioria dos indivíduos, e a área cinza indica padrão de ativação menos frequente. Número de amostras incluídas nos dados: VM= 18; BF=51; TA= 34 e; GM= 27. Fonte: Adaptado de Perry e Burnfield (2010).

Devido à heterogeneidade do grupo, a seguir serão apresentados o padrão de ativação muscular obtido para cada indivíduo e comentários acerca das alterações ocorridas. A maioria das alterações ocorridas está relacionada com a amplitude do sinal.

No padrão muscular do voluntário 1 (Figura 28), houve algumas alterações com o uso do AROW, as quais se destacam: 1) na marcha livre, o início da ativação do VM ocorreu em meados da fase de balanço, enquanto que na marcha assistida ocorreu durante o segundo apoio duplo, ou seja, houve uma ativação prematura deste músculo; 2) na marcha livre, o término da ativação do BF ocorreu no segundo apoio duplo, e na marcha assistida ocorreu durante o apoio simples. Portanto, o término da ativação foi precoce.

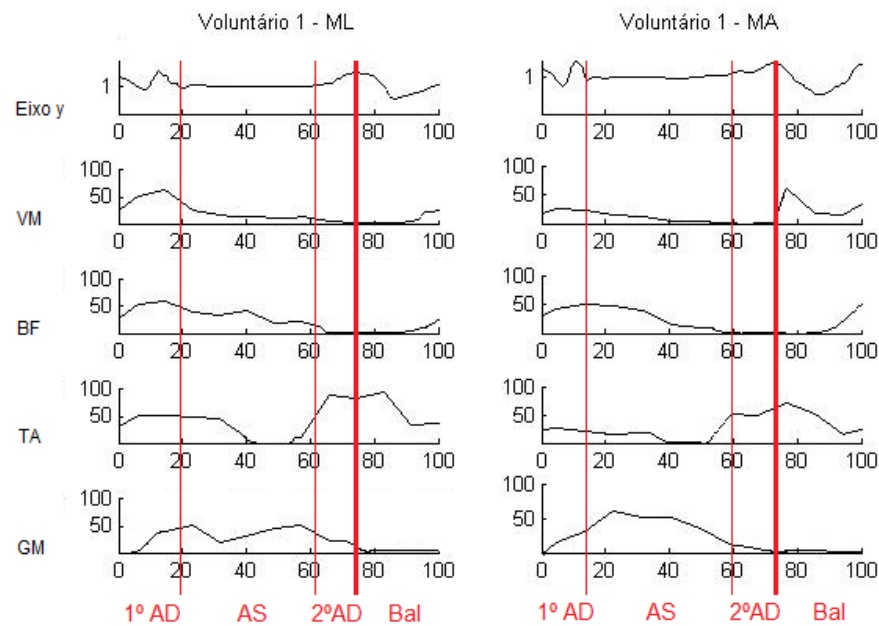


Figura 28: Padrão muscular obtido para o voluntário 1 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

O indivíduo 2 teve a duração da fase de apoio ligeiramente menor com o uso do AROW, passando de 73,18% para 69,27%. As mudanças ocorridas no padrão muscular (Figura 29) foram: 1) na marcha livre, o início da ativação do BF se deu no primeiro apoio duplo, enquanto que na marcha assistida, o BF começa a ser ativado na fase de balanço, havendo, portanto, uma ativação prematura; 2) na marcha livre, o TA tem sua ativação mantida durante a maior parte do ciclo. Este fato pode ser devido a um mecanismo compensatório, o qual reduz o efeito da hiperativação do gastrocnêmio medial, impedindo, assim, que o tornozelo mantenha flexão plantar excessiva e atrapalhe a marcha. Com o uso do AROW, o término da ativação do TA ocorre em meados do primeiro apoio duplo, com a duração reduzida. A redução da coativação excessiva entre TA e GM, pode diminuir o custo de energia mais elevado associado à locomoção após o AVC (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000); 3) a ativação do gastrocnêmio medial mantém-se contínua em ambas as marchas nesse voluntário.

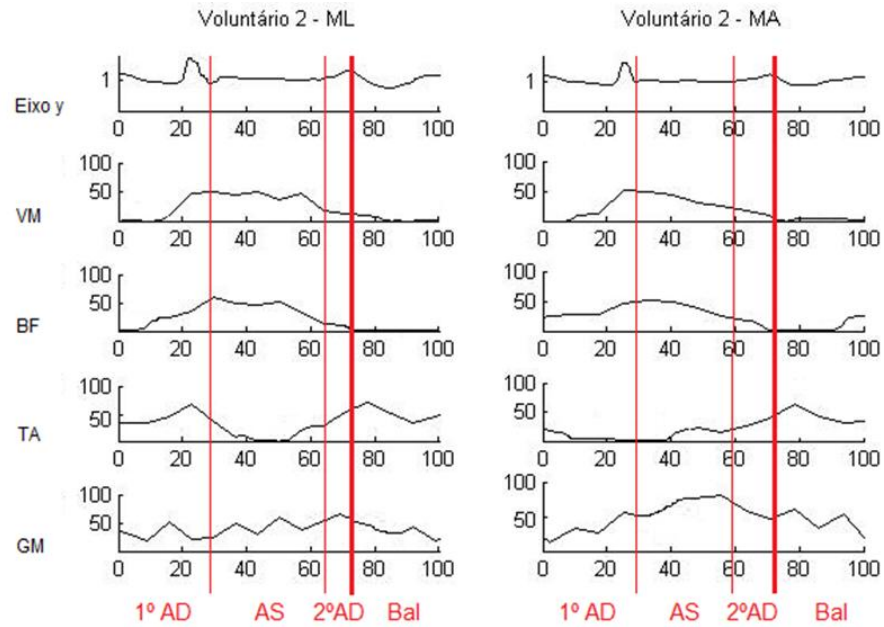


Figura 29: Padrão muscular obtido para o voluntário 2 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

Não houve alterações significativas no padrão muscular específicas para o voluntário 3 (Figura 30).

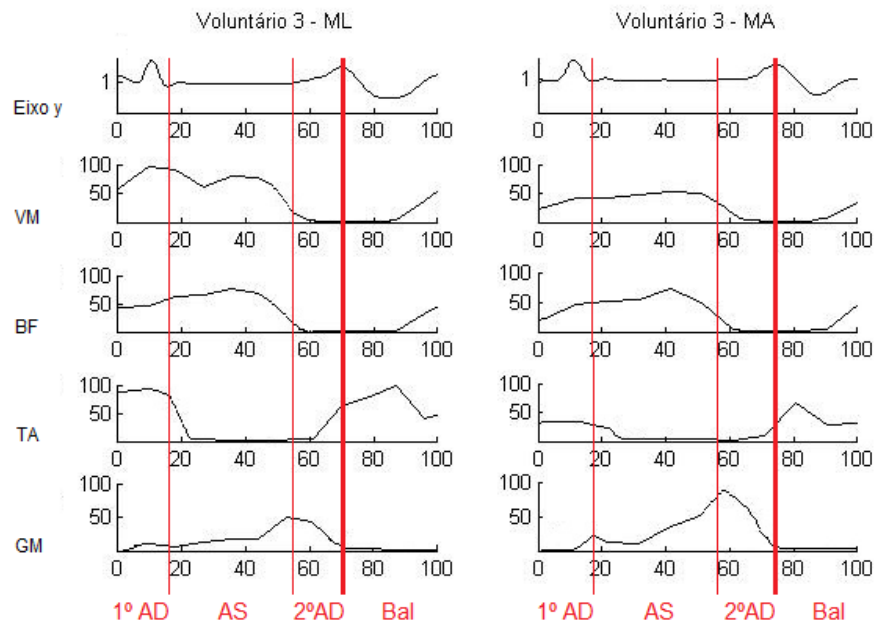


Figura 30: Padrão muscular obtido para o voluntário 3 (FAC= 2). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

No caso do indivíduo 4, houve alterações claras nas durações das fases da marcha (Figura 31). A fase de apoio estendeu-se por um período maior na marcha assistida. Em relação a alterações no padrão muscular, pode-se destacar o início da ativação do GM. Na marcha livre, o início da ativação ocorre no primeiro apoio duplo e, na marcha assistida, o início da ativação é antecipado para a fase de balanço.

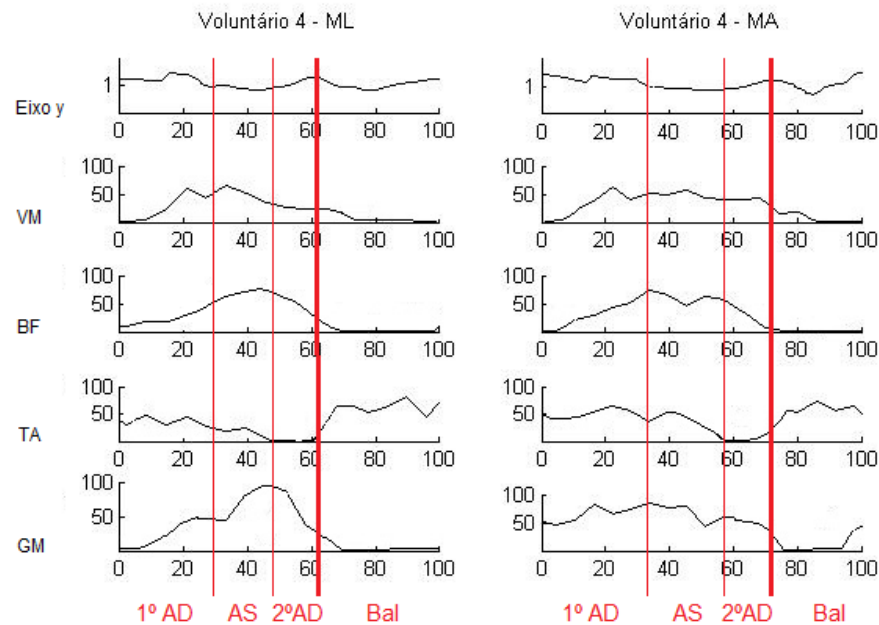


Figura 31: Padrão muscular obtido para o voluntário 4 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

No perfil da marcha do sujeito 5 (Figura 32), ocorreram alterações nos períodos das fases do ciclo, com aumento da duração da fase de apoio. O padrão muscular não sofreu alterações, exceto pelo fato de que o GM manteve ativação contínua durante a marcha assistida diferentemente da marcha livre, em que o início da ativação ocorreu no primeiro apoio duplo e o término da ativação na fase de apoio.

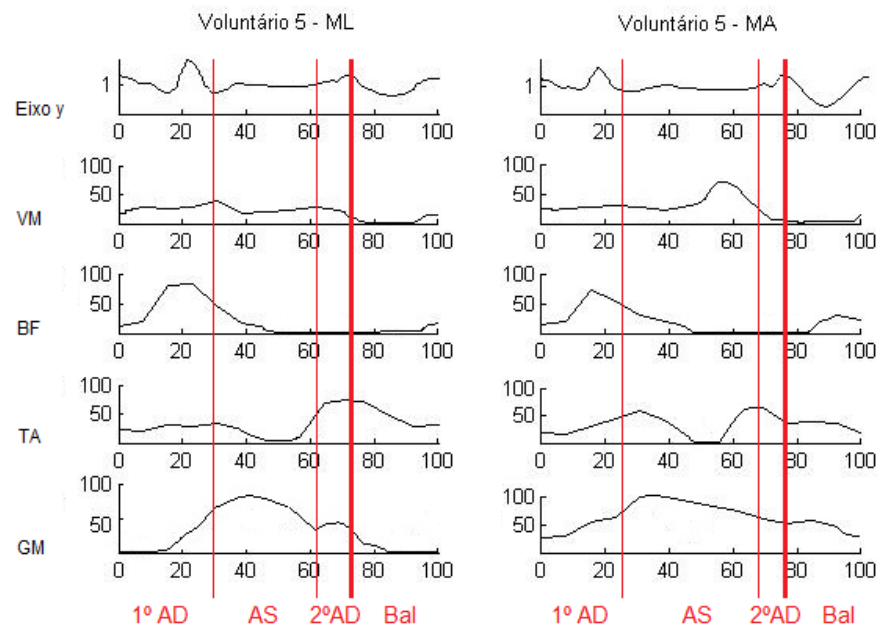


Figura 32: Padrão muscular obtido para o voluntário 5 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

As fases do ciclo da marcha referente ao voluntário 6 apresentaram-se alteradas na marcha assistida (Figura 33). Na marcha livre, a fase de apoio manteve-se até 74,49% e passou para 85,78% na assistida. Em relação ao padrão muscular, o término da ativação do TA ocorreu no apoio simples na marcha livre e foi antecipado para o primeiro apoio duplo na marcha assistida.

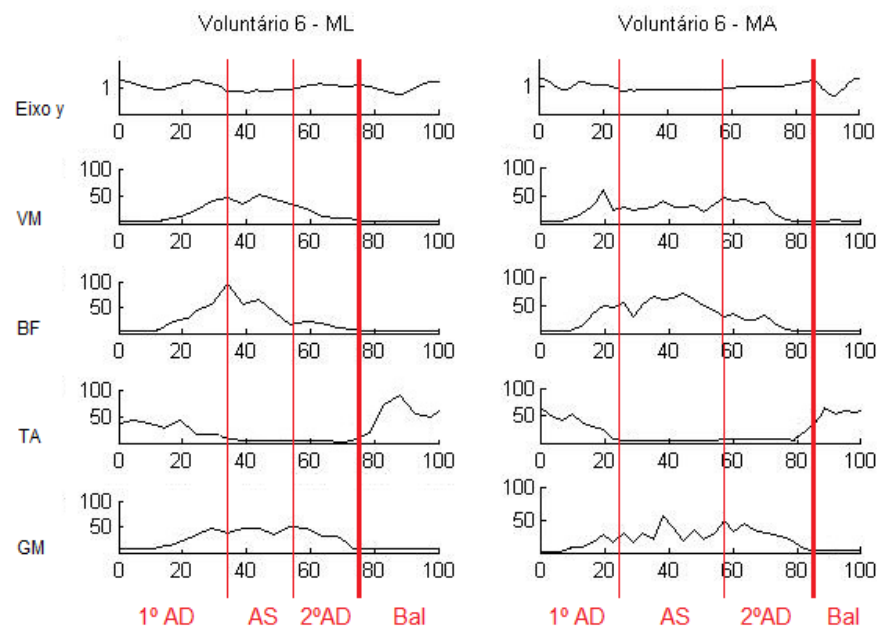


Figura 33: Padrão muscular obtido para o voluntário 6 (FAC= 3). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

No caso do voluntário 7 (Figura 34), o início da ativação dos músculos VM, BF e TA foi antecipado na marcha assistida. O início da ativação do VM e BF, que na marcha livre ocorreu no primeiro apoio duplo, foi alterado para a fase de balanço. Já a ativação do TA, que se iniciava no segundo apoio duplo, foi antecipado para a fase de apoio simples na marcha assistida.

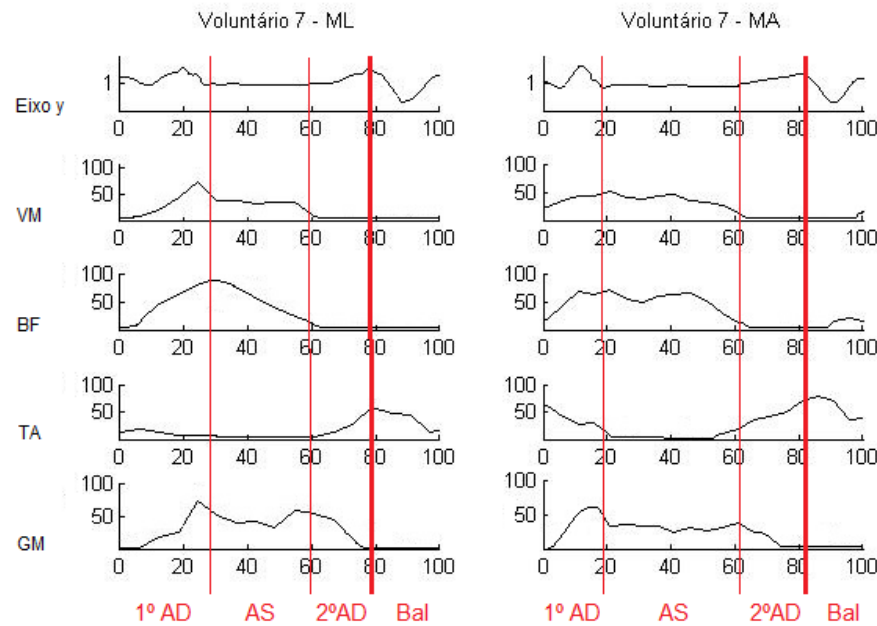


Figura 34: Padrão muscular obtido para o voluntário 7 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

As alterações ocorridas no padrão de ativação muscular do sujeito 8 (Figura 35) estão descritas a seguir: 1) na marcha livre, a ativação do VM terminou na fase de balanço. Já na marcha assistida, o término da ativação ocorreu no início do segundo apoio duplo; 2) o término da ativação do BF foi antecipado na marcha assistida, do segundo apoio duplo para apoio simples; 3) já a ativação do GM, que, na marcha livre, iniciou-se na fase de balanço, na marcha assistida foi iniciada no primeiro apoio duplo. Em todos os casos, houve uma redução do tempo total de ativação desses músculos.

O aumento da coativação está relacionado com a maior necessidade de estabilidade durante a caminhada (LAMONTAGNE; RICHARDS; MALOUIN, 2000). Durante o uso do AROW houve redução da coativação entre os músculos TA e GM, já que o andador aumenta a estabilidade da marcha.

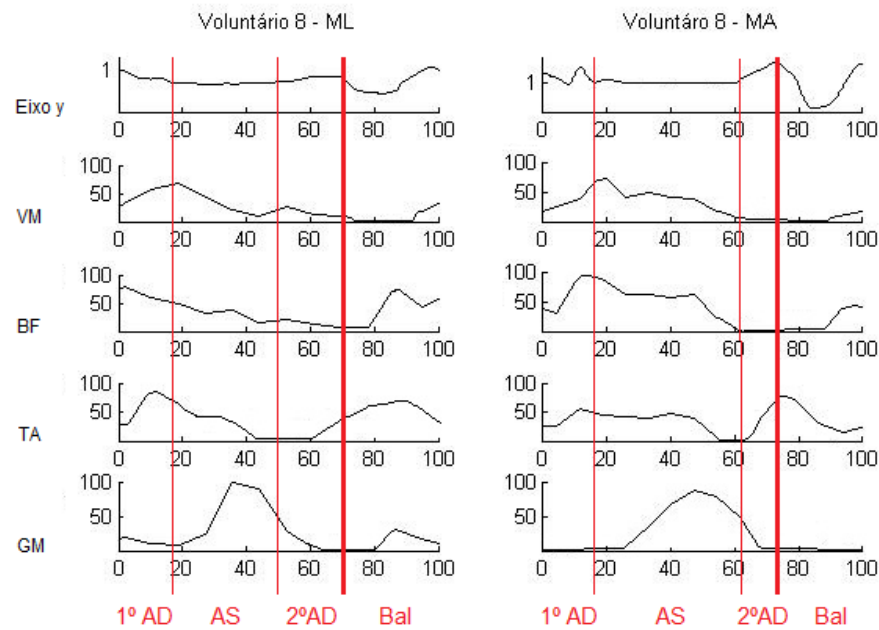


Figura 35: Padrão muscular obtido para o voluntário 8 (FAC= 5). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

Para o voluntário 9 (Figura 36), podem-se destacar algumas alterações ocorridas nas durações das fases do ciclo. Além disso, a ativação do TA é prolongada, devido ao fato do seu término da ativação ocorrer no apoio simples durante o uso andador, contrastando com a marcha livre, onde o término da ativação ocorreu no primeiro apoio duplo.

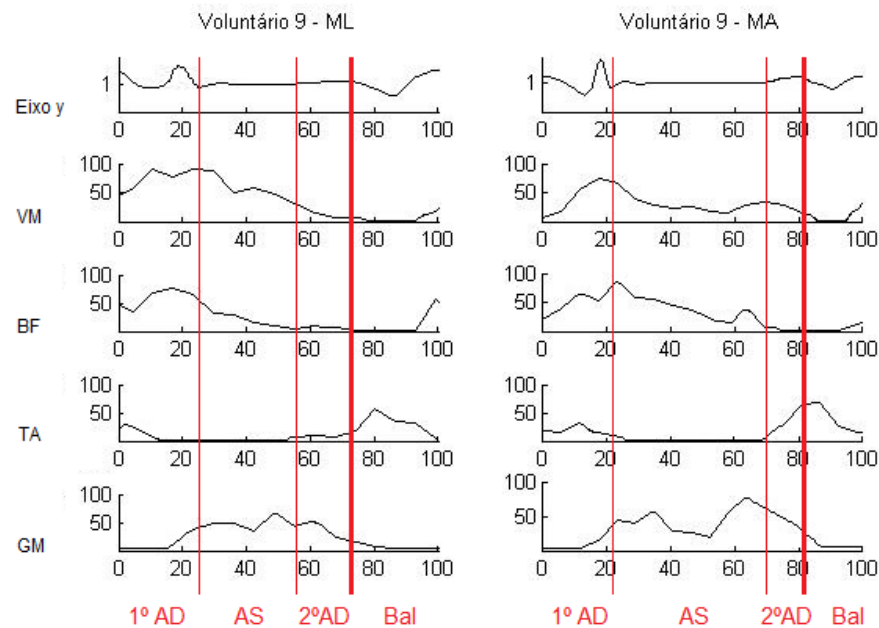


Figura 36: Padrão muscular obtido para o voluntário 9 (FAC= 4). 1º AD: fase de 1º apoio duplo; AS: fase de apoio simples; 2º AD: fase de 2º apoio duplo; Bal: fase de balanço.

Em sujeitos hemiparéticos com velocidade média de 0,35 m/s, Den Otter e outros (2007) encontraram um aumento no tempo de ativação no BF, principalmente na fase de apoio simples. O mesmo foi encontrado neste estudo, no qual todos os voluntários apresentaram ativação do BF durante o apoio simples, o que não é esperado (ver Figura 27).

Ainda no estudo de Den Otter e outros (2007), foi encontrado um tempo mais curto de ativação durante o apoio simples para o TA. No caso dos sujeitos 3, 6, 7 e 9, também foi observada uma redução no tempo de ativação durante as fases de apoio simples, entretanto nos voluntários 1, 2, 4, 5 e 8, houve um maior período de ativação nessa fase.

Ao contrário de Den Otter e outros (2007) que não identificaram coativação entre os músculos TA e GM, neste estudo todos os sujeitos apresentaram coativação (em maior ou menor duração), principalmente devido à maior duração da ativação do TA. Na marcha saudável, geralmente não é observada coativação desses músculos, como pode ser observado na Figura 27.

## 6.4 Métodos de avaliação

Após realizados os testes usando o AROW, os objetivos predeterminados quanto ao uso do andador foram avaliados usando o método GAS, e por fim, o voluntário respondeu ao questionário SUS, dando sua opinião a respeito do AROW. A pontuação obtida de cada voluntário está disposta na Tabela 6 para ambos os métodos.

Tabela 6: Resultados do GAS e SUS

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	Média
<b>GAS</b>	62,4	68,6	43,8	56,2	43,8	56,2	56,2	56,2	50,0	<b>54,8</b>
<b>SUS</b>	72,5	75,0	90,0	100,0	95,0	82,5	60,0	87,5	70,0	<b>81,4</b>

Para o *GAS*, valores iguais ou acima de 50 são considerados satisfatórios, ou seja, indica que os objetivos predeterminados foram alcançados, podendo ser melhores do que o esperado. Os valores do *T-score* foram  $\geq 50$  para sete voluntários. Nos casos dos sujeitos 3 e 5, o tempo de adaptação ao AROW foi igual ao esperado, entretanto a velocidade da marcha assistida foi menor do que a da marcha livre. Para os demais, o tempo de adaptação foi melhor do que o que era esperado, ainda que sua velocidade tenha sido menor na marcha assistida. Destaca-se que o voluntário 2, o qual teve a maior pontuação, apresentou rápida adaptação ao AROW e teve um aumento na velocidade. Em relação aos resultados de *T-score* obtidos após avaliação do desempenho dos voluntários ao utilizar o AROW, pode-se dizer que os objetivos predeterminados tiveram resultados melhores do que os esperados para a maioria dos voluntários.

Os valores do *SUS* considerados satisfatórios ficam acima de 68. Esse questionário avaliou a facilidade do uso, o sentimento de segurança ao utilizá-lo e as inconsistências ocorridas no funcionamento do andador durante o uso. Apenas o voluntário 7 teve pontuação inferior (60,0). Os outros oito sujeitos classificaram o AROW como “usável”, segundo a escala *SUS*. Apesar de ser um questionário confiável para mensurar a usabilidade, o *SUS* é um método subjetivo, em que o ambiente dos testes pode influenciar na resposta. Além disso, algumas questões podem não estar tão claras, sendo que alguns voluntários podem ter dificuldade em respondê-las.

## 7 CONCLUSÕES

No desenvolvimento de dispositivos robóticos é necessário levar as seguintes características em conta: as limitações funcionais do usuário, suas habilidades residuais, as atividades que o usuário necessite e queira realizar, o ambiente no qual ele irá desenvolver tais atividades, as características desejadas pelo usuário, levando sempre em consideração o conforto e a praticidade do dispositivo e, por fim, o custo do dispositivo, incluindo manutenção e reparos necessários para o bom funcionamento (HELAL; MOKHTARI; ABDULRAZAK, 2008). A partir daí, deve-se avaliar o uso clínico para determinar se ocorrem modificações na marcha do indivíduo, e, caso ocorram, avaliar se existe um impacto positivo.

Usando o acelerômetro para a detecção das fases do ciclo da marcha, pode-se encontrar um padrão característico do sinal de acelerometria na marcha hemiparética. As fases do ciclo da marcha analisadas apresentaram distribuição normal e, juntamente com os dados de outros trabalhos, conclui-se que o acelerômetro pode ser útil para este tipo de análise.

Os resultados obtidos neste estudo em relação à ativação muscular na marcha assistida não apresentaram diferenças estatisticamente significativas quando comparadas com a marcha livre. Em alguns casos, houve diminuição do período de ativação de alguns músculos e, conseqüentemente, uma redução da coativação, no caso dos músculos TA e GM.

Os valores obtidos pelo GAS indicaram uma rápida adaptação do usuário ao andador, porém a velocidade durante o seu uso foi reduzida. Uma forma de solucionar este problema é realizar ajustes na configuração de velocidade máxima do AROW, o qual pode atingir até 1 m/s.

Já o resultado do questionário *SUS*, indicou que: os usuários se sentiram mais seguros quando caminharam sob assistência do AROW; o seu uso foi fácil sem a necessidade de auxílio de uma pessoa especializada e; o andador possuía as funções bem integradas. Alguns voluntários tiveram dificuldades em segurar a manopla com a mão do lado parético. Deve-se, portanto, adaptar a manopla para

maior conforto do usuário, de forma que o antebraço do usuário fique apoiado corretamente durante o uso.

## 7.1 Contribuições

As principais contribuições desta Dissertação de Mestrado encontram-se relacionadas abaixo:

- desenvolvimento e aplicação de protocolo experimental usando sEMG e acelerômetro em indivíduos pós-AVC;
- teste clínico com indivíduos hemiparéticos pós-AVC em marcha assistida por andador robótico;
- uso de um único acelerômetro como forma de detectar fases do ciclo da marcha hemiparética;
- avaliação do andador robótico (AROW) através da análise do padrão muscular e da opinião dos usuários utilizando os métodos de avaliação GAS e SUS.

## 7.2 Publicações realizadas durante a pesquisa

### 7.2.1 Capítulos de livros

PARRA, A. C. V.; RODRIGUEZ, D. D.; LOTERIO, F. A.; VALADÃO, C. T.; BASTOS-FILHO, T. F.; FRIZERA NETO, A. **Robotic Systems for Gait Rehabilitation**. In: Adriano de Oliveira Andrade; Alcimar Barbosa Soares; Alexandre Cardoso; Edgard

Afonso Lamounier. (Org.). Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica. 1ed.Bauru: Canal6 Editora, 2014, v. 1, p. 280-300.

### 7.2.2 Trabalhos completos em anais de congressos

LOTERIO, F. A.; MAYOR, J. J. V.; FRIZERA-NETO, A.; BASTOS-FILHO, T. F. Assessment of applicability of robotic walker for post-stroke hemiparetic individuals through muscle pattern analysis. **5TH IEEE Biosignals and Birobotics conference. Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, Salvador, 2014.

VALADÃO, C. T.; LOTERIO, F. A.; CARDOSO, V. F.; FRIZERA-NETO, A.; BASTOS-FILHO, T. F.; CARELLI, R. Adaptação de Andador Convencional para Reabilitação e Assistência a Pessoas com Restrições Motoras. **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)**, Uberlândia, 2014.

LOTERIO, F. A.; CARDOSO, V. F.; VALADÃO, C. T.; COSTA, R. M.; MAYOR, J. J. V.; FRIZERA-NETO, A.; BASTOS-FILHO, T. F. Avaliação da Aplicabilidade de Andador Robótico para Indivíduos Hemiparéticos Através de Eletromiografia. **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)**, Uberlândia, 2014.

LOTERIO, F. A.; CARDOSO, V. F.; VALADAO, C. T.; COSTA, R. M.; FRIZERA-NETO, A.; BASTOS-FILHO, T. F. Metodologia para Análise de Padrão Muscular de Indivíduos Pós-AVC Durante Marcha Assistida. **Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)**, Uberlândia, 2014.

LOTERIO, F. A.; CARDOSO, V. F.; MAYOR, J. J. V.; FRIZERA-NETO, A.; BASTOS-FILHO, T. F. Estudo-Piloto Usando Acelerometria para Obtenção de Parâmetros Cinemáticos em Marcha Hemiparética. **VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**. Memorias de las VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad. Asunción, 2014.

### 7.2.3 Resumos em anais de congressos

LOTERIO, F. A.; CARDOSO, V. F.; VALADÃO, C. T.; MAYOR, J. J. V.; BASTOS-FILHO, T. F.; FRIZERA-NETO, A. Análise da ativação muscular em indivíduos hemiparéticos pós-AVC durante marcha assistida por andador robótico. **Workshop Internacional de Engenharia Biomédica**. Vitória, 2014.

LOTERIO, F. A.; BASTOS-FILHO, T. F. Gait analysis assisted by robotic walker in patients with post-stroke hemiparesis. **The 5TH Congress of the Brazilian Biotechnology Society**. BMC Proceedings, Florianópolis, 2013.

### 7.3 Trabalhos Futuros

O uso prolongado do AROW pode ajudar no progresso da reabilitação. Portanto, estudos utilizando o andador robótico durante os treinamentos de reabilitação devem ser feitos para validar essa hipótese.

Na análise de marcha, podem-se utilizar sensores que detectem padrões cinéticos e cinemáticos para detectar outros pontos importantes esperados na reabilitação e que não podem ser mensurados apenas com o acelerômetro.

Durante os treinamentos de marcha, a fadiga muscular pode prejudicar o progresso da reabilitação. Usando sEMG, pode-se detectar a fadiga muscular e, através da análise da fadiga em relação ao tempo e à intensidade do treinamento, pode-se encontrar o treinamento ideal para cada paciente.

Estudos futuros podem ser feitos usando velocidades controladas e semelhantes para cada voluntário, além de análises em sujeitos com outras doenças, para melhor identificação de pontos positivos e negativos com o intuito de aprimorar o dispositivo.

O aumento do limite da velocidade do AROW pode ser interessante em casos de pacientes com incapacidade motora mais leve ou maior nível de progressão.

Futuramente, serão integrados ao AROW, sensores de ultrassom para detecção de obstáculos frontais, com o intuito de trazer maior segurança ao caminhar, além da adaptação da manopla para maior conforto do usuário, de forma que o antebraço do usuário fique apoiado corretamente durante o uso.

## REFERÊNCIAS

- ALCOCK, L.; VANICEK, N.; O'BRIEN, T. D. Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. **Gait & Posture**. 37, p. 586–592, 2013.
- ALLEN, J.L.; KAUTZ, S.A.; NEPTUNE, R.R. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. **Gait & posture**. 33(4): 538-43, 2011.
- BARELA, A. M. F. **Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquático e terrestre**. Tese de doutorado – Universidade de São Paulo. 2005.
- BEAMAN, C. B. et al. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. **Gait & Posture**. 31(3): 311-316, 2010.
- BELDA-LOIS, J. M. et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. **Journal of neuroengineering and rehabilitation** 8(1):66, 2011.
- BROOKE, J. SUS: a "quick and dirty" usability scale. In P. W. Jordan, B. Thomas, B. A. Weerdmeester, & A. L. McClelland (Eds.), **Usability Evaluation in Industry** (pp. 189-194). London: Taylor and Francis. 1996.
- \_\_\_\_\_. SUS: a retrospective. **Journal of Usability Studies**, vol. 8, issue 2, 2013.
- BRUMMEL-SMITH, K.; DANGIOLO, M. Assistive Technologies in the Home. **Clin Geriatr Med**. 25. p. 61–77, 2009.
- CAMPANINI, I. et al. Effect of electrode location on EMG signal envelope in leg muscles during gait. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**. 17(4): 515-26, 2007.
- CAPÓ-LUGO, C.E.; MULLENS, C.H.; BROWN, D. A. Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. 9:80, 2012.
- CHEN, G. et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait & Posture**. 22, p. 51–56, 2005.
- CIFUENTES, C. A. et al. Multimodal Human–Robot Interaction for Walker-Assisted Gait. **IEEE Systems Journal**, p. 1-11, 2014.
- CLARK, B. C. et al. Leg Muscle Activity During Walking With Assistive Devices at Varying Levels of Weight Bearing. **Arch Phys Med Rehabil** Vol 85, September 2004.

CORRÊA, F. I. et al. Atividade muscular durante a marcha após acidente vascular encefálico. **Arq Neuropsiquiatr.** 63(3-B), p.847-851, 2005.

CORREIA, D. J. D. **AVC Hemorrágico: Relação entre a mortalidade precoce e o volume inicial de hemorragia e edema.** Dissertação de mestrado – Universidade da Beira Interior. 2009.

CRISWELL, E. **CRAM'S Introduction to Surface Electromyography.** Second edition, 2011.

DE JUDGE, R.D.; ZUIDEMA, G.D.; FITZGERALD, F.T. **Clinical Diagnosis: A Physiological Approach.** Boston, Little, Brown e Co. p.438, 1982.

DEB, P.; SHARMA, S.; HASSAN, K.M. Pathophysiologic mechanisms of acute ischemic stroke: An overview with emphasis on therapeutic significance beyond thrombolysis. **Pathophysiology.** 17: p. 197–218, 2010.

DEN OTTER, A. R. et al. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity hemiparetic gait. **Gait & posture,** 25 (3): p. 342–52, March 2007.

DOBROVOLNY, C.L. et al. Reliability of treadmill exercise testing in older patients with chronic hemiparetic stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation;** 84(9):1308–1312, September 2003.

DOHRING, M. E.; DALY, J. J. Automatic synchronization of functional electrical stimulation and robotic assisted treadmill training. **IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.** 16(3): 310-3, 2008.

DUBOWSKY, S. et al. A Robotic Aid to the Elderly for Mobility Assistance and Monitoring: A "Helping-Hand" for the Elderly. **Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation.** San Francisco, CA April 2000.

EDELSTEIN, J. E. Assistive Devices for Ambulation. **Phys Med Rehabil Clin N Am** 24. p. 291–303. 2013.

ELIAS-NETO A. **Análise dos Parâmetros Cinemáticos do Plano Sagital de Joelho de Pacientes com Osteoartrose Moderada Durante a Marcha Livre e Assistida por Andador Robótico.** Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) - Universidade Federal do Espírito Santo, 2013.

ELIAS-NETO, A. et al. Robotic walkers from a clinical point of view: Feature-based classification and proposal of the ufes walker. In: **IEEE. Biosignals and Biorobotics Conference (BRC),** 2012.

FONTELLES, M. J. **Bioestatística Aplicada à Pesquisa Experimental: volume 2.** São Paulo: Editora Livraria da Física, 2012.

FRIZERA-NETO, A. et al. Empowering and Assisting Natural Human Mobility: The Symbiosis Walker. **Int J Adv Robotic Sy**, Vol. 8, No. 3, Special Issue Assistive Robotics, 34-50. 2011.

GAGLIARDI, R. J. Acidente Vascular Cerebral ou Acidente Vascular Encefálico? Qual a melhor nomenclatura? **Rev Neurocienc**;18(2): p.131-132, 2010.

GRANATA, K. P.; PADUA, D. A.; ABEL, M. F. Repeatability of surface EMG during gait in children. **Gait & Posture**. 22, p. 346–350, 2005.

HACKE, W. et al. AVC Isquémico. **European Stroke Initiative**. 1-4, 2003.

HAN, J. et al. Adaptive windowing for gait phase discrimination in Parkinsonian gait using 3-axis acceleration signals. **Med Biol Eng Comput**. 47, p. 1155–1164, 2009.

HEART and stroke foundation of Canada. Disponível em:  
<[http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484151/k.7916/Stroke\\_Ischemic\\_stroke.htm](http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484151/k.7916/Stroke_Ischemic_stroke.htm)> Acesso em: 02 mar. 2014.

HEART and stroke foundation of Canada. Disponível em:  
<[http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484153/k.7675/Stroke\\_He\\_morrhagic\\_stroke.htm](http://www.heartandstroke.com/site/c.iklQLcMWJtE/b.3484153/k.7675/Stroke_He_morrhagic_stroke.htm)> Acesso em: 02 mar. 2014.

HELAL, A; MOKHTARI, M; ABDULRAZAK, B. **The Engineering Handbook of Smart Technology for Aging, Disability, and Independence**, John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2008.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 10, p. 361–374, 2000.

HIDLER, J. et al. Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. **Topics in stroke rehabilitation**. 12(2): 22-35, 2005.

HOLDEN, M. K. et al. Clinical Gait Assessment in the Neurologically Impaired: Reliability and Meaningfulness. **PHYS THER**. 64:35-40, 1984.

HOLLANDER, M. P. J. et al. Incidence, risk, and case fatality of first ever stroke in the elderly population. The Rotterdam Study. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**; 74: p. 317–321, 2003.

KRASNY-PACINI, A. et al. Goal Attainment Scaling in rehabilitation: A literature-based update. **Annals of Physical and Rehabilitation Medicine**. 56, p. 212–230, 2013.

KUMAR, V.K. et al. **Robbins and Cotran Pathologic Basis of Disease**. 8<sup>th</sup>. Philadelphia: Ed. Saunders Elsevier, 2010.

LACEY, G.; RODRIGUEZ-LOSADA, D. The evolution of guido. **Robotics & Automation Magazine**, IEEE, v. 15, n. 4, p. 75-83, 2008.

LAMONTAGNE, A.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. 10, p. 407–415, 2000.

LEE, G.; OHNUMA, T.; CHONG, N. Y. Design and control of JAIST active robotic walker. **Intel Serv Robotics**. 3:125–135. 2010.

LEE, J. A. et al. Portable activity monitoring system for temporal parameters of gait cycles. **Journal of medical systems**, 34(5):959–66, October 2010.

LIMA, J. J. et al. Dispositivo para Análise Dinâmica da Marcha Humana Utilizando Sensores Inerciais MEMS. **8º Encontro de Engenharia e Tecnologia dos Campos Gerais**. Agosto 2013.

LINHA de cuidados em Acidente Vascular Cerebral (AVC) na rede de atenção às urgências e emergências. Disponível em: <http://portalsaude.saude.gov.br/images/pdf/2014/janeiro/31/pcdt--linha-cuidado-avc-rede-urg-emer-2012.pdf>. Acesso em: 19 out. 2014.

LOTERIO, F. A. et al. Estudo-Piloto Usando Acelerometria para Obtenção de Parâmetros Cinemáticos em Marcha Hemiparética. In: **VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**, 2014

\_\_\_\_\_. Metodologia para análise de padrão muscular de indivíduos pós-AVC durante marcha assistida. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica – CBEB 2014**.

LUCARELI, P. R.G.; GREVE, J.M. D. Alteration of the load-response mechanism of the knee joint during hemiparetic gait following stroke analyzed by 3-dimensional kinematic. **Clinics**. 61(4): 295-300, 2006.

MACHADO, A. **Neuroanatomia funcional**. 2.ed. São Paulo: Atheneu, 2003.

MACNAMARA, S.; LACEY, G. A smart walker for the frail visually impaired. In. **Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automatonomous**. 2000.

MANN, W. C. **Smart Technology for Aging, Disability, and Independence: The State of the Science**. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey. 2005

MARCHETTI, P. H.; DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia**. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte. São Paulo: Universidade de São Paulo; 2006.

MARTINS, M. M; et al. Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review. **Robotics and Autonomous Systems**. 60, p. 548–562, 2012.

\_\_\_\_\_. et al. Real time control of the ASBGo walker through a physical human–robot interface. **Measurement**. 48, p. 77–86. 2014.

MCSHANE, S. L.; VON GLINOW, M. A. **Neuroanatomia: Texto e Atlas**. AMGH Editora, 2014.

MEIJER, R. et al. Markedly impaired bilateral coordination of gait in post-stroke patients: Is this deficit distinct from asymmetry? A cohort study. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. 8(1): 23, 2011.

MERLETTI R. Standards for Reporting EMG data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1):III-IV. . Feb 1999.

MERLETTI, R.; PARKER, P. **Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications**. JOHN WILEY & SONS, 2004.

MILOVANOVIĆ, I.; POPOVIĆ, D. B. Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients. **Computational and mathematical methods in medicine**. 2012.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. Brasil. **Sistema de Informações Hospitalares do SUS - SIH/SUS-DATASUS**. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?idb2012/d29.def> >. Acesso em 13 de agosto de 2014.

MISHRA, A.K. et al. EMG Analysis of Lower Limb Muscles for Developing Robotic Exoskeleton Orthotic Device. **Procedia Engineering**. 41: 32-36, 2012.

MIYASIKE-DA-SILVA, V. et al. Use of mobility aids reduces attentional demand in challenging walking conditions. **Gait & Posture**. 37. p. 287–289, 2013.

MOREIRA, D.; GODOY, J.R.; SILVA-JÚNIOR, W. **Anatomia e cinesiologia do aparelho locomotor**. Brasília: Thesaurus, 2004.

OLNEY, S. J. et al. Work and power in gait of stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 72(5):309-314. 1991.

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. L. Hemiparetic gait following stroke, part I: characteristics. **Gait & Posture**. 4, 136-148, 1996.

OVBIAGELE, B.; NGUYEN-HUYNH, M. N. Stroke epidemiology: advancing our understanding of disease mechanism and therapy. **Neurotherapeutics : the journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics**. 8(3): 319-29, 2011.

PANG, M.Y. C. et al. A community-based fitness and mobility exercise program for older adults with chronic stroke: a randomized, controlled trial. **Journal of the American Geriatrics Society**. 53(10): 1667-74, 2005.

PARE, J. R.; KAHN, J. H. Basic Neuroanatomy and Stroke Syndromes. **Emerg Med Clin N Am**. 30; p. 601–615, 2012.

- PERRY, J. BURNFIELD, J.M. **Gait Analysis - Normal and Pathological Function**. Second Edition. 2010.
- PINTO, S. **A marcha humana em análise**. Unidade de Neuromusculares, Instituto de Medicina Molecular (IMM), Faculdade de Lisboa, 2007.
- RAIKIN, S.; FROIMSON, M.I. Bilateral brachial plexus compressive neuropathy (crutch palsy). **J Orthop Trauma**;11: 136-8, 1997.
- RAJA, B.; NEPTUNE, R. R.; KAUTZ, S.A. Coordination of the non-paretic leg during hemiparetic gait: expected and novel compensatory patterns. **Clinical biomechanics** (Bristol, Avon). 27(10): 1023-30, 2012.
- RASH, G. S. (2002). **Electromyography fundamentals**. Gait and Clinical Movement Analysis Society. Disponível em: <<http://myweb.wvu.edu/~chalmers/EMGfundamentals.pdf>> Acesso em: 09/09/2014
- ROGER, V. L. et al. **Heart disease and stroke statistics—2011 Update: a report from the American Heart Association Circulation**, 123, p. e18–e209. 2011.
- ROUTSON, R. L. et al. The influence of locomotor rehabilitation on module quality and post-stroke hemiparetic walking performance. **Gait & posture**. 38(3): 511-7, 2013.
- SAREMI, K. et al. Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects. **Neurorehabil. Neural Repair**. 20:297–305, 2006.
- SAURO, J. **Measuring Usability With The System Usability Scale (SUS)**. February 2, 2011. Disponível em <<http://www.measuringusability.com/sus.php>> Acesso em 07/10/2014
- SCHAECHTER, J.D. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. **Progress in neurobiology**. 73(1): 61-72, 2004
- SCHULER, A.; MÜLLER, R.; VAN HEDEL, H. J. Leg surface electromyography patterns in children with neuro-orthopedic disorders walking on a treadmill unassisted and assisted by a robot with and without encouragement. **J Neuroeng Rehabil**. 10:78. 2013.
- SCOTT, C. L. et al. Emotion processing and social participation following stroke: study protocol. **BMC neurology**. 12:56, 2012.
- SHAO, Q. et al. An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in Stroke patients. **Computers in Biology and Medicine**. 39, p. 1083-1088, 2009.
- SILVA, L. L. M; MOURA, C. E. M.; GODOY, J. R. P. A marcha no paciente hemiparético. **Univ. Ci. Saúde, Brasília**, v. 3, n. 2, p. 261-273, jul./dez. 2005.
- SOMMERFELD, D.K., et al. Spasticity after stroke. In: **Stroke**. 35:134, 2004.

STOQUART, G.; DETREMBLEUR, C.; LEJEUNE, T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**. 38, p. 105-116, 2008.

TAN, R. et al. Path Tracking Control of an Omni-directional Walker Considering Pressures from a User. **35th Annual International Conference of the IEEE EMBS** Osaka, Japan, 3 - 7 July, 2013.

TAO, W. et al. Gait analysis using wearable sensors. **Sensors (Basel, Switzerland)** 12(2): 2255-83, 2012.

TEASELL, R. Musculoskeletal complications of hemiplegia following stroke. **Seminars in Arthritis and Rheumatism**, Volume 20, Issue 6, p.385-395, June 1991.

THIJSSSEN, D. H. et al. Decreased Energy Cost and Improved Gait Pattern Using a New Orthosis in Persons With Long-Term Stroke. **Arch Phys Med Rehabil** Vol 88, February 2007.

TYSON, S.F.; ROGERSON, L. Assistive Walking Devices in Nonambulant Patients Undergoing Rehabilitation After Stroke: The Effects on Functional Mobility, Walking Impairments, and Patients' Opinion. **Arch Phys Med Rehabil**. Vol 90, March 2009.

VALADÃO, C. T. et al. Adaptação de Andador Convencional para Reabilitação e Assistência a Pessoas com Restrições Motoras. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica CBEB 2014**, p. 533-536, 2014.

VAN HOOK, F. W. DEMONBREUN, D. WEISS, B. D. Ambulatory Devices for Chronic Gait Disorders in the Elderly. **American Family Physician**. Volume 67, Number 8. p. 1717-24, 2003

VERMA, R. et al. Understanding gait control in post-stroke: implications for management. **Journal of bodywork and movement therapies**. 16(1): 14-21, 2012.

WHITTLE, M. V. **Gait Analysis: An Introduction**. Fourth Edition. 2007.

WHO: World Health Organization. **The top 10 causes of death, 2014**. Disponível em: <<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/en/>>. Acesso em: 26/02/2015.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Fourth Edition. JOHN WILEY & SONS, INC, 2009.

ZIJLSTRA, W.; AMINIAN, K. Mobility assessment in older people: new possibilities and challenges. **Eur J Ageing**. 4, p. 3–12, 2007.

## APÊNDICE A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, \_\_\_\_\_  
portador(a) do registro e identidade número \_\_\_\_\_, responsável pelo  
paciente \_\_\_\_\_,  
declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: Avaliação da Aplicabilidade de Andador Robótico em Pacientes Hemiparéticos Pós-AVC através da Análise do Padrão Muscular
2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho e Flávia Aparecida Loterio.
3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais elétricos de músculos superficiais (eletromiografia de superfície) do membro inferior, durante caminhada ao longo de 10 metros em linha reta.
4. Os sinais serão coletados através do equipamento EMG System, usado frequentemente em pesquisas desse tipo.
5. Durante a pesquisa não haverá risco iminente, já que não envolve procedimentos invasivos. Para realização dos testes serão necessários os seguintes processos: raspagem dos pelos na região da perna em que serão colocados os eletrodos, limpeza do local com álcool 70% e, por fim, alocação de eletrodos adesivos.
6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.
7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.
8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Para qualquer outra informação, o(a) Sr(a) poderá entrar em contato com os pesquisadores no endereço Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras. Vitória - ES - CEP 29075-910. Telefone 27 3335-2661. Caso não consiga contatar o pesquisador(a) ou para relatar algum problema, posso contatar o Comitê de Ética e Pesquisa do CCS/UFES pelo telefone (27) 3335-7211 ou correio, através do seguinte endereço: Universidade Federal do Espírito Santo, Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe, Prédio da Administração do CCS, CEP 29.040-090, Vitória - ES, Brasil.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 201\_\_.

\_\_\_\_\_  
Paciente ou Responsável

\_\_\_\_\_  
Pesquisador Responsável

## ANEXO A – Aprovação do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Vitória-ES, 09 de dezembro de 2010.

Da: Profa. Dr<sup>a</sup>. Ethel Leonor Noia Maciel  
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde

Para: Prof. (a) Teodiano Freire Bastos Filho  
Pesquisador (a) Responsável pelo Projeto de Pesquisa intitulado: **“Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos”**.

Senhor (a) Pesquisador (a),

Informamos a Vossa Senhoria, que o Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, após analisar o Projeto de Pesquisa nº. 214/10 intitulado: **“Sistema de avaliação motora baseado em sensores inerciais e bioelétricos”** e o **Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**, cumprindo os procedimentos internos desta Instituição, bem como as exigências das Resoluções 196 de 10.10.96, 251 de 07.08.97 e 292 de 08.07.99, **APROVOU** o referido projeto, em Reunião Ordinária realizada em 27 de outubro de 2010.

Gostaríamos de lembrar que cabe ao pesquisador responsável elaborar e apresentar os relatórios parciais e finais de acordo com a resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196 de 10/10/96, inciso IX.2. letra “c”.

Atenciosamente,

Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Ethel Leonor Noia Maciel  
COORDENADORA  
Comitê de Ética em Pesquisa  
Centro de Ciências da Saúde/UFES

Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde  
Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe – Vitória – ES – CEP 29.040-091.  
Telefax: (27) 3335 7504

## ANEXO B - Classificação de Deambulação Funcional (FAC)

Escala desenvolvida em *Massachusetts General Hospital*, descrita pela primeira vez por Holden et al. em 1984, a Classificação de Deambulação Funcional (FAC) avalia a capacidade de deambulação funcional, sendo dividida em 6 categorias. Envolve a determinação de quanta assistência humana o paciente requer ao caminhar, sem a utilização de dispositivos (Holden et al, 1984). A FAC não avalia a resistência, pois o paciente é avaliado numa marcha de cerca de 10 passos. Pode ser utilizada com, mas não está limitado a, indivíduos pós-AVC.

---

Paciente:	Sexo:	Idade:
Altura:	Data em que ocorreu o AVC:	
Tipo de AVC:	Lado afetado:	

---

### Classificação de Deambulação Funcional (*Functional Ambulation Classification - FAC*)

Categoria	Definição
<b>0 - Ambulação não funcional</b>	Paciente não pode andar, deambula apoiando-se em barras paralelas apenas, ou requer supervisão ou assistência física de mais de uma pessoa para andar com segurança fora de barras paralelas.
<b>1 – Deambulador - Dependente de Assistência Física - Nível II</b>	Paciente requer contatos manuais de não mais de uma pessoa durante a deambulação em superfícies planas para evitar quedas. Contatos manuais são contínuos e necessários para suportar o peso corporal, bem como manter o equilíbrio e / ou auxiliar na coordenação.

<b>2 – Deambulador - Dependente de Assistência Física - Nível I</b>	Paciente requer contato manual de não mais de uma pessoa durante a deambulação em superfícies planas para evitar quedas. Contato manual consiste de leves toques contínuos ou intermitentes para ajudar no equilíbrio ou coordenação.
<b>3 – Deambulador - Dependente de Supervisão</b>	Paciente pode, fisicamente, andar em superfícies planas sem contato manual de outra pessoa, mas por segurança requer guarda de não mais de uma pessoa por baixo poder de decisão, estado cardíaco questionável, ou a necessidade de auxílio verbal para completar a tarefa.
<b>4 – Deambulador - Independente em Superfícies Planas Apenas</b>	Paciente pode andar de forma independente em superfícies planas, mas requer supervisão ou assistência física para em rampas, escadas ou superfícies não planas.
<b>5 – Deambulador – Independente</b>	Paciente pode andar de forma independente em superfícies planas e não planas, escadas e rampas.

---

### ANEXO C - Goal Attainment Scaling (GAS)

A GAS é um método para avaliação da medida do alcance dos objetivos individualizados de cada paciente durante a intervenção.

		Objetivos	
Realizações previstas	Pontuação	Adaptação ao andador	Compatibilidade de velocidade
Resultado muito pior do que o esperado	-2	Mais de dois minutos para adaptação e uso incorreto do andador	Marcha descontínua durante o uso do andador
Resultado pior do que o esperado	-1	Mais de dois minutos para adaptação e uso correto do andador	Velocidade da marcha assistida menor do que a velocidade da marcha livre
Resultado esperado	0	Menos de dois minutos para adaptação e uso correto do andador	Velocidade da marcha assistida igual à velocidade da marcha livre
Resultado melhor do que o esperado	+1	Menos de um minuto para adaptação e uso correto do andador	Velocidade da marcha assistida maior do que velocidade da marcha livre
Resultado muito melhor do que o esperado	+2	Menos de 30 segundos para adaptação e uso correto do andador	Velocidade da marcha assistida atinge a velocidade limite do andador

## ANEXO D - *System Usability Scale (SUS)*, adaptado.

O questionário deve ser respondido baseando-se nas tarefas realizadas usando o Andador Robótico.

	Discordo Fortemente	Concordo Fortemente
Eu acho que eu gostaria de usar este Andador Robótico com frequência.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu acho o Andador Robótico me traz insegurança.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu penso que o Andador Robótico foi fácil de usar.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu acho que seria necessário o apoio de uma pessoa técnica para ser capaz de usar este Andador Robótico.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu achei que as diversas funções deste Andador Robótico foram bem integradas.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu penso que existem muitas inconsistências no Andador Robótico.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu imagino que a maioria das pessoas iria aprender a usar este Andador Robótico muito rapidamente.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu achei o Andador Robótico muito complicado de usar.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu me senti muito seguro com o Andador Robótico.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5
Eu precisava aprender um monte de coisas antes que eu pudesse ir embora com este Andador Robótico.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	1	5