

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE E DO ESPORTE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS  
DO MOVIMENTO HUMANO**

**ALEXANDRE KRETZER E CASTRO DE AZEVEDO**

**CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO  
TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA  
DURANTE O ANDAR PARA TRÁS**

**FLORIANÓPOLIS-SC  
2015**

**ALEXANDRE KRETZER E CASTRO DE AZEVEDO**

**CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO  
TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA  
DURANTE O ANDAR PARA TRÁS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano – PPGCMH, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID, da Universidade do Estado de Santa Catarina-UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

**Orientador:** Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Stella Maris Michaelsen

**FLORIANÓPOLIS-SC  
2015**

© 2015 Fundação Universidade do Estado de Santa Catarina  
Todos os direitos reservados. Qualquer parte desta publicação  
pode ser reproduzida, desde que citada a fonte.  
Disponível também em formato eletrônico.

A994c

Azevedo, Alexandre Kretzer e Castro de  
Cinemática e ação da musculatura do tornozelo em  
indivíduos com hemiparesia durante o andar para trás /  
Alexandre Kretzer e Castro de Azevedo. – 2015.  
p. : il. ; 21 cm

Orientadora: Stella Maris Michaelsen  
Dissertação (mestrado)-Universidade do Estado de  
Santa Catarina, Programa de Pós-Graduação em Ciências  
do Movimento Humano, 2015  
Bibliografia

1. Hemiplegia. 2. Locomoção Humana. 3. Cinemática.  
I. Michaelsen, Stella Maris. II. Universidade do Estado  
de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em  
Ciências do Movimento Humano. III. Título.

CDD 20.ed. – 616.842

Catálogo na publicação elaborada pela Biblioteca do CEFID/UDESC

Universidade do Estado de Santa Catarina  
Biblioteca Universitária da UDESC - BU Av. Madre Benvenuta,  
2007 – 88035-001 – Florianópolis, SC e-mail: bc@udesc.br  
www.bu.udesc.br

**ALEXANDRE KRETZER E CASTRO DE AZEVEDO**

**CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO  
EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DURANTE O ANDAR  
PARA TRÁS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID da Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC, como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Ciências do Movimento Humano.

**BANCA EXAMINADORA:**

---

**Orientadora: Profa. Dra. Stella Maris Michaelsen**  
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

---

**Co-orientadora: Profa. Dra. Fernanda Romaguera P. Santos**  
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

---

**Membro: Prof. Dr. Marcio José dos Santos**  
University of Kansas Medical Center (KUMC)

---

**Membro: Prof. Dr. Helio Roesler**  
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

---

**Suplente: Prof. Dr. Luiz Mochizuki**  
Universidade de São Paulo – USP

**FLORIANÓPOLIS - SC/2015**

## **DEDICATÓRIA**

A minha família que soube entender minha ausência nos muitos momentos desde que ingressei no mestrado até a conclusão da minha dissertação.

A minha esposa Joana e minha filha Lara, pela ajuda e por aguentar meus momentos de ansiedade, desorganização e estresse.

A todos os professores, pesquisadores, alunos e especialmente aos queridos pacientes que participaram da pesquisa.

## AGRADECIMENTOS

Meus sinceros votos de agradecimentos,

- A minha querida orientadora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Stella Maris Michaelsen, pela oportunidade de fazer parte de uma grande família liderada por seu profissionalismo e dedicação. Por resistir bravamente a todas as minhas dificuldades e limitações;
- A minha querida co-orientadora Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Fernanda Romaguera Pereira dos Santos, pela dedicação, paciência e toda sua calma necessária para me ajudar a transpor minhas dificuldades no momento que mais precisei;
- Ao extraordinário Prof. Dr. Luis Mochizuki, pois sem ele esta pesquisa não teria se concretizado, também por ter dado apoio e incentivo;
- Ao doutorando e responsável pelo bom funcionamento dos laboratórios do CEFID, Marcel Hubert, por sua ajuda e ensinamentos;
- A todos que fazem ou fizeram parte do Laboratório de controle motor (LADECOM), alunos de iniciação científica, mestrandos, doutorandos e professores.
- Aos responsáveis pelos laboratórios de Biomecânica, Biomecânica aquática e de Postura e equilíbrio, por terem me acolhido e auxiliado nos inúmeros pilotos e em todas as coletas;
- A todos meus professores que participaram da minha formação científica;
- Aos meus amigos e colegas do CEFID.

## RESUMO

**AZEVEDO, A K. C. Cinemática e ação da musculatura do tornozelo em indivíduos com hemiparesia durante o andar para trás.** Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano – Área: Comportamento Motor). Universidade do Estado de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Florianópolis, 2015.

Um dos possíveis mecanismos que explicaria o aumento da velocidade do andar para frente (AF) após o treinamento do andar para trás (AT) em pessoas com hemiparesia poderia ser um maior recrutamento da musculatura do tornozelo durante a tarefa de AT. Pretendeu-se com esta pesquisa comparar a ativação muscular de dorsi e plantiflexores e a amplitude de movimento do tornozelo durante as tarefas de AF e AT entre sujeitos com hemiparesia pós-AVE e indivíduos controle saudáveis. Participaram do estudo 12 indivíduos ( $65 \pm 9$  anos) com hemiparesia crônica ( $60 \pm 40$  meses pós-AVE) e comprometimento leve a moderado de membro inferior (MI) (FMMI  $25,0 \pm 4,7$  pontos). Para o grupo controle participaram 6 indivíduos saudáveis ( $62,2 \pm 4,6$  anos). A amplitude de movimento (ADM) passiva, o torque isocinético do tornozelo a  $30^\circ/s$  e a atividade EMG correspondente na musculatura plantiflexora (PF) (Gastrocnêmio Medial (GM) e Solear (SOL)) e dorsiflexora (DF) (Tibial Anterior (TA) e Fibular Longo (FL)) foram comparados entre os MI com a ANOVA de uma via. Foram avaliadas a atividade EMG da musculatura e a cinemática do tornozelo durante o AF e o AT separadamente em cada subfase da marcha: primeiro duplo apoio (1DA), apoio simples (AS), segundo duplo apoio (2DA)

e balanço (BL). Os dados foram analisados através da ANOVA de duas vias, tendo como fatores a direção (AF e AT) e o MI (parético (MIP), não parético (MINP) e controle (CTL)). O grupo CTL apresentou ADM de DF maior que o MINP e que o MIP. O torque de PF foi maior no CTL em relação ao MINP e ao MIP e no MINP foi maior que no MIP. O torque de DF foi menor no MIP em relação ao CTL e MINP. As variáveis espaço-temporais comprimento da passada, comprimento do passo e velocidade de marcha foram maiores no AF em relação ao AT e maiores no CTL comparativamente ao MINP e MIP. Nas fases 1DA, AS e 2DA a ADM do tornozelo foi maior nos CTL que MINP e MIP. No 2DA e BL os CTL apresentaram maior ADM no AT que no AF, sendo que no 2DA o MINP e MIP a ADM no AF foi maior. O grupo CTL apresentou maior atividade EMG dos DF (TA e FL) e PF (GM e SOL) durante todas as subfases, sendo que apenas no BL a RMS de todos os músculos analisados foi maior no AF comparativamente ao AT. No 2DA e no BL a ADM do tornozelo foi maior no AT no grupo CTL, mas não nos MINP e MIP. O grupo CTL apresentou maiores amplitudes e maior atividade EMG que o MIP e MINP em todas as fases da marcha. Na fase de balanço a atividade EMG dos DF e PF foi maior no AF comparativamente ao AT.

**Palavras-chave:** acidente vascular encefálico, marcha, membro inferior, andar para trás.

## **ABSTRACT**

**AZEVEDO K. C. Kinematics and muscle ankle action in individuals with hemiparesis during backwards walking.** Dissertation (Master in Human Movement Sciences - Area: motor Behavior) University of the State of Santa Catarina. Graduate Program in Human Movement Sciences, Florianópolis, 2015.

One of the possible mechanisms that explain the increased speed forward walking (FW) after the training backward walking (BW) in people with hemiplegia could be an increased recruitment of ankle muscles during task BW. The goal of this study is compare the muscle activation (dorsi-flexors and plantarflexors) and the range of motion of the ankle during the tasks of FW and BW in subjects with hemiparesis after stroke and healthy control subjects. The study included 12 subjects ( $65 \pm 9$  years) with chronic hemiparesis ( $60 \pm 40$  months post-stroke) and mild to moderate impairment of lower limb (LL) (FMLL  $25.0 \pm 4.7$  points). For the control group participated in 6 healthy subjects ( $62.2 \pm 4.6$  years). The range of motion (ROM) passive isokinetic torque of the ankle at  $30^\circ / \text{sec}$  and corresponding EMG activity in plantarflexor muscles (PF) - Medial gastrocnemius (MG) and soleus (SOL) and dorsiflexion (DF) - Tibialis anterior (TA ) and peroneus longus (PL) was compared between the legs with ANOVA oneway. They assessed the EMG activity of the muscles and the kinematics of the ankle during the AF and AT separately in each gait sub-phase: first double support (1DS), simple support (SS), second double support (2DS) and balance sheet (BL). Data were analyzed by ANOVA, taking as factors the direction (FW and

BW) and LL paretic (LLP), non-paretic (LLNP) and control (CTL). The CTL group presented DF ROM greater than the LLNP and the LLP. The PF was greater torque in relation to LLNP and LLP and LLNP was greater than in the LLP. The DF torque was lower in the LLP compared to CTL and LLNP. The spatiotemporal variables stride length, stride length and walking speed were higher in AF and higher in CTL compared to LLNP and LLP. 1DS in stages, SS and 2DS ankle ROM was higher in CTL that LLNP and LLP. In 2DS and BL CTL showed higher ROM in the BW that in FW, and 2DS in the LLNP and LLP ROM in FW was higher. The CTL group showed higher EMG activity of DF (TA and PL) and PF (MG and SOL) for all sub-phases, and only in the BL RMS of all analyzed muscles was higher in FW compared to BW. In general the CTL group had higher amplitudes and higher EMG activity that the LLP and LLNP at all stages of the march. In 2DS and BL ankle ROM was higher in the BW in the CTL group, but not in LLNP and LLP. The swing phase the EMG activity of DF and PF was higher in FW compared to FL. Future studies should evaluate whether the lower ROM identified in kinematics is related to an ankle muscle co-activation in this population.

**Keywords:** stroke, gait, lower limb, backward walking.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Ciclo da marcha durante o Andar para Frente (fonte própria). .....	26
Figura 2: Ciclo da marcha durante o Andar para Trás (fonte própria). .....	26
Figura 3: Deslocamento angular do tornozelo durante o AF e AT. Fonte: Grasso et al, 1998.....	28
Figura 4: Deslocamento do tornozelo comparativamente durante o AF e AT. Fonte: Lee, Kim et al., 2013.....	29
Figura 5: Deslocamento angular do tornozelo durante o AF e AT. Fonte: Carneiro et al., 2012.....	30
Figura 6: Ativação EMG dos músculos do tornozelo TA e GM durante o AF e AT. Fonte: Grasso et al., 1998.....	32
Figura 7: Posicionamento do tornozelo no dinamômetro Biodex. ....	43
Figura 8: colocação dos eletrodos. ....	45
Figura 9: Curvas angulares do tornozelo no plano sagital durante o AF (andar para frente) e o AT (andar para trás). Dados referentes a um sujeito representativo de cada grupo: A = controle (C5) B = sujeito com hemiparesia membro não parético e C = membro parético (H4).....	56

Figura 10: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) em um sujeito controle (CTL).....	63
Figura 11: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) no membro inferior não parético (MINP).....	65
Figura 12: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) no membro inferior parético (MIP). .....	67

## LISTA TABELAS

Tabela 1: Dados clínicos e demográficos dos participantes. ..	51
Tabela 2: Amplitude de movimento (ADM) do tornozelo e pico de torque no membro inferior P, NP e CTL dos participantes. ....	53
Tabela 4: Características espaço-temporais do membro controle, não parético e parético durante o AF e AT.....	55
Tabela 5: Valores médios do ângulo do tornozelo no plano sagital durante as fases da marcha no AF e AT.....	60
Tabela 6: Valores médios do RMS da EMG dos músculos do tornozelo em ambos os grupos durante as fases da marcha no AF e AT.....	68

## LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

1DA - primeiro duplo apoio  
2DA - segundo duplo apoio  
ADM - amplitude de movimento  
AF - andar para frente  
AS - apoio simples  
AT - andar para trás  
AVD - atividades de vida diária  
AVE - acidente vascular encefálico  
BL - balanço  
CCI - coeficiente de correlação intraclasse  
CTL - grupo controle  
DF - dorsiflexores  
EFM - Escala de Fugl-Meyer  
EMG - eletromiografia  
FL - fibular longo  
GM - gastrocnêmio  
MI - membro inferior  
MMII - membros inferiores  
NMS - neurônio motor superior  
NP - não parético  
P - parético  
PF - plantiflexores  
SOL - solear  
TA - tibial anterior  
TUG - Timed Up and Go Test

## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO .....	19
1.1	Contextualização do Problema .....	19
1.2	Objetivos .....	22
1.2.1	Objetivo Geral .....	22
1.2.2	Objetivos específicos .....	22
1.3	Hipóteses .....	23
1.4	Justificativa .....	23
2	REVISÃO DE LITERATURA .....	25
2.1	O andar para frente e o andar para trás .....	25
2.1.1	Ciclo da marcha .....	25
2.1.2	Variáveis espaço-temporais e as diferenças entre o AF e o AT .....	27
2.1.3	Cinemática do tornozelo e as variáveis angulares	27
2.1.4	EMG da musculatura do tornozelo .....	30
2.2	A Marcha em indivíduos com hemiparesia .....	33
2.2.1	Características espaço-temporais .....	34

2.2.2	Principais fatores do déficit da marcha em indivíduos com hemiparesia .....	35
2.2.3	Eletromiografia do Tornozelo .....	36
3	MÉTODO.....	38
3.1	Característica da pesquisa .....	38
3.2	População e amostra .....	38
3.3	Instrumentos de coleta de dados .....	39
3.3.1	Avaliação Clínica .....	39
3.3.2	Avaliação Biomecânica .....	42
3.4	Procedimento de avaliação .....	47
3.5	Processamento dos dados.....	48
3.6	Tratamento estatístico .....	49
4	RESULTADOS.....	50
4.1	Avaliação Isocinética do tornozelo.....	52
4.1.1	Amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão (DF) e plantiflexão (PF) .....	52
4.1.2	Pico de torque concêntrico a 30°/s .....	52
4.2	Cinemática do tornozelo durante o AF e AT.....	54

4.2.1	Dados espaço-temporais.....	54
4.2.2	Morfologia da curva dos ângulos do tornozelo no plano sagital no AF e AT.....	56
4.2.3	Amplitude movimento do tornozelo no plano sagital em cada fase da marcha no AF e AT .....	58
4.2.4	Valores angulares mínimos e máximos do tornozelo no plano sagital em cada fase da marcha no AF e AT (Tabela 5) .....	61
4.2.5	Eletromiografia durante o AF e AT.....	62
5	DISCUSSÃO.....	70
5.1	Relação entre o pico de torque ativo durante o movimento isocinético concêntrico a 30°/s e a magnitude de ativação dos músculos dorsi e plantiflexores .....	71
5.2	Variáveis espaço-temporais os seus principais parâmetros de marcha.....	72
5.3	Variáveis cinemáticas da marcha em sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT .	73
5.4	Atividade muscular em sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT.....	76

5.5	EMG durante a marcha de sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT.....	77
6	CONCLUSÃO .....	80
	REFERÊNCIAS .....	82
	ANEXOS .....	100

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Contextualização do Problema

As consequências funcionais e os déficits neurológicos geralmente predisõem os sobreviventes de AVE a um padrão de vida com limitações para as atividades de vida diária (AVD) (Dobkin, 2005). O déficit da marcha é a principal incapacidade funcional que afeta a vida dos indivíduos após um AVE (Lin, 2005). Cerca de 65 a 85% dos sujeitos com AVE retornam a caminhar de forma independente em até 6 meses pós AVE (Wade e Hewer, 1987). Entretanto, estes sujeitos apresentam limitações importantes na velocidade de marcha, o que limita a capacidade de caminhar distâncias maiores ou por mais tempo (Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001).

O tornozelo desempenha um papel fundamental na locomoção, sendo que as contribuições dos músculos que atuam nesta articulação estão ligadas à propulsão (sóleo (SOL)), à manutenção da postura ereta (gastrocnêmio (GM)) e à retirada do pé do solo (tibial anterior (TA)) (Mcgowan, Neptune *et al.*, 2008). Sabe-se também da importância da musculatura do tornozelo na absorção de choque durante a locomoção (Nigg, Bahlsen *et al.*, 1987).

A hemiparesia pós AVE frequentemente gera uma assimetria entre os membros parético e não parético, o que resulta em uma marcha com velocidade mais lenta (Olney e Richards, 1996). A velocidade de marcha é comumente utilizada para avaliar e prever o estado funcional pós AVE (Perry, Mulroy *et al.*, 1993). A melhora da capacidade de andar é objetivo primário de pós AVE (Bohannon, 1986) e as

estratégias de reabilitação estão focadas na melhorar a velocidade de marcha e na recuperação funcional.

Para desenvolver melhores protocolos de reabilitação, é necessária melhor compreensão dos mecanismos subjacentes à marcha, em especial os movimentos articulares do tornozelo, que são cruciais para melhora da velocidade de marcha. Para tanto, destacamos a importância desta articulação durante a propulsão (ou seja, impulso do movimento), durante a fase de balanço (a progressão do movimento), bem como a fase de apoio simples (transferência de energia da perna). Nestas fases, a compreensão da geração de energia muscular fornece informações sobre as deficiências que limitam a funcionalidade do hemitórax de pessoas com sequelas de AVE (Lee, Kim *et al.*, 2013).

Estudos mostraram que os flexores plantares do tornozelo, SOL e GM, são essenciais durante as principais fases da marcha (propulsão, balanço, apoio simples e apoio duplo). O SOL é o principal responsável pela transferência da energia de movimento do corpo com o solo durante a marcha, enquanto o GM contribui para a iniciação do balanço, a geração de força para propulsão (Neptune, Sasaki *et al.*, 2008). A fraqueza destes músculos tem sido comumente relacionada com a diminuição da velocidade de marcha (Olney e Richards, 1996; Nadeau, Arsenault *et al.*, 1999). Outros estudos também esclarecem a função dos músculos dorsiflexores do tornozelo, sendo estes músculos importantes na manutenção da postura estável e também para a absorção de choque durante a locomoção (Nigg, Bahlsen *et al.*, 1987). O TA é fundamental para a retirada do pé do solo (Mcgowan, Neptune *et al.*, 2008).

No entanto, as alterações motoras provenientes da hemiparesia e as alterações na força dos dorsiflexores e plantiflexores do tornozelo, ainda não foi sistematicamente delineada. Ng e Hui-Chan (2012) mostraram que a força dos dorsiflexores do tornozelo de indivíduos com hemiparesia estava associada com a distância do teste de caminhada de seis minutos, apresentando importante correlação com a capacidade de marcha. No estudo de Dorsch, Ada *et al.* (2012), que avaliaram a força de 12 músculo do membro inferior (MI) parético (P) em indivíduos pós AVE, os dorsiflexores e os eversores do tornozelo foram os grupos musculares que apresentaram maior correlação positiva com o melhor desempenho na velocidade de marcha.

Dentre as diversas estratégias de reabilitação, o treino de andar para trás (AT) tem mostrado melhora na velocidade da marcha (Yang, Yen *et al.*, 2005). A tarefa de AT também é recomendada para melhorar o controle motor de portadores de hemiparesia, pois a capacidade de AT é necessária em muitas funções, como por exemplo, mover-se para sentar em uma cadeira ou então durante estratégia de equilíbrio ou proteção.

Tem se sugerido que ao realizar a tarefa AT, o indivíduo apresenta um maior recrutamento muscular quando comparado com AF (Threlkeld, Horn *et al.*, 1989; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Yang, Yen *et al.*, 2005). No estudo de Lee, Kim *et al.* (2013) a articulação do tornozelo gerou maior torque no AT do que a do joelho e do quadril, sugerindo que o tornozelo pode ser considerado como a principal articulação tanto para propulsão quanto para a absorção de impacto no AT. A energia gerada pelos músculos do tornozelo durante o AT provem da atividade excêntrica durante a absorção do choque pelos músculos PF

estabilizados pelos DF. Já no AF, a propulsão provém de atividade concêntrica dos músculos PF estabilizados pelos DF. Em ambos os sentidos da marcha, temos o tornozelo como uma articulação importante durante o AF e AT (Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Yang, Yen *et al.*, 2005; Carvalho, Sunnerhagen *et al.*, 2013; Lee, Kim *et al.*, 2013).

Apesar de haver estudos descrevendo a cinemática e a EMG dos membros inferiores (MMII) durante a marcha para frente em sujeitos com hemiparesia pós-AVE, ainda não estão disponíveis estudos que investiguem a importância e as compensações impostas durante a realização de tarefas como o AT nesta população. Tais alterações podem estar relacionadas com as alterações encontradas na articulação do tornozelo durante a deambulação.

O objetivo principal deste estudo foi comparar as variáveis biomecânicas cinemáticas angulares e espaço-temporais e a magnitude de ativação eletromiográfica (EMG) durante as fases da marcha nas tarefas de AF e AT em indivíduos saudáveis e indivíduos com hemiparesia na fase crônica de recuperação do AVE.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo Geral**

Comparar a cinemática e a magnitude de recrutamento muscular dos dorsiflexores (DF) e plantiflexores (PF) de tornozelo entre o AF e o AT em indivíduos com hemiparesia e controles saudáveis.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

Em ambos os grupos, caracterizar a ADM ativa e o torque isocinético concêntrico para PF e DF a velocidade angular de 30°/s.

Entre indivíduos com hemiparesia e controles saudáveis, comparar:

- 1) As variáveis espaço-temporais da marcha no AF e no AT;
- 2) O deslocamento angular do tornozelo em cada fase da marcha no AF e no AT;
- 3) A magnitude de ativação dos DF entre o AF e AT em cada fase da marcha;
- 4) A magnitude de ativação dos PF entre o AF e AT em cada fase da marcha.

### **1.3 Hipóteses**

H1: A ADM ativa e o torque isocinético do tornozelo é menor no MIP comparativamente aos CTL e MINP.

H2: O deslocamento angular do tornozelo é maior no AT comparativamente ao AF, e maior nos CTL comparativamente aos MIP e MINP.

H3: A magnitude de ativação da musculatura do tornozelo é maior no AT comparativamente ao AF, e maior nos CTL comparativamente aos MIP e MINP.

### **1.4 Justificativa**

O tornozelo apresenta função importante durante a deambulação. Muitos estudos buscaram avaliar a função do tornozelo na locomoção e a importância da força dos músculos GM e SOL, que são os principais motores na

propulsão do corpo durante o AF ou na estabilidade da postura, respectivamente e os músculos TA e o Fibular longo (FL), que realizam a dorsiflexão do tornozelo e são importantes durante a fase de balanço da marcha, para a marcha mais eficiente (Carvalho, Sunnerhagen *et al.*, 2013; Lee, Kim *et al.*, 2013; Roy, Forrester *et al.*, 2013).

Estudos apresentaram os benefícios de se utilizar o andar para trás na reabilitação da marcha em sujeitos com hemiparesia (Yang, Yen *et al.*, 2005). O AT atua não só a capacidade de gerar força nos músculos do tornozelo e pode influenciar na marcha de maneira geral. O AT foi recomendado para melhorar os componentes de movimento necessários para reabilitar a marcha (Davies, Mayston *et al.*, 1996). Sua utilização tem sido proposta como estratégia de tratamento para melhorar a deambulação destes pacientes (Yang, Yen *et al.*, 2005). Tem se sugerido que ao realizar a tarefa de AT, alguns benefícios são transferidos para a tarefa de AF (Threlkeld, Horn *et al.*, 1989; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Yang, Yen *et al.*, 2005), tal fato pode ser importante quando se busca a melhora da capacidade de deambulação em indivíduos com hemiparesia pós AVE (Visintin, Barbeau *et al.*, 1998).

Portanto, este estudo justifica-se pela importância de se conhecer as características funcionais do tornozelo no AT devido sua importância durante tarefas de locomoção, o que pode auxiliar para uma melhor compreensão desta articulação e assim, proporcionar aos profissionais da área da saúde, um suporte no desenvolvimento de protocolos de tratamento para a reabilitação locomotora.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 O andar para frente e o andar para trás**

#### **2.1.1 Ciclo da marcha**

O caminhar se relaciona com tarefas básicas como manutenção da postura, estabilidade durante a fase de apoio, deslocamento do pé durante a fase de BL e com a produção suficiente de força para a progressão do AF (Olney e Richards, 1996).

A AF é uma sucessão de transferência do peso, do calcâneo a ponta do pé de cada membro inferior. Essa sequência de apoio de um membro e o avanço do contralateral é o ciclo da marcha. Este ciclo é dividido em duas fases: fases de apoio e fase de BL. As quais representam aproximadamente 60% e 40% do ciclo da marcha, respectivamente (Winter, 1990). A fase de apoio que é o período em que o pé está em contato com o solo, esta é subdividido em contato inicial, apoio inicial, apoio médio, apoio final e retirada dos dedos (pré-balanço). A fase de BL começa com a retirada do pé do solo e é o período em que o pé está se deslocando fora do contato com o solo (figura 1). No ciclo da marcha há dois apoio duplo, onde os dois pés estão em contato com o solo e um período de AS, onde apenas um membro está em contato com o solo e todo o peso do corpo repousa sobre uma extremidade (Perry, Mulroy *et al.*, 1993).

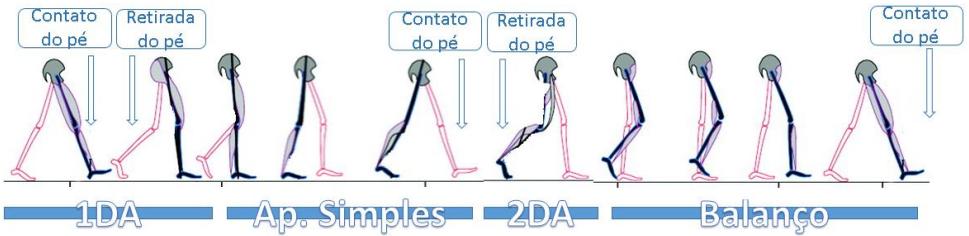


Figura 1: Ciclo da marcha durante o Andar para Frente (fonte própria).

O movimento dos membros durante o AT (figura 2), apresentam-se como um espelho para o AF. O ciclo do AT pode ser definido como o período entre o toque dos dedos no solo, retirada do calcâneo e toque dos dedos do mesmo membro no solo. Estudos que verificaram o ciclo de marcha apresentaram as principais diferenças entre o AF e AT (Thorstensson, 1986; Vilensky, 1987; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998). Estes autores utilizaram o ciclo do AT de forma invertida para fazer a comparação com AF.

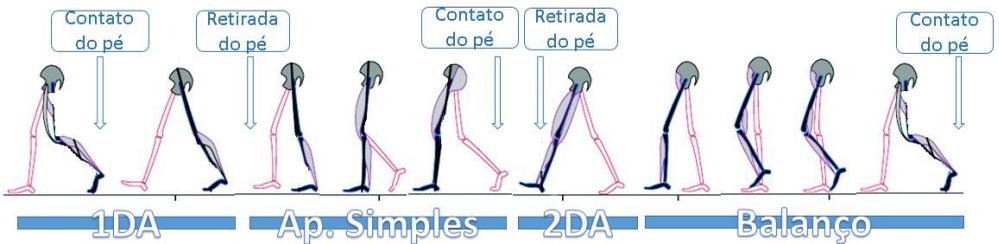


Figura 2: Ciclo da marcha durante o Andar para Trás (fonte própria).

O AT não é tarefa usual e poucas situações podem estimular a execução deste tipo de locomoção. Exceto

durante pequenas mudanças de direções, passamos boa parte da nossa vida sem realizar o AT. No entanto, a AT é necessária para algumas funções do nosso dia a dia, como por exemplo, mover-se para sentar em uma cadeira ou em mecanismos de equilíbrio e proteção (Threlkeld, Horn *et al.*, 1989; Laufer, 2005).

### 2.1.2 Variáveis espaço-temporais e as diferenças entre o AF e o AT

As variáveis espaço-temporais estão baseadas na cinemática da marcha, sendo as principais variáveis o comprimento do passo, comprimento da passada, largura do passo, cadência e velocidade da marcha. A cinemática angular preocupa-se em descrever os ângulos das articulações (Winter, 1990). Estudos específicos sobre o AT, como Vilensky (1987), buscaram melhor entender as principais variáveis do ciclo da marcha, neste estudo foi verificado que o período de duplo apoio foi menor no AT comparado com AF. Em Laufer (2005), onde 30 adultos realizaram a marcha em velocidade normal, verificou-se que a velocidade, o comprimento do passo e a fase de balanço, foram menores no AT em comparação com o AF.

### 2.1.3 Cinemática do tornozelo e as variáveis angulares

O contato inicial do ciclo da marcha é dado pelo tornozelo, tipicamente dentro da posição neutra ( $90^\circ$  entre o pé e a tíbia). Enquanto o apoio se transfere para o membro em contato como solo, o tornozelo atinge cerca de  $5^\circ$  de flexão plantar e retorna para a posição neutra. O tornozelo atinge aproximadamente  $10^\circ$  de dorsiflexão com a tíbia avançando sobre o pé. Na fase final de apoio, o peso do corpo

é transferido para o membro oposto e o tornozelo realiza PF de aproximadamente  $20^\circ$  para deslocar o corpo para frente e empurra a perna para o início a fase de oscilação (Winter, 1990).

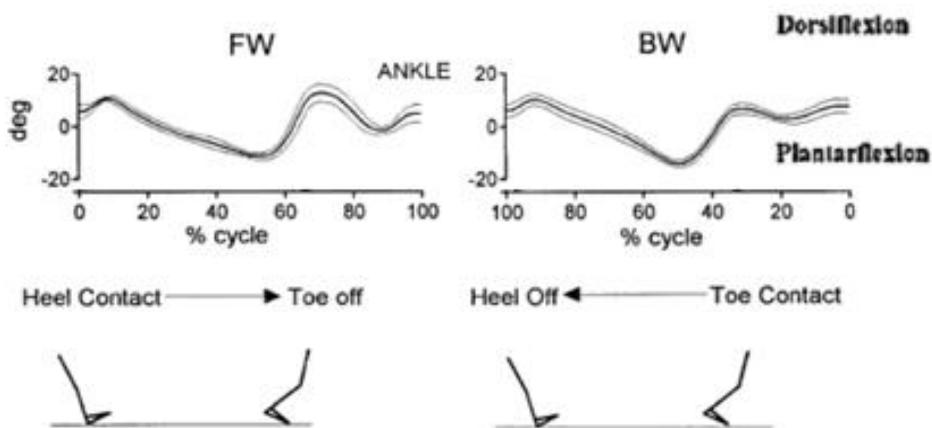


Figura 3: Deslocamento angular do tornozelo durante o AF e AT. Fonte: Grasso et al, 1998

De acordo com a descrição do ciclo da marcha no solo durante AF realizada por Perry (2005), onde o movimento de tornozelo está descrito através do movimento angular, o mesmo pode ser feito com o ciclo da marcha durante o AT. Desta forma, o movimento articular do tornozelo se movimenta através de quatro arcos de movimento: os primeiros três arcos de movimento acontecem no apoio (PF, DF e PF). Durante a fase de BL o tornozelo apenas realiza a DF. No estudo de Lee, Kim *et al.* (2013), onde foi estudado a marcha durante o AF e o AT, não houve diferença significativa na máxima PF durante o apoio inicial no AF e a fase de pré-balanço no AT. A articulação do tornozelo

apresentou maior DF durante a fase de BL até o contato inicial no AF, que durante a fase de pré-balanço até fase de BL do AT. A amplitude de movimento (ADM) foi também diferente, sendo menor no AT comparativamente ao AF (figura 4).

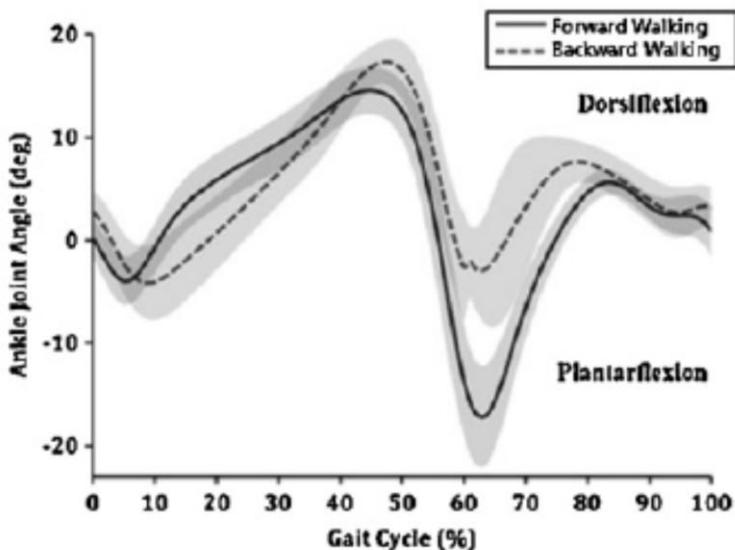


Figura 4: Deslocamento do tornozelo comparativamente durante o AF e AT. Fonte: Lee, Kim et al., 2013.

Carneiro, Michaelsen *et al.* (2012) descrevem a morfologia do deslocamento angular do tornozelo no AF e AT no solo. A curva do deslocamento do tornozelo no AT esta invertida no eixo horizontal. O ciclo iniciou na fase de BL e finalizou com o apoio, sendo semelhante ao AF. Durante o AT, a DF do tornozelo ocorre depois do contato dos dedos do pé no solo e também durante a maior parte da fase de apoio.

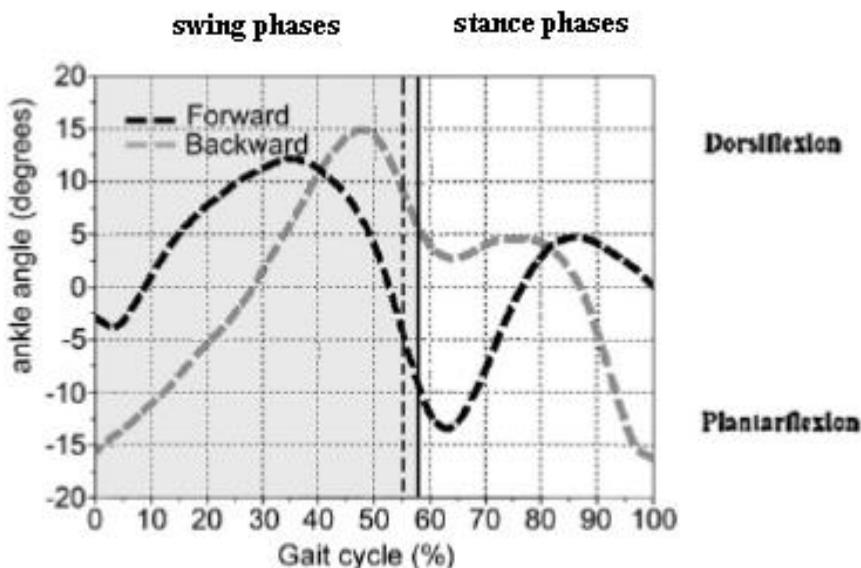


Figura 5: Deslocamento angular do tornozelo durante o AF e AT.

Fonte: Carneiro et al., 2012.

#### 2.1.4 EMG da musculatura do tornozelo

A EMG é ferramenta para a avaliação de padrões de ativação muscular, quando se trata de pacientes com distúrbios neurológico, pode servir de auxílio para as tomadas de decisões clínicas (Bouharham, Hameau *et al.*, 2013), sendo útil para avaliar a magnitude de ativação muscular, como avaliar os diversos padrões de co-ativação muscular e na análise da marcha (Manganotti, Acler *et al.*, 2010).

A análise do padrão de ativação muscular é usada em estudos sobre a marcha, como em Grasso, Bianchi *et al.* (1998) que avaliaram a marcha durante o AF e AT no solo,

utilizando a análise de movimento, EMG e cinética. A força pode ser comumente representada pela amplitude de ativação durante a EMG, o que reflete o efeito da atividade de todos os músculos agonistas e antagonistas que atuam sobre a marcha (Lamontagne, Richards *et al.*, 2000). Informações importantes sobre quais grupos musculares estão fornecendo uma amplitude de ativação dominante (flexores ou extensores), demonstra uma que existem muitas combinações de ativação muscular durante a da marcha.

Quanto à atividade muscular, Winter, Pluck *et al.* (1989) sugeriram que a produção de força apresenta alta correlação para o torque da articulação do tornozelo. No estudo de Lee, Kim *et al.* (2013) verificou-se que o momento máximo da articulação do tornozelo foi gerado na flexão plantar, durante a fase de apoio no AT. Nesta fase, o tornozelo desempenha um papel importante na absorção do choque, desacelerando o movimento. Os mesmos dados foram obtidos em estudos anteriores. (Thorstensson, 1986; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Van Deursen, Flynn *et al.*, 1998). Também com base nesses estudos, Lee, Kim *et al.* (2013) coloca o tornozelo como a principal articulação na geração de força e absorção de choques durante o AT.

A análise da EMG realizada durante o AF e AT em Grasso, Bianchi *et al.* (1998) mostra o padrão de atividade eletromiográfica durante o AF e o padrão reverso da atividade eletromiográfica durante o AT (figura 6). Nesta figura, podemos verificar que os sujeitos LB e DT apresentaram padrão de ativação semelhante morfológicamente. Sendo que durante o AF, o músculo GM apresentou maior ativação na fase de contato inicial e no final da fase de apoio para ambos os sujeitos. O mesmo acontecendo de forma mais discreta no músculo TA.

Comparativamente ao AT, vemos que a maior ativação para ambos os músculos GM e TA ocorre na fase de apoio, logo após a resposta a carga, onde a magnitude de ativação é maior comparativamente ao AF.

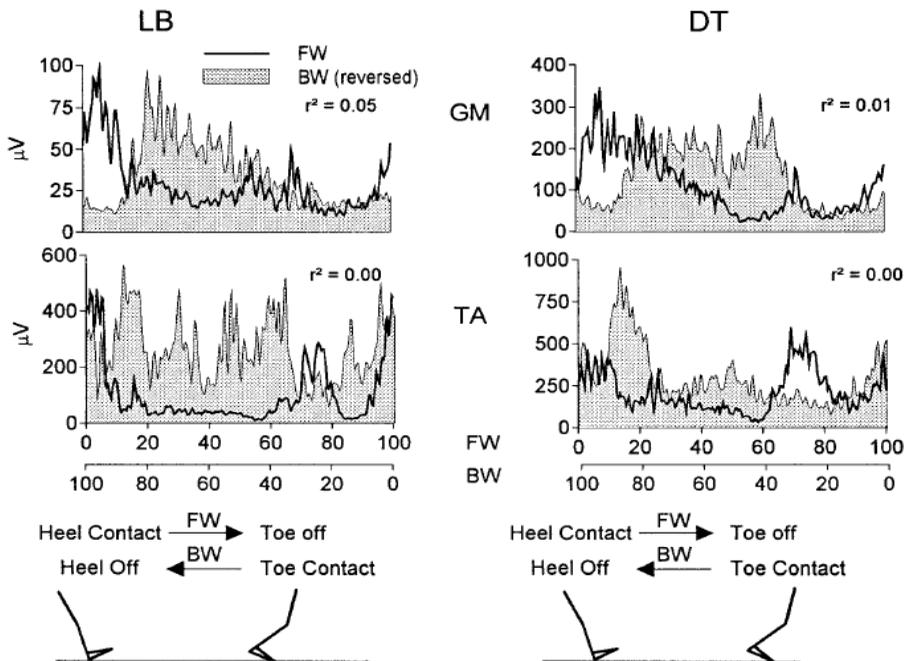


Figura 6: Ativação EMG dos músculos do tornozelo TA e GM durante o AF e AT. Fonte: Grasso et al., 1998.

Neste contexto, durante a fase de apoio, tem-se a ativação da musculatura do tornozelo como a responsável pela desaceleração e absorção das forças durante o AT, sendo a DF do tornozelo responsável pelo movimento do tronco

para trás durante o AT (Lee, Kim *et al.*, 2013). No entanto, Grasso, Bianchi *et al.* (1998) encontraram diferenças na origem da propulsão durante o AT, relatando que o impulso principal é dado pelas articulações do joelho e quadril.

A amplitude de ativação muscular é modulada de acordo com a tarefa muscular, sendo ela concêntrica ou excêntrica (Van Deursen, Flynn *et al.*, 1998). No entanto, a avaliação do pico de ativação na EMG proporciona uma informação sobre a energia gerada e/ou absorvida pelos músculos sobre uma contração concêntrica ou excêntrica, ou a geração de força que atua na mesma direção do movimento, concêntrica ou que atua na direção oposta ao movimento excêntrica.

## **2.2 A Marcha em indivíduos com hemiparesia**

Diversas deficiências ocorrem após o AVE, inclusive danos às funções motoras. Tais deficiências motoras têm origem de um hemicorpo mais afetado ou parético e outro menos afetado ou não parético (NP) (Barzi e Zehr, 2008; Zehr, 2011; Zehr e Loadman, 2012). A fraqueza muscular é alteração significativa após o AVE (Bohannon e Andrews, 1990; Teixeira-Salmela, Olney *et al.*, 1999; Kim e Eng, 2003).

Esta diminuição de força muscular com espasticidade e sinergismo anormal tendem a dificultar a realização de várias tarefas de vida diária, reduzindo a independência funcional dos indivíduos com hemiparesia (Teixeira-Salmela, Olney *et al.*, 1999). A incapacidade funcional que mais afeta a vida dos indivíduos após um AVE é o déficit da marcha (Lin, 2005). A falta de sincronia entre o contato do pé no solo e a oscilação do membro durante a marcha altera os principais

componentes da marcha (Woollacott e Shumway-Cook, 2002). A marcha de indivíduos com hemiparesia pós AVE é mais lenta, outros fatores como cadência, comprimento da passada e amplitude articular também são características desses indivíduos, causando a assimetria entre as variáveis espaço-temporais (Olney e Richards, 1996; Chen, George, Patten, Carolyn *et al.*, 2005).

### 2.2.1 Características espaço-temporais

Os indivíduos com hemiparesia pós-AVE apresentam velocidades médias da marcha que variam de 0,16 m/s até 0,86 m/s (Nadeau, Arsenault *et al.*, 1999; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Kim e Eng, 2003; Chen, George, Patten, Carolyn *et al.*, 2005; Lin, Yang *et al.*, 2006). A velocidade de marcha reflete diretamente na gravidade do AVE, associando a velocidades mais lentas; embora mesmo os indivíduos ligeiramente afetados são mais lentos comparados com adultos saudáveis e com idades semelhantes (1,27 m/s para 1,39 m/s) (Bohannon, 1997), o aumento da velocidade reflete melhoria na capacidade funcional e da independência (Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001).

Outro fator importante é tempo de apoio na marcha, onde o apoio do MINP tem tempo maior de apoio comparado ao MIP. Em indivíduo saudável, a proporção do apoio e balanço é 62:38 e indivíduos com hemiparesia, o MINP tem a proporção de 80:20 e o MIP 67:33 (Peat, Dubo *et al.*, 1976). A fase de apoio prolongada é atribuída à dificuldade em fazer avançar o pé durante a fase de oscilação devido às menores força e potência no impulso de saída no tornozelo (Olney e Richards, 1996). Isto interfere na cadência da marcha, que segundo Yang, Yen *et al.* (2005), a cadência  $67,7 \pm 17,2$  para

sujeitos saudáveis e cadencia  $62,4 \pm 9,1$  para sujeitos com hemiparesia pós AVE.

### 2.2.2 Principais fatores do déficit da marcha em indivíduos com hemiparesia

A capacidade dos indivíduos pós AVE de recuperar a marcha normal depende da força, mobilidade articular, coordenação e capacidade aeróbia (Nadeau, Arsenault *et al.*, 1999). O desafio está em quais deficiências são as importantes no desempenho da marcha. A melhor compreensão dos padrões de marcha em indivíduos com AVE se faz necessária. De fato, a análise da marcha tem sido fundamental na localização de déficits a um grupo comum ou específico de músculos que interferiram diretamente sobre o desempenho da marcha em pessoas com deficiência, tais como o AVE.

Assim, a função assimétrica dos membros inferiores devido à fraqueza muscular ou controle muscular comprometido em sujeitos com hemiparesia secundária ao AVE, pode levar mudar o AF, independentemente se o MI P é o membro de balanço ou o de apoio. Na hemiparesia, Hesse, Luecke *et al.* (1996) encontraram redução na atividade dos músculos do tornozelo na fase terminal do BL o que é importante para entender os efeitos ativação muscular sobre a marcha. Mas, os efeitos da ativação muscular e a co-ativação durante a marcha em indivíduos com hemiparesia ainda é pouco explorada.

O comprometimento do tornozelo é relacionado a assimetria de MMII em indivíduos pós-AVE, pois a alteração de tônus muscular do tornozelo provoca descarga de peso assimétrica em relação aos indivíduos saudáveis (Roerdink, Geurts *et al.*, 2009). A alteração motora dos PF (GM e SOL)

faz com que o indivíduo hemiparético tenha a rotação da articulação subtalar, favorecendo a inversão associada ao equino.

A fraqueza muscular é mais evidente nos grupos musculares proximais contralaterais a lesão encefálica (Lum, Patten *et al.*, 2004; Zehr e Loadman, 2012), mas o tornozelo apresenta disfunção na PF e DF, onde torque de DF no lado afetado pode reduzir em 38% comparado com o lado não afetado após o AVE (Barzi e Zehr, 2008).

Na fase crônica (6 meses após o AVE), o aumento da força nos músculos dos membros inferiores, principalmente os DF e PF do tornozelo, estão associados a melhor mobilidade e desempenho de marcha (Teixeira-Salmela, Olney *et al.*, 1999; Kim e Eng, 2003; Dorsch, Ada *et al.*, 2012). Outro fator que interfere na força muscular é a excessiva atividade muscular extensora em hiperreflexia (Barzi e Zehr, 2008; Thompson e Ryan, 2009) o afeta a locomoção.

Outro fator que influencia esta disfunção motora é a atrofia muscular. O músculo gastrocnêmio é o mais propenso a atrofia (Johnson, Polgar *et al.*, 1973), o que limita a velocidade de marcha (Klein, Brooks *et al.*, 2010).

### 2.2.3 Eletromiografia do Tornozelo

O perfil da EMG gerado durante o ciclo da marcha, apresenta-se bastante semelhantes morfológicamente em indivíduos saudáveis e hemiparético. A principal diferença é a amplitude, onde em ambos os lados dos indivíduos com hemiparesia, o membro NP e P estão diferentes e inferiores aos saudáveis. O MIP apresenta diminuição de ativação comparado com MINP. Os FP do tornozelo são os principais contribuintes para o trabalho de AF na marcha de indivíduos

saudável, sendo que a articulação do tornozelo que normalmente contribui com cerca de 80 a 85% do total da energia gerada durante todo o ciclo da marcha (Winter, 1990; Lee, Kim *et al.*, 2013). Em indivíduos hemiparéticos em marcha rápida, o tornozelo apresentou maior contribuição em ambos os lados (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Kim e Eng, 2003). A energia muscular deficitária no MIP está diretamente relacionada com a velocidade de marcha (Kim e Eng, 2003).

O objetivo desta dissertação foi descrever e comparar a cinemática e a magnitude de recrutamento muscular dos DF e PF de tornozelo entre o AF e o AT em indivíduos com hemiparesia e controles saudáveis. Especificamente, caracterizar a ADM ativa e o torque isocinético concêntrico para PF e DF, comparar o deslocamento angular e as variáveis espaço-temporais do tornozelo em cada fase da marcha no AF e no AT, bem como a magnitude de ativação dos DF entre o AF e AT em cada fase da marcha.

### **3 MÉTODO**

#### **3.1 Característica da pesquisa**

Trata-se de estudo descritivo de caráter exploratório, com o objetivo de comparar dois grupos através de instrumentos biomecânicos que avaliaram o movimento articular e a força dos membros inferiores, a cinemática e magnitude da ativação da musculatura do tornozelo durante a marcha em indivíduos com hemiparesia pós AVE e em controles saudáveis.

#### **3.2 População e amostra**

Participaram deste estudo 18 indivíduos divididos em dois grupos. Para o grupo com AVE, a amostra de 12 indivíduos adultos ( $65 \pm 9$  anos) de ambos os sexos com hemiparesia pós-AVE foi obtida de forma não probabilística intencional, sendo formada por indivíduos recrutados do Projeto de Extensão “Atividade física para indivíduos com hemiparesia pós AVE” e da lista de espera da Clínica Escola de Fisioterapia da Universidade do Estado de Santa Catarina (UDESC). O grupo controle foi composto por seis indivíduos ( $62,2 \pm 4,6$  anos), obtido de forma não probabilística intencional, com sexo e idade pareados aos indivíduos com hemiparesia. Os critérios de inclusão para o grupo com hemiparesia foram os seguintes: 1) Hemiparesia decorrente de AVE; 2) Maiores de 18 anos; 3) Capazes de realizar o *Timed Up and Go Test* (TUG) independentemente sem utilizar dispositivos de auxílio à marcha; 4) Capazes de realizar a plantiflexão e a dorsiflexão de tornozelo ativas. Os critérios de exclusão foram: 1) Indivíduos com hemiparesia

que tenham problemas ortopédicos não decorrentes do AVE em membros inferiores que interfiram nas tarefas de andar para frente e andar para trás, por exemplo fraturas de membros inferiores, amputações; 2) Histórico de outras doenças neurológicas (por exemplo Doença de Parkinson), vertigem ou disfunção vestibular; 3) Indivíduos com pontuação inferior a 18 e 26 pontos, conforme escolaridade no Mini Exame do Estado Mental; 4) Indivíduos com comprometimento visual não passível de correção.

A amostra do grupo controle (CTL) foi pareada por sexo e idade ( $\pm 5$  anos) aos indivíduos do grupo com hemiparesia e foi recrutada em outros projetos de extensão do CEFID ou residentes na comunidade próxima ao CEFID. Foram excluídos indivíduos que apresentassem: 1) problemas ortopédicos em membros inferiores que interferissem nas tarefas de andar para frente e andar para trás, por exemplo fraturas de membros inferiores, amputações; 2) Histórico de doenças neurológicas, vertigem ou disfunção vestibular; 3) Indivíduos com pontuação inferior a 18 e 26 pontos, conforme escolaridade no Mini Exame do Estado Mental; 4) Indivíduos com comprometimento visual não passível de correção.

### **3.3 Instrumentos de coleta de dados**

#### **3.3.1 Avaliação Clínica**

##### **3.3.1.1 Estrutura e função corporal**

##### **3.3.1.1.1 Grau de recuperação motora Escala Fugl-Meyer (EFM) (ANEXO – A)**

Foi utilizada a seção de membro inferior da EFM. A pontuação é dada numa escala de 0 a 2 pontos, sendo: 0 sem

função a 2 função completa. O escore total da escala motora MI gradua de 0 a 34 pontos, e o nível de comprometimento motor pode ser verificado através da pontuação alcançada, sendo abaixo de 17 pontos um comprometimento motor grave; 18-22 pontos comprometimento marcado; 23-28 moderado; e acima de 29 leve (Fugl-Meyer, Jaasko *et al.*, 1975; Michaelsen, Rocha *et al.*, 2011). Também foi utilizada a seção da propriocepção da EFM para verificar alteração sensorial nas articulações do joelho e tornozelo. Na EFM A pontuação para o sentido de movimento da modalidade propriocepção é definida como: 0) não identifica o movimento; 1) ao menos 75% das respostas corretas (três acertos em quatro movimentos ou seis em oito conforme a articulação avaliada); 2) todas as respostas corretas. A confiabilidade da EFM baseada na versão adaptada do manual foi excelente para o escore motor total do membro inferior apresentando um coeficiente de correlação intraclasse (CCI) de 0,90 (Michaelsen, Rocha *et al.*, 2011).

Além da pontuação da EFM-MI, para identificação do grau de recuperação motora do tornozelo, os escores das sessões II (sinergismo de flexão e extensão), III (movimento combinado de sinergia) e IV (movimento voluntário ou fora de sinergia), apenas com a pontuação do tornozelo. Estes dados foram somados (pontuação máxima de 8) e serviram para caracterizar a amostra.

#### 3.3.1.1.2 Hipertonia Escala de espasticidade Tardieu (EET) (ANEXO – B)

A hipertonia dos flexores plantares do tornozelo do membro inferior parético (MIP) foi avaliada pela EET. A escala mede a resistência ao movimento em diferentes velocidades a fim de diferenciar hipertonia de origem reflexa

(espasticidade) da hipertonia de origem muscular (rigidez). O movimento foi realizado em duas velocidades de alongamento diferentes: V1- mais lenta possível; V3- mais rápida possível. A qualidade da reação ao movimento (X): 0- sem resistência durante o movimento passivo; 1- ligeira resistência durante o movimento passivo, sem interrupção do movimento num determinado ângulo; 2- resistência precisa, num determinado ângulo de amplitude (ângulo de reação muscular), interrompendo o movimento passivo, seguido de relaxamento; 3- clônus fatigável (por menos de 10 segundos, quando se mantém a pressão), ocorrendo num ângulo específico; 4- clônus infatigável (por mais de 10 segundos, quando se mantém a pressão), ocorrendo num ângulo específico (Morris, 2002). Os valores de V1 e V3 foram somados, alcançando um total de 8 pontos.

### 3.3.1.2 Nível de Atividade

#### 3.3.1.2.1 Velocidade de marcha – Teste de caminhada de 10 metros (ANEXO – C)

O teste de caminhada de 10 metros avalia a velocidade da marcha confortável e a velocidade de marcha rápida (ANEXO C). Uma marcação a 2 metros do início e do final do percurso foi utilizada para aceleração e desaceleração da caminhada. Foi cronometrado o tempo que o sujeito levou para percorrer 10m (Salbach, Mayo *et al.*, 2001). Primeiramente foi solicitado que andasse em velocidade confortável, e após um período de descanso, foi solicitado ao sujeito que caminhe em velocidade máxima dentro de seus limites de segurança, utilizando o comando dado para esta velocidade foi: “caminhe como se estivesse atrasado para pegar o ônibus” (Nascimento, Caetano *et al.*, 2012). Também foi utilizado o percentual de aumento da velocidade entre

velocidade confortável e velocidade rápida para mensurar a capacidade de alteração da velocidade de marcha.

### 3.3.1.2.2 Mobilidade funcional - *Timed Up and Go* (ANEXO – C)

O TUG é um teste de mobilidade funcional, usado para detectar problemas de equilíbrio que afetam a capacidade de mobilidade de pessoas idosas. Ele exige que o indivíduo levante de uma cadeira com braços, caminhe 3 metros, vire, caminhe de volta e sente-se novamente. O tempo levado para realizar essa tarefa é cronometrado, sendo que um tempo igual ou inferior a 18 segundos, o indivíduo com hemiparesia é considerado rápido; e acima disso, considerado intermediário a lento. O teste apresenta índices de confiabilidade inter-examinador ICC = 0,99 e intra-examinador ICC= 0,99) (Podsiadlo e Richardson, 1991; Faria, Teixeira-Salmela *et al.*, 2013).

## 3.3.2 Avaliação Biomecânica

### 3.3.2.1 Amplitude de movimento passiva no isocinético

As medições foram realizadas no equipamento Biodex System Multi-Joint 4 PRO dynamometer. Os indivíduos foram posicionados sentados confortavelmente com suas costas contra um encosto com inclinação de 85°, quadril flexionado a 90° com apoio da coxa em um suporte e joelho fletido em 45°. O pé do membro avaliado ficou apoiado na plataforma com o tornozelo em amplitude neutra (0°). Os membros inferiores e o restante do corpo foram estabilizados por cintos de segurança em torno dos ombros, cintura e coxa para evitar movimentos indesejados. O eixo do movimento foi ajustado com o eixo central da articulação do tornozelo

(Figura 7). Como um movimento passivo de dorsiflexão e de plantiflexão, os valores obtidos registrados eram os máximos valores alcançados em três avaliações nestes respectivos movimentos.



Figura 7: Posicionamento do tornozelo no dinamômetro Biodex.

### 3.3.2.2 Dinamometria do torque isocinético (ANEXO – D)

A avaliação da força isocinética máxima foi realizada na velocidade angular de  $30^{\circ}/s$  na ação concêntrica da ação muscular dos PF e DF do tornozelo. Para avaliação do pico de força dos DF e PF do tornozelo, os sujeitos foram posicionados como descrito acima. Antes de cada medição, a

amplitude de movimento e o peso da extremidade inferior testada foram medidos para corrigir o efeito da gravidade nos dados brutos de torque.

Todos os participantes receberam feedback visual do monitor do sistema Biodex e também foram estimulados verbalmente pelo examinador, buscando um esforço máximo dos indivíduos avaliados. A coleta iniciou pelo MIP no grupo AVE e membro dominante nos controles.

### 3.3.2.3 Eletromiografia

A atividade elétrica dos músculos foi registrada bilateralmente durante a avaliação isocinética e nas tarefas AF e AT com a frequência de amostragem 2 kHz. Utilizou-se o sistema de eletromiografia e transmissão de dados TeleMyo 2400T G2 (Noraxon Inc. USA) com filtro analógico de 20-500Hz.

O sistema foi montado conforme a lateralidade da hemiparesia dos indivíduos do grupo AVE ou conforme a dominância dos indivíduos do grupo controle. A preparação da pele foi realizada pela limpeza com algodão embebido em álcool. A colocação dos eletrodos descartáveis de AgCl com distância inter-eletrodos de 20 mm e a área de contato de 15 mm foi realizada de acordo com as normas SENIAM, na porção média do ventre dos músculos SOL, GM, TB e FL (Hermens, Freriks et al., 2000). Após similar preparação, o eletrodo terra foi fixado sobre o maléolo medial (figura 8).



Figura 8: colocação dos eletrodos.

#### 3.3.2.4 Sincronização dos dados da dinamometria e EMG

Durante as coletas, um eletrogoniômetro (Noraxon Inc. USA) foi afixado no tornozelo dos indivíduos para a sincronização dos dados dinamométricos e eletromiográficos durante a avaliação no dinamômetro. A sincronização foi feita por meio de correlação cruzada entre as séries temporais do sinal do eletrogoniômetro e sinal da posição angular do braço do dinamômetro isocinético. O instante de máxima correlação entre esses dois sinais foi usado para sincronização.

#### 3.3.2.5 Análise Cinemática

Para análise cinemática da tarefa de andar para frente e andar para trás foi utilizado o Sistema VICON (VICON BONITA 10 MX GIGANET 3D) a 100 Hz, utilizando um modelo de aquisição de dados com 10 câmeras. As câmeras estavam fixadas nas paredes do laboratório a uma altura de 2

m, com uma distância de aproximadamente 3 metros (APÊNDICE I). Foram afixados 23 marcadores passivos nos pontos anatômicos recomendados pelo sistema VICON: 5º metatarso, calcâneo, maléolo lateral, linha média da tibia, linha articular do joelho, linha média do fêmur, espinha íliaca anterossuperior, espinha íliaca pósterossuperior e acrômio em ambos os hemisfério dos indivíduos. Além disso, foram fixados marcadores no processo xifóide, fúrcula esternal, 7º vértebra cervical, 10º vértebra torácica e sobre a escápula direita (APÊNDICE II).

Com o intuito de garantir a melhor sincronização dos instrumentos de análise cinemática e eletromiográfica, foi realizada de duas formas de sincronização: com um sinal luminoso (Sincronização A) e com eletrogoniômetro (Sincronização B). O TeleMyo 2400T G2 (Noraxon Inc. USA) foi o *software* utilizado nos dois sistemas de sincronização. Durante a Sincronização A, quando o sinal luminoso era disparado, ocorria uma inversão de sinal, marcando o exato momento do sinal. Durante a coleta cinemática, o corte dos dados ocorreu entre três sinais luminosos, sendo que o primeiro foi disparado no instante que o indivíduo entrava na zona de coleta, o segundo quando o mesmo estava no centro e o terceiro ao final da zona de coleta. A sincronização B foi realizada como o segundo modo de sincronização caso algo ocorresse com o a primeira sincronização. Os dados angulares fornecidos pelo eletrogoniômetro foram pareados com os dados angulares da coleta cinemática.

### 3.4 Procedimento de avaliação

A cinemática da marcha foi avaliada através das variáveis angulares e espaço-temporais adquiridas com o software VICON Nexus, utilizando uma rotina do próprio sistema Nexus, denominada *Plug-in-Gait full body* (para desenvolvimento e utilização dos modelos antropométricos). Durante a análise de vídeo das coletas, para posterior sincronização, os eventos *foot strike* (primeiro contato do pé com o solo) e *foot off* (retirada do pé do solo) foram demarcados. Desta forma foi possível analisar os principais eventos cinemáticos:

1DA – Primeiro duplo apoio: instante do primeiro contato do membro no solo até a retirada do membro contralateral.

APS – Fase de apoio simples: período entre o instante de retirada do membro contralateral do solo até o próximo contato do membro contralateral no solo.

2DA – Segundo duplo apoio (fase de pré-balanço): instante do contato do membro contralateral no solo até a retirada do membro do solo.

BAL – Fase de balanço: período entre o instante de retirada do membro do solo até o próximo contato do mesmo no solo.

As variáveis espaço-temporais foram representadas da seguinte maneira tanto para o AF quanto no AT:

Passada – período entre o instante em que o calcanhar do membro de apoio toca o solo até o momento em que ele volta a tocar o solo novamente.

Comprimento do passo – distância entre o momento de contato do membro no solo até o contato do membro contralateral.

Cadência – número de passos por tempo decorrido.

### **3.5 Processamento dos dados**

Para o tratamento do sinal EMG, o sinal bruto teve a média removida e foi filtrado com filtro Butterworth 4a ordem passa-baixa 500Hz, e rejeita-banda de 60 e harmônicas. Em seguida, esse sinal filtrado foi retificado e filtrado com filtro Butterworth 4a ordem passa-baixa 200 Hz. Para comparação eletromiografia-cinemática, o sinal processado EMG foi reamostrado em 100 Hz.

Para o tratamento do sinais de cinemática, o sinal bruto foi filtrado com filtro Butterworth 4a ordem passa-baixa 20Hz e alisado com spline quíntico. Foi usado a informação do sistema Vicon sobre os instantes de toque e retirada do pés para recortar os sinais em passos, fase de apoio e fase de balanço.

Para o sinal de eletrogoniometria, o sinal bruto foi filtrado com filtro Butterworth 4a ordem passa-baixa 30Hz.

Foram definidos os seguintes intervalos de análise: janela de 100 ms imediatamente antes do toque do pé no chão, janela de 100 ms imediatamente após o toque do pé no chão, e janela de 100 ms imediatamente antes do final da fase de contato do pé. Para cada uma dessas janelas, foi calculado o valor RMS (raiz quadrada do sinal médio) do EMG, sinal da integral do EMG e frequência mediana do EMG; amplitude mínima e máxima da posição angular do tornozelo nos planos de dorsiflexão/flexão plantar durante a tarefa de locomoção.

Os sinais EMG e cinemática foram normalizados para um passo e média das repetições da tarefa foi calculada para cada sinal. O sinal EMG foi normalizado pelo valor 95% do valor máximo observado durante cada coleta.

No dinamômetro Isocinético Biodex, o grupo pós AVE avaliou os MIP, MINP e o grupo saudável apenas o membro dominante. Os dados obtidos no dinamômetro e na EMG (magnitude de ativação muscular durante as tarefas) foram computados e tabulados para posterior análise.

### **3.6 Tratamento estatístico**

As médias aritméticas e o desvio padrão foram empregadas para análise dos dados referentes às características sócio demográficas dos participantes, bem como a caracterização da amostra nos testes clínicos.

A análise dos dados da dinamometria isocinética de plantiflexão e dorsiflexão foi realizada separadamente para ADM, torque isocinético concêntrico a 30°/s e EMG com ANOVA de uma via. Foi empregado o teste post hoc de Tukey.

As variáveis cinemáticas e eletromiográficas foram comparadas separadamente para cada subfase da marcha utilizando ANOVA fatorial, tendo como fatores a direção do andar (AF e AT) e o membro inferior (P, NP e CTL). Quando houve efeito principal de membro inferior ou a interação foi significativa, foi realizada a análise post hoc de Tukey. Considerou-se um nível de significância de 5% ( $p < 0,05$ ). A análise estatística foi feita com o programa SPSS 20.

## 4 RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta a caracterização dos participantes. Os sujeitos com hemiparesia foram classificados em ordem decrescente segundo o comprometimento motor do MIP, utilizando a pontuação relativa à sessão do tornozelo desta da escala EFM-MI como critério. A amostra foi composta por sujeitos com hemiparesia crônica, predominantemente masculina e com comprometimento à esquerda. De acordo com a escala de Tardieu apenas um participante apresentou rigidez em GAS (H7), oito apresentaram algum grau de espasticidade no SOL e nove no GAS (Tabela 1). A velocidade média da marcha natural foi  $0,85 \pm 0,21$  m/s (0,65-1,35), a velocidade rápida  $1,22 \pm 0,21$  m/s (0,82-1,70) e o tempo para realizar o TUG foi de  $13,4 \pm 3,0$  (9,05-19,50).

A amostra que compôs o grupo controle (CTL) foi formada por 5 indivíduos do sexo masculinos e um do sexo feminino.

Tabela 1: Dados clínicos e demográficos dos participantes.

Sujeito	Sexo	Idade (anos)	Lado AVE	Tempo lesão (meses)	EFM		EET	
					MI (0-34)	Torn (0-8)	GAS (0-8)	SOL (0-8)
<b>HEMI</b>								
H1	M	57	E	60	33	8	4	4
H2	M	74	D	144	32	7	1	1
H3	F	56	E	34	31	6	3	3
H4	M	71	D	120	28	6	4	4
H5	M	70	D	63	28	5	2	3
H6	M	48	E	36	26	2	5	4
H7	M	70	E	14	24	5	4	5
H8	M	59	E	120	24	4	5	4
H9	M	67	E	102	23	6	2	2
H10	M	63	E	60	22	2	4	4
H11	F	77	D	44	21	2	1	2
H12	F	54	E	60	18	2	3	3
Média		63,8		70,6	25,8	4,6	3,2	3,3
DP		9,0		41,5	4,7	2,2	1,4	1,1
<b>CTL</b>								
C1	M	55						
C2	F	56						
C3	M	65						
C4	M	69						
C5	M	68						
C6	M	60						
Média		62,2						
DP		4,6						

S = Sujeitos; HEMI = Hemiparesia; CTL = Controle; AVE = Acidente Vascular Encefálico; Sexo = M (masculino), F (Feminino); Lado da hemiparesia: E = Esquerdo; D = Direito; EFM = Escala de Fugl-Meyer; MI = membro inferior; EET = Escala de espasticidade de Tardieu; GAS = gastrocnêmio; SOL = Solear; DP = desvio padrão.

## 4.1 Avaliação Isocinética do tornozelo

### 4.1.1 Amplitude de movimento (ADM) de dorsiflexão (DF) e plantiflexão (PF)

A amplitude de movimento de DF apresentou diferença entre MMII ( $F_{2,29}=6,07$ ;  $p<0,01$ ). O grupo CTL apresentou ADM dorsiflexão maior que o MINP ( $p=0,01$ ) e que o MIP ( $p<0,01$ ). A ADM de plantiflexão não apresentou diferença significativa, nem entre os grupos, nem entre os lados do grupo hemiparético (Tabela 2).

### 4.1.2 Pico de torque concêntrico a 30°/s

O pico de torque concêntrico a 30°/s de plantiflexores foi diferente entre os lados parético, não-parético e controle ( $F_{2,29}=21,13$ ;  $p<0,001$ ). O post-hoc mostrou que o torque máximo na PF foi diferente entre todos os MMII, sendo maior no CTL tanto em relação ao MINP ( $p<0,005$ ) quanto em relação ao MIP ( $p<0,001$ ). Ainda, o torque de PF foi maior no MINP que no MIP ( $p<0,005$ ).

O torque máximo de DF foi diferente entre os MMII ( $F_{2,29}=11,40$ ;  $p<0,001$ ). O post-hoc mostrou que o torque do MIP foi menor que o CTL ( $p=0,001$ ) e que o MINP ( $p<0,005$ ).

Tabela 2: Amplitude de movimento (ADM) do tornozelo e pico de torque no membro inferior P, NP e CTL dos participantes.

HEMI	NP				P			
	ADM (°)		Torque (N/s)		ADM (°)		Torque (N/s)	
	PF	DF	PF	DF	PF	DF	PF	DF
H1	21	1	45,4	28,0	27	8	31,6	23,0
H2	22	13	53,3	26,6	22	9	51,1	21,8
H3	29	11	31,7	14,2	29	9	16,0	14,5
H4	27	5	26,3	29,3	24	6	20,1	26,6
H5	28	13	38,7	28,2	28	2	10,2	17,7
H6	22	8	48,8	41,0	23	5	4,5	23,3
H7	28	9	38,0	38,6	19	10	4,4	13,6
H8	26	6	58,9	32,1	26	8	8,7	13,6
H9	26	6	31,7	24,0	26	6	5,8	19,8
H10	22	6	22,5	19,7	19	1	16,8	15,3
H11	26	10	36,7	36,6	30	8	27,7	22,3
H12	22	2	37,0	31,1	22	3	6,8	14,7
Média	24,9	7,5	39,1 <sup>a</sup>	29,1 <sup>a</sup>	24,6	6,3	17,0	18,9
DP	3,9	3,9	10,8	7,7	3,7	3,0	14,0	4,5
<b>CTL</b>								
C1	31	9	59,3	31,6				
C2	27	6	22,5	17,1				
C3	36	14	78,2	38,6				
C4	28	7	91,9	36,1				
C5	28	7	78,4	41,1				
C6	32	8	65,3	32,6				
Média	30,0	8,5*	66,3*	33,2*				
DP	3,3	2,9	24,1	8,5				

NP = Não parético; P = Parético; CTL = Controle; ADM = Amplitude de movimento; PF = Plantiflexão; DF = Dorsiflexão; DP = desvio padrão, \* diferença estatística entre CTL e MINP/MIP, <sup>a</sup> diferença estatística MINP e MIP.

## 4.2 Cinemática do tornozelo durante o AF e AT

### 4.2.1 Dados espaço-temporais

Em todos os grupos foi analisada a cadência, o comprimento da passada, o comprimento do passo e a velocidade de marcha nos membros CTL, MINP e MIP, tanto para o AF quanto para o AT.

Não observamos nenhuma interação entre direção e MMII em nenhuma das variáveis espaço-temporais analisadas. A cadência não apresentou nenhuma diferença estatística entre os membros ou entre direções.

O comprimento da passada apresentou efeito principal de direção ( $F_{1,31}=122,20$ ;  $p<0,001$ ) com o valor de AF maior que AT. Ainda, observamos uma diferença entre MMII ( $F_{2,31}=14,49$ ;  $p<0,001$ ), sendo que o post-hoc mostrou maiores valores do comprimento da passada nos CTL comparativamente aos MINP e MIP ( $p<0,001$  para ambos).

O comprimento do passo apresentou efeito principal de direção ( $F_{1,31}=78,54$ ;  $p<0,001$ ) sendo que os maiores valores foram para o AF. Ainda observamos uma diferença entre MMII ( $F_{2,31}=14,80$ ;  $p<0,001$ ), sendo que o post hoc mostrou nos CTL maiores valores que no MINP ( $p=0,001$ ) e MIP ( $p<0,001$ ).

A velocidade de marcha, apresentou efeito principal de direção ( $F_{1,31}=95,29$ ;  $p<0,001$ ) sendo que os valores maiores foram no AF. Ainda observamos uma diferença entre MMII ( $F_{2,31}=11,86$ ;  $p<0,001$ ), sendo que o post hoc mostrou nos CTL maiores valores ( $p<0,001$ ) que no MINP ( $p=0,001$ ) e MIP ( $p<0,001$ ).

Tabela 3: Características espaço-temporais do membro controle, não parético e parético durante o AF e AT.

	CTL		MINP		MIP	
	AF	AT	AF	AT	AF	AT
Cadência (p/s)	99,7 (13,0)	99,1 (13,0)	91,2 (13,0)	92,0 (16,4)	93,2 (13,3)	92,3 (15,7)
Passada <sup>a</sup> (m)	1,2 (0,25)	0,87 (0,09)	0,90* (0,15)	0,53* (0,19)	0,88* (0,21)	0,51* (0,16)
Passo <sup>a</sup> (m)	0,59 (0,12)	0,44 (0,04)	0,44* (0,09)	0,30* (0,08)	0,45* (0,12)	0,23* (0,11)
Velocidade <sup>a</sup> (m/s)	0,98 (0,26)	0,76 (0,17)	0,69* (0,15)	0,41* (0,18)	0,67* (0,25)	0,40* (0,17)

CTL = Controle; MI = Membro inferior; NP = Não parético; P = Parético; AF = Andar para frente; AT = Andar para trás; <sup>a</sup> = efeito principal de direção; \* = diferente do CTL.

#### 4.2.2 Morfologia da curva dos ângulos do tornozelo no plano sagital no AF e AT

A Figura 9 ilustra as curvas representativas da cinemática do tornozelo no plano sagital durante o AF e o AT, apresentando a média das tentativas válidas de um participante controle e um com hemiparesia (MINP e MIP).

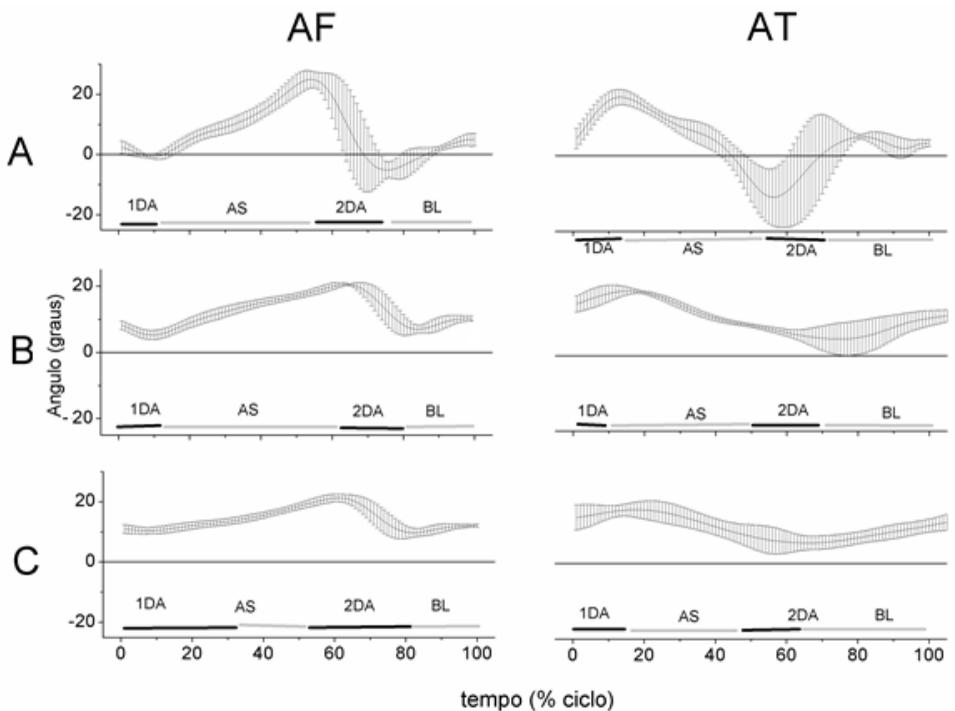


Figura 9: Curvas angulares do tornozelo no plano sagital durante o AF (andar para frente) e o AT (andar para trás). Dados referentes a um sujeito representativo de cada grupo: A = controle (C5) B = sujeito com hemiparesia membro não parético e C = membro parético (H4).

Nos sujeitos CTL o pé toca o solo na fase de primeiro duplo apoio (1DA) do AF com o tornozelo em posição neutra, mantendo-se assim até o apoio de todo pé no solo. Já no AT, o pé toca o solo quando o tornozelo está em dorsiflexão e este ângulo aumenta até o contato do calcanhar com o solo. Durante o apoio simples (AS) do AF, o tornozelo se mantém em dorsiflexão, enquanto que no AT observa-se a diminuição do ângulo do tornozelo. Na fase do segundo duplo apoio (2DA) do AF, o tornozelo parte da máxima dorsiflexão ao final do AS, apresentando diminuição do ângulo até atingir a máxima plantiflexão antes da retirada do pé do solo. No AT, o tornozelo inicia o 2DA em posição neutra, partindo para a plantiflexão até antes da retirada do pé. No AF o tornozelo inicia a fase de balanço (BAL) em máxima plantiflexão, passando para dorsiflexão até o balanço terminal. No AT o tornozelo inicia o balanço em posição neutra, aumentando o angula até atingir a máxima dorsiflexão no balanço terminal.

Nos sujeitos com hemiparesia o padrão da curva angular do tornozelo apresenta-se similar aos controle tanto no AF quanto no AT. Entretanto, tanto no MINP como no MIP, as amplitudes estão reduzidas e, de maneira geral, o tornozelo não realiza a plantiflexão. Além disto, os dois lados nos sujeitos hemiparéticos apresentam grande variabilidade na morfologia das curvas.

Os sujeitos hemiparéticos já iniciam a fase de primeiro duplo apoio (1DA) do AF com o tornozelo em dorsiflexão. Este ângulo diminui até o apoio de todo pé no solo. No 1DA do AT o tornozelo de ambos os membros está em dorsiflexão, que diminui em seguida até o AS. No AS do AF, assim como ocorre nos sujeitos controle, o tornozelo se mantém em

dorsiflexão. No entanto, no AT o tornozelo dos sujeitos hemiparéticos não realiza plantiflexão. Ao final do AS no AF o tornozelo encontra-se em máxima dorsiflexão em ambos os membros e este ângulo diminui no 2DA até a retirada do pé do solo. Porém, nos participantes com hemiparesia apenas cinco dos 12 indivíduos (H5; H6; H8; H10; H11) atingem a máxima plantiflexão no MINP e no MIP, sendo que a maioria se aproxima da posição neutra, sem chegar a realizar a plantiflexão. No AS do AT, o tornozelo se mantém em dorsiflexão em ambos os membros, diminuindo este ângulo até o instante antes da retirada do pé, quando o tornozelo se aproxima da posição neutra. Durante toda a fase de BL no AF os sujeitos com hemiparesia apresentam um aumento do ângulo do tornozelo em ambos os membros inferiores, e este comportamento se repete no AT.

#### 4.2.3 Amplitude movimento do tornozelo no plano sagital em cada fase da marcha no AF e AT

A ADM do tornozelo durante o 1DA apresentou diferença entre MMII ( $F_{1,31}=38,94$ ;  $p<0,001$ ). O teste post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram maiores que os do MINP e MIP ( $p<0,001$  para ambos).

Para a ADM durante o AS, ocorreu diferença entre MMII ( $F_{1,31}=8,37$ ;  $p=0,001$ ). O teste post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram maiores que os do MINP e MIP ( $p<0,005$  para ambos).

Quando analisado o 2DA, a ADM apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=28,12$ ;  $p<0,001$ ) e interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=25,35$ ;  $p<0,001$ ). Nos CTL o AF foi menor que AT e nos MINP e MIP os valores do AF foram maiores que AT. Também apresentou diferença entre MMII ( $F_{1,31}=20,88$ ;  $p<0,001$ ), sendo que o post-hoc de Tukey

mostrou que os valores do CTL foram maiores que os do MINP e MIP ( $p < 0,001$  para ambos).

Também encontramos diferenças significativas na ADM do BL, efeito principal direção ( $F_{1,31}=6,47$ ;  $p < 0,05$ ) e interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=5,41$ ;  $p < 0,05$ ). Sendo que nos CTL a ADM foi maior no AT e nos MINP e MIP não houve diferenças entre o AF e AT. Também apresentou diferença entre MMII ( $F_{1,31}=4,47$ ;  $p < 0,05$ ), sendo que o post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram maiores que os do MINP ( $p < 0,05$ ).

Tabela 4: Valores médios do ângulo do tornozelo no plano sagital durante as fases da marcha no AF e AT.

		CTL		MINP		MIP	
FASE		AF	AT	AF	AT	AF	AT
1DA*	ADM	23,9	20,6	7,1	6,7	7,6	7,1
	Min	-3,8	-5,1	3,0	15,3	-0,3	10,4
	Max	20,2	15,5	10,1	21,9	7,3	17,6
AS*	ADM	18,1	20,2	11,2	12,5	14,0	11,2
	Min	2,3	0,4	7,6	7,7	4,5	3,2
	Max	20,4	20,6	18,8	20,2	18,5	14,4
2DA <sup>*a</sup>	ADM	22,6	26,8	15,4	7,5	18,1	8,3
	Min	-2,4	-6,0	4,3	4,1	2,5	-2,9
	Max	20,2	20,8	19,6	11,6	20,6	5,4
BL <sup>*a</sup>	ADM	15,3	22,8	11,0	11,1	14,9	15,2
	Min	-6,6	-2,6	1,1	6,8	-2,8	-0,3
	Max	8,7	12,3	12,1	17,9	12,2	14,9

CTL = Controle; MI = Membro inferior; NP = Não parético; P = Parético; AF = Andar para frente; AT = Andar para trás, 1DA = primeiro duplo apoio; AS = apoio simples; 2DA = segundo duplo apoio; BAL = balanço; ADM = variação angular; Min = valor angular mínimo; Max = valor angular máximo, \* diferença entre grupos, <sup>a</sup> diferença entre direção.

#### 4.2.4 Valores angulares mínimos e máximos do tornozelo no plano sagital em cada fase da marcha no AF e AT (Tabela 5)

O ângulo máximo no 1DA apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=14,94$ ;  $p=0,001$ ) e interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=11,54$ ;  $p<0,001$ ). Nos CTL o AF foi maior que AT e nos MINP e MIP os valores do AF foram menores que AT. O valor mínimo no 1DA apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=54,80$ ;  $p<0,001$ ) e interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=18,46$ ;  $p<0,001$ ). Nos CTL ocorreu diferença entre o AF e AT, já nos MINP e MIP os valores do AF foram menores que AT. Também observou-se diferença entre MMII ( $F_{2,31}=10,10$ ;  $p<0,001$ ), sendo que o post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram menores que os do MINP ( $p<0,001$ ) e MIP ( $p<0,01$ ).

O valor máximo no AS apresentou efeito principal de interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=4,29$ ;  $p<0,05$ ). No MIP o AF foi maior que AT e nos MINP e CTL os valores do AF e AT foram similares. Quando analisado o valor mínimo no AS, não apresentou valões significativos.

O valor máximo no 2DA apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=34,47$ ;  $p<0,001$ ) e interação entre direção e MMII ( $F_{2,31}=12,23$ ;  $p<0,001$ ). Nos CTL o AF foi similar ao AT e nos MINP e MIP os valores do AF foram maiores que AT. Também ocorreu diferença entre MMII ( $F_{2,31}=3,94$ ;  $p<0,05$ ), sendo que o post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram maiores que os do MIP ( $p<0,05$ ). O valor mínimo no 2DA apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=7,89$ ;  $p<0,01$ ). No MINP não ocorreu diferença entre o AF e AT, já nos CTL e MIP os valores do AF foram maiores que AT. Também observou-se diferença entre MMII ( $F_{2,31}=3,90$ ;  $p<0,05$ ), sendo que o post-hoc de Tukey mostrou

que os valores do MINP foram maiores que os do CTL ( $p < 0,05$ ).

O valor máximo no BL apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=25,04$ ;  $p=0,001$ ), sendo o AF foi menor que AT em todos os grupos. O valor mínimo no BL apresentou efeito principal direção ( $F_{1,31}=14,99$ ;  $p < 0,001$ ), em que se observa diferença entre o AF e AT, com valores maiores no AT. Também apresentou diferença entre MMII ( $F_{2,31}=3,36$ ;  $p < 0,05$ ), sendo que o post-hoc de Tukey mostrou que os valores do CTL foram menores que os do MINP ( $p < 0,05$ ).

#### 4.2.5 Eletromiografia durante o AF e AT

A análise do perfil EMG da ativação dos dorsiflexores e plantiflexores durante o ciclo da marcha, sem levar em consideração a magnitude do sinal e sim o comportamento da curva, mostra diferenças entre os grupos.

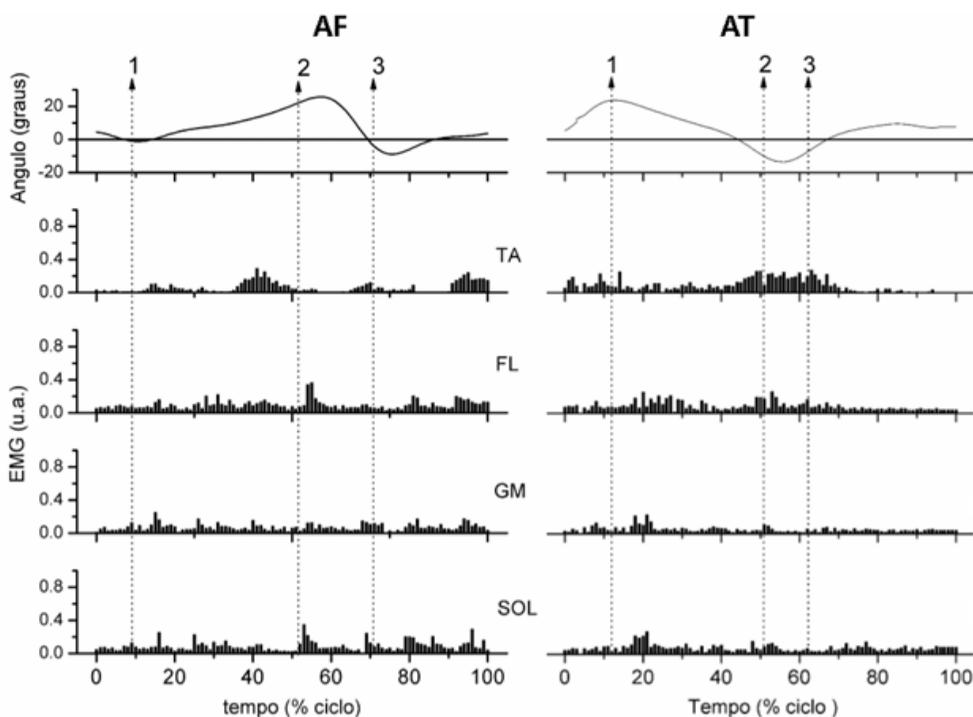


Figura 10: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) em um sujeito controle (CTL). Durante uma passada, os números representam: 1 = final do primeiro duplo apoio; 2 = início do segundo duplo apoio; 3 = início do balanço; TA = Tibial anterior; FL = Fibular longo; GM gastrocnêmio medial; SOL = Solear.

No AF a atividade dos DF no grupo CTL (Figura 10) apresenta uma discreta ativação do FL na fase de resposta à carga e após o 1DA se mantém até o final do AS, sendo o TA mais ativo no apoio terminal. No início do 2DA FL apresenta uma ativação na fase de pré-BL e durante todo BL, o TA auxilia ao final do BL, preparando o tornozelo para o contato do pé no solo novamente. Já nos PF a atividade se mantém baixa durante o 1DA, com uma ligeira atividade durante todo AS. No início do 2DA, o SOL ativa no pré-BL e repete esta ativação durante a fase de BL, auxiliando na estabilização do tornozelo.

Ao analisar o AT, observa-se que os DF apresentam atividade já no 1DA, que se mantém em momentos distintos no AS. O FL apresenta uma ativação no início do apoio e o TA no apoio terminal. Para o início do 2DA, o TA já inicia com atividade e esta perdura por todo 2DA até o início do BL, o FL se apresenta de forma mais discreta neste período. Para os PF, a atividade está mais evidente apenas durante o AS, para o início desta fase temos o GM e SOL ativos.

No MINP (Figura 11), durante o AF observamos pouca atividade de DF durante o 1DA, o que está mais evidente apenas no final do AS, onde o FL está mais ativo. O FL está mais ativo no final do 2DA e no BL, quando também se observa discreta atividade do TA. Para os PF, já no 1DA, o GM apresenta um pico de ativação durante a resposta a carga, que se repete no início e no final do AS. O SOL está ativo somente no AS terminal e durante o 2DA e nesta fase atua junto com o GM. Na fase de BL, observa-se uma discreta atividade dos PF para estabilizar a articulação.

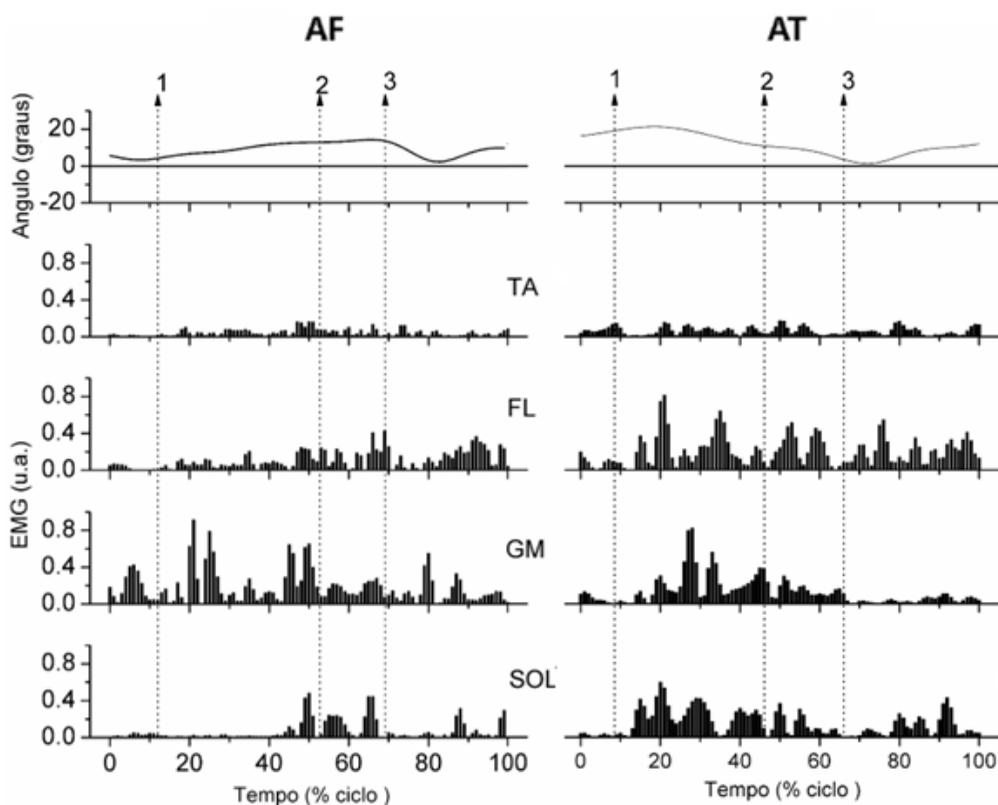


Figura 11: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) no membro inferior não parético (MINP). Durante uma passada, os números representam: 1 = final do primeiro duplo apoio; 2 = início do segundo duplo apoio; 3 = início do balanço; TA = Tibial anterior; FL = Fibular longo; GM gastrocnêmio medial; SOL = Solear.

Para o AT, os DF estão ativos durante todo o ciclo da marcha, de forma mais pronunciada no FL. Durante todo AS, 2DA e BL vimos períodos de atividade EMG dos DF. Para os PF, o GM atua junto com o SOL durante todo AS e 2DA. Na fase de BL, o SOL apresenta atividade considerável, superando o GM.

No MIP (Figura 12), durante o AF a atividade dos DF ocorre durante todo ciclo da marcha, um pouco mais pronunciada no TA durante o 1DA, sendo semelhante durante o AS e o 2DA, e novamente mais ativo no BL terminal. Os PF apresentam pouca atividade, com o SOL discretamente mais ativo no 1DA e no início do 2DA. O SOL também está ativo durante o BL, ligeiramente mais que o GM. Para o AT, nos DF temos o TA ativo durante todas as fases, com uma discreta participação do FL, com atividade mais pronunciada no início do 1DA e após o apoio médio no AS até a fase final do 2DA e durante todo BL. Para os PF, apenas no início do AS temos uma ligeira ativação de GM e SOL, que ocorre novamente durante o 2DA com o GM ativando mais pronunciadamente.

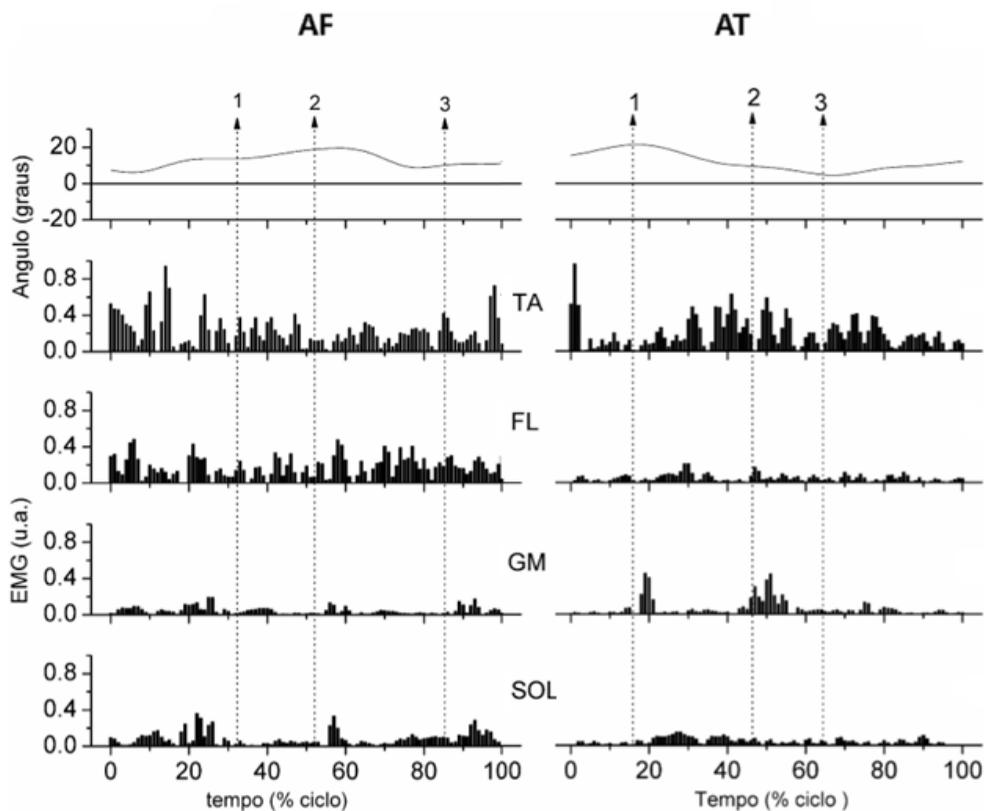


Figura 12: Perfil angular e EMG do tornozelo durante o andar para trás (AT) e o andar para frente (AF) no membro inferior parético (MIP). Durante uma passada os números; 1 = final do primeiro duplo apoio; 2 = início do segundo duplo apoio; 3 = início do balanço; TA = Tibial anterior; FL = Fibular longo; GM gastrocnêmio medial; SOL = Solear.

Tabela 5: Valores médios do RMS da EMG dos músculos do tornozelo em ambos os grupos durante as fases da marcha no AF e AT.

Fase	Músculo	CTL		MINP		MIP	
		AF	AT	AF	AT	AF	AT
1DA	TA	0,52 (0,23)	0,46 (0,09)	0,41 (0,12)	0,40 (0,09)	0,47 (0,16)	0,45 (0,09)
	FL	0,58* (0,14)	0,39 (0,16)	0,40 (0,18)	0,36 (0,18)	0,33 (0,12)	0,33 (0,13)
	GM	0,49* (0,16)	0,43 (0,20)	0,39 (0,21)	0,36 (0,11)	0,32 (0,13)	0,30 (0,11)
	SOL	0,61* (0,10)	0,50 (0,26)	0,40 (0,19)	0,38 (0,17)	0,39 (0,15)	0,28 (0,12)
	TA	0,63* (0,23)	0,62 (0,12)	0,48 (0,17)	0,46 (0,13)	0,53 (0,14)	0,47 (0,15)
AS	FL	0,69* (0,13)	0,63 (0,15)	0,40 (0,20)	0,42 (0,18)	0,44 (0,20)	0,39 (0,13)
	GM	0,71* (0,21)	0,65 (0,14)	0,43 (0,22)	0,36 (0,13)	0,41 (0,14)	0,38 (0,15)
	SOL	0,74* (0,14)	0,71 (0,19)	0,40 (0,21)	0,43 (0,15)	0,43 (0,12)	0,37 (0,14)
	TA	0,52* (0,23)	0,53 (0,03)	0,42 (0,20)	0,39 (0,09)	0,42 (0,11)	0,44 (0,11)
2DA	FL	0,58* (0,14)	0,48 (0,20)	0,40 (0,17)	0,38 (0,14)	0,38 (0,10)	0,38 (0,12)
	GM	0,49* (0,16)	0,54 (0,20)	0,32 (0,17)	0,38 (0,14)	0,38 (0,13)	0,33 (0,11)
	SOL	0,61* (0,10)	0,52 (0,19)	0,33 (0,12)	0,37 (0,08)	0,40 (0,13)	0,35 (0,15)
	TA <sup>a</sup>	0,75* (0,14)	0,67 (0,16)	0,46 (0,12)	0,44 (0,08)	0,57 (0,16)	0,47 (0,09)
BL	FL <sup>a</sup>	0,77* (0,12)	0,61 (0,18)	0,45 (0,15)	0,39 (0,13)	0,48 (0,16)	0,44 (0,14)
	GM <sup>a</sup>	0,65* (0,21)	0,67 (0,15)	0,49 (0,20)	0,37 (0,14)	0,48 (0,16)	0,38 (0,14)
	SOL <sup>a</sup>	0,80* (0,16)	0,66 (0,17)	0,47 (0,14)	0,40 (0,11)	0,50 (0,18)	0,38 (0,15)

CTL = Controle; MI = Membro inferior; NP = Não parético; P = Parético; AF = Andar para frente; AT = Andar para trás, 1DA = primeiro duplo apoio; AS = apoio simples; 2DA = segundo duplo apoio; BAL = balanço; TA = Tibial anterior; FL = Fibular longo; GM = gastrocnêmio medial; SOL = Solear; \* = valor significativamente maior ( $p < 0,05$ ); <sup>a</sup> = efeito de direção.

A análise estatística da atividade EMG do tornozelo com o RMS dos DF e PF não apresentou interação entre nenhum dos fatores comparados, mas para praticamente todos os músculos, a ANOVA fatorial apresentou diferença entre MMII e o teste post-hoc de Tukey mostrou que o CTL foi maior que o MINP e MIP.

Na fase 1DA o apenas para o FL ( $F_{2,31}=9,18$ ;  $p=0,001$ ) os valores do CTL foram maiores que os do MINP ( $p<0,01$ ) e MIP ( $p=0,001$ ). Para os PF, os músculos GM ( $F_{2,31}=5,20$ ;  $p<0,01$ ) e SOL ( $F_{2,31}=9,58$ ;  $p<0,001$ ) apresentaram diferença, sendo que o *post hoc* mostrou que para o GM os valores do CTL foram maiores que os do MIP ( $p<0,01$ ) e para o SOL, os valores do CTL foram maiores que do MINP ( $p=0,001$ ) e do MIP ( $p<0,001$ ).

Durante o AS o TA ( $F_{2,31}=5,73$ ;  $p<0,01$ ) o CTL foi maior que os do que MINP ( $p<0,01$ ) e MIP ( $p<0,05$ ) e o FL ( $F_{1,31}=10,37$ ;  $p<0,001$ ) o CTL foi maior que MINP e MIP ( $p<0,001$  para ambos). Para os PF o músculo GM ( $F_{1,31}=13,77$ ;  $p<0,001$ ) e no SOL ( $F_{1,31}=18,63$ ;  $p<0,001$ ) mostrou o CTL maior que MINP e MIP ( $p<0,001$  para todas as comparações).

Na fase 2DA o TA ( $F_{2,31}=3,57$ ;  $p<0,05$ ) com maior ativação do CTL comparado com MINP ( $p<0,05$ ) e no FL ( $F_{1,31}=5,88$ ;  $p<0,01$ ) o CTL foram maior que os MINP ( $p<0,05$ ) e MIP ( $p=0,01$ ). Para os PF, o GM ( $F_{2,31}=5,62$ ;  $p<0,05$ ) com valores do CTL maiores que os do MINP e MIP ( $p<0,05$  para ambos). Já o SOL ( $F_{2,31}=11,88$ ;  $p<0,001$ ), os maiores valores foram no CTL que nos MINP e MIP ( $p=0,001$  para ambos).

Durante a fase de BL ocorreu efeito principal de direção para todos os músculos. No TA ( $F_{1,31}=11,30$ ;  $p<0,005$ ), com valores menores no AT. O músculo TA ( $F_{2,31}=15,38$ ;

$p < 0,001$ ) apresentou maiores valores no CTL do que MINP ( $p < 0,001$ ) e MIP ( $p < 0,005$ ). No FL o efeito principal de direção ( $F_{1,31} = 11,48$ ;  $p < 0,001$ ) foi menor no AT e a diferença entre MMII ( $F_{1,31} = 13,55$ ;  $p < 0,001$ ) mostrou o CTL maior que os MINP e MIP ( $p < 0,001$  para ambos). Para os PF a diferença entre as direções foi para o GM ( $F_{(1,31)} = 19,90$ ;  $p < 0,001$ ) e SOL ( $F_{(1,31)} = 26,93$ ;  $p < 0,001$ ) com valores menores no AT e diferença entre MMII para os ( $F_{2,31} = 4,88$ ;  $p < 0,05$  para todas as comparações) com o CTL foi maior que MINP e MIP.

## 5 DISCUSSÃO

A proposta deste estudo foi descrever a cinemática e a ação da musculatura do tornozelo em indivíduos com hemiparesia no andar para trás (AT). Para esta análise comparamos o andar para frente (AF) e o AT de sujeitos com hemiparesia e sujeitos controle saudáveis com idades semelhantes. Como objetivo secundário avaliamos as características clínicas e dinamométricas da musculatura do tornozelo.

Os principais resultados mostram que as variáveis espaço-temporais comprimento da passada, comprimento do passo e velocidade de marcha foram menores no AT comparativamente ao AF e maiores tanto no AF quanto no AT nos CTL comparativamente ao MINP e MIP. Os CTL apresentaram maior ADM do tornozelo no AT que no AF no 2DA e BL. No 2DA o comportamento do MINP e MIP foi oposto, mostrando maior ADM no AF.

### **5.1 Relação entre o pico de torque ativo durante o movimento isocinético concêntrico a 30°/s e a magnitude de ativação dos músculos dorsi e plantiflexores**

O primeiro passo para a compreensão da potencial interferência da hemiparesia no pós AVE foi definir especificamente se a produção de torque no grupo experimental está alterada em comparação a sujeitos saudáveis. Já existe ampla evidência da perda de força do MIP (Olney e Richards, 1996; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001), bem como uma alteração na atividade do MINP (Den Otter, Geurts *et al.*, 2007) que sugerem importante alteração do padrão de produção de força pós AVE. Nosso resultado corrobora a hipótese de que a produção de torque foi maior nos CTL que no MINP, e também maior neste que no MIP para plantiflexores. No entanto, nos dorsiflexores o MIP se mostrou menor que o MINP e CTL.

Para melhor compreender o funcionamento da musculatura do tornozelo, a análise da magnitude do sinal de EMG através do RMS durante o movimento isocinético também demonstrou maior atividade nos CTL em relação ao MINP e MIP. A exigência muscular para manter a deambulação comunitária sofre influência direta do tornozelo (Winter, 1990; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998). No estudo de Roy, Forrester *et al.* (2013) que analisou o “pé caído” decorrente da fraqueza de dorsiflexores, mostrou o contato do antepé com o solo durante a fase de BL diminuiu o desempenho durante a marcha.

## 5.2 Variáveis espaço-temporais os seus principais parâmetros de marcha

Analisando os parâmetros encontrados, vimos que para tamanho do passo, tamanho da passada e velocidade de marcha, os indivíduos com hemiparesia apresentaram valores menores que os CTL. Estes três fatores espaço temporais estão ligados à capacidade de geração de atividade muscular e à co-ativação observada durante a marcha neste grupo (Den Otter, Geurts *et al.*, 2007).

As alterações nos parâmetros espaço-temporais mais evidentes nos sujeitos com hemiparesia são a persistência em duplo apoio e menos tempo no apoio simples, esta diminuição do uso do MIP se deve à insegurança relativa à fraqueza apresentada neste membro (Olney e Richards, 1996). Assim sendo, a progressão do movimento fica dependente do avanço do MIP durante a fase de balanço, onde a fase de propulsão deste membro está limitada em decorrência da fraqueza apresentada, o que por sua vez, acaba por alterar o desempenho no comprimento do passo e da passada e conseqüentemente na velocidade de marcha.

No estudo de Herber, Michaelsen *et al.* (2011) indicaram que o comprimento e a velocidade da passada foram menores no AT do que no AF. Além disso, a duração e o percentual de apoio da passada foram maiores no AT comparativamente ao AF. Com relação à diferença entre os MMII, este mesmo estudo indicou diferença entre os MINP e MIP, de modo que o MINP permaneceu mais tempo apoiado em ambas as tarefas, AT e AF. Tais resultados estão em conformidade com os estudos que relataram a dificuldade de sujeitos com hemiparesia para realizar o suporte de peso

sobre o MIP no AF, os quais demonstraram que a duração do apoio é maior no MINP (Visintin, Barbeau *et al.*, 1998; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Chen, G., Patten, C. *et al.*, 2005).

A dificuldade em realizar a transferência de peso no MIP limita a progressão do membro oposto (Perry, 2005), conseqüentemente alterando os parâmetros espaço-temporais. A instabilidade do MIP durante a fase de AS foi apresentada como um fator preditivo da capacidade de marcha em sujeitos com hemiparesia (Olney, Griffin *et al.*, 1998). Isto gera um estratégia importante para adaptação do MIP na manutenção do equilíbrio, utilizando uma co-ativação dos músculos do tornozelo a fim de aumentar a estabilidade (Lamontagne, Richards *et al.*, 2000). No entanto, isto acarreta na diminuição da funcionalidade do tornozelo, não só alterando os parâmetros supracitados, bem como apresentando alterações articulares recorrentes em indivíduos com hemiparesia, comumente descritas como assimetria. Esta assimetria ocorre nos demais parâmetros que veremos a seguir, eletromiográficos e cinemáticos.

### **5.3 Variáveis cinemáticas da marcha em sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT**

Nossos resultados corroboram os de estudos anteriores que analisaram o padrão de variação angular para os membros inferiores, mais especificamente o tornozelo durante o AF e AT (Thorstensson, 1986; Winter, Pluck *et al.*, 1989; Van Deursen, Flynn *et al.*, 1998; Carneiro, Michaelsen *et al.*, 2012; Lee, Kim *et al.*, 2013).

Com a análise específica das subfases da marcha, as diferenças entre as direções da marcha e entre os membros avaliados, vimos que para o 1DA, tanto o CTL quanto o grupo AVE não apresentaram diferenças entre as direções, mas a ADM do grupo CTL é maior que dos MINP e MIP. Isto se deve a uma dificuldade em mobilizar o tornozelo no momento de contato do pé no solo e aceitação do peso. Vimos que para ambas as direções (AF e AT) ocorre uma resposta plantiflexora mais exacerbada, prolongando a ativação destes músculos durante esta subfase, isto pode ser uma estratégia para auxiliar no controle do movimento durante a marcha.

Durante a fase de AS, ocorreram diferenças entre os membros, cabe destacar que neste momento, durante o AF, com a projeção da tíbia sobre o pé, os dorsiflexores estabilizam o movimento, auxiliando no controle da dorsiflexão e preparam o tornozelo para a fase seguinte, 2DA ou fase de propulsão, onde um brusca plantiflexão será realizada (Perry, 2005). No AT, o movimento ocorre de forma inversa, pois o sentido do deslocamento faz com que o deslocamento da tíbia sobre o pé gere uma platiflexão do tornozelo, que em seguida será realizada uma DF para a fase de BL (Herber, Michaelsen *et al.*, 2011). Em ambos os sentidos o tornozelo realiza o movimento com uma função adaptativa, estabilizando o contato do pé com o solo e realizando a transferência de força com o solo (Lee, Kim *et al.*, 2013).

Na fase do 2DA, o grupo CTL apresentou uma ADM maior no AT que no AF. Entretanto, para os MINP e MIP os valores do AT foram menores que AF. Analisando separadamente cada direção, durante o AF, ocorre uma DF similar entre os grupos, mas o grupo AVE não realiza PF no

MINP e uma PF quase nula no MIP. Já no AT, apenas o MIP realiza PF similar ao movimento visto no CTL, mas para ambos os MMII do grupo AVE, a DF não foi reduzida, provavelmente pela persistência da atividade EMG de PF nesta fase da marcha (Den Otter, Geurts *et al.*, 2007).

Para ambos os grupos, durante o AF a propulsão foi auxiliada com o movimento de PF do tornozelo, mas apenas o grupo CTL realiza uma PF efetiva. É sabido que o troque gerado nesta articulação é responsável por grande parte da energia necessária para progressão do movimento (Eng e Winter, 1995; Carneiro, Michaelsen *et al.*, 2012; Carvalho, Sunnerhagen *et al.*, 2013). Durante o AT a produção de torque articular no membro que irá deixar o solo é quase mínima, a energia do movimento se dá através da força de reação com o solo durante as fases de apoio (Winter, Pluck *et al.*, 1989), pois a mecânica do movimento articular durante a retirada do pé do solo não exerce a mesma função propulsora vista no AF, onde no AT, a progressão do movimento decorre da transferência de força com o solo do membro que está realizando o AS.

Durante a fase de BL, ocorreram diferenças significativas entre os grupos e direções. O grupo CTL apresentou maiores valores que o grupo com hemiparesia (MINP e MIP) e tal fato já era esperado devido a melhor função articular nesse grupo. O fator responsável na diferença apresentada entre as direções, se deve a configuração de todo o MMII, no AF, o tornozelo encontra-se em discreta plantiflexão no início do BL, e com o avanço do membro na progressão do movimento e auxílio das articulações superiores (flexão de joelho e quadril) apenas necessita de leve correção do tornozelo para realizar a posição neutra necessária para finalizar o ciclo antes que o pé

toque o solo novamente. No AT, a progressão do movimento parte uma sequência de movimentos articulares, iniciando com uma flexão simultânea de quadril, joelho e tornozelo para uma extensão de quadril e joelho antes do toque do pé no solo novamente. Esta configuração das articulações adjacentes faz com que o tornozelo necessite de maior adaptação para facilitar a realização da tarefa de AT. Neste estudo encontrou-se diferença entre as direções no grupo CTL ( menor ADM no AT ), mas não no grupo com hemiparesia, o que indica uma provável redução da adaptabilidade do tornozelo no grupo AVE para as diferentes tarefas. Este fato pode ser devido à tendência em manter o tornozelo em DF, observada por valores de PF próximos a zero no MIP e sem uma efetiva PF no MINP.

#### **5.4 Atividade muscular em sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT**

Com o intuito de melhor entender as adaptações sofridas pelo tornozelo durante o AF e AT, a análise qualitativa do perfil EMG dos principais músculos plantiflexores e dorsiflexores foi realizada. As principais alterações encontradas foram os deslocamentos do pico de ativação, a persistência da atividade muscular e diminuição da magnitude de ativação. Tais características já foram anteriormente citadas em outros estudos (Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Burridge, Wood *et al.*, 2001; Chen, George, Patten, Carolyn *et al.*, 2005) como reflexo das compensações geradas pela hemiparesia (Olney e Richards, 1996; Teixeira-Salmela, Olney *et al.*, 1999), tais compensações são responsáveis por alterar parâmetros espaço-temporais de indivíduos com hemiparesia (Bohannon, 1997; Den Otter,

Geurts *et al.*, 2007). Tal fato gera a persistência ou diminuição da amplitude de ativação EMG, como descrito no estudo de Lamontagne, Richards *et al.* (2000), contudo, tal investigação foi realizada com a inspeção visual do perfil da curva, utilizando critérios indefinidos.

O crescente interesse na análise clínica da marcha a fim de diagnosticar e acrescentar dados objetivos sobre as alterações nestes pacientes, fornece mais informações sobre a frequência com que estes parâmetros podem estar ocorrendo nesta população e assim servirá de subsídio para subseqüentes estudos.

### **5.5 EMG durante a marcha de sujeitos controle saudáveis e sujeitos com hemiparesia durante o AF e AT**

A atividade elétrica muscular dos principais músculos do tornozelo pode auxiliar na caracterização do funcionamento destes músculos em cada fase do ciclo de marcha, como por exemplo, atividade flexora durante a fase de balanço ou extensora na fase de apoio (Perry, Mulroy *et al.*, 1993). O primeiro passo para a compreensão de como os MINP e MIP pode interferir na marcha desses sujeitos comparativamente com sujeito saudável. Embora exista ampla evidência que a alteração decorrente da hemiparesia altera o padrão de marcha pós AVE, o aumento da duração da ativação ou uma co-ativação dos músculos do tornozelo nas diferentes fases da marcha podem representar um adaptação coordenativa importante para compensar as deficiências primárias decorrentes do AVE (Winter, Pluck *et al.*, 1989).

Com a análise do MIP, comparativamente com os sujeitos saudáveis, ainda existe um padrão no perfil EMG do

tornozelo, sendo este representado por uma fase de balanço perdura por mais tempo, podendo chegar a 70-80% do ciclo de marcha (Olney e Richards, 1996; Den Otter, Geurts *et al.*, 2007). O perfil EMG apresentou atividade de PF durante o apoio simples e no meio da fase de balanço, os DF apresentaram pouca atividade durante a propulsão, no final da fase de balanço e no choque do pé no solo no início do duplo apoio.

Estas anormalidades temporais podem estar relacionadas com a diminuição da força no MIP, levando a um mecanismo adaptativo que garanta um equilíbrio dinâmico devido ao prolongamento do suporte do corpo durante o apoio duplo (Olney e Richards, 1996). Vimos que o MIP apresenta atividade por todo o ciclo da marcha, ao mesmo tempo que mantém os picos característicos para a função durante o AF.

De certa forma, nas fases 1DA, AS e 2DA, para todos os músculos avaliados, não sofreram alteração no sinal EMG, sendo que apenas o CTL apresentou valores maiores que o grupo com hemiparesia. Entretanto, na fase de BAL foi onde ocorreu a principal diferença entre as direções, nesta fase os DF apresentaram maior RMS durante o AF, o que pode ser parcialmente explicado com o movimento de abertura do ângulo do tornozelo durante a fase anterior (2DA), aumentando a necessidade de ativação destes músculos para a realização da fase de BL. Ainda nesta fase, os músculos PF apresentaram as mesmas características, com maior ativação no AF, sugerindo uma atividade como músculos estabilizadores durante esta fase da marcha.

Para ambos os grupos, a atividade EMG durante o BL foi menor no AT, um fator preponderante foi apresentado no estudo de Grasso, Bianchi *et al.* (1998) onde a baixa atividade

EMG durante o AT pode estar relacionada com o significativo aumento da atividade muscular do quadríceps. Sendo esta maior atividade dos músculos proximais responsável pela diminuição da atividade nos músculos distais. Nosso estudo não avaliou a atividade muscular dos flexores e extensores de quadril, mas a necessidade da realização de uma tríplice flexão durante a fase de BL no AT pode estar reduzindo a ativação dos DF.

Uma segunda resposta para esta maior ativação de DF durante o AF, pode ser devido à incapacidade de controlar ou de produzir a movimentação necessária ao tornozelo durante o AT, o que leva estes indivíduos a manter um padrão de ativação persistente, a fim de superar este déficit no recrutamento auto seletivo deste músculo DF importantes para desempenhar a tarefa de AT. Em um estudo anterior, Lamontagne, Richards *et al.* (2000) encontraram níveis elevados co-ativação entre o TA e GM, mais especificamente durante a fase 1DA e 2DA para o MIP, o que reforça uma possível espasticidade nestes músculos.

Outro fator que pode influenciar no aumento da atividade de PF durante a fase de balanço pode ser a presença de uma adaptação ou estratégia muscular para controlar o tornozelo antes do contato do pé no solo, levando estes indivíduos a realizar um contato em posição neutra. Esta mesma adaptação também foi vista em alguns de nossos sujeitos controles, o que reforça esta hipótese.

As limitações encontradas no grupo com hemiparesia durante as subfases da marcha em ambas as direções, contribuem o desenvolvimento de protocolos de reabilitação da marcha, uma vez que a análise angular do tornozelo apresentou diferenças no comportamento da curva angular do tornozelo em ambas as direções, bem como similaridade de

morfologia entre os eventos para o CTL e MINP e um comportamento alterado do MIP. Além disso, alterações importantes na análise EMG, onde o perfil EMG durante o ciclo de marcha e a magnitude de ativação estão alterados no grupo com hemiparesia.

## 6 CONCLUSÃO

Nossos resultados detectaram algumas anormalidades comuns ao MIP, como a menor amplitude de movimento angular, alteração do padrão de atividade EMG no recrutamento muscular do tornozelo durante o AF e o AT.

A ADM e o torque de DF foram maiores no CTL que o MIP e MINP.

As variáveis espaço-temporais (passada, o passo e a velocidade de marcha) foram menores no AT comparativamente ao AF e foram maiores no CTL que os MINP e MIP.

O deslocamento angular do tornozelo foi maior no grupo CTL em relação ao MIP e MINP. Nas fases de BL e 2DA no grupo CTL, o deslocamento angular do tornozelo foi maior no AT que no AF, já nos MIP e MINP, foi maior no AF.

A atividade EMG, para todos os músculos a ativação do CTL foi maior que MINP e MIP. Apenas ocorre efeito de direção na fase de BL, onde o AT apresentou valores menores que AF.

Embora estas alterações possam estar relacionadas atividade compensatória para otimizar o padrão de marcha devido a presença de fraqueza muscular, as comparações entre as direções mostraram diferenças sistemáticas que

ilustram a fraqueza nos músculos dorsiflexores do tornozelo altera a marcha destes indivíduos.

Futuros estudos deverão avaliar se a menor variação angulação identificada na cinemática está relacionada à presença de co-ativação da musculatura do tornozelo nesta população.

## REFERÊNCIAS

BARZI, Y.; ZEHR, E. P. Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke. **Clin Neurophysiol**, v. 119, n. 6, p. 1443-52, Jun 2008. ISSN 1388-2457 (Print)

1388-2457 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18411072>>.

BOHANNON, R. W. Decreased isometric knee flexion torque with hip extension in hemiparetic patients. **Phys Ther**, v. 66, n. 4, p. 521-3, Apr 1986. ISSN 0031-9023 (Print)

0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3960978>>.

\_\_\_\_\_. Strength associated motor deficits following stroke. **Percept Mot Skills**, v. 84, n. 2, p. 393-4, Apr 1997. ISSN 0031-5125 (Print)

0031-5125 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9106825>>.

BOHANNON, R. W.; ANDREWS, A. W. Correlation of knee extensor muscle torque and spasticity with gait speed in patients with stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 71, n. 5, p. 330-3, Apr 1990. ISSN 0003-9993 (Print)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2327887>>.

BOUDARHAM, J. et al. Changes in electromyographic activity after botulinum toxin injection of the rectus femoris in patients with hemiparesis walking with

a stiff-knee gait. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 23, n. 5, p. 1036-43, Oct 2013. ISSN 1873-5711 (Electronic) 1050-6411 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23928281> >.

BURRIDGE, J. H. et al. Indices to describe different muscle activation patterns, identified during treadmill walking, in people with spastic drop-foot. **Med Eng Phys**, v. 23, n. 6, p. 427-34, Jul 2001. ISSN 1350-4533 (Print) 1350-4533 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11551819> >.

CARNEIRO, L. C. et al. Vertical reaction forces and kinematics of backward walking underwater. **Gait Posture**, v. 35, n. 2, p. 225-30, Feb 2012. ISSN 1879-2219 (Electronic) 0966-6362 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21993483> >.

CARVALHO, C.; SUNNERHAGEN, K. S.; WILLEN, C. Walking performance and muscle strength in the later stage poststroke: a nonlinear relationship. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 94, n. 5, p. 845-50, May 2013. ISSN 1532-821X (Electronic) 0003-9993 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23219614> >.

CHEN, G. et al. Gait deviations associated with post-stroke hemiparesis: improvement during treadmill walking using weight support, speed, support stiffness, and handrail hold. **Gait Posture**, v. 22, n. 1, p. 57-62, Aug 2005. ISSN 0966-6362 (Print)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996593> >.

CHEN, G. et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait Posture**, v. 22, n. 1, p. 51-56, 2005. ISSN 0966-6362. Disponível em: <  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636204001171?showall=true> >.

DAVIES, J. M.; MAYSTON, M. J.; NEWHAM, D. J. Electrical and mechanical output of the knee muscles during isometric and isokinetic activity in stroke and healthy adults. **Disabil Rehabil**, v. 18, n. 2, p. 83-90, Feb 1996. ISSN 0963-8288 (Print) 0963-8288 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8869510> >.

DEN OTTER, A. R. et al. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 342-52, Mar 2007. ISSN 0966-6362 (Print) 0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16750632> >.

DIETZ, V.; QUINTERN, J.; BERGER, W. Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. **Brain**, v. 104, n. 3, p. 431-49, Sep 1981. ISSN 0006-8950 (Print) 0006-8950 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7272709> >.

DOBKIN, B. H. Underappreciated statin-induced myopathic weakness causes disability. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 19, n. 3, p. 259-63, Sep 2005. ISSN 1545-9683 (Print)

1545-9683 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16093417>>.

DORSCH, S. et al. The strength of the ankle dorsiflexors has a significant contribution to walking speed in people who can walk independently after stroke: an observational study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 6, p. 1072-6, Jun 2012. ISSN 1532-821X (Electronic)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22464738>>.

ENG, J. J.; WINTER, D. A. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: what information can be gained from a three-dimensional model? **J Biomech**, v. 28, n. 6, p. 753-8, Jun 1995. ISSN 0021-9290 (Print)

0021-9290 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7601875>>.

FARIA, C. D.; TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; NADEAU, S. Predicting levels of basic functional mobility, as assessed by the Timed "Up and Go" test, for individuals with stroke: discriminant analyses. **Disabil Rehabil**, v. 35, n. 2, p. 146-52, Jan 2013. ISSN 1464-5165 (Electronic)

0963-8288 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22671699>>.

FUGL-MEYER, A. R. et al. The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance. **Scand J Rehabil Med**, v. 7, n. 1, p. 13-31, 1975. ISSN 0036-5505 (Print)

0036-5505 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1135616>>.

GRASSO, R.; BIANCHI, L.; LACQUANITI, F. Motor patterns for human gait: backward versus forward locomotion. **J Neurophysiol**, v. 80, n. 4, p. 1868-85, Oct 1998. ISSN 0022-3077 (Print)

0022-3077 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9772246>>.

HERBER, V.; MICHAELSEN, S. M.; OVANDO, A. C. Características espaço-temporais do andar para trás em indivíduos com hemiparesia. **Motriz: Revista de Educação Física**, v. 17, p. 675-682, 2011. ISSN 1980-6574. Disponível em:

<  
[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1980-65742011000400012&nrm=iso](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1980-65742011000400012&nrm=iso)>.

HERMENS, H. J. et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 5, p. 361-74, Oct 2000. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11018445>>.

HESSE, S. et al. Gait function in spastic hemiparetic patients walking barefoot, with firm shoes, and with ankle-

foot orthosis. **Int J Rehabil Res**, v. 19, n. 2, p. 133-41, Jun 1996. ISSN 0342-5282 (Print)

0342-5282 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8842827>>.

JOHNSON, M. A. et al. Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. **J Neurol Sci**, v. 18, n. 1, p. 111-29, Jan 1973. ISSN 0022-510X (Print)

0022-510X (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4120482>>.

KIM, C. M.; ENG, J. J. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. **Phys Ther**, v. 83, n. 1, p. 49-57, Jan 2003. ISSN 0031-9023 (Print)

0031-9023 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12495412>>.

KLEIN, C. S. et al. Voluntary activation failure contributes more to plantar flexor weakness than antagonist coactivation and muscle atrophy in chronic stroke survivors. **J Appl Physiol (1985)**, v. 109, n. 5, p. 1337-46, Nov 2010. ISSN 1522-1601 (Electronic)

0161-7567 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20724561>>.

LAMONTAGNE, A. et al. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. **Gait Posture**, v. 15, n. 3, p. 244-55, Jun 2002. ISSN 0966-6362 (Print)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11983499>>.

LAMONTAGNE, A.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F. Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 10, n. 6, p. 407-15, Dec 2000. ISSN 1050-6411 (Print)

1050-6411 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11102843>>.

LAUFER, Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 60, n. 5, p. 627-32, May 2005. ISSN 1079-5006 (Print)

1079-5006 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15972616>>.

LEE, M. et al. Kinematic and kinetic analysis during forward and backward walking. **Gait Posture**, Mar 28 2013. ISSN 1879-2219 (Electronic)

0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23541766>>.

LIN, P. Y. et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, n. 4, p. 562-8, Apr 2006. ISSN 0003-9993 (Print)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16571398>>.

LIN, S.-I. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. **Arch**

**Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 2, p. 197-203, 2005. ISSN 0003-9993. Disponível em: <  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999304007361?showall=true>>.

LUM, P. S. et al. Effects of velocity on maximal torque production in poststroke hemiparesis. **Muscle Nerve**, v. 30, n. 6, p. 732-42, Dec 2004. ISSN 0148-639X (Print) 0148-639X (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15468340>>.

MANGANOTTI, P. et al. Changes in cerebral activity after decreased upper-limb hypertonus: an EMG-fMRI study. **Magn Reson Imaging**, v. 28, n. 5, p. 646-52, Jun 2010. ISSN 1873-5894 (Electronic) 0730-725X (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20117894>>.

MCGOWAN, C. P.; NEPTUNE, R. R.; KRAM, R. Independent effects of weight and mass on plantar flexor activity during walking: implications for their contributions to body support and forward propulsion. **J Appl Physiol** (1985), v. 105, n. 2, p. 486-94, Aug 2008. ISSN 8750-7587 (Print) 0161-7567 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18556431>>.

MICHAELSEN, S. M. et al. Translation, adaptation and inter-rater reliability of the administration manual for the Fugl-Meyer assessment. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 1, p. 80-8, Jan-Feb 2011. Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21519719>>.

MORRIS, S. Ashworth And Tardieu Scales: Their Clinical Relevance For Measuring Spasticity In Adult And Paediatric Neurological Populations. **Physical Therapy Reviews**, v. 7, n. 1, p. 53-62, 2002. Disponível em: < <http://www.maneyonline.com/doi/abs/10.1179/108331902125001770> >.

NADEAU, S. et al. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, n. 2, p. 123-30, Mar-Apr 1999. ISSN 0894-9115 (Print) 0894-9115 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10088586> >.

NASCIMENTO, L. R. et al. Different instructions during the ten-meter walking test determined significant increases in maximum gait speed in individuals with chronic hemiparesis. **Rev Bras Fisioter**, v. 16, n. 2, p. 122-7, Apr 2012. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22378478> >.

NEPTUNE, R. R.; SASAKI, K.; KAUTZ, S. A. The effect of walking speed on muscle function and mechanical energetics. **Gait Posture**, v. 28, n. 1, p. 135-43, Jul 2008. ISSN 0966-6362 (Print) 0966-6362 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18158246> >.

NG, S. S.; HUI-CHAN, C. W. Contribution of ankle dorsiflexor strength to walking endurance in people with

spastic hemiplegia after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 93, n. 6, p. 1046-51, Jun 2012. ISSN 1532-821X (Electronic) 0003-9993 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22440486> >.

NIGG, B. M. et al. The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. **J Biomech**, v. 20, n. 10, p. 951-9, 1987. ISSN 0021-9290 (Print) 0021-9290 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3693376> >.

OLNEY, S. J.; GRIFFIN, M. P.; MCBRIDE, I. D. Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. **Phys Ther**, v. 78, n. 8, p. 814-28, Aug 1998. ISSN 0031-9023 (Print) 0031-9023 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9711207> >.

OLNEY, S. J. et al. Work and power in gait of stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 72, n. 5, p. 309-14, Apr 1991. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2009047> >.

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait Posture**, v. 4, n. 2, p. 136-148, 1996. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0966636296010636> >.

PEAT, M. et al. Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 57, n. 9, p. 421-5, Sep 1976. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/962569> >.

PERRY, J. **Análise de marcha**. Manole, 2005. ISBN 9788520413975. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=BvyHPgAACAAJ> >.

PERRY, J.; MULROY, S. J.; RENWICK, S. E. The relationship of lower extremity strength and gait parameters in patients with post-polio syndrome. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 74, n. 2, p. 165-9, Feb 1993. ISSN 0003-9993 (Print) 0003-9993 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8431101> >.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **J Am Geriatr Soc**, v. 39, n. 2, p. 142-8, Feb 1991. ISSN 0002-8614 (Print) 0002-8614 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1991946> >.

ROERDINK, M. et al. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 23, n. 3, p. 267-74, Mar-Apr 2009. ISSN 1545-9683 (Print) 1545-9683 (Linking). Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19074685> >.

ROY, A. et al. Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke. **J Rehabil Res Dev**, v. 50, n. 4, p. 555-72, Jul 2013. ISSN 1938-1352 (Electronic)

0748-7711 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23934875>>.

SALBACH, N. M. et al. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 9, p. 1204-12, Sep 2001. ISSN 0003-9993 (Print)

0003-9993 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11552192>>.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. **J Rehabil Med**, v. 33, n. 2, p. 53-60, Mar 2001. ISSN 1650-1977 (Print)

1650-1977 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11474950>>.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, n. 10, p. 1211-1218, 1999. ISSN 0003-9993.

Disponível em: <  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999399900187>>.

THOMPSON, H. S.; RYAN, A. The impact of stroke consequences on spousal relationships from the perspective

of the person with stroke. **J Clin Nurs**, v. 18, n. 12, p. 1803-11, Jun 2009. ISSN 1365-2702 (Electronic)  
0962-1067 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19646122> >.

THORSTENSSON, A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? **Exp Brain Res**, v. 61, n. 3, p. 664-8, 1986. ISSN 0014-4819 (Print)  
0014-4819 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3956625> >.

THRELKELD, A. J. et al. Kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. **J Orthop Sports Phys Ther**, v. 11, n. 2, p. 56-63, 1989. ISSN 0190-6011 (Print)  
0190-6011 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18796926> >.

VAN DEURSEN, R. W. et al. Does a single control mechanism exist for both forward and backward walking? **Gait Posture**, v. 7, n. 3, p. 214-224, May 1 1998. ISSN 1879-2219 (Electronic)  
0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10200387> >.

VILENSKY, J. A. Locomotor behavior and control in human and non-human primates: comparisons with cats and dogs. **Neurosci Biobehav Rev**, v. 11, n. 3, p. 263-74, Fall 1987. ISSN 0149-7634 (Print)  
0149-7634 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3120063> >.

VISINTIN, M. et al. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. **Stroke**, v. 29, n. 6, p. 1122-8, Jun 1998. ISSN 0039-2499 (Print)

0039-2499 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9626282> >.

WADE, D. T.; HEWER, R. L. Functional abilities after stroke: measurement, natural history and prognosis. **J Neurol Neurosurg Psychiatry**, v. 50, n. 2, p. 177-82, Feb 1987. ISSN 0022-3050 (Print)

0022-3050 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3572432> >.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2nd. New York: Wiley, 1990. xvi, 277 p. ISBN 0471509086. Disponível em: <  
<http://www.loc.gov/catdir/description/wiley0310/89070467.html>

<http://www.loc.gov/catdir/toc/onix02/89070467.html>  
<http://www.loc.gov/catdir/enhancements/fy0607/89070467-b.html> >.

WINTER, D. A.; PLUCK, N.; YANG, J. F. Backward walking: a simple reversal of forward walking? **J Mot Behav**, v. 21, n. 3, p. 291-305, Sep 1989. ISSN 0022-2895 (Print)

0022-2895 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15136266> >.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an

emerging area of research. **Gait Posture**, v. 16, n. 1, p. 1-14, Aug 2002. ISSN 0966-6362 (Print)  
0966-6362 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12127181> >.

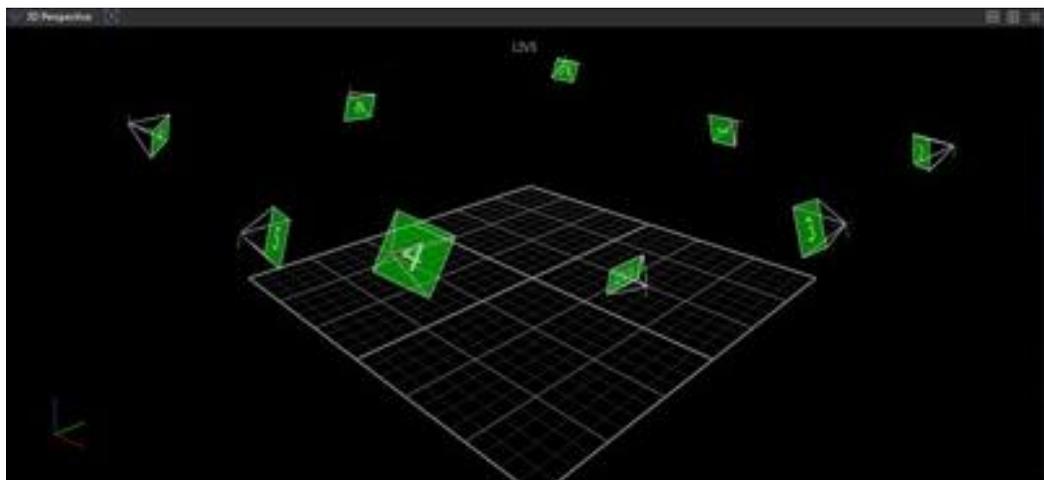
YANG, Y. R. et al. Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. **Clin Rehabil**, v. 19, n. 3, p. 264-73, May 2005. ISSN 0269-2155 (Print)  
0269-2155 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15859527> >.

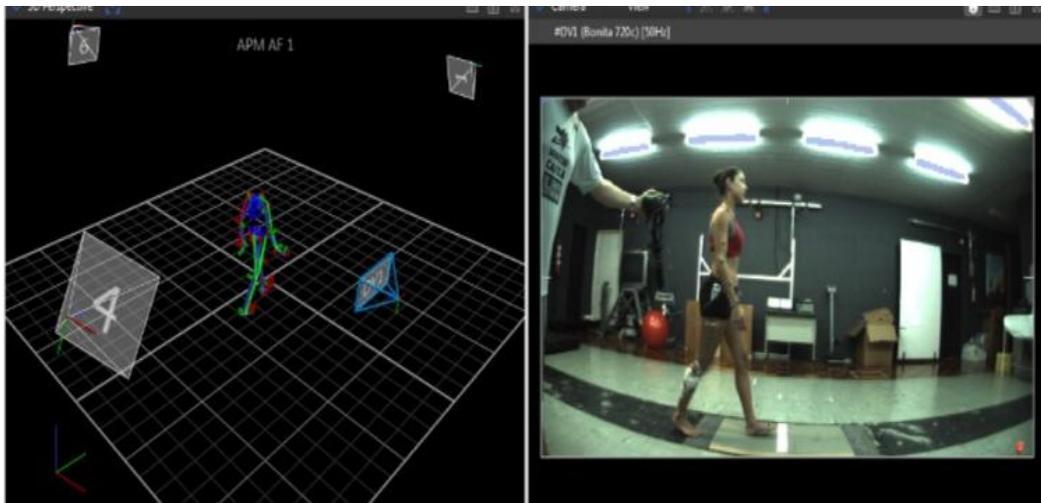
ZEHR, E. P. Evidence-based risk assessment and recommendations for physical activity clearance: stroke and spinal cord injury. **Appl Physiol Nutr Metab**, v. 36 Suppl 1, p. S214-31, Jul 2011. ISSN 1715-5320 (Electronic).  
Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21800943> >.

ZEHR, E. P.; LOADMAN, P. M. Persistence of locomotor-related interlimb reflex networks during walking after stroke. **Clin Neurophysiol**, v. 123, n. 4, p. 796-807, Apr 2012. ISSN 1872-8952 (Electronic)  
1388-2457 (Linking). Disponível em: <  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21945456> >.

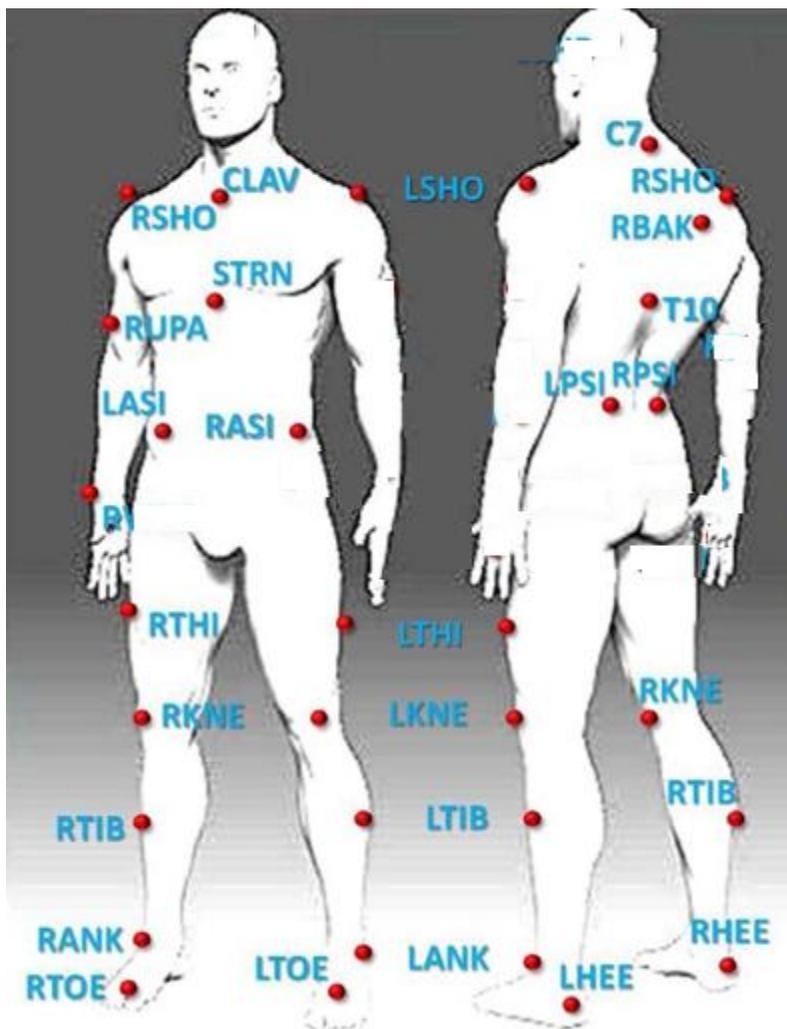
## APÊNDICES

Apêndice I, local de coleta e posicionamento das câmeras Sistema VICON





## Apêndice II, posicionamento dos marcadores Sistema Vicon



**ANEXOS**

	UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA CENTRO DE CIENCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE- CEFID PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO LABORATÓRIO DE CONTROLE MOTOR- LADECOM
--	--

**ANEXO A- ESCALA DE FUGL-MEYER**

**CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO  
TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM  
HEMIPARESIA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS**

## AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

 TESTE DE  
FUGL-MEYER

### Parte II - Membro Inferior

#### Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1    2    3    4

Lado acometido:    Esquerdo     Direito 

#### I. Atividade Reflexa

	0	1	2	
Flexores (aquileo, flexores do joelho)	<input type="radio"/>		<input type="radio"/>	
Extensores (reflexo rotuliano)	<input type="radio"/>		<input type="radio"/>	
Total				<input style="width: 40px;" type="text"/> 4

0: Ausência de reflexos;

2: Presença de reflexos.

#### II. Sinergias de Flexão

	Coxo-femoral	Flexão	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Joelho	Flexão	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Tornozelo	Dorsi-flexão	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

0: Nenhum movimento;

1: Movimento parcialmente realizado;

2: Movimento normal.

#### Extensão

	Coxo-femoral	Extensão	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
		Adução	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Joelho	Extensão	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>
	Tornozelo	Flexão Plantar	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>

0: Nenhum movimento;

1: Movimento com pequena resistência;

2: Movimento comparável ao lado bom.

 14

0 1 2

**III. Movimentos combinando a sinergia de flexão e de extensão****a. Flexão do joelho além de 90°**

○ ○ ○

*0: Nenhum movimento**1: Movimento parcial (até 90°)**2: Movimento normal (além de 90°)***b. Dorsi-flexão do tornozelo**

○ ○ ○

*0: Nenhum movimento**1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)**2: Movimento normal (amplitude normal sem inversão do tornozelo)*Total **IV. Movimentos voluntários com pouca ou fora das sinergias****a. Flexão do joelho > 90° sem flexão da coxo-femoral**

○ ○ ○

*0: Nenhum movimento**1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou coxo-femoral flexiona)**2: Movimento normal***b. Dorsi-flexão do tornozelo**

○ ○ ○

*0: Nenhum movimento**1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)**2: Movimento normal*Total

TESTE DE FUGL- MEYER
-------------------------

1	2	3
---	---	---

## V. Atividade Reflexa Normal

**Aquileo, rotuliano e flexores do joelho**

0	0	0
---	---	---

*0: 2 a 3 reflexos fásicos são hiperativos*

*1: um reflexo hiperativo, ou 2 reflexos estão ativos*

*2: nenhum está hiperativo*

Total

## VI. Coordenação/velocidade (tornozelo-jelho lado oposto, 5 vezes)

**a. Tempo para 5 repetições**

Esquerda <input type="text"/>	Direita <input type="text"/>
-------------------------------	------------------------------

**b. Tremor**

0	0	0
---	---	---

**c. Dismetria**

0	0	0
---	---	---

*0: incoordenação marcada*

*1: ligeira incooedenação*

*2: movimento coordenado*

**d. Velocidade**

0	0	0
---	---	---

*0: 6 segundos a mais do que no lado não afetado*

*1: 2 \_ 5 segundos a mais do que no lado não afetado*

*2: < 2 segundos de diferença*

Total

**Grande total**

<input type="text"/>	<b>34</b>
----------------------	-----------

## AVALIAÇÃO DA SENSIBILIDADE - MI

### TESTE DE FUGL- MEYER\*

### Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1    2    3    4

Lado acometido:    Esquerdo     Direito 

### I. Toque leve

<b>Anterior</b>	<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>		<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>Posterior</b>
-----------------	----------	----------	----------	--	----------	----------	----------	------------------

Perna	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>					
-------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--	--	--	--	--

				Planta do pé	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
--	--	--	--	--------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--

**0:** Ausência de sensibilidade

**1:** Hipo ou hipersensibilidade

**2:** Sensibilidade normal

<b>Total</b>	<input style="width: 50px;" type="text"/>	<b>4</b>
--------------	---	----------

### II. Sentido de movimento

Coxo-femoral	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
--------------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--

Joelho	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
--------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--

Tornozelo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
-----------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--

Halux	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	
-------	-----------------------	-----------------------	-----------------------	--

<b>Total</b>	<input style="width: 50px;" type="text"/>
--------------	---

**0:** Ausência

**1:** Ao menos 75 % das respostas corretas

**2:** Reprodução perfeita (postura) ou Todas respostas corretas (movimento).



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIENCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE-  
CEFID PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO HUMANO LABORATÓRIO DE  
CONTROLE MOTOR- LADECOM

## **ANEXO B- ESCALA TARDIEU**

### **CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS**

A graduação é sempre executada no mesmo horário do dia, em uma mesma posição do corpo para o membro a ser avaliado. Para cada grupo muscular, a reação ao alongamento é cotada a uma velocidade de alongamento específica, com dois parâmetros, X e Y.

#### Velocidade do alongamento:

V1: O mais lento possível (minimizando o reflexo de estiramento).

V3: O mais rápido possível (mais rápido do que o ritmo da queda natural do segmento do membro sob ação da gravidade).

Obs: V1 é usada para avaliar a movimentação passiva e V3 são usadas para avaliar a espasticidade.

#### Qualidade da reação muscular (X):

- 0 - Sem resistência no curso do movimento passivo
- 1 Pequena resistência no curso do movimento passivo, sem preensão clara em um ângulo preciso.
- 2 Preensão clara em um ângulo preciso, interrompendo o movimento passivo, seguida por liberação.
- 3 Clônus fatigável (<10s quando mantendo pressão) ocorrendo em um angulo preciso
- 4 Clônus não fatigável (>10 s quando mantendo pressão) ocorrendo em um ângulo preciso.

Avaliação clínica da espasticidade após AVE ângulos de reação muscular (Y)

Avaliado com relação à posição de alongamento mínimo do músculo (correspondendo ao angulo 0) para todas as articulações, exceto quadril, onde é relativo a posição anatômica de repouso.

<b>MÚCULO TESTADO</b>	<b>V1</b>	<b>V3</b>	
<b>MMII</b>	<b>AD</b> <b>M</b>	<b>X</b>	<b>Y</b> <b>(graus)</b>
<u>Extensores de tornozelo - Sóleo</u>			
<u>Flexores de tornozelo – Tibial anterior</u>			



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
CENTRO DE CIENCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE-  
CEFID PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO  
MOVIMENTO HUMANO LABORATÓRIO DE  
CONTROLE MOTOR- LADECOM

## **ANEXO C- AVALIAÇÃO CLÍNICA**

### **CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS**

**Identificação do Arquivo:** \_\_\_\_\_

Horário Inicial: \_\_\_\_\_ Horário Final: \_\_\_\_\_

Vel. marcha

TUG

	UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA CENTRO DE CIENCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE- CEFID PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO LABORATÓRIO DE CONTROLE MOTOR- LADECOM
---	--

## ANEXO D- DINAMOMETRIA

### CINEMÁTICA E AÇÃO DA MUSCULATURA DO TORNOZELO EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS

<b>Grupo muscular</b>	<b>Posição paciente</b>	<b>Posição membro avaliado</b>	<b>Estabilização manual</b>	<b>Colocação dinamômetro</b>
Flexores plantares de tornozelo (plantiflexão)	Sentado	Quadril joelho flexão	Próximo ao joelho e no tornozelo	Maléolo lateral do tornozelo
Extensores de tornozelo (dorsiflexão)	Sentado	tornozelo flexão	Próximo ao joelho e no tornozelo	Maléolo lateral do tornozelo

<b>MÚSCULO TESTADO</b>	<b>Valores (N/m)</b>	
<b>MMII</b>	<b>MI NP</b>	<b>MI P</b>
Flexores de tornozelo (Tibial anterior)		
Extensores de tornozelo (Sóleo)		



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA  
GABINETE DO REITOR COMITÊ DE ÉTICA EM  
PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS – CEP SH

### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de uma pesquisa de mestrado intitulado “**Ação do tornozelo durante o andar para trás em indivíduos com hemiparesia**”. Você será entrevistado e responderá questões sobre quanto e como você caminha no seu dia-a-dia. Além disso, você realizará testes de movimentos das suas pernas e testes de desempenho locomotor. Também será realizada uma avaliação em que serão fixados marcadores nas suas pernas e tronco para verificar os seus movimentos e serão colados eletrodos de eletromiografia na sua pele para captar a atividade elétrica dos seus músculos. Serão marcados com antecedência a data e horário para a avaliação, sendo realizada na Clínica Escola de Fisioterapia do CEFID/UDESC e no Laboratório de Biomecânica da do CEFID/UDESC. Você poderá se retirar do estudo a qualquer momento e não é obrigado (a) a submeter-se a todas as medições.

Os riscos destes procedimentos serão médios devido ao seu dispêndio de tempo e o possível cansaço por realizar os testes citados acima. A sua identidade será preservada, pois cada participante da pesquisa será identificado por uma sigla. O benefício indireto gerado por essa pesquisa será o conhecimento de como pessoas que tiveram derrame (AVE) andam para trás e como isso se relaciona com o andar para frente, permitindo que sejam utilizadas melhores estratégias para avaliar e tratar pessoas com sequelas de derrame (AVE). A pesquisa em si, não oferece benefício direto aos participantes, porém você receberá uma avaliação do seu estado físico e funcional e um diagnóstico da sua capacidade locomotora.

As pessoas que estarão acompanhando os procedimentos serão os pesquisadores: os estudantes de Graduação (Natasha Ferroni, Karine Kulkamp de Souza), o estudante de mestrado (Alexandre Kretzer e Castro de Azevedo) e as professoras responsáveis (Fernanda Romaguerra Pereira dos Santos e Stella

Maris Michaelsen).

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento, sem qualquer tipo de constrangimento.

Solicitamos a sua autorização para o uso de seus dados para a produção de artigos técnicos e científicos. A sua privacidade será mantida através da não identificação do seu nome.

Agradecemos a sua participação.

Pesquisador responsável: \_\_\_\_\_  
Stella Maris Michaelsen

Telefone: 3321-8660 Endereço: Rua Pascoal Simone, 358 - Coqueiros - Florianópolis – SC

### **TERMO DE CONSENTIMENTO**

Declaro que fui informado sobre todos os procedimentos da pesquisa e, que recebi de forma clara e objetiva todas as explicações pertinentes ao projeto e, que todos os dados a meu respeito serão sigilosos. Eu compreendo que neste estudo, as medições dos experimentos/procedimentos de tratamento serão feitas em mim, e que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome \_\_\_\_\_ por \_\_\_\_\_ extenso

Assinatura \_\_\_\_\_ Local: \_\_\_\_\_  
Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Endereço do CEP/UEDESC:

Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos - CEPESH/UEDESC

Av. Madre Benvenuta, 2007 - Itacorubi - Fone: (48)3321-8195  
Florianópolis / SC - 88035-0011