

ANGÉLICA CRISTIANE OVANDO

**EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O PADRÃO
LOCOMOTOR, FREQUÊNCIA CARDÍACA E PERCEPÇÃO DE
ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS EM
INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

FLORIANÓPOLIS - SC

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

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

**EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O PADRÃO
LOCOMOTOR, FREQUÊNCIA CARDÍACA E PERCEPÇÃO DE
ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE O ANDAR PARA TRÁS EM
INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano – Comportamento Motor.

Orientadora: Prof. Dra. Stella Maris Michaelsen

FLORIANÓPOLIS - SC

2010

ANGÉLICA CRISTIANE OVANDO

**EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O PADRÃO LOCOMOTOR,
FREQUÊNCIA CARDÍACA E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO SUBJETIVA
DURANTE O ANDAR PARA TRÁS EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

Dissertação aprovada como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano – Comportamento Motor, no Curso de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade do Estado de Santa Catarina.

BANCA EXAMINADORA:

Orientador: _____
Profª. Dra. Stella Maris Michaelsen
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof. Dr. Tales de Carvalho
Universidade do Estado de Santa Catarina - UDESC

Membro: _____
Prof. Dr. Marcos Noronha
Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC

Membro: _____
Prof. Dr. José Angelo Barela
UNICSUL

Membro: _____
Profª. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG

Florianópolis - SC, 19 de Fevereiro de 2010.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pela oportunidade de estar aqui.

A minha família, pelo carinho e apoio, mesmo que a distancia. Agradecimento especial a minha mãe, pela minha formação como pessoa, pelas oportunidades de estudar que me proporcionou, e acima de tudo, por estar sempre ao meu lado, me incentivando nesta busca pelo conhecimento, um exemplo de determinação, força e coragem.

Aos professores da Unijuí, agradeço pela formação profissional. De modo especial, agradeço à Professora Elenita, com sua forma tão dinâmica de ensinar, que despertou já na graduação uma identificação com a fisioterapia Neurofuncional. Às professoras Eliane e Heloísa, orientadoras do TCC, pela confiança e incentivo no início desta caminhada.

Agradeço ao CEFID/UDESC, todos os funcionários e professores do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano por suas contribuições para meu desenvolvimento como pesquisadora e elaboração desse trabalho. De maneira especial, agradeço ao Professor Mário de Andrade, pelos ensinamentos, por nos ajudar nas horas em que parecia que tudo ia dar errado no laboratório, por ser sempre tão solícito. Obrigada mesmo!

Aos bolsistas de iniciação científica Pedro e Maiara e à Bruna Gorges, obrigada pela ajuda nas coletas e nas diversas etapas de elaboração deste trabalho.

Acho que nenhum outro mestrando do programa esteve em tantos laboratórios, então agradeço ao pessoal do Núcleo de Cardiologia, do Laboratório de Fisiologia, do Labin, do Laboratório de Biomecânica, do Ladap, GETI e clínica CardioSport. Vocês estiveram presentes nas mais variadas etapas desta minha caminhada, e a todos vocês, meu muito obrigada.

Aos funcionários do CEFID, em especial à Vera, Solange e Maria Inês e Luiz da fisiologia.

Aos tantos amigos que fiz durante o mestrado, se fosse nomear todos não haveria espaço, obrigada a todos pelo carinho, pela amizade, pelos momentos de festa e descontração.

Luisa e Josi, colegas de apartamento e amigas que fiz em Florianópolis, vocês foram especiais, obrigada pelo companheirismo, pelas tantas palavras de incentivo em diversos momentos, e é claro, por me “agüentar” nas horas em que o estresse era grande.

A Vanessa Herber, minha colega e primeira amiga aqui em Florianópolis, você foi muito importante nesta etapa, obrigada pela paciência, pelas palavras de incentivo, por todos os ensinamentos, e acima de tudo, por emprestar sua família, foram minha família quando cheguei aqui e não conhecia ninguém na cidade. Meus sinceros agradecimentos.

Ao Fábio por me ajudar voluntariamente na primeira etapa do mestrado. Agradecimento em especial aos colegas e amigos André, Bolinha, Mavie, Carolzinha, Leticia Carneiro, Letícia Rodrigues e Fábio novamente, pelo companheirismo de trabalho que se transformou em amizade. Aquelas quintas-feiras no Saint Jaques depois do grupo de estudos vão deixar saudades.

À Natália, colega e amiga que foi importantíssima para a realização deste trabalho, me ajudando em todas as etapas, e acima de tudo, fazendo com que cada momento da realização deste trabalho fosse mais suave e divertido. Obrigada por tudo, pelas palavras de incentivo, por estar sempre tão disposta a trocar conhecimento e, acima de tudo, pelo carinho, amizade e por me fazer rir tantas vezes, mesmo quando tudo dava errado.

Ao Jonathan, meu amor, estava escrito que eu teria que vir a Florianópolis para te encontrar. Obrigada pela paciência, pelo carinho, por me ajudar em coletas de última hora noturnas, pelas rotinas no Scilab, e por ser sempre tão companheiro.

À CAPES pela bolsa de estudos, muito obrigada! Que mais mestrandos tenham a mesma oportunidade que tive.

Aos membros da banca por estarem presentes neste momento de finalização do trabalho, somando conhecimentos, obrigada a todos por suas contribuições.

Aos queridos pacientes que participaram deste estudo. Sem vocês este trabalho não teria se concretizado, obrigada mesmo.

E finalmente, a minha orientadora e hoje amiga Stella Maris Michaelson. Não tenho palavras para expressar meus sinceros agradecimentos e tamanha admiração pelo seu trabalho e sua dedicação em tudo que faz. É engraçado como eu já intuía que um dia seria sua aluna muito antes de conhecê-la pessoalmente. Obrigada pelos momentos de orientação, por todos os ensinamentos, pelas inúmeras discussões nas aulas, nos grupos de estudos, pelas críticas construtivas, pelos puxões de orelha, e acima de tudo, pela oportunidade e confiança. Você é um grande exemplo e espero sempre contar com a sua orientação.

A todos que de alguma forma contribuíram para este trabalho, meu muito obrigada!

*A mente que se abre a uma
nova idéia jamais voltará ao
seu tamanho original.*

Albert Einstein

RESUMO

OVANDO, Angélica Cristiane. **Efeito da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor, frequência cardíaca e percepção de esforço subjetiva durante o andar para trás em indivíduos com hemiparesia.** 2010. 171 f. 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, 2010.

O andar para trás (AT) no solo demonstrou ser uma forma de terapia benéfica para melhorar parâmetros de marcha em indivíduos com AVE na fase crônica, no entanto, o AT em esteira ainda não foi explorado. Este estudo teve como objetivo avaliar e comparar o padrão da marcha na esteira entre o AT e andar para frente (AF) em velocidade controlada, além de verificar os efeitos da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor durante o AT. Adicionalmente, buscou-se verificar as diferenças encontradas nas variáveis frequência cardíaca (FC) e percepção de esforço subjetiva (PES) nas diferentes direções do andar em três velocidades. Participaram do estudo 10 indivíduos adultos de ambos os sexos com seqüela de AVE crônica e oito indivíduos controles, pareados em sexo e idade com os indivíduos com hemiparesia. Foram realizadas avaliações clínicas e biomecânicas dos participantes por meio de análise cinemática da marcha em esteira. Os indivíduos realizaram a tarefa de AT na esteira em velocidade inicial de 0,14 m/s, e esta foi incrementada gradativamente até a máxima velocidade tolerada. Foram filmadas cinco passadas válidas para cada situação de velocidade. Em seguida, os procedimentos foram repetidos durante a tarefa de andar para frente (AF) na esteira, com velocidades idênticas às usadas no AT. Além de parâmetros cinemáticos, foram analisadas as mudanças na FC e percepção de esforço subjetiva (PES) durante as variações de velocidade da esteira. Foram consideradas para análise três velocidades: 0,2 m/s, 0,3m/s e a velocidade máxima do AT. A ANOVA *two-way* testou os efeitos da direção e membros inferiores (MMII) sobre as variáveis cinemáticas de interesse na velocidade controlada. A ANOVA *one-way* de medidas repetidas verificou o efeito da velocidade sobre as variáveis de interesse durante o AT. Foram utilizadas ANOVAS *two-way* para verificar o efeito da direção (AF e AT) e velocidade (0,2 m/s, 0,3m/s e velocidade máxima do AT) sobre a FC, PES e índice de simetria (IS). O AT em velocidade controlada ao AF caracterizou-se por apresentar menor comprimento do passo, maior duração relativa do apoio simples e menor duração relativa do duplo apoio, sendo estas diferenças identificadas no grupo de indivíduos com hemiparesia e grupo de indivíduos controles. O pico de flexão do joelho no balanço foi menor no membro inferior parético (MI P) em relação ao membro inferior controle (MI CTL) e ao membro inferior não parético (MI NP), e foi menor no AT comparativamente ao AF. A extensão máxima do quadril foi menor no AT em relação ao AF no grupo com hemiparesia, sendo que durante o AT, esta foi menor no grupo com hemiparesia em relação ao MI CTL. O valor angular do tronco no instante da máxima extensão de coxa apresentou efeito de direção somente no grupo CTL, sendo apresentada maior inclinação anterior do tronco no AF. Durante o AT, o deslocamento anterior do tronco foi maior no lado parético comparativamente ao lado não parético e controle, evidenciando maior movimento compensatório. A velocidade não apresentou efeito sobre os ângulos do quadril do grupo CTL, e no grupo com hemiparesia a máxima extensão do quadril diminuiu com o aumento da velocidade no MI P. A amplitude de flexão do joelho

aumentou com o incremento da velocidade no MI NP. A velocidade não apresentou efeito sobre os IS. A FC foi maior durante o AT em todas as velocidades, tanto no grupo com hemiparesia como no grupo controle, sendo esta incrementada com o aumento da velocidade. A PES foi maior no AT nos dois grupos somente na velocidade máxima, no entanto, no AT, esta aumentou com o incremento da velocidade, enquanto que no AF o incremento da velocidade só aumentou a PES no grupo com hemiparesia. Sugere-se o uso da tarefa do AT em esteira como alternativa para a reabilitação da marcha, além de reabilitação cardiopulmonar e metabólica após um AVE.

Palavras-chave: Hemiparesia. Andar para trás. Velocidade de marcha. Esteira.

ABSTRACT

OVANDO, Angélica Cristiane. **Effect of treadmill speed during backward walking on locomotor pattern, heart rate and perceived exertion in individuals following stroke.** 2010. 171 f. 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, 2010.

Backward walking (BW) has shown positive results in improving gait parameters in chronic stroke individuals, however, the kinematic characteristics of BW on a treadmill have not been explored. The purpose of this study was to evaluate and compare gait pattern on a treadmill between forward walking (FW) and BW at matched speeds, and investigate the effects of changes in speeds of the treadmill on the locomotor patterns during BW in individuals with hemiparesis. Additionally, the heart rate (HR) and perceived exertion (PE) were investigated between FW and BW at different speeds. Ten individuals with chronic hemiparesis, and eight non disabled individuals were recruited to serve as gender, age, height and weight matched controls for the hemiparetic subjects. BW on the treadmill started at 0,14 m/s and the speed was gradually increased until the individual informed the maximum tolerated speed. Five valid strides were recorded at each speed and the same procedures were repeated for FW walking, using BW matched speeds. Changes in HR and PE were considered during different speeds. The following speeds were considered for analysis: 0,2 m/s, 0,3m/s and the maximum BW speed. *Two-way ANOVAs* were used to assess the effects of the direction and lower limb (LL) on main kinematic variables at matched speeds. Repeated measures one way *ANOVAs* were used to assess the effects of speed variables of interest during BW. Two way *ANOVAs* were used to assess the effects of direction (BW, FW) and speed (0,2 m/s, 0,3m/s and the maximum BW speed) on the HR, PE and symmetry ratios (SR). BW at matched speeds showed shorter stride lengths, longer relative single stance durations and shorter relative double stance durations in the hemiparetic and control groups. Peak knee flexion at swing was shorter for the paretic limb (PL) compared to control and non-paretic limb (NPL) and was shorter during BW, compared to FW. Maximum hip extension was shorter during BW compared to FW in the hemiparetic group, and was shorter for the hemiparetic group compared to controls during BW. Trunk angles during thigh maximum extensions showed direction effects for the control group, with increased trunk anterior inclinations in the sagittal plane during FW. During BW, the paretic side showed increased trunk anterior inclinations compared to the non-paretic side and controls, consistent with increased compensatory movements. Speed did not influence the hip angles for the control group, and hip extension was decreased with increases in speed for the PL. Knee flexion range of motion increased with speed for the NPL. Speed did not influence symmetry ratios. HR was greater during BW at all speeds for both groups and increased with speed. PE was greater during BW for both groups, but only at maximum speeds. During BW it increased with speed, while during FW the speed only increased PE in the hemiparetic group. The use of the BW practice on the treadmill is suggested as an alternative method for gait and cardiorespiratory rehabilitation for stroke survivors.

Key-words: Hemiparesis, backward walking, gait speed, treadmill

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

AF - Andar para frente

AT – Andar para trás

AVD – Atividades de vida diária

AVE - Acidente vascular encefálico

CTL- Controle

EFM - Escala de Fulg-Meyer

FC – Frequência cardíaca

GCP - Gerador central de padrões

IS- Índice de simetria

MI- Membro inferior

MI CTL – membro inferior controle

MI NP – membro inferior não parético

MI P – Membro inferior parético

MID – membro inferior dominante

MIND – Membro Inferior não-dominante

MMII – Membros inferiores

MMSS – Membros superiores

OMS – Organização Mundial da Saúde

PES – Percepção de esforço subjetiva

SNC – Sistema Nervoso Central

SPC - Suporte de peso corporal

TCLE - Termo de Consentimento Livre Esclarecimento

TLA – Teste de Levantar e Andar

TUG – *Time up and go*

TC 6min – Teste de caminhada de 6 minutos

VM10m - Teste de velocidade de marcha em 10 metros

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Representação dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo..	48
Figura 2. Câmera Peak HSC-180	59
Figura 3. Esteira Elétrica Imbrasport.....	59
Figura 4. Esquema da disposição da esteira e câmeras durante a coleta.....	63
Figura 5. Colete de segurança e colocação dos marcadores reflexivos.....	64
Figura 6. Exemplo da passada no andar para frente na esteira.	66
Figura 7. Exemplo da passada no andar para trás na esteira.	66
Figura 8. Eventos durante o ciclo da marcha.	70
Figura 9. Representação dos ângulos articulares que foram obtidos para análise cinemática.	70
Figura 10. Representação das variáveis angulares analisadas do joelho no andar para frente (AF) e andar para trás (AT).	71
Figura 11. Representação das variáveis angulares analisadas do quadril no andar para frente (AF) e andar para trás (AT).	72
Figura 12. Identificação dos ângulos de tronco e coxa.	73
Figura 13. Média e desvio padrão da duração do balanço, duração do duplo apoio, duração do apoio simples e duração do apoio total do membro inferior (MI) não parético (NP) e MI parético (P) no andar para frente (AF) em preto e no andar para trás (AT) em cinza.....	80
Figura 14. Média e desvio padrão do deslocamento angular de joelho dos indivíduos controles, durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) ..	81
Figura 15. Média e desvio padrão do deslocamento angular do joelho dos indivíduos com hemiparesia, apresentando o membro inferior não parético (MI NP) e membro inferior parético (MI P), durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) ..	82
Figura 16. Média e desvio padrão do pico de flexão de joelho no balanço, amplitude de flexão de joelho, valor angular do joelho no início do ciclo e ângulo de máxima extensão de joelho no apoio no membro inferior (MI) não parético (NP) e MI parético (P) no andar para frente (AF) em preto e no andar para trás (AT) em cinza	84
Figura 17. Média e desvio padrão do deslocamento angular de quadril dos indivíduos controles, durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) ..	85
Figura 18. Média e desvio padrão do deslocamento angular do quadril dos indivíduos com hemiparesia, apresentando o membro inferior não parético (MI NP) e membro inferior parético (MI P), durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) ..	85
Figura 19. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos controles durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT)..	87
Figura 20. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos com hemiparesia do membro inferior parético (MI P), e não parético (MI NP), durante o andar para frente (AF)..	88

Figura 21. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos com hemiparesia do membro inferior parético (MI P), e não parético (MI NP), durante o andar para trás (AT).....	88
Figura 22. Média e desvio padrão do índice de simetria da duração do balanço, duração do duplo apoio, duração do apoio simples e duração do apoio total nas três diferentes velocidades.	99
Figura 23. Média da frequência cardíaca observada no grupo controle durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas.	101
Figura 24. Média da percepção de esforço subjetiva observada no grupo controle durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas.....	101
Figura 25. Média da frequência cardíaca observada no grupo com hemiparesia durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas.....	102
Figura 26. Média da Percepção de esforço subjetiva observada no grupo com hemiparesia durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas.....	103
Figura 27. Teste de Thomas para avaliar a contratura em flexão do quadril.	166
Figura 28. Ilustração exemplificando a avaliação da amplitude articular do joelho com o quadril em extensão.	167

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.	76
Tabela 2. Resultados dos testes clínicos.	77
Tabela 3. Velocidades máximas durante o AT e AF na esteira.	78
Tabela 4. Média e desvio padrão do comprimento, duração, velocidade e frequência da passada e comprimento do passo comparando MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.	79
Tabela 5. Média e desvio padrão das variáveis angulares do quadril comparando MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.	87
Tabela 6. Média e desvio padrão das variáveis de ângulo segmentar de coxa e tronco do MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.	89
Tabela 7. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	91
Tabela 8. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	92
Tabela 9. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior não parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	94
Tabela 10. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	95
Tabela 11. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	96
Tabela 12. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior não parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	97
Tabela 13. Média e desvio padrão das variáveis angulares de coxa e tronco comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	98
Tabela 14. Média e desvio padrão das variáveis angulares de coxa e tronco comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.	98

Tabela 15. Média e desvio padrão das variáveis angulares segmentar de coxa e tronco comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas..... 99

Tabela 16. Média e desvio padrão do índice de simetria das variáveis espaço-temporais do estudo nas três diferentes velocidades. 100

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E PROBLEMA	16
1.2 OBJETIVOS	19
1.2.1 Objetivo Geral	19
1.2.2 Objetivos Específicos	20
1.3 JUSTIFICATIVA	20
1.4 HIPÓTESES	22
1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO	23
2.2 A MARCHA DO INDIVÍDUO COM SEQÜELAS DE AVE	29
2.3 EFEITO DA ESTEIRA SOBRE OS PARÂMETROS DE MARCHA	33
2.4 RELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE E PARÂMETROS DE MARCHA	36
2.6 ESTUDOS E TENDÊNCIAS DO ANDAR PARA TRÁS	46
3 MÉTODO	53
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA	53
3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA	53
3.2.1 Critérios de Inclusão:	54
3.2.2 Critérios de Exclusão:	54
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA	55
3.3.1 Instrumentos utilizados na avaliação clínica para caracterização da amostra	55
3.3.2 Instrumentos utilizados na avaliação cinemática	58
3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS	60
3.5 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS	60
3.5.1 Avaliação da função motora	61
3.5.2 Avaliação cinemática da marcha	61
3.6 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS	65
3.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS	68
3.7.1 Variáveis independentes manipuladas pelo examinador	68
3.7.2 Variáveis dependentes	68

3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO	74
4 RESULTADOS	76
4.1 AMOSTRA.....	76
4.2 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA NA ESTEIRA	78
4.3 COMPARAÇÃO ENTRE O AF E AT DO GRUPO COM HEMIPARESIA E GRUPO CONTROLE EM VELOCIDADE CONTROLADA.....	78
4.3.1 Variáveis espaço-temporais.....	79
4.3.2 Variáveis angulares de joelho.....	80
4.3.3 Variáveis angulares de quadril	84
4.3.4 Ângulos segmentares de coxa e tronco.....	87
4.4 EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O MI CONTROLE, MI PARÉTICO E MI NÃO PARÉTICO DURANTE O AT.....	90
4.4.1 Variáveis espaço-temporais.....	90
4.4.2 Variáveis angulares de joelho e quadril.....	94
4.4.3 Ângulos segmentares de coxa e tronco.....	97
4.5 COMPARAÇÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA ENTRE O AF E AT DO GRUPO COM HEMIPARESIA ENTRE AS DIFERENTES VELOCIDADES	99
4.6 COMPARAÇÃO DA FC E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE O AF E AT NAS DIFERENTES SITUAÇÕES DE VELOCIDADE DA ESTEIRA	100
5 DISCUSSÃO	104
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	125
7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	127
APÊNDICES	143
ANEXOS	163

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E PROBLEMA

As doenças cerebrovasculares, incluindo o Acidente Vascular Encefálico (AVE), estão entre as primeiras causas de morte, sendo a principal causa de incapacidade física e cognitiva em adultos em idade produtiva em países desenvolvidos e em desenvolvimento (DOYLE, 2002; LESSA, 1999). De acordo com a Organização Mundial da Saúde (2006), o AVE é considerado uma doença dispendiosa em virtude de um grande número de mortes prematuras, incapacidade contínua em muitos sobreviventes, repercussão para as famílias ou prestadores de assistência, além de repercussão para os serviços de saúde.

As conseqüências do AVE incluem não somente danos residuais motores e cognitivos, mas também uma reduzida capacidade de suportar esforços, sendo que os principais problemas relatados são o confinamento, imobilidade, perda de habilidades funcionais em função de déficit motor, e freqüentemente, comorbidades metabólicas e cardiovasculares. Secundariamente, a perda ou redução da capacidade física gera um decréscimo na intensidade e freqüência da prática de atividades físicas que envolvam ações da vida diária, lazer (esporte) ou trabalho (JORGENSEN *et al.*, 1999; GRESHAM; DAWBER, 1975; MAYO *et al.*, 1999).

Um dos problemas enfrentados após um AVE é a imobilidade, sendo que muitos necessitam de auxílio para caminhar. Em geral, mais da metade dos pacientes não deambula independentemente nas três primeiras semanas após o AVE, e esta dependência para marcha pode ser observada em 25% dos pacientes três meses após o evento (CLIFFORD, 1986; WADE, WOOD, HELLER, 1987). Recuperar a habilidade de locomover-se está entre uma das maiores preocupações de indivíduos com hemiplegia/hemiparesia, uma vez que a locomoção permite independência e tem um impacto direto no retorno ao lar (DOBKIN, 2005).

Indivíduos com seqüelas de AVE demonstram déficits de mobilidade que persistem na fase crônica (seis meses após o evento), mesmo depois de uma reabilitação convencional. Tais déficits incluem baixa velocidade de marcha (VON SCHROEDER *et al.*, 1995), pobre resistência (ZAMPARO *et al.*, 1995), padrões de movimentos alterados (OLNEY *et al.*, 1996)

e comprometimentos do equilíbrio (COLLEN, 1995; JUNEIA, CZYRNY, LINN, 1998), sendo que a combinação de todos estes fatores contribui para um declínio na marcha desses indivíduos.

Conforme Dean *et al.* (2002), muitos indivíduos na fase crônica após o AVE são capazes de deambular independentemente, no entanto, apenas uma pequena proporção consegue caminhar com suficiente velocidade e resistência de modo que tenham uma capacidade funcional hábil. De acordo com Hill *et al.* (1997) após a reabilitação, os indivíduos mostraram melhoras significativas na mobilidade e equilíbrio, no entanto, quando comparados com indivíduos controles saudáveis, apenas 7% dos indivíduos que receberam alta da reabilitação atingiram os critérios para uma deambulação comunitária independente e eficiente.

O descondicionamento físico pode ser considerado um fator secundário que limita a transferência das habilidades locomotoras obtidas na reabilitação para o ambiente comunitário. A diminuição na resistência para a marcha foi a limitação funcional de maior destaque observada em uma amostra de indivíduos um ano após AVE, sendo a sua recuperação significativamente associada com a reintegração destes indivíduos à vida comunitária (MAYO *et al.*, 1999).

Diversos programas de treinamento de marcha têm sido propostos com objetivo de restabelecer a deambulação funcional e também melhorar a qualidade ou desempenho da mesma. O treinamento em esteira é amplamente aceito e difundido, surgindo a partir de pesquisas envolvendo gatos com lesão medular (BARBEAU, 1987), começou a ser introduzido na prática clínica nos anos 80 (FINCH, 1985). O uso da esteira permite que um grande número de passos sejam executados dentro de uma sessão de treinamento, ou seja, aumenta a prática da tarefa específica, com repetição ativa do movimento (HESSE *et al.*, 1995).

Hesse e Werner (2003) relataram que pacientes com seqüelas por AVE podem praticar até 1000 passos em 20 minutos de prática em esteira, comparados com apenas 50 ou 100 passos durante o mesmo período de uma sessão de fisioterapia convencional. Os impulsos proprioceptivos e cutâneos associados à repetição do movimento induzem a potenciação de longa duração no córtex motor que, por sua vez modifica a excitabilidade de neurônios motores e facilita a aprendizagem motora (HESSE *et al.*, 1999; DOBKIN, 2004). Além disso, sabe-se que o treino de marcha em esteira favorece a condição cardiopulmonar de indivíduos com hemiparesia e que o uso do sistema de suspensão parcial de peso possibilita a marcha

durante períodos mais longos (VISINTIN *et al.*, 1998; MACKO *et al.*, 2001), e desta forma, pode também melhorar a aptidão cardiopulmonar destes indivíduos.

Além do uso da esteira para melhorar a marcha, estudos têm buscado diferentes estratégias na reabilitação da marcha após um AVE. Recentemente, um ensaio clínico randomizado de Yang *et al.* (2005) demonstrou que o andar para trás (AT) no solo pode ser benéfico quando incorporado à reabilitação da marcha destes indivíduos. Em seu estudo, os indivíduos do grupo experimental receberam 30 minutos adicionais de treinamento de marcha para trás no solo durante três semanas e apresentaram melhoras no comprimento do passo, na velocidade e simetria da marcha, quando comparados com o grupo controle que não realizou o treinamento de andar para trás. De acordo os autores, o exercício de andar para trás tem sido utilizado para melhorar os componentes da marcha em portadores de hemiparesia na prática clínica, embora antes de seu estudo nenhum ensaio clínico tenha comprovado sua eficácia.

Estudos sobre o andar para trás em indivíduos saudáveis, demonstraram que este exercício demanda um maior consumo de oxigênio e esforço cardiorrespiratório (FLYNN *et al.*, 1994; MINETTI; ARDIGÒ, 2001), além de uma maior atividade muscular comparado ao andar para frente (GRASSO; BIANCHI; LACQUANITI, 1998). Para a execução da tarefa é necessária a combinação da extensão do quadril com a flexão do joelho, componentes importantes que estão comprometidos nos indivíduos com hemiparesia ou hemiplegia que apresentam sinergia extensora em membros inferiores (DAVIES, 1996; YANG *et al.*, 2005), o que pode ser um bom indicativo do sucesso desta terapia na reabilitação dessa população.

Considerando os prováveis benefícios do andar para trás na melhora do condicionamento cardiopulmonar já relatado em indivíduos saudáveis (Terblanche *et al.*, 2005), além dos benefícios do treinamento com AT na melhora do padrão locomotor de indivíduos com hemiparesia (YANG *et al.*, 2005), há de se considerar uma maior exploração desta tarefa nestes indivíduos a fim de traçar estratégias terapêuticas. Além disso, o uso da esteira tem sido amplamente utilizado em ensaios clínicos randomizados na reabilitação da marcha após AVE, com evidências de sua eficácia. Desta forma poderia ser benéfica a união destas duas estratégias de treinamento: andar para trás e esteira. O andar para trás poderia implicar em uma diferente estratégia de adaptação da locomoção enquanto superfície em movimento da esteira possivelmente poderia influenciar o padrão do AT de indivíduos com hemiparesia. Além disso, durante o AT, alterações na velocidade da esteira poderiam implicar em restrições da tarefa que modificariam o padrão de movimento destes indivíduos, e poderiam ser incorporadas em um programa de reabilitação com enfoque na recuperação da marcha e melhora da aptidão cardiopulmonar.

De acordo com Newell (1986), determinadas alterações ambientais influenciam diretamente na realização de uma tarefa motora, sendo que durante a prática existe uma busca de estratégias ideais para a realização da tarefa, dadas às restrições impostas. No caso do indivíduo com hemiparesia, durante o andar realizado em uma esteira rolante, um novo padrão de coordenação poderia ser facilitado se houvesse variação da direção do sentido do andar, ou ainda, pela variação da velocidade da mesma.

Sabe-se que a marcha do indivíduo com hemiparesia caracteriza-se por ser mais lenta comparativamente a indivíduos controles (CHEN, *et al.* 2005), enquanto que o AT no solo, tanto em indivíduos saudáveis como em indivíduos com hemiparesia, também caracteriza-se por ser mais lento (HEBER, 2009; LAUFER, 2005; MORAES; MAUBERG DE CASTRO, 2001). Para que se encoraje o uso desta tarefa como forma de reabilitação, mais estudos exploratórios são necessários para que se conheça o padrão de movimento do AT em indivíduos com hemiparesia em combinação com a esteira. A fim de uma melhor compreensão sobre a tarefa de AT em esteira, buscando o entendimento do efeito da direção sobre o padrão da marcha, o presente estudo buscou controlar a velocidade na qual ela seria executada para então realizar as comparações entre o AT e o AF. Mais ainda, para a verificação se este comportamento era flexível, buscou-se explorar o AT em diferentes velocidades. A partir desse contexto, formulou-se o seguinte problema:

Quais as características cinemáticas do andar para trás em esteira rolante em indivíduos com hemiparesia comparando-o com o andar para frente em velocidade controlada, e quais os efeitos da velocidade da esteira sobre as mesmas durante o andar para trás?

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Investigar, em indivíduos com hemiparesia, os efeitos da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor durante o AT.

1.2.2 Objetivos Específicos

- 1.2.2.1 Comparar os parâmetros espaço-temporais e angulares entre o AF e o AT, dos indivíduos com hemiparesia e indivíduos controles, utilizando a mesma velocidade em todas as condições.
- 1.2.2.2 Verificar o efeito da variação da velocidade da esteira sobre os parâmetros espaço-temporais e angulares no membro inferior parético e não parético de indivíduos com hemiparesia e dos indivíduos controles durante o AT.
- 1.2.2.3 Verificar o efeito da variação da velocidade da esteira e da direção da marcha sobre a frequência cardíaca (FC) e percepção de esforço subjetiva (PES);
- 1.2.2.4 Comparar os índices de simetria do padrão da marcha entre o AF e o AT na esteira nas diferentes situações de velocidade da esteira;

1.3 JUSTIFICATIVA

O treinamento em esteira, reconhecido como uma abordagem orientada a tarefa para a reabilitação da marcha em indivíduos após AVE, tem recebido uma vasta atenção nos últimos anos. Com uma superfície que se move e velocidades ajustáveis, a esteira proporciona um treinamento de marcha dinâmico, enquanto permite passos repetitivos e rítmicos. Combinada com a suspensão de peso corporal, a locomoção na esteira oferece uma oportunidade de retreinamento de marcha até mesmo em indivíduos mais severamente comprometidos, permitindo uma intervenção precoce.

O uso do andar para pra trás é uma técnica comum de reabilitação empregada no tratamento de uma variedade de circunstâncias ortopédicas e neurológicas. Para Laufer (2005), atividades do AT são meios de aumentar a força dos músculos do quadríceps, sendo incorporadas freqüentemente em programas de reabilitação, principalmente para lesões onde o AF agrava a dor no joelho. Bobath (1978) já recomendava o uso do AT para melhorar o controle motor de hemiparéticos, mesmo antes dos primeiros estudos biomecânicos sobre esta tarefa locomotora. Além disso, o estudo de Yang *et al.* (2005) demonstrou que o AT em solo

é benéfico para melhorar assimetria da marcha e pode ser incorporada na reabilitação de indivíduos com seqüelas de AVE.

Doenças ou comprometimentos neurológicos podem ser vistos como restrições organísmicas que influenciam a maneira como os indivíduos realizam a locomoção. A prática da tarefa em condições variadas pode ser funcional para ajudar os indivíduos a se adaptarem as diversas restrições da tarefa em ambientes dinâmicos (CLARK, PHILLIPS, 1993; HAMILL *et al.*, 1999; HOLT *et al.*, 1995).

Sendo as características coordenativas do AT possivelmente uma inversão direcional da marcha, pode-se considerá-la uma restrição da tarefa. Adicionando-se o componente esteira, tem-se outro tipo de restrição da tarefa, por manipulação do ambiente. Diante disso, torna-se possível utilizar o AT com o objetivo de facilitar um novo padrão de locomoção, especialmente em portadores de hemiparesia por combinar movimentos como a extensão do quadril e a flexão do joelho. Esta atividade associada ao uso da esteira, que proporciona movimentos rítmicos e um maior número de repetições da tarefa, poderia ser uma estratégia incorporada na reabilitação da marcha, ou mesmo uma estratégia para melhora da aptidão cardiopulmonar de indivíduos com hemiparesia. O que não se sabe, entretanto, como seria o padrão locomotor destes indivíduos durante o AT em esteira, pois não há relatos na literatura sobre as características do AT em esteira rolante em hemiparéticos.

Sendo assim, para que se encoraje a realização de intervenções terapêuticas para a reabilitação da marcha, onde modificações do ambiente e da tarefa possam promover um treinamento locomotor seguro e eficaz em indivíduos com hemiparesia, é crucial que as características da marcha sejam analisadas e compreendidas para cada situação onde a tarefa e o ambiente são modificados, como no caso do AT em esteira rolante, em diferentes situações de velocidade da esteira.

Além disso, o conhecimento do padrão locomotor e a adaptação dos indivíduos em situações de velocidades distintas durante o AT na esteira poderia fornecer parâmetros de treinamento e progressão para a realização de um ensaio clínico randomizado, e assim verificar os benefícios desta prática em um treinamento. Através dos resultados deste estudo, somados aos achados da literatura será possível fornecer informações importantes no momento de planejar estratégias de treinamento de marcha na reabilitação de indivíduos com hemiparesia.

1.4 HIPÓTESES

H1 - Durante o AT em esteira, o aumento da velocidade da esteira provoca mudanças nos parâmetros cinemáticos e espaço-temporais, com aumento dos valores cinemáticos angulares e do comprimento da passada no membro inferior parético.

H2 - Durante o AT, aumentos da velocidade da esteira poderiam aumentar a assimetria da marcha.

H3 - A FC e PES é maior durante o AT comparativamente ao AF para uma mesma velocidade de esteira.

1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS

AVE - Segundo a OMS (2006) defini-se como uma insuficiência neurológica repentina e específica de rápido desenvolvimento, com perturbação focal da função cerebral por obstrução do fluxo sanguíneo vascular com mais de 24 horas de duração.

Paresia: é caracterizada por uma incapacidade de sustentar contração por tempo suficiente para permitir o desempenho de um movimento ou atividade, ou uma incapacidade de recrutar força suficiente para produzir o movimento ou amplitude necessária (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Hemiparesia: Deficiência da força muscular de um lado do corpo, afetando funções relacionadas com a força gerada pela contração dos músculos e grupos musculares no lado esquerdo ou direito do corpo, contralateral ao lado do cérebro em que ocorreu o AVE (RYERSON, 1994; OMS, 2006).

Restrição: é uma limitação individual e ambiental relacionada à meta da tarefa ou ao canal facilitador de um movimento ou de um comportamento (NEWELL, 1986).

Restrição da tarefa: é o objetivo da atividade e as restrições específicas impostas. Estão relacionadas a três categorias propostas, objetivo da tarefa, regras especificando e restringindo a dinâmica da resposta e implementos ou máquinas especificando ou restringindo as dinâmicas da resposta (NEWELL, 1986).

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura apresenta os principais temas que fundamentam o presente estudo, abordando os problemas do indivíduo com hemiparesia, a marcha destes indivíduos, estudos envolvendo os efeitos da velocidade sobre a marcha humana, estudos enfocando a reabilitação da marcha do indivíduo com AVE e os estudos e tendências do AT.

2.1 CONSIDERAÇÕES GERAIS SOBRE O ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO

Pode-se definir o AVE como um déficit neurológico focal causado por uma alteração da circulação cerebral. Este termo evoluiu nas últimas décadas para incluir lesões causadas por distúrbios hemodinâmicos e da coagulação, mesmo que não se tenha alterações detectáveis nos vasos sanguíneos (WINIKATES, 1995). A Organização Mundial da Saúde (OMS) (2006, p.6) define o AVE como “comprometimento neurológico focal (ou às vezes global), de ocorrência súbita e duração de mais de 24 horas (ou que causa morte) e provável origem vascular”.

Suas causas estão relacionadas com a redução crítica do débito sanguíneo devido à oclusão parcial ou total de uma artéria cerebral, sendo que a constituição de um infarto cerebral traduz-se pelo aparecimento súbito de um déficit, caracterizando o acidente vascular encefálico isquêmico cuja representação depende do território arterial atingido, ou por ruptura de um vaso, caracterizando o AVE hemorrágico (O’ SULLIVAN; SCHMITZ, 2004). A definição padrão da OMS (2006) exclui o ataque transitório isquêmico, que é definido como sintomas neurológicos focais, com duração inferior a 24 horas, a hemorragia subdural, a hemorragia epidural, intoxicação ou sintomas causados por traumatismo.

Os dois tipos de AVE podem ocorrer em qualquer idade, por muitas causas, incluindo doenças cardíacas, infecção, trauma, neoplasia, má formação vascular e desordens imunológicas. Os três fatores de risco geralmente mais reconhecidos incluem hipertensão, diabetes *mellitus* e cardiopatia, sendo a hipertensão arterial sistêmica o mais importante destes fatores (CARR; SHEPHERD, 2008).

Apesar de sua importância, são poucos os estudos que investigaram o quadro epidemiológico das doenças cerebrovasculares no Brasil (LESSA, 1999). Os primeiros dados sobre a mortalidade por AVE foram descritos na década de 60 nas cidades de São Paulo e Ribeirão Preto e demonstravam valores elevados comparados a outros países. Outros estudos revelaram que a taxa de mortalidade para ambos os sexos em 1940 em São Paulo era igual a 44,7/100.00 crescendo para 128,9/100.00 em 1970 e reduzindo novamente cerca de 17% em 1980 (LESSA, 1999).

Em 2002, o AVE foi a causa principal de mortalidade no Brasil, com 87.344 mortes, seguido pela doença arterial coronariana, com 81.505 mortes (LOTUFO, 2005). Dados de mortalidade por doença cerebrovascular no Brasil estão disponíveis no DATASUS. No ano de 2005, o número de óbitos no Brasil foi de 90.006, sendo que em primeiro lugar esteve o estado do Rio Grande do Sul, com uma taxa de mortalidade específica por doença cerebrovascular (óbitos por 100.000 habitantes) de 68,51 e o estado de Santa Catarina aparece na décima sexta posição, com taxa de mortalidade específica de 43,74. No ano de 2008 ocorreram 90.754 internações no Brasil, sendo que os homens foram os mais acometidos, com 46.811 internações, comparado com 43.943 internações no sexo feminino. Em Santa Catarina, no ano de 2008 ocorreram 3.893 internações por AVE, sendo Florianópolis o município com maior morbidade, com 579 internações e 102 óbitos (MINISTÉRIO DA SAÚDE, 2008).

O AVE afeta homens e mulheres quase que igualmente, predominando mais em negros que em brancos, especialmente nas faixas etárias mais jovens. A incidência sobe rapidamente com o aumento da idade. Os AVEs são menos frequentes abaixo de 50 anos, mas a incidência aumenta progressivamente nas faixas etárias subsequentes (O'SULLIVAN; SCHMITZ, 2004).

O AVE em jovens é raro. A proporção absoluta de AVE em populações mais jovens está fortemente associada a estrutura da população. Em países europeus, com alta prevalência de idosos, menos de 5% dos AVES ocorrem em indivíduos com menos de 45 anos. Na Itália a incidência é de aproximadamente 10 em cada 100.000. Incidências maiores foram encontradas nos EUA e países em desenvolvimento. Nos indivíduos mais jovens acometidos por infarto cerebral, defeitos no septo inter atrial e desordens trombolíticas hereditária parecem estar entre as principais causas associadas (GANDOLFO; CONTI, 2003).

Para a realidade brasileira, o AVE representa um grave problema de saúde pública. Conforme Massaro (2005), no Brasil, dos indivíduos que sobrevivem a um AVE, 70% não retornam ao trabalho, 30% necessitam de auxílio para caminhar e outros 20% ficam com seqüelas graves e incapacitantes. De acordo com Björkdahl e Sunnerhagen (2007), o AVE

representa um impacto socioeconômico importante, gerando altos encargos financeiros subsidiados pelo Estado, principalmente com as pessoas mais jovens que foram vítimas do AVE, as quais apresentam alguma dificuldade ou incapacidade, impossibilitando a reinserção ao ambiente social e laboral .

As manifestações clínicas envolvem comumente alterações motoras e sensitivas, que afetam a função física. Além disso, déficits na função cognitiva, perceptiva, emocional e da linguagem podem estar presentes após o AVE (CARR; SHEPHERD, 2008). As lesões no córtex cerebral ou no feixe córtico-espinhal, decorrentes do AVE, ocasionam um comprometimento das conexões corticais com a medula espinhal, tronco encefálico e cerebelo, enquanto as demais áreas supra-medulares continuam a exercer um controle sobre a atividade dos motoneurônios inferiores. Como resultado, há uma ativação muscular anormal que produz um sério comprometimento motor nestes indivíduos (LUNDY-ECKMAN, 2000).

Dentre as diversas seqüelas decorrentes do AVE, em geral, a mais evidente é o comprometimento motor de origem central caracterizado por hemiplegia ou hemiparesia. A hemiparesia apresentada por estes indivíduos caracteriza-se por perda parcial de força no hemicorpo contralateral ao da lesão cerebral. A fraqueza muscular é a inability de gerar níveis normais de força e pode acontecer em função da perda ou diminuição do recrutamento de unidades motoras ou das modificações fisiológicas do músculo parético, seja pela denervação, pela redução da atividade física ou pelo desuso, resultando em atrofia muscular (ANDREWS, 2000; OLNEY; RICHARDS, 1996).

Cerca de 89% dos pacientes admitidos em um hospitais após um AVE apresentam fraqueza muscular (HENDRICKS *et al.*, 2002). Os AVEs oscilam desde leves até graves, e as seqüelas podem ser temporárias ou permanentes (RYERSON, 1994). Como conseqüências funcionais, os déficits primários neurológicos geralmente predisõem os sobreviventes de AVE a um padrão de vida sedentário, com limitações individuais para as atividades de vida diária, contribuindo para uma pobre auto-estima, depressão, isolamento social e deterioração física (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 2000; DOBKIN, 2004).

Segundo Villar (1997), a destruição de regiões do cérebro é seguida por sinais e sintomas de alteração da atividade motora e, a partir deste comprometimento, existem mecanismos que agem para desencadear a recuperação, passando por diversos estágios que se iniciam imediatamente após a lesão e podem durar meses. A reparação acontece com o retorno gradual da função, porém isto não significa o retorno dos mesmos mecanismos motores perdidos após a lesão, mas uma adaptação dos mecanismos residuais, demonstrando uma plasticidade neuronal.

As características da força muscular que seguem um AVE incluem redução na geração de torque isométrico e isocinético (SHARP; BROUWER, 1997), além de lentidão para gerar o torque (CANNING; ADA; O'DWYER, 1999). Tal inabilidade para gerar torque demonstrou estar relacionada com o desempenho em diversas tarefas funcionais, tais como transferências, levantar a partir de sentado (BOHANNON, 1987), velocidade de marcha (NAKAMURA *et al.*, 1988) e desempenho ao subir escadas (BOHANNON, 1991). De acordo com Kim e Eng (2003), a variabilidade na velocidade de marcha e desempenho ao subir degraus pode ser atribuída de 66% a 72% à força muscular dos membros inferiores, e os autores sugerem que medidas de força muscular sejam incorporadas na avaliação da locomoção de indivíduos após um AVE, uma vez que déficits de força implicam em diminuição da velocidade da mesma.

A flacidez inicial sem movimentos voluntários é substituída pelo desenvolvimento de espasticidade e padrões de movimentos em massa, conhecidos como sinergismos. Com frequência, os músculos envolvidos nos padrões de sinergismos estão de tal maneira vinculados um ao outro que os movimentos isolados, fora dos padrões sinérgicos de massa, não são possíveis. Esses padrões sinérgicos anormais costumam estar presentes, caracterizando-se como altamente estereotipados e obrigatórios, onde o paciente não é capaz de movimentar um segmento isolado sem produzir movimentos no restante do membro (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

A diminuição na habilidade de locomoção é um dos muitos problemas funcionais em pacientes com hemiplegia ou hemiparesia, bem como uma das principais queixas apresentadas por eles, e está relacionada às alterações do controle voluntário do membro, integridade da propriocepção, equilíbrio, tônus postural e do movimento (MOTA; CORDEIRO, 2001). Os fatores determinantes para a habilidade na marcha no indivíduo hemiparético incluem equilíbrio, grau de comprometimento sensitivo e motor, força muscular do membro plégico ou parético e do membro não parético, espasticidade e capacidade de esforço (COURBON *et al.*, 2006; HSU *et al.*, 2003, KELLY *et al.*, 2003).

O descondicionamento físico pode ser considerado uma complicação secundária do AVE, e de acordo com Kelly *et al.*, (2003), está relacionado aos comprometimentos neurológicos que interferem com a capacidade de participar de exercícios de condicionamento. Pacientes no período pós AVE crônico (a partir de seis meses) apresentam capacidade física de 55% a 75% do valor esperado para pessoas saudáveis da mesma idade e sexo. (POTEMPA *et al.*, 1995).

Em função das limitações motoras comuns nesta população que dificultam a realização de exercícios aeróbicos, cria-se um círculo vicioso entre descondicionamento e

inatividade. O comprometimento na habilidade para responder às demandas físicas da vida diária tem efeitos prejudiciais na mobilidade e resistência a fadiga, repercutindo em limitações funcionais impostas por déficits neuromusculares decorrentes do AVE (PANG, 2005). Este decréscimo da aptidão física está relacionado a diversos fatores, tais como comorbidades vasculares associados ao AVE, imobilidade, diminuição da capacidade de locomoção e déficits motores (POTEMPA *et al.*, 1995). A imobilidade, em todos os casos, traz danos graves à capacidade funcional, tornando cada vez mais difícil o retorno à realização de atividades diárias (TEIXEIRA SALMELA *et al.*, 2000).

A diminuição na aptidão física resulta em uma limitação na capacidade de manter a velocidade da marcha de maneira eficaz e confortável, levando a um aumento no gasto energético da marcha e a pobre resistência aeróbica nos pacientes acometidos por AVE. Desta forma, o gasto energético necessário para realizar a deambulação de rotina é elevado em aproximadamente 1,5 a 2 vezes nos indivíduos hemiparéticos comparados com indivíduos-controle saudáveis (KELLY *et al.*, 2003). Sendo assim, todos os comprometimentos e conseqüências do AVE em conjunto, limitam a funcionalidade da marcha do hemiplégico durante os diferentes estágios da recuperação neurológica e funcional.

Conforme Kwakkel *et al.* (1996), é difícil prever a extensão de uma recuperação eventual imediatamente após o AVE, embora sinais como continência urinária, idade jovem, AVE leve, melhora espontânea, boas habilidades perceptuais e ausência de desordens cognitivas sejam indicadores de bom prognóstico. A grande maioria dos pacientes que sobrevivem no primeiro mês depois do primeiro AVE irá melhorar, e muitos destes voltarão a níveis funcionais pré-AVE. Cerca de 50 a 60% dos sobreviventes tornam-se funcionalmente independentes (LEGH-SMITH *et al.*, 1986).

De forma geral, o processo de recuperação neurológica apresenta uma fase inicial de melhora espontânea, que acontece de forma rápida durante os primeiros três meses e, especialmente, durante as primeiras semanas, embora alguns pacientes possam demonstrar uma recuperação considerável em fases tardias (JORGENSEN *et al.*, 2005). O grau inicial de paresia é geralmente considerado o fator preditor mais importante para a recuperação motora, no entanto, ainda não é possível prever de forma precisa a ocorrência e extensão da recuperação motora durante a fase aguda e sub-aguda do AVE. Alguns pacientes podem mostrar recuperação completa, enquanto que em outros casos o grau de paresia parece não modificar no decorrer da reabilitação (HENDRICKS *et al.*, 2002).

Alguns estudos buscaram demonstrar que o ápice de recuperação motora ocorre dentro dos três primeiros meses após a lesão, indicando que na fase crônica seja menos provável que

ocorra uma recuperação motora significativa (VERHEYDEN *et al.*, 2008; JORGENSEN *et al.*, 1995; ASHBURN, 1997; HENDRICKS *et al.*, 2002; DUCAN *et al.*, 1992). No entanto, a reorganização e modulação de redes neuronais motoras ainda é possível em indivíduos na fase tardia após o AVE, como pode ser evidenciando em estudo em pacientes com três a seis anos após o AVE, após treinamento bilateral dos membros superiores (LUFT *et al.*, 2007). Mecanismos como o desmascaramento e ativação de áreas antes inibidas, compensadas por outras regiões cerebrais são fundamentais para o processo de recuperação (TEASELL; KALRA, 2005; CARR; SHEPHERD, 2008). Estes mecanismos são determinados por fatores ambientais e de aprendizagem, importantes no desenvolvimento de sinapses mais efetivas das vias preexistentes, proporcionando maior extensão da recuperação (CARR E SHEPHERD, 2008).

A reconquista da atividade funcional é mais complexa, e não depende, por exemplo, exclusivamente da recuperação da ativação muscular subsequente a neuroplasticidade de áreas motoras, ou meramente a quaisquer outros fatores (comprometimentos) ligados ao indivíduo afetando quaisquer dos sistemas orgânicos. Considera-se que o movimento funcional tenha origem na interação complexa entre o indivíduo, a estratégias adotadas e o ambiente. Para Hendricks *et al.* (2002), a recuperação funcional é influenciada por diversos fatores, porém, a previsão de um prognóstico dá-se por fatores neurológicos tais como: a consciência na fase aguda do AVE, desorientação no tempo e espaço, equilíbrio, gravidades das alterações motoras, associação com doenças cardíacas, extensão e localização do AVE e incapacidade de desenvolver qualquer recuperação motora no primeiro mês pós-AVE.

A recuperação da função da marcha ocorre principalmente nos primeiros seis meses após o AVE e está intimamente relacionada ao grau de parestesia e disfunção da marcha na admissão (JORGENSEN *et al.*, 2005, OLSEN, 1990; FRIEDMAN, 1991). Dentre outros fatores que influenciam a recuperação da função após um AVE, a reabilitação tem um papel de destaque. Conforme Carr e Shepherd (2008), além da recuperação espontânea em virtude de processos reparadores que ocorrem após a lesão, a recuperação é influenciada pelo uso e experiência, sendo a reabilitação um componente fundamental.

Um estudo realizado por Liepert *et al.*, (2000) mostrou que uma única sessão de fisioterapia foi capaz de produzir, em indivíduos com hemiparesia, aumento na área de representação do córtex motor, e que esta alteração estava associada a uma melhora na função motora. Além disso, após uma sessão de treino de um movimento específico, foi encontrado um forte aumento na área de representação do músculo responsável pelo movimento

estimulado no hemisfério afetado. Isto indica que a plasticidade uso-dependente só ocorrerá se os músculos forem estimulados especificamente.

Conforme Dobkin (2004), a experiência e o treino estimulam mecanismos neurais de aprendizagem e memória como a potenciação de longa duração, um dos mais prováveis mecanismos moleculares pelo qual sinapses e grupos de neurônios codificam uma nova informação para representar uma habilidade motora (memória de procedimentos) ou reter informações a respeito de fatos ou eventos (memória declarativa). Desta forma, a recuperação da marcha após um AVE pode ser potencializada pelo treinamento específico.

2.2 A MARCHA DO INDIVÍDUO COM SEQÜELAS DE AVE

A locomoção caracteriza-se por três exigências essenciais: progressão, estabilidade e adaptação. Essas exigências devem ser cumpridas com estratégias eficientes e eficazes do ponto de vista energético, com vista na minimização do desgaste do aparelho locomotor, garantindo, assim, a integridade estrutural do sistema por toda a vida do indivíduo (PATLA, 1991).

O padrão de marcha em pacientes com hemiparesia caracteriza-se por ser estereotipado e menos seletivo (TURNBULL; WALL, 1995), possivelmente na procura de encontrar novas alternativas para realizar a marcha apesar das deficiências. Conforme Olney e Richards (1996), o desempenho da marcha está diretamente relacionado com a execução de quatro tarefas: manutenção do equilíbrio do tronco, manutenção de suporte dos segmentos do membro durante a fase de apoio, capacidade de retirar o pé do chão durante a fase de oscilação e suprimento de energia suficiente para o sistema corporal a cada passada para que ele avance a frente, e preferencialmente, com meios de conservação dessa energia. Os autores citam que a realização de tais tarefas que parecem fáceis pode representar grandes desafios em um sistema de movimento lesionado.

O padrão de marcha é bastante variável após um AVE, dependendo da severidade da lesão cerebral e de estratégia compensatórias que forem adotadas pelos indivíduos (OLNEY; RICHARDS, 1996). De acordo com Perry (2005), os padrões característicos de disfunção incluem queda do pé, equinovaro, *genu recurvatum* e marcha com joelho rígido. De forma geral, o indivíduo com hemiparesia apresenta um controle seletivo prejudicado, e por isso não realiza adequadamente a tomada de peso durante a fase de apoio com a perna parética, além de ter dificuldade no controle da combinação de movimentos mais complexos, como extensão

de quadril, flexão de joelho e deslocamento anterior da tíbia. Os padrões avançados de extensão de quadril e máxima flexão de joelho, no início do balanço, e de flexão de quadril com extensão de joelho e dorsiflexão no final do balanço e início do apoio também estão alterados. Desta forma, o indivíduo com hemiplegia/hemiparesia apresenta dificuldades para realizar a dorsiflexão durante o contato inicial, bem como os movimentos controlados de tornozelo até o apoio médio. No início da fase de suporte, toca o chão com todo o pé, com o antepé ou com a borda lateral do pé, restringindo assim que o pé se adapte aos diferentes terrenos (PERRY, 2005; SEGURA, 2005).

Uma das diferenças mais consistentes reportadas entre indivíduos saudáveis e aqueles com seqüelas de AVE é a velocidade de marcha, sendo esta mais baixa em indivíduos acometidos por AVE (VON SCHROEDER *et al*, 1995; BARELA *et al.*, 2000). Para indivíduos que andam lentamente, é importante determinar até que ponto os déficits de marcha são resultados ou causas da baixa velocidade da marcha. Nesse contexto, Chen e colaboradores (2005) buscaram controlar a velocidade com o uso da esteira, pareando a velocidade dos indivíduos saudáveis com a mesma dos indivíduos hemiparéticos, e ainda assim, os autores reportaram diversas diferenças já relatadas na literatura (OLNEY; RICHARDS, 1996) em relação a variáveis cinemáticas, tais como: propulsão inadequada da perna parética no pré-balanço, maior duração relativa da fase de balanço, reduzida flexão de joelho na fase de propulsão e balanço médio no membro parético, além das estratégias compensatórias, tais como a elevação da pelve e circundução do membro parético no balanço. Também foram mantidas as diferenças relacionadas com a fase de apoio simples da perna parética, como diminuição da fase de apoio sobre o membro parético e propulsão exagerada do membro não parético durante o pré-balanço para diminuir a fase de balanço. O estudo também relatou assimetria no comprimento do passo e aumento da largura deste.

Winter (1983) desenvolveu “um quadro diagnóstico” onde lista anormalidades observadas na marcha. Seu estudo identificou quatro causas para a diminuição no comprimento do passo e velocidade nos indivíduos com hemiparesia: fraca propulsão na fase de pré-balanço, fraqueza de flexores de quadril durante a retirada dos dedos e início do balanço, desaceleração excessiva da perna ao final do balanço e atividade extensora de quadril contralateral além do normal durante o apoio contralateral ao membro parético.

Olney e Richards (1996) realizaram uma revisão de diversos artigos que descreveram as características da marcha após AVE e relataram diversas alterações dos parâmetros temporais e espaciais associadas a marcha hemiparética, com prolongação do tempo de apoio duplo, tempo reduzido de apoio sobre a perna parética e passo encurtado da perna não

parética, o que resulta em significativa assimetria do passo. A transferência de peso para o membro parético é essencial durante a marcha, uma vez que permite que o membro não parético avance, e conseqüentemente, o passo ocorra. A habilidade de manter o apoio simples é um determinante importante da estabilidade da marcha (Perry, 1995). A diminuição na habilidade de sustentar o peso no membro parético está relacionada com anormalidades no equilíbrio na postura em pé e assimetria durante o apoio simples (HSU; TANG ; JAN, 2003).

De forma geral, a assimetria na marcha após o AVE é observada através das diferenças temporais nas fases do ciclo da marcha, que ocorrem no lado parético e no não parético, com observação do tempo de duração das fases e subfases durante o ciclo da marcha. Nesse contexto, diversos estudos têm apontado a dificuldade dos pacientes hemiplégicos para realizar o suporte de peso sobre a perna parética, como pode ser observado por meio da variável que envolve duração relativa do apoio, por exemplo. No andar no solo, Olney, Gritfin e McBride (1994), reportaram duração relativa do apoio de $77\pm 6\%$ para o MI não parético e $71\pm 5\%$ para o MI parético; para Teixeira-Salmela *et al.* (2001), este valor foi $71\pm 9\%$ para o MI não parético e $65\pm 8\%$ para o MI parético. Durante a marcha em esteira, Chen *et al.* (2005) relataram uma duração relativa do apoio de $78,5\%$ para o MI não parético e $60,2\%$ para o MI parético enquanto Harris-Love *et al.* (2001) relataram uma duração do apoio de $74\pm 7\%$ e $60\pm 3\%$ para MI não parético e parético respectivamente.

Semelhantemente, no estudo de Barela *et al.* (2000) em indivíduos com hemiparesia, os valores encontrados para a duração do duplo apoio e apoio simples foram diferentes dos reportados em indivíduos normais. A duração relativa do primeiro e segundo duplo apoio no lado parético foi de $18,5\%$ e $25,9\%$, entretanto, para o membro não parético foi de $26,5\%$ e 16% respectivamente. Ainda, a duração do apoio simples foi de $21,3\%$ para a perna parética e de $34,8\%$ para a perna não parética. A observação desses resultados sugere que o membro parético tem um menor tempo de apoio monopodal e um aumento no tempo do duplo apoio, revelando a assimetria e alteração na organização temporal na marcha do hemiplégico.

Para Hsu, Tang e Jan (2003), o grau de assimetria na marcha esteve relacionado ao grau de espasticidade de flexores plantares do membro parético. Para Oken e Yavuzer (2008), a assimetria na marcha também se relacionou com o grau de recuperação motora e a idade do indivíduo. Nesse estudo, os indivíduos mais idosos (acima de 65 anos) apresentaram uma maior assimetria temporal, em termos de tempo de apoio simples, enquanto os indivíduos com idade inferior a 65 anos apresentaram uma maior assimetria cinemática, em termos de ângulos articulares, tanto no apoio como na fase de balanço.

Alguns estudos relataram as alterações cinemáticas da marcha do indivíduo com hemiparesia. Em geral, durante a fase de apoio, pode ser observada uma diminuição da extensão do quadril e do transporte do tronco e pelve para frente sobre o pé de apoio, ausência de flexão do joelho no início do ciclo, além de flexão plantar diminuída na articulação do tornozelo para a impulsão (OLNEY; RICHARDS, 1996). Para Perry (2005) outra característica que pode ser apresentada durante a fase de apoio é a extensão excessiva. Um impulso extensor freqüentemente é a primeira reação à carga no membro. A hiperextensão é um desenvolvimento tardio que ocorre como a reação ao estímulo adicional do apoio simples, ou como reação ao avanço do corpo sobre a tibia estacionária. Ela pode desenvolver-se no apoio médio ou terminal, sendo essa postura então contínua até o pré-balanço. Os problemas na fase de balanço podem estar associados à diminuição da flexão no quadril, diminuição da flexão de joelho, redução da amplitude de extensão do quadril na fase de apoio e ausência de impulsão no tornozelo na retirada dos dedos (CARR; SHEPHERD, 2008).

A descrição das variações nos padrões cinemáticos articulares foi resumida por Burdett *et al.* (1988), que avaliaram 19 indivíduos com e sem órtese. A velocidade confortável foi baixa, $0,27 \pm 0,17$ m/s e as principais diferenças cinemáticas encontradas, comparado com indivíduos saudáveis foram: diminuição da flexão do quadril no contato inicial, aumento da flexão do quadril no pré-balanço e diminuição da flexão do quadril durante o balanço médio; maior flexão do joelho no contato inicial e menor flexão do joelho no pré-balanço e balanço médio; maior flexão plantar no início do contato e balanço médio e menor flexão plantar no balanço inicial.

De maneira geral, os distúrbios da marcha afetam uma grande proporção dos indivíduos com hemiparesia, e limitam sua habilidade de locomoção comunitária. Estes pacientes apresentam um padrão conservativo, caracterizado por uma marcha lenta, demorada, com um número reduzido de passadas e uma diminuição na movimentação articular. Os distúrbios da marcha após AVE apresentam características variadas, e por isso devem ser estudados por meio de perspectivas múltiplas. Desta forma, para controlar as diversas alterações e tornar o padrão de marcha mais funcional, um dos objetivos principais durante o processo de reabilitação em pacientes hemiplégicos é a reeducação da marcha, a qual será discutida posteriormente.

2.3 EFEITO DA ESTEIRA SOBRE OS PARÂMETROS DE MARCHA

A esteira é amplamente utilizada para simular ou mesmo treinar a marcha no solo, no entanto, a literatura apresenta diferentes opiniões sobre o fato da esteira reproduzir o ambiente do solo. Considerando que o objetivo de todos os pacientes é caminhar no solo e não em uma esteira, é importante que a estratégia de controle motor utilizada em cada tipo de modalidade seja similar, para que melhoras na capacidade de deambular em uma esteira possam ser transferidas para a marcha no solo.

Foram encontrados estudos que compararam os parâmetros de marcha espaço-temporais, cinemáticos (ALTON *et al.*, 1998; RILEY *et al.*, 2006, MURRAY *et al.*, 1985) e padrões de ativação muscular (MURRAY *et al.*, 1984; ARSENAULT; WINTER; MARTENIUK, 1986) entre a marcha no solo e na esteira em indivíduos saudáveis e os resultados são conflitantes e inconclusivos. Murray *et al.* (1985) relataram não haver diferenças estatísticas nas variáveis temporais entre os dois modos de locomoção, porém, demonstraram que durante a caminhada na esteira houve uma tendência a execução de passos menores, cadência aumentada (passos/min), com menor duração da fase de balanço e maiores períodos de duplo apoio comparativamente ao solo. Através dos resultados puderam constatar que, apesar de não haver diferenças estatísticas na atividade muscular, com exceção do quadríceps, a atividade eletromiográfica foi, em geral, maior na esteira. Tais resultados diferem dos achados encontrados no estudo de Arsenault, Winter e Marteniuk (1986), os quais demonstraram não haver diferenças na atividade muscular do sóleo, reto femoral, vasto medial e tibial anterior entre os dois tipos de locomoção. Os mesmos autores relataram atividade aumentada do bíceps femoral na esteira.

Para Alton *et al.* (1998), para garantir a validade das pesquisas envolvendo locomoção em esteira, é necessário investigar o quão próximo este ambiente é do solo. Esta igualdade em ambiente pode ser detectável pela comparação da cinemática da locomoção humana nas duas condições. Nesse enfoque, alguns estudos foram desenvolvidos, utilizando-se de análises biomecânicas através de variáveis cinemáticas e cinéticas durante a locomoção no solo e na esteira em indivíduos saudáveis. O estudo de Strathy, Chao e Laughman (1983) comparou a cinemática do joelho e os padrões de contato do pé ao solo entre as duas formas de locomoção, e identificou algumas diferenças na esteira, como menor tempo de contato do calcanhar e maior tempo de contato dos dedos, maior cadência necessária para manter a velocidade normal do solo, menor variação de movimento da articulação do joelho e diminuição do ângulo de extensão do joelho durante o contato do calcanhar.

O estudo de Murray *et al.* (1985) vai de encontro ao o estudo supracitado, sendo encontrado maior cadência e, conseqüentemente, menor comprimento de passada na esteira comparativamente ao solo. Boda, Tapp e Findley (1994), ao contrário, encontraram comprimentos de passada mais longos na esteira, e também identificaram um ângulo de máxima flexão de quadril maior durante a caminhada na esteira comparativamente ao solo.

Alton *et al.* (1998) compararam a marcha no solo com marcha na esteira buscando diferenças temporais e cinemáticas nos dois ambientes de locomoção em 17 indivíduos jovens saudáveis. A velocidade utilizada na esteira foi ajustada de acordo com a velocidade confortável de marcha no solo. Nesse estudo, os resultados foram analisados separadamente entre os participantes do sexo feminino e masculino. No sexo feminino, somente o angulo de máxima flexão de quadril foi diferente entre duas condições, com maior flexão ocorrendo na esteira. Para o sexo masculino, diferenças significativas foram observadas entre as duas condições para a cadência e ângulo de máxima flexão de joelho, sendo os valores maiores na marcha em esteira.

Em indivíduos com hemiparesia, as diferenças entre os dois modos de locomoção também foram investigadas. Seguindo essa linha de pesquisa, Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) compararam a marcha de indivíduos com hemiparesia em esteira com diferentes níveis de suspensão de peso corporal com caminhada no solo. Na esteira, os pacientes caminharam mais lentamente em função de uma reduzida cadência, com um período maior de apoio simples no membro parético, sendo a marcha mais simétrica e ocorrendo maior extensão de quadril comparado ao solo. Ainda, a atividade eletromiográfica prematura do músculo gastrocnêmico, indicando espasticidade, foi menor na esteira.

Semelhantemente, o estudo de Harris-Love *et al.* (2001) comparou a marcha de indivíduos com hemiparesia em solo e esteira em velocidades idênticas e encontraram semelhantes duração de ciclo nos dois ambientes, porém encontraram diferentes variabilidades individuais entre os dois ambientes através de coeficiente de variação, sendo estas maiores no solo. No membro parético, foram identificadas diferenças no tempo de apoio relativo ($59,61 \pm 2,83$ para $63,98 \pm 3,02\%$), tempo relativo de apoio simples ($25,93 \pm 6,83$ para $28,78 \pm 4,97\%$) e razão apoio/balanço ($1,51 \pm 0,18$ para $1,8 \pm 0,23$), sendo os valores maiores na esteira. Além disso, a simetria e coordenação intermembro foi melhor durante a marcha na esteira, evidenciada pela diminuição nas diferenças entre os membros e fase relativa temporal, com um padrão 55% fora de fase na esteira e de 59% no solo.

Bayat, Barbeau e Lamontagne (2005) compararam os dois modos de locomoção em velocidades confortável e rápida. Participaram do estudo 10 indivíduos com tempo de

acometimento pelo AVE de duas a 18 semanas. A marcha no solo resultou em velocidades máximas mais altas, maior comprimento de passada e menor cadência comparativamente a esteira. Para os dois modos de locomoção (solo e esteira) a velocidade de marcha confortável e o comprimento máximo da passada demonstraram ser fortes determinantes da velocidade. Adicionalmente, a cadência máxima apresentou uma correlação positiva com a velocidade máxima somente na marcha no solo. Os autores concluíram que a marcha na esteira foi mais lenta e os indivíduos apresentaram uma cadência maior neste modo de locomoção, mesmo na velocidade confortável, o que tornou difícil utilizar o aumento desta variável para aumentar a velocidade, sendo então utilizadas estratégias diferentes para aumentar a velocidade de marcha na esteira, contando principalmente, com o aumento da passada. Ainda, os autores atribuíram este padrão de marcha na esteira, com menores comprimentos da passada e maior cadência, a uma maior instabilidade nesta superfície, especialmente porque não foi permitido o uso de apoio dos membros superiores.

O estudo de Segura (2005) comparou não somente variáveis espaço-temporais como os demais estudos supracitados, mas também variáveis cinemáticas angulares entre a marcha hemiparética no solo e na esteira com suporte parcial e total de peso. Os resultados revelaram que com suporte total de peso, ou seja, com 0% de suspensão do peso corporal, a perna parética apresentou um menor tempo de duração do ciclo, maior número de passadas por segundo, aumento na duração da fase de apoio e conseqüente diminuição na duração do balanço e uma relação intermembros mais simétrica durante o andar na esteira, avaliado através da fase relativa intermembro, que fornece informações sobre a relação temporal entre os membros inferiores, direito e esquerdo, refletindo a relação entre o ciclo do membro parético e não parético. Ainda, os ângulos articulares revelaram uma movimentação maior da perna parética na esteira para quadril, joelho e tornozelo. Diferentemente, no solo a perna parética apresentou maior tempo de duração do ciclo, menor número de passadas, menor tempo de duração da fase de apoio, assim como um relacionamento intermembros assimétrico. Os ângulos articulares de quadril, joelho e tornozelo no solo foram menores.

Semelhantemente, o estudo de Puh e Baer (2009) comparou parâmetros angulares e espaço-temporais entre a marcha na esteira e no solo de indivíduos hemiparéticos crônicos. A velocidade da esteira utilizada foi a mesma velocidade confortável utilizada no solo. A marcha na esteira caracterizou-se por menor cadência, maior duração do passo tanto do MI parético como do MI não parético. O tempo relativo de apoio, bem como de duplo apoio foi maior na esteira, além da simetria intermembros ser maior na esteira. Em relação às variáveis cinemáticas, os autores não observaram diferenças entre a marcha no solo e na esteira para os

ângulos de tornozelo, enquanto as diferenças observadas para os ângulos do joelho incluíram uma maior flexão do joelho não parético no contato inicial na esteira, além da máxima extensão de joelho no apoio ocorrer significativamente mais tarde no ciclo da marcha na esteira comparativamente ao solo. Em relação aos ângulos do quadril, foi observada maior flexão de quadril no MI não parético no contato inicial na marcha na esteira, e menor extensão de quadril no MI parético na esteira. Os autores concluíram que a esteira pode apresentar alguns benefícios, como o aumento do tempo relativo de apoio, flexão de quadril aumentada e maior simetria intermembros, ao mesmo tempo que a diminuição da extensão do quadril pode ser um fator negativo, e dessa forma, sugerem a combinação do treinamento em esteira com o treinamento de marcha no solo como estratégia ideal de treinamento.

Foram encontrados somente os dois estudos supracitados que avaliaram variáveis cinemáticas angulares entre as duas formas de locomoção de indivíduos com hemiparesia. No estudo de Segura (2005), embora a amostra tenha sido pequena, os indivíduos apresentavam características clínicas similares, e não faziam uso de dispositivos auxiliares, embora a velocidade da marcha em esteira não tenha sido a mesma do solo. No estudo de Puh e Baer (2009), diferentemente, as características clínicas dos participantes não foram detalhadas, no entanto, dos 10 participantes, um fez uso de uma bandagem funcional, outro usou um aparelho de eletroestimulação funcional, e outro uma órtese de tornozelo, portanto, pareceu razoável supor que as características clínicas dos participantes fossem um tanto distintas. Nesse contexto, parece que mais estudos precisam ser realizados comparando esses dois modos de locomoção, explorando parâmetros cinemáticos angulares e mesmo a coordenação inter e intra membros entre solo e esteira em indivíduos com hemiparesia.

2.4 RELAÇÃO ENTRE VELOCIDADE E PARÂMETROS DE MARCHA

Durante a marcha, a habilidade em ajustar a velocidade de progressão é um mecanismo importante que adapta a atividade locomotora as mudanças frente às diferentes demandas do ambiente. As comparações da marcha patológica são normalmente realizadas com dados de indivíduos normais, muitos destes sendo parte dos sistemas de análises, ou mesmo de bases de dados criadas por laboratórios individuais. No entanto, para garantir que as características da marcha patológica não sejam resultados ou causas da velocidade, e sim da patologia, é importante o conhecimento da influência da velocidade sobre o padrão de marcha. Assim,

neste tópico, serão abordados estudos sobre a relação entre velocidade e parâmetros de marcha.

Em indivíduos saudáveis, os parâmetros de marcha seguem uma consistente mudança de padrão em resposta a variação da velocidade. Na marcha normal, o aumento da velocidade implica em maior velocidade, cadência, comprimento da passada, duração relativa do balanço e menor duração relativa do apoio e do ciclo da marcha (MURRAY *et al.*, 1984).

Com relação a variáveis angulares, Winter (1983) relatou que os ângulos do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo) não variam significativamente em uma dada variação de velocidades de marcha (0,56–1,01 m/s). Kirtley, Whittle e Jefferson (1885) e Oberg, Karsznia e Oberg (1994), no entanto, demonstraram em seus estudos que existe uma relação significativa entre velocidade de marcha e flexão do joelho nas fases de apoio e balanço da marcha em adultos. O estudo de Van der Linden *et al.* (2002) reforça estes achados, o qual demonstrou que a velocidade de marcha tem influência significativa sobre a cinemática da marcha em crianças saudáveis. Este estudo demonstrou que ocorrem pequenas alterações nos membros inferiores como resultado de variação na velocidade (mudanças de 0–10⁰ nos ângulos para alterações de 0,5 m/s de velocidade).

O estudo de Lelas *et al.* (2003) buscou quantificar a relação entre a velocidade de marcha e valores máximos dos ângulos de joelho, quadril e tornozelo no plano sagital e encontrou resultados similares aos estudos citados, segundo o qual, a maioria dos valores de pico dos ângulos no plano sagital mostraram correlações significativas com a velocidade de marcha. As equações de predição produzidas por Lelas *et al.* (2003) indicaram que uma redução na velocidade de marcha de 2 para 1 m/s levaria a uma mudança absoluta com redução de 4,58 graus (variação entre 1,8–11,18 graus) nos valores de pico dos ângulos no plano sagital estudados. Este estudo, no entanto, enfocou os valores de pico de angulo e não o ciclo completo da marcha.

Semelhantemente, Hanlon *et al.* (2006) avaliaram a precisão de diferentes métodos que poderiam ser utilizados para prever dados cinemáticos obtidos em diferentes velocidades de marcha. Foram avaliados 17 adultos saudáveis que caminharam em velocidade lenta, normal e rápida, e os ângulos articulares de joelho, tornozelo e segmentares de coxa, perna e pé foram avaliados em 26 eventos do ciclo da marcha. Os autores encontraram correlações significativas entre a velocidade de marcha e os ângulos do membro inferior, no entanto, praticamente todas as correlações foram baixas ($r^2 < 0,49$), indicando que a habilidade de prever com precisão qualquer um dos ângulos com base na velocidade de marcha é baixa. Os autores atribuem este fato primariamente à alta variabilidade apresentada entre os indivíduos

em vários dos ângulos, sendo observada uma diferença de 20 graus entre ângulos do joelho de dois indivíduos caminhando em velocidades muito similares, por exemplo. O efeito da velocidade de marcha pode ter sido ofuscado pela alta variabilidade inter indivíduo, a qual levou a baixos valores do r^2 . Apesar disso, é importante observar que na maioria do grupo, os valores angulares mudam de acordo com a velocidade, reproduzindo assim correlações altamente significativas. Nesse contexto, é importante entender que ângulos também são determinados por outros fatores, além da velocidade de marcha (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

Em relação aos indivíduos com hemiparesia, estudos relataram que estes se locomovem em velocidades menores comparados a indivíduos controles pareados em idade (TURNBULL, CHARTERIS, WALL, 1995; BARELA *et al.*, 2000), apresentando desta forma uma limitação funcional importante pela inabilidade de locomover-se rapidamente (DETTMANN; LINDER e SEPIC, 1987). Em acordo com a diminuição da velocidade, Olney e Richards (1996) relataram que tanto o comprimento da passada como a cadência estão diminuídos em relação a indivíduos controles. Nakamura *et al.* (1988) descreveram que a relação entre cadência e a velocidade é linear até uma velocidade de aproximadamente 0,33 m/s e uma cadência de 90 passos/min, com ganhos adicionais na velocidade primariamente atribuídos a aumentos no comprimento da passada.

Nadeau *et al.* (1999) pesquisaram as variáveis clínicas mais importantes na determinação da velocidade de marcha em indivíduos com seqüela de AVE, através de coeficientes de correlação de *Pearson* e regressões lineares múltiplas. Os indivíduos foram instruídos a caminhar em velocidade confortável e em seguida em velocidade rápida no solo, e os resultados demonstraram uma relação entre a função motora do membro inferior, o equilíbrio e a força de flexão do quadril e flexores plantares com a velocidade de marcha rápida, sendo que para a velocidade confortável, somente a força de flexores de quadril esteve associada.

O estudo de Wagenaar e Beek (1992) investigou a marcha em esteira em uma grande variedade de velocidades, para testar a hipótese de que variações na velocidade de marcha têm uma influência significativa no padrão patológico de marcha destes indivíduos. Foram avaliados nove indivíduos com hemiparesia, e outros quatro normais usados como controle. Em ambos os grupos foram encontradas variações significativas no comprimento da passada e frequência da mesma, embora a passada tenha sido menor no grupo com hemiparesia em todas as velocidades, e desta forma, a frequência da passada foi significativamente maior. Os

autores concluíram que a velocidade de marcha é um parâmetro de controle importante, o qual deve ser usado como base na classificação de déficits da marcha.

De Quervain *et al.* (1996) consideraram que os padrões anormais de movimento são produzidos pela fraqueza muscular, pelo comprometimento no equilíbrio e pela atividade muscular fásica que alteram a organização espaço-temporal da marcha no hemiplégico. Estes autores verificaram a relação entre as mudanças na velocidade com as alterações na cinemática articular e na habilidade funcional para marcha, durante a fase inicial de recuperação após o AVE. Os resultados sugeriram que à medida que melhora a velocidade, diminuem os movimentos compensatórios anormais. Kim e Eng (2004) encontraram uma alta correlação entre as variações na velocidade e ângulos, momentos e potência articular do MI parético e não parético, indicando, além de comprometimento bilateral durante a marcha, também estreita relação entre velocidade e variáveis comportamentais e funcionais da marcha.

Para Lamontagne e Fung (2004), a marcha de indivíduos com hemiparesia em velocidades maiores é mais benéfica. Os autores avaliaram 12 pacientes crônicos na sua velocidade rápida e confortável no solo, com sustentação total do peso, ou suspensão parcial, na velocidade confortável e rápida. A marcha na velocidade rápida esteve associada com incrementos bilaterais na excursão dos ângulos articulares assim como na ativação muscular, além de melhor simetria em algumas variáveis espaço-temporais. Os autores também relataram que a suspensão de peso corporal favoreceu a estratégia de flexão de quadril no início do balanço, reduzindo a circundução.

De acordo com a observação dos estudos, pode-se dizer que a cinemática dos membros inferiores é significativamente influenciada pela velocidade de marcha, tanto em indivíduos saudáveis como controles. Em relação ao AT, foram encontrados somente dois estudos que relataram o efeito da velocidade de marcha sobre parâmetros cinemáticos, sendo que Laufer (2005) relatou as variações de variáveis espaço-temporais, enquanto que VILENSKY, GANKIEWICZ, e GEHLSSEN abordaram variáveis angulares. Estes estudos são discutidos posteriormente no tópico que trata de estudos e tendências do AT.

2.5 REABILITAÇÃO DA MARCHA DO INDIVÍDUO COM HEMIPARESIA

A reabilitação é um meio inicial para atingir a recuperação funcional após um AVE. Um modelo de reabilitação multidisciplinar é o mais adequado a fim de reduzir déficits motores e cognitivos, bem como limitações funcionais. Recuperar a habilidade de locomover-

se parece ser um das maiores preocupações de indivíduos com hemiplegia/paresia, uma vez que a locomoção permite a independência dos mesmos.

Existe hoje um grande número de abordagens para o tratamento fisioterapêutico após AVE. Até os anos 40, tais abordagens consistiam principalmente em exercícios corretivos baseados em princípios ortopédicos relacionados com contração e relaxamento de músculos, com ênfase na recuperação da função pela compensação dos membros não paréticos. Nos anos 50 e 60, foram desenvolvidas técnicas baseadas no conhecimento neurofisiológico disponível, incluindo o método Bobath (BOBATH, 1970) Brunnström (BRUNNSTRÖM, 1970), Rood (ROOD *et al.*, 1970) e a facilitação neuromuscular proprioceptiva (KNOTT-VOSS, 1968). Tais abordagens foram baseadas principalmente nas suposições formuladas pelas teorias reflexa e hierárquica do controle motor. Nos anos 80, destacou-se a importância da neuropsicologia e da aprendizagem motora, sendo então proposta a abordagem da aprendizagem ou reaprendizagem motora, a qual propunha a recuperação e aprendizagem motora através da prática ativa de tarefas motoras contexto-específicas com apropriado *feedback* (CARR; SHEPHERD, 2003). A aplicação prática das diferentes abordagens existentes resultou em diferenças importantes no tratamento de pacientes neurológicos, em especial, com seqüelas de AVE. Dentro do contexto desta prática começou a ser investigado o uso da esteira para treinar a marcha de indivíduos com seqüelas de AVE.

O treino de marcha em esteira com suspensão de peso tem recebido uma atenção especial por possibilitar estímulos específicos e repetitivos da tarefa em questão. Surgiu a partir de pesquisas envolvendo gatos com lesão medular começou, as quais estabeleceram a idéia de que a esteira promove um padrão locomotor automático, gerado por neurônios localizados da medula espinhal, conhecidos como geradores centrais de padrão (GCPs), e começou a ser introduzido na prática clínica nos anos 80 (NUDO *et al.*, 1996; BARBEAU; ROSSIGNOL, 1987).

Desde então, o uso da esteira com ou sem suspensão de peso corporal (SPC) tem sido utilizado largamente para recuperar a função locomotora após um AVE. Existe hoje uma grande variedade de estudos investigando programas de treinamento de marcha, freqüentemente realizados em uma esteira com ou sem suspensão de peso corporal (SPC).

Conforme Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999), o uso da esteira com sistema de SPC oferece condições favoráveis para a recuperação da marcha, um vez que prolonga a fase de apoio no membro plégico, melhora a simetria do passo, diminui a espasticidade dos plantiflexores do tornozelo e permite um modelo de ativação muscular mais regular, quando comparado com a caminhada no solo.

O uso da esteira envolve um grande volume de repetições da tarefa e permite que um grande número de passos sejam executados dentro de uma sessão de treinamento, ou seja, aumenta a prática da tarefa específica. O treinamento em esteira com SPC permite que pacientes incapazes de deambular livremente pratiquem ciclos de marcha completa repetidamente. Pacientes com hemiparesia crônica que não conseguiam deambular melhoraram suas habilidades de marcha com treinamento em esteira (HESSE *et al.*, 1994; HESSE *et al.*, 1995). Visitin *et al.* (1998) relataram que a terapia em esteira com SPC foi mais efetiva do que sem SPC em pacientes hemiparéticos subagudos, e a terapia em esteira também mostrou vantagens sobre o treino de marcha convencional no que diz respeito a melhoras no condicionamento físico (DA CUNHA, *et al.*, 2001; MACKO *et al.* 1997 ; MACKO *et al.*, 2005) e habilidade da marcha (LAUFER *et al.*, 2001) .

Diversos protocolos para o treinamento de marcha têm sido propostos, com uma variedade de velocidades, intensidades, percentual de peso corporal suspenso, duração e também enfocando diferentes fases do AVE, com pacientes agudos e crônicos. Na maioria dos estudos, os indivíduos deveriam ser capazes de caminhar pelo menos 10 m para serem incluídos, e aqueles com comorbidades cardiovasculares graves ou déficits cognitivos foram excluídos. Os programas foram individualizados, geralmente seguindo uma avaliação inicial, e os parâmetros de exercício e ajustes da esteira foram adaptados durante o programa. As medidas de desfecho avaliadas variaram entre os estudos. A velocidade de marcha com certeza foi um dos parâmetros mais importante, sendo que todos os estudos avaliaram a velocidade de marcha em uma distância curta, embora os protocolos utilizados tenham variado entre os estudos, com distâncias de três a 10 metros, ou ainda a distância percorrida durante dois minutos (KOSAK, REDING, 2001).

Além da velocidade, outras medidas de resultado foram avaliadas nos estudos envolvendo treinamento de marcha com SPC, dentre elas: resistência para a marcha (VISITIN *et al.*, 1998; KOSAK, REDING, 2001; ADA *et al.*, 2003; DACUNHA *et al.*, 2002; EICH *et al.*, 2004; JAFFE *et al.*, 2004; DEAN; RICHARDS; MALOUIN, 2000), escala funcional para classificação da dependência funcional da marcha (por exemplo, a *Functional Ambulation Category - FAC*) (VISITIN *et al.*, 1998; LAUFER *et al.*, 2001; NILSON *et al.*; 2001; DA CUNHA *et al.*, 2002; POHL *et al.*, 2002, WERNER *et al.*, 2002) e ainda, atividades de vida diária (KOSAK; REDING, 2001; NILSON *et al.*; 2001, DA CUNHA *et al.*, 2002, LISTON *et al.*, 2000).

Em geral, os estudos encontrados mostraram que o treinamento de marcha em esteira teve efeito positivo sobre os parâmetros da marcha e a força muscular no membro inferior

parético e no membro não parético. Estudos que utilizaram esteira para reabilitar pacientes com seqüela de AVE relatam melhora na velocidade de marcha (HESSE *et al.*, 1995; VISITIN *et al.*, 1998; LAUFER *et al.*, 2001; NILSON *et al.*; 2001; DA CUNHA *et al.*, 2002; POHL *et al.*, 2002, WERNER *et al.*, 2002), resistência à fadiga (distância e tempo de caminhada), (VISITIN *et al.*, 1998; KOSAK; REDING, 2001; ADA *et al.*, 2002; DA CUNHA *et al.*, 2002; EICH *et al.*, 2004; DEAN; RICHARDS; MALOUIN, 2000), condicionamento cardiorrespiratório (MACKO *et al.*, 2005) e melhora na cadência, comprimento do passo e/ ou simetria (ADA *et al.*, 2002; POHL *et al.* 2002; LISTON *et al.*, 2000). Para Jaffe *et al.* (2004), uma combinação e associação de treino de marcha tanto na esteira como no solo com trabalho de obstáculo também melhora os parâmetros de marcha, em geral a velocidade. Os resultados dos estudos estão em geral baseados na velocidade de marcha e resistência, enquanto a dependência funcional da marcha ou outras medidas relevantes como atividades de vida diária, qualidade de vida, ou ainda institucionalização, foram relatadas em poucos estudos.

Uma hipótese clínica para explicar esta tendência ao favorecimento do treinamento em esteira e suspensão de peso corporal como um tratamento é o fato de esta intervenção ser uma forma de aumentar a quantidade de prática. No estudo de Ada *et al.* (2000), o aumento da prática foi alcançado pela combinação de treinamento em esteira com outro exercício orientado à tarefa, como o treino de marcha em diferentes direções no solo e subir e descer escadas.

O treinamento em esteira com ou sem SPC parece ser pelo menos tão efetivo quanto outras intervenções usadas como controle para pessoas com seqüelas de AVE, sem evidências de ser prejudicial. Alguns aspectos específicos da intervenção parecem ter impacto sobre a eficácia. Por exemplo, os efeitos do tratamento parecem estar relacionados com a dosagem do protocolo de treinamento utilizado. Nos estudos encontrados, o protocolo variou vastamente em intensidade, duração e frequência da caminhada na esteira. Os estudos relataram intervenções de duas semanas até seis meses, todas com resultados positivos. A frequência mínima foi de três vezes na semana, chegando a cinco em alguns estudos. Para Pohl *et al.* (2002), um protocolo envolvendo uma progressão mais intensa da velocidade da esteira poderá ser mais eficaz nos ganhos de velocidade da marcha comparado com progressões de velocidade limitadas.

Além do treinamento específico da marcha para a reabilitação locomotora, outros estudos utilizaram protocolos com ênfase no fortalecimento dos membros inferiores, sendo encontrados resultados favoráveis em termos de fortalecimento muscular, controle do

movimento, além de melhor desempenho em atividades funcionais, dentre elas, a habilidade da marcha. Embora o uso de exercícios com resistência seja comumente aceito como um excelente método de treinamento de força em músculos saudáveis, até pouco tempo ainda existia polêmica a respeito dos benefícios do exercício resistido em pacientes hipertônicos espásticos (ANDREWS, 2000). Apesar da restrição de alguns fisioterapeutas quanto ao uso de técnicas de fortalecimento muscular no passado, existem hoje estudos sugerindo que o fortalecimento muscular apresenta benefícios na reabilitação de indivíduos após um AVE.

Os protocolos relatados nos estudos são, em geral, comparados com programas de treinamento propostos para idosos, isto é, exercícios com carga de no mínimo 50% da carga máxima, com 8-12 repetições. No estudo de Oullette *et al.* (2004), o grupo experimental recebeu um programa de treinamento resistido com carga de intensidade de 70% de 1 repetição máxima (RM). Os indivíduos realizaram *leg press* bilateral, extensão de joelho unilateral nos dois membros, dorsiflexão e plantiflexão unilateral, três vezes na semana, durante 12 semanas. O estudo de Kim *et al.* (2001) teve uma duração menor, foram seis semanas com três sessões de 45 minutos. A intervenção consistiu de cinco minutos de aquecimento, com movimentos ativos de flexão de extensão de quadril, joelho e tornozelo, cinco minutos de alongamentos do membro parético, e aproximadamente 30 minutos de exercícios de fortalecimento com máximo esforço concêntrico no dinamômetro isocinético Kin-Con, com três séries de 10 repetições de flexão e extensão de quadril, joelho e tornozelo. Os estudos relatam melhoras nas variáveis de força e velocidade de marcha.

Semelhantemente, Sharp e Brouwer (1997) realizaram treinamento de força isocinético por seis semanas, três vezes na semana, durante 40 minutos. Foram encontradas diferenças significativas no pico de torque de extensores e flexores de joelho, velocidade de marcha e nível de atividade física no pós-teste. Este estudo foi importante porque mostrou que a espasticidade não aumentou com exercícios de fortalecimento.

O estudo de Teixeira Salmela *et al.* (1999) combinou treinamento de força com exercício aeróbico durante 10 semanas, cada sessão com duração de 60 a 90 minutos, três vezes na semana. Foram encontrados resultados positivos em termos de aumento de força muscular, qualidade de vida, nível geral de atividade física, velocidade de marcha e subida de escadas. Em outro estudo, Teixeira Salmela *et al.* (2001) avaliaram o impacto do programa de fortalecimento muscular e exercício aeróbico sobre o desempenho da marcha e variáveis temporais, cinemáticas e cinéticas da marcha. O estudo revelou que 10 semanas de treinamento resultaram em melhoras na velocidade de marcha, cadência, comprimento da passada, maiores níveis de potência e aumentos na flexão plantar ao final do apoio, maior

flexão de joelho bilateral no balanço e aumento da extensão do quadril no final do apoio no MI não parético.

Yang *et al.* (2006) propuseram em um ensaio clínico randomizado um treinamento de força progressivo com exercícios resistidos orientados à tarefa em indivíduos com seqüelas crônicas de AVE. Tais atividades incluíram levantar e alcançar objetos em diferentes direções, levantar a partir de sentado de diferentes alturas de assentos, dar passos à frente, para trás e para os lados sobre blocos de várias alturas, ficar na ponta dos pés e descer para fortalecimento de flexores plantares, sendo que cada estação de exercícios teve duração de cinco minutos. A progressão ocorreu pelo aumento do número de repetições e aumento de complexidade do exercício, tal como altura do assento ou dos blocos. Após quatro semanas, foram observadas melhoras significativas nas medidas de força muscular de flexores e extensores de quadril, joelho e tornozelo, além de melhoras em habilidades funcionais, tais como velocidade de marcha, tempo de levantar e andar, teste de caminhada de seis minutos e tempo de subida de degraus. O grupo controle não realizou intervenção alguma, o que torna difícil determinar se um treinamento de força progressivo orientado à tarefa poderia ser tão eficaz ou mesmo superior a um treinamento de força convencional.

Saunders *et al.* (2004) avaliaram as evidências para os efeitos de treinamento de força, treinamento cardiopulmonar e programas de treinamento variados sobre a marcha de indivíduos com hemiparesia. Os autores sugeriram que programas centrados na aptidão cardiopulmonar resultaram em melhores escores para a habilidade da marcha e máxima velocidade de marcha. As seqüelas do AVE, incluindo reduzida mobilidade, pobre equilíbrio e fraqueza, levam à inatividade física e estilo de vida sedentário, com conseqüente diminuição da aptidão cardiopulmonar (KELLY *et al.*, 2003). Nesse contexto, tem havido um reconhecimento crescente sobre a importância do treinamento aeróbio nessa população, uma vez que a redução da capacidade aeróbica representa conseqüências adversas a saúde. Essa crescente consciência se reflete na emergência de estudos envolvendo o treinamento aeróbio nas duas últimas décadas. No entanto, esta tendência não parece se refletir na prática clínica, como pode ser observado no estudo de MacKay-Lyons e Makrides (2002), que mostrou que o estresse cardiopulmonar da reabilitação tradicional após AVE é muito baixo para induzir um efeito aeróbio positivo.

Nesse contexto, Macko *et al.* (2005) realizaram treinamento aeróbico em 61 pacientes após AVE crônico em esteira três vezes por semana, com intensidade de 60 a 70% da FC de reserva, durante seis meses, e mostraram melhora de 17% na aptidão cardiorrespiratória, enquanto no grupo controle, com um programa de reabilitação convencional com caminhada

de baixa intensidade e alongamentos, não houve melhoras na aptidão cardiorrespiratória. Os dois grupos receberam o mesmo tempo de intervenção a cada sessão. O grupo controle melhorou a velocidade de marcha em curta distância, porém não foi capaz de melhorar o desempenho em testes de resistência, como o teste de caminhada de seis minutos. Os resultados do estudo demonstraram os benefícios fisiológicos e funcionais de um treinamento orientado à tarefa administrado em forma de exercício aeróbico progressivo. Os resultados sugerem que prescrições de treinamento com ênfase na progressão da velocidade ao invés da duração poderão resultar em ganhos na aptidão física, além da função locomotora.

Seguindo essa linha de pesquisa, Duncan *et al.* (2003), avaliaram os efeitos do treinamento aeróbico em uma população de 100 indivíduos agudos, transcorridos 30 a 150 dias após o AVE. A intervenção baseou-se em 36 sessões (12 a 14 semanas) de um programa de exercícios em casa supervisionados por fisioterapeutas, incluindo exercícios de alongamento, fortalecimento e de equilíbrio, exercícios em cicloergômetro de 25 a 30 minutos a 40 revoluções por minuto e resistência tolerada pelo pacientes, três vezes na semana. A duração total de cada sessão foi de 90 minutos. O grupo controle recebeu cuidado usual, ou seja, fisioterapia convencional, conforme prescrita por seus fisioterapeutas, embora 46% dos participantes não tenham recebido tratamento algum. Os indivíduos do grupo experimental tiveram uma melhora no VO_2 de pico de 9%, além de melhorar 25,7% a velocidade de marcha em 10 m e a resistência para caminhada no teste de caminhada de 6 minutos em 25,9%, enquanto o grupo controle só foi capaz de melhorar a velocidade de marcha em 10 m.

De acordo com a observação das pesquisas, percebem-se várias vertentes de interesse entre os autores quando se trata da reabilitação locomotora de indivíduo com seqüelas de AVE. Todos estes trabalhos clínicos de forma geral, após as intervenções terapêuticas, avaliaram o padrão de marcha no solo. Os programas relatam treinamento específico no solo, na esteira com ou sem SPC, exercícios de fortalecimento convencionais ou orientados a tarefa, treinamento em cicloergômetro, ou mesmo treinamento com o AT, como no estudo de Yang (2005), o qual é detalhado no tópico sobre estudos do AT. Em geral, as intervenções buscam o tratamento das seqüelas primárias do AVE, incluindo a fraqueza muscular, controle neuromuscular, reduzida mobilidade e equilíbrio, ou mesmo um melhora na aptidão cardiorrespiratória, e desta forma, melhoram o desempenho funcional destes pacientes, com melhoras, dentre outros aspectos, no desempenho na marcha.

2.6 ESTUDOS E TENDÊNCIAS DO ANDAR PARA TRÁS

O homem, de uma maneira geral, aprende a caminhar ou correr para frente sem dificuldades. O deslocamento do corpo para trás está embutido em diversas atividades de vida diária, como sentar-se em uma cadeira ou sofá, fazer um recuo ao tentar atravessar uma rua movimentada. Dessa forma, a capacidade de modificar e adaptar a locomoção às diferentes situações encontradas no nosso cotidiano torna-se essencial para o sucesso na locomoção (EARHART; BASTIAN, 2000). Desde os anos 80, observa-se um número crescente de estudos explorando diversos aspectos do AT, analisado o padrão motor desta tarefa por meio de análises biomecânicas, além da exploração de aspectos metabólicos do AT. Assim, neste tópico, serão abordados estudos sobre o AT, a fim de apresentar o estado da arte dos estudos referentes a temática.

Normalmente, realizamos pequenos deslocamentos para trás, sendo que o AT propriamente dito não é uma tarefa comum, e poucas situações do nosso cotidiano estimulam a execução deste tipo de locomoção. Assim, exceto durante pequenas mudanças de direções, o AT é pouco realizado. Períodos longos de execução desta tarefa podem ser realizados na reabilitação de diversas condições ortopédicas e neurológicas, além de treinamento esportivo. Bobath (1970) já recomendava o AT para melhorar o controle motor de indivíduos com hemiplegia/hemiparesia muito antes de surgirem os primeiros estudos enfocando esta tarefa locomotora.

Conforme Paula, Mauerberg-deCastro e Cozzani (2006), o AT depende de experiências ao longo do período de desenvolvimento das habilidades fundamentais, embora sua característica coordenativa provavelmente seja uma derivação direcional da marcha para frente. Segundo esta autora, a evolução coordenativa e de controle segue aparentemente um caminho parecido com o da locomoção para frente, embora não simultâneo. A demanda para a sua emergência nasce das necessidades de orientação e de incorporação, como componente, dentro de outros comportamentos. De forma geral, a investigação da locomoção para trás tem recentemente recebido atenção dos pesquisadores do comportamento motor, particularmente dos biomecânicos. A ênfase principal tem estado em fornecer entendimento dos mecanismos de controle neural usados no AT.

Thorstensson (1986) comparou o comportamento do AT e do AF em uma esteira em cinco indivíduos jovens (4 homens e 1 mulher), com idades entre 25 e 30 anos. A velocidade do teste variou entre 1 a 2 m/s, e como resultado encontrou que a duração média do ciclo da passada diminuiu de 8 a 14% do AF para o AT e que a duração absoluta do apoio também foi

mais curta no AT. Entretanto, a duração relativa permaneceu essencialmente a mesma, tanto para o apoio quanto para o balanço no AT, portanto, pode-se dizer que em relação a organização temporal da passada para trás, a distribuição normal dos períodos de contato com o solo é similar ao AF: 60% de apoio e 40% do ciclo no balanço. O autor também relatou que o membro inferior deslocou-se no espaço do mesmo modo tanto para o andar para frente quanto para o AT, mas em direção oposta. O padrão característico do deslocamento angular nas articulações do quadril, joelho e tornozelo no andar para frente foi praticamente invertido no AT, e de acordo com o autor, a única diferença foi encontrada no joelho, que não exibiu movimento de flexão durante a fase de apoio no AT.

O estudo de Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987) com quatro indivíduos jovens ($29,25 \pm 2,6$ anos) foi similar ao anterior, também analisando o AF e AT em uma esteira, e concluíram que o AT não é alcançado por uma simples inversão nas relações de fase entre as articulações do quadril e do joelho. Conforme os autores, durante o AT, mudanças efetivas nos movimentos das articulações e as interações entre elas refletem demandas funcionais diferentes impostas ao sistema.

O estudo de Winter, Pluck e Yang (1989), utilizando cinética articular e dados eletromiográficos, forneceu evidências mais concretas de que o AT é realizado usando um padrão de excitação muscular invertido do andar para frente. Os autores encontraram padrões de momento e ângulo articular completamente semelhantes no quadril e joelho, sendo que no tornozelo estes padrões foram parcialmente similares, assumindo assim que o AT é quase uma simples reversão do andar para frente. Com poucas exceções, os padrões de ativação muscular foram consistentes entre o andar para frente e para trás. Então, parece possível que os mesmos neurônios (gerador de padrão central) que controlam o andar para frente podem de fato controlar o AT. A comparação dos coeficientes de variação (representa uma razão média da variabilidade do sinal sobre o período da passada) sugere que os indivíduos tiveram maior variabilidade no AT comparado a AF. Os autores concluíram que isto poderia ser resultado de um uso menos comum, e assim, menos prática deste modo de locomoção.

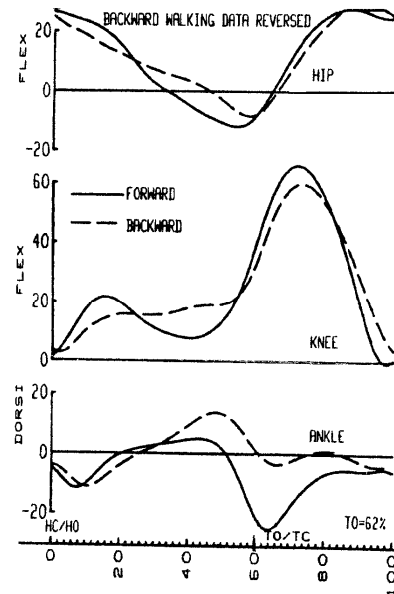


Figura 1. Representação dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo. Linha sólida representa o AF e linha pontilhada AT de uma passada. O andar para trás foi plotado com inversão do eixo X (da direita para a esquerda) para fins comparativos. Fonte: Winter, Pluck & Yang (1989).

A partir de uma perspectiva do controle motor, Grasso, Bianchi e Laquanti (1998) classificaram o AT na família dos movimentos reversíveis. O estudo comparou o AF e AT de sete indivíduos saudáveis em diferentes velocidades auto selecionadas no solo, e estudaram, além da movimentação angular e atividade eletromiográfica, as forças de reação do solo. Os autores encontraram diferentes padrões de atividade eletromiográfica nas duas direções de movimento, assim como diferenças na organização das sinergias musculares mensuradas por meio de análise de correlação cruzada. Ainda, para qualquer velocidade, a média da atividade EMG foi geralmente maior durante o AT, sugerindo um maior nível de consumo de energia nesta tarefa. Conforme os autores, a conservação dos padrões cinemáticos durante a reversão da marcha em detrimento de uma completa reorganização das sinergias musculares não origina-se de restrições biomecânicas, mas pode refletir a meta comportamental alcançada por redes centrais envolvidas no controle da locomoção.

Van Deursen *et al.* (1998) realizou a comparação do AF e AT em quatro adultos saudáveis, utilizando uma esteira monitorada por metrômetro, seis canais de eletromiografia e quatro eletrogoniômetros e mostrou um deslocamento de fase no teste padrão de ativação do músculo de aproximadamente 25% em quatro dos seis músculos estudados. Foi encontrado também um padrão cinematicamente similar, mas invertido do quadril e do tornozelo durante o andar para trás, porém o joelho não apresentou comportamento invertido tão similar quanto

as duas articulações citadas. O deslocamento pode representar uma adaptação simples do mecanismo do controle da marcha para frente, mas não de uma reversão deste mecanismo ou uma reorganização de geradores separados da unidade. Foi concluído que um único mecanismo espinhal tal como um gerador central de padrões (GCP) com duas características principais parece atuar no controle do AF e andar para trás.

Foram encontrados dois estudos que compararam o AF e AT entre jovens e idosos (MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2001; LAUFER, 2005). Baseando-se na utilização da teoria dos sistemas dinâmicos Moraes e Mauerberg-deCastro, (2001) investigaram os efeitos do processo de envelhecimento na marcha para trás, comparando aspectos cinemáticos entre idosos e adultos jovens, utilizando a análise do retrato/diagrama de fase. Os resultados das análises dos retratos ou diagramas de fase dos segmentos coxa e perna não acusaram diferenças entre os grupos. Entretanto, os retratos de fase da articulação do joelho durante o andar para trás não apresentaram o *loop* interno encontrado tipicamente na marcha para frente. Neste caso o *loop* é uma característica comum na trajetória do AF, no momento em que o pé toca a superfície. A ausência do *loop* interno é um indicativo de ausência de amortecimento ao nível do joelho durante o contato do pé com o solo no início da fase de suporte. Derivando as variáveis cinemáticas em ângulos de fase, os autores não encontraram mais a relação em-fase e fora-de-fase típica do ciclo da passada do AF. Durante todo o ciclo da passada, no andar para trás, ele encontrou uma relação em-fase em 90% do ciclo. Os autores também encontraram diminuição do comprimento e da velocidade da passada na marcha para trás nos idosos. Concluíram que os idosos têm um comprometimento maior para realizar atividades motoras não habituais, como a marcha para trás e que os indivíduos idosos restringem a ação do tronco na direção ântero-posterior quando andando para trás. Além disso, no AT ocorre uma alteração na estratégia de amortecimento observada no retrato de fase do joelho.

O estudo de Laufer (2005) teve como objetivo investigar o efeito da direção de movimento em 40 idosos e 30 adultos jovens, utilizando o AF e AT em velocidade confortável e tão rápida quanto possível. Foram avaliados os efeitos de idade, direção de movimento e velocidade em vários parâmetros da marcha. Resultados do estudo demonstraram que o AF e AT de idosos foi caracterizado por menor velocidade, cadência, comprimento da passada, fase de balanço e acompanhado por um aumento na fase de duplo apoio. O andar para trás apresentou padrão semelhante nos dois grupos, e concluíram que pessoas idosas apresentaram maior dificuldade em andar para trás, evidenciado especialmente pelo comprimento da passada que esteve particularmente afetado durante o AT. De acordo

com os autores, estas alterações devem ser consideradas ao eleger o AT como forma de reabilitação.

Paula, Mauerberg-deCastro e Cozzani (2006) estudaram o desenvolvimento e a emergência do AF e para trás em bebês, através da organização de seus aspectos temporais, utilizando para este propósito observações longitudinais. Ainda, verificaram o impacto da restrição ambiental gerada por diferentes tipos de superfícies (piso duro e colchão) sobre as variáveis temporais da marcha dos bebês. Os resultados confirmaram que o desenvolvimento do andar, tanto para frente como para trás, seguem uma linearidade, e o andar para trás demanda menos alterações na organização temporal do que o AF, apresentando apenas aumento na duração da fase de balanço. A restrição ambiental não foi suficientemente perturbadora para a variável duração do ciclo a ponto de desestabilizar o sistema, mas foi capaz de aumentar a duração da fase de duplo suporte e sua variabilidade. Concluíram que o relacionamento de fase intermembros do bebê é semelhante ao encontrado no andar maduro. A variabilidade diminuiu com a experiência na tarefa de andar, tanto para frente como para trás (exceto na fase de transição do andar independente para frente).

Além do interesse em estudar os aspectos do comportamento motor, existe outro enfoque nos estudos sobre o andar para trás, centrado em questões de treinamento e reabilitação. Segundo Bates e Mccaw (1986), o andar para trás tem sido usado para treinamento e/ou reabilitação de lesões no tornozelo, perna, joelho, músculos posteriores da coxa, quadril e região lombar do tronco. Além disso, segundo os autores, o andar para trás melhora a força e equilíbrio de diferentes grupos musculares diminuindo as possibilidades de lesões.

De acordo com Thorstensson (1986), o joelho é menos exigido no andar para trás, pois quando o pé toca o chão o joelho já está estendido, e assim fica durante toda a fase de suporte. O joelho flexiona-se enquanto o membro inferior está oscilando e então se fixa dentro da fase de suporte. Bates e Mccaw (1986) encontraram em seu estudo, assim como Thorstensson (1986), que a fase de flexão do joelho imediatamente após o contato com o chão é eliminada durante o andar para trás. Outro aspecto observado por estes autores foi a combinação de extensão máxima do joelho com flexão máxima do quadril resultando numa maior capacidade de gerar força dos músculos posteriores da coxa. Além disso, o padrão de aterrissagem do pé no AT é sempre do dedo para o calcanhar alterando a força de impacto. Estas observações parecem apoiar o uso da locomoção para trás como uma modalidade de treinamento e/ou reabilitação como mencionado anteriormente.

Ainda no contexto do uso do AT na reabilitação, a literatura tem documentado o aumento das demandas fisiológicas durante a caminhada e corrida para trás. Quando foi comparado o esforço subjetivo entre uma corrida para frente e uma corrida para trás, os indivíduos tipicamente perceberam o mesmo esforço durante a corrida para trás em velocidades em torno de 80% daquela da corrida para frente (THRELKELD *et al.*, 1989). O mesmo acontece no AT; é difícil caminhar na mesma velocidade para frente e para trás. Isto se deve, em parte, a construção anatômica do corpo, assim como a aspectos envolvendo habilidade e aprendizagem da tarefa (WINTER; PLUCK; YANG, 1989).

Flynn *et al.* (1994) indicaram que durante o AT, o VO_2 e a frequência cardíaca foram maiores durante o AT em velocidades idênticas ao AF. Estas mesmas comparações de variáveis foram 31 e 15% maiores durante a corrida para trás comparada a corrida para frente. Estas informações identificam claramente que a locomoção para trás promove um maior estresse ao sistema cardiovascular, se executada em velocidade semelhante a locomoção para frente. Um estudo com mulheres jovens mostrou o efeito de um treinamento de seis semanas, três vezes por semana com caminhada e corrida para trás em esteira, e evidenciou melhoras no condicionamento cardiopulmonar e melhora na composição corporal com redução significativa de percentuais de gordura (TERBLANCHE *et al.*, 2004).

Em indivíduos com hemiparesia, foi encontrado somente um estudo que utilizou o AT como treinamento adicional empregado à fisioterapia convencional em indivíduos crônicos (Yang *et al.* 2005). No estudo, indivíduos em ambos os grupos participaram de 40 minutos de um programa de treinamento convencional três vezes por semana por três semanas, e os indivíduos do grupo experimental receberam 30 minutos adicionais de treinamento de marcha para trás no solo, durante três semanas. Eles observaram que houve melhora, quando comparado com o grupo controle que não realizou o treinamento de andar para trás, no comprimento do passo, na velocidade e simetria da marcha. Os autores concluíram que o padrão assimétrico da marcha após um acidente vascular encefálico pode ser melhorado com uma terapia adicional com caminhada para trás no solo. O estudo, no entanto, foi realizado no solo, e algumas falhas metodológicas podem ter comprometido os resultados, pois o grupo controle recebeu menos intervenção comparativamente ao grupo experimental, além disso, este estudo não avaliou as variáveis angulares.

Embora o AT tenha sido utilizado na reabilitação de indivíduos com hemiparesia, pouco se sabe sobre as características do AT nesta população, sendo que os primeiros estudos no solo foram realizados por Herber, 2009. Em seu estudo, os indivíduos com hemiparesia apresentaram redução do comprimento e velocidade da passada e aumento da duração e do

percentual de apoio da passada no AT comparativamente ao AF. O membro inferior não parético permaneceu mais tempo apoiado tanto no AT quanto no AF, evidenciando assimetria entre os MMII. Ambos os MMII apresentaram valores de máxima flexão de joelho e máxima extensão de quadril significativamente menor no AT. Além disso, o estudo relatou que o membro inferior não parético apresentou maiores valores angulares comparativamente ao membro inferior parético, exceto para máxima extensão do joelho, onde o membro inferior afetado apresentou valores maiores de extensão, isso devido a hiperextensão característica nesta população. A análise qualitativa da coordenação evidenciou um comportamento diferente entre os MMII com uma preferência para movimentos simultâneos entre o quadril e joelho em 8/10 participantes, assim como uma inclinação anterior do tronco durante o balanço no AT. A autora sugeriu que o AT pode ser uma modalidade de treinamento apropriada para somar aos programas convencionais de reabilitação da marcha em indivíduos com hemiparesia, entretanto mais estudos deveriam ser feitos particularmente para o entendimento dos padrões de coordenação entre as articulações do quadril e do joelho no AT de indivíduos com hemiparesia.

É possível perceber por esta revisão de literatura sobre o AT que existem algumas diferenças quando comparamos ambas as direções, AF e AT e os estudos parecem apoiar o uso do AT como uma modalidade de treinamento e reabilitação, inclusive para indivíduos com hemiparesia. No entanto, observa-se a escassez de estudos sobre o AT nesta população, e não há relatos de estudos comparando o AF e AT em uma esteira em indivíduos com hemiparesia, menos ainda referindo-se sobre as variações do padrão em diferentes velocidades da mesma.

3 MÉTODO

Neste capítulo serão apresentados os procedimentos metodológicos do estudo, descritos como: caracterização da pesquisa, população e amostra, instrumentos de medida, controle de variáveis, procedimentos para coleta de dados, controle e definição de variáveis, processamento e análise dos dados, e tratamento estatístico dos dados.

3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

Esta pesquisa caracterizou-se por ser do tipo pré-experimental, pois existe uma relação de causa e efeito, e o estudo visou descrever o fenômeno por meio da manipulação das variáveis independentes (direção da marcha e velocidade da esteira) e as respostas a esta manipulação foram visualizadas nas variáveis dependentes analisadas (variáveis espaço-temporais e angulares da marcha, índices de simetria, FC e PES). No entanto, apesar do estudo possuir um grupo controle com indivíduos saudáveis, a seleção não foi aleatória, e todos os participantes fizeram parte de todos os experimentos (THOMAS; NELSON; SILVERMAN, 2007).

3.2 POPULAÇÃO E AMOSTRA

A população foi composta por indivíduos com hemiparesia por seqüela de AVE, crônicos (no mínimo seis meses após o episódio), residentes na cidade de Florianópolis – SC e região.

A amostra foi constituída por 10 indivíduos adultos de ambos os sexos, com idade entre 21 e 64 anos e seqüela de hemiparesia crônica por um único AVE, sendo selecionada através de abordagem direta não probabilística intencional. O grupo controle foi composto por oito indivíduos de sexo e faixa etária pareados aos indivíduos com hemiparesia, todos habitantes da cidade de Florianópolis – SC e região, também selecionados por abordagem direta intencional.

3.2.1 Critérios de Inclusão:

Para serem incluídos no grupo de hemiparesia os indivíduos deveriam cumprir os seguintes critérios:

- Apresentar hemiparesia devido a AVE com no mínimo seis meses de lesão;
- Idade entre 21 e 70 anos, ambos os sexos;
- Capacidade de compreensão de ordens simples, avaliada pela capacidade de responder a comandos verbais simples como, “levante seu braço não afetado”.
- Deambuladores comunitários níveis 4 e 5 da *Functional Ambulation Category* (FAC) (HOLDEN *et al.*, 1984) (ANEXO B);
- Capazes de compreender a Escala de Borg;
- Capacidade de realizar a marcha para trás na esteira rolante.

Para serem incluídos no grupo de indivíduos controle, estes deveriam se enquadrar nos seguintes critérios:

- Adultos com idade entre 21 e 70 anos de ambos os sexos (mesmo sexo e ± 5 anos em relação ao indivíduo, sendo desta forma, “pareado”);
- Capazes de compreender a Escala de Borg;
- Apresentar massa corporal e estatura aproximada do indivíduo com hemiparesia do qual seria controle.

3.2.2 Critérios de Exclusão:

Foram excluídos do grupo com hemiparesia os indivíduos com os seguintes critérios:

- Lesões ortopédicas limitantes nos membros inferiores;
- Teste de Thomas positivo maior que 15° (MAGEE, 2005) (ANEXO C);
- Amplitude de movimento (ADM) passiva de flexão de joelho menor do que 90° com quadril em extensão de 0°(ANEXO D);
- Pontuação “4” na Escala de *Ashworth* modificada para avaliação do tônus (ANEXO E);
- Outras patologias neurológicas diagnosticadas;
- Presença de cardiopatias que impossibilitassem exercício em esteira;

Foram excluídos do grupo controle os indivíduos com os critérios a seguir:

- Histórico de fraturas, doenças osteoarticulares diagnosticadas relacionadas aos MMII ou limitação articular em quadril, joelho e tornozelo, uni ou bilateral;

- Teste de Thomas positivo maior que 15° (MAGEE, 2005);
- Patologias neurológicas diagnosticadas.
- Presença de cardiopatias que impossibilitassem exercício em esteira;

3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

3.3.1 Instrumentos utilizados na avaliação clínica para caracterização da amostra

Formulário de identificação e avaliação

Foi utilizado para o registro dos dados de identificação do indivíduo, com nome completo, data de nascimento, profissão, sexo, endereço, telefone para contato, lateralidade, escolaridade e diagnóstico médico, tempo de acometimento do (AVE) e lado acometido. Além dos dados de identificação, foram registrados os resultados das avaliações clínicas no mesmo (APÊNDICE IV).

Escala de Ashworth para avaliação do tônus

O grau de espasticidade do membro inferior afetado foi avaliado pela escala de Ashworth modificada por Bohannon e Smith (1987). Foram avaliados os músculos extensores de joelho e os flexores plantares sóleo e gastrocnêmio em decúbito lateral, posturas adotadas por Blackburn, VanVliet e Mockett (2002). O tônus destes grupos musculares foi graduado entre 0-4, sendo 0 sem aumento de tônus; 1 leve aumento do tônus muscular, manifestado na preensão e na liberação ou por resistência mínima; 1+ leve aumento do tônus muscular, manifestado pela preensão, seguido por resistência mínima em todo restante (menos da metade) da ADM; 2 aumento mais acentuado do tônus muscular em quase toda a ADM, mas a parte ou as partes afetadas movem-se facilmente; 3 aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil e 4 parte ou partes afetadas rígidas em flexão ou extensão (ANEXO E). Esta escala apresentou adequados índices de confiabilidade intra-examinador (0,94) e inter-examinador (0,79) na avaliação o tônus dos flexores de joelho (BOHANNON e SMITH, 1987). No presente estudo, foram incluídos indivíduos com pontuação máxima de 3 na escala.

Escala de Fugl-Meyer para avaliação da recuperação motora

Tem como objetivo quantificar a recuperação motora, a sensibilidade, a amplitude de movimento, a dor e o equilíbrio após AVE e é usada clinicamente e na pesquisa para medir a severidade da seqüela, descrever a recuperação motora, assim como para planejar e avaliar o tratamento (ANEXO F). Foi utilizada somente a sub-escala para membro inferior. A seção motora do membro inferior (MI) é disposta hierarquicamente e avalia aspectos de movimento, reflexos, coordenação e velocidade, os itens são pontuados em uma escala de três opções: de (0) sem função a (2) função completa. As sub-escalas de movimento de membro superior e membro inferior podem ser utilizadas individualmente ou em conjunto. A avaliação motora do membro inferior é graduada de 0 - 34 pontos, e o nível de comprometimento motor pode ser verificado através da pontuação alcançada, sendo que menos de 17 pontos indicam um comprometimento motor grave; 18-22 pontos marcado; 23-28 moderado; e acima de 29 leve (FUGL-MEYER *et al.*, 1975; MAKI *et al.*, 2006). A aplicação da escala no Brasil demonstrou alta confiabilidade inter e intra-observador da Escala de Fulg Meyer total (IC = 0,99 e 0,98; respectivamente), assim como para todas as subescalas (interobservador IC = 0,99 a 0,94; intra-observador IC = 0,98 a 0,87) (MAKI *et al.*, 2006).

Velocidade de Marcha - Teste de 10 metros

O teste tem como objetivo a avaliação da velocidade da marcha confortável e a velocidade de marcha rápida. O indivíduo realiza uma caminhada em um trajeto de 14 metros, sendo cronometrado o tempo que leva para percorrer 10m centrais. Primeiramente é solicitado que ande em velocidade confortável, o teste é repetido três vezes e é calculada uma média. Em seguida ele é solicitado a caminhar em velocidade máxima dentro de seus limites de segurança, e novamente é calculada uma média das três tentativas (SALBACH *et al.*, 2001).

Teste de Levantar-se e Andar – “Timed up and go”

Tem como objetivo a monitorização para detectar problemas de equilíbrio que afetam a capacidade de mobilidade de pessoas idosas. O teste consiste em levantar de uma cadeira com apoio de braços, caminhar uma distância de três metros, girar e retornar para a cadeira e sentar-se. Os indivíduos que realizarem o teste em até 10 segundos, serão considerados totalmente independentes. Realizando em até 20 segundos, são considerados independentes para transferências principais, sendo capazes de subir escadas e saírem sozinhos. Entre 21 a

29 segundos, há uma variabilidade muito grande ao nível do equilíbrio, da velocidade de marcha e da capacidade funcional. Acima de 30 segundos, são indivíduos que necessitam auxílio para as transferências, para as escadas ou para caminhar fora de casa. O teste apresenta índices de fidedignidade e confiabilidade inter-examinador ICC = 0,99 e intra-examinador ICC= 0,99, validade convergente com a Escala de Equilíbrio de Berg $r = -0,81$ (PODSIADLO; RICHARDSON, 1991; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2003).

Teste de caminhada de seis minutos

A resistência para a marcha foi avaliada por meio do teste de caminhada de 6 minutos (TC6min). Os indivíduos foram instruídos a caminhar em uma pista oval contínua, percorrendo a maior distância possível em 6 minutos. Os indivíduos foram informados quando cada minuto do teste tinha decorrido, e o único comando verbal usado foi “você está indo muito bem, faltam *X* minutos, mantenha o seu ritmo” a cada minuto. Durante o teste o indivíduo usou roupa confortável e calçado apropriado, sendo verificada a FC e percepção subjetiva de esforço (PSE) a cada dois minutos (POHL *et al.*, 2002). Foi considerada a maior distância percorrida em seis minutos.

Escala de Borg

O instrumento é utilizado para a avaliação da percepção subjetiva de esforço (PSE). Esta constitui um indicador de intensidade de esforço (BORG, 1982). No presente estudo foi utilizada a escala de Borg de 6-20 pontos (ANEXO G). A escala era apresentada aos participantes durante a realização do TC 6 min, assim como durante o experimento na esteira, os quais atribuíam um valor numérico na escala correspondente a sua percepção geral de esforço naquele instante.

Teste de Força Muscular

A força muscular foi mensurada através de teste de força muscular manual. Neste teste, é solicitado ao paciente que contraia o músculo o mais forte possível enquanto o examinador aplica uma resistência para impedir a ocorrência de qualquer movimento e para se assegurar que o paciente está aplicando o esforço máximo. O teste é graduado conforme o grau de contração do músculo avaliado, onde 0 = nula: ausência de contração;

1 = traço: há uma leve contração, porém incapaz de produzir movimento; 2 = fraco: há movimento somente na ausência da gravidade; 3= regular: consegue realizar movimento vencendo a gravidade; 4 = bom: consegue realizar movimento vencendo a gravidade e também uma resistência externa moderada e 5= normal: consegue realizar movimento superando uma forte resistência. Foi avaliada a força muscular dos flexores e extensores de quadril, joelho e tornozelo (KENDAL, 1995).

Goniômetro universal CARCI®

Foi utilizado para avaliar a amplitude de movimento (ADM) passiva e ativa de tornozelo, joelho e quadril em graus, com uma escala de 2 graus variando de 0 a 360°.

3.3.2 Instrumentos utilizados na avaliação cinemática

Sistema de Cinemetria

A marcha na esteira foi registrada por meio de filmagens no plano sagital com duas filmadoras de vídeo integrantes do sistema da *Peak Performance System*, modelo HSC-180 com possibilidade de aquisições com frequências de 60 ou 180 Hz via software *Peak Motus*. As câmeras foram conectadas ao videocassete *SVHS AG-5700* (Panasonic) do sistema da *Peak Performance System*, e esta a uma placa de captura de vídeos *Pixelview USB* conectada a um microcomputador, sendo os vídeos capturados pelo software *Play TV DR*. A edição, bem como digitalização dos vídeos foi realizada por meio do software *Ariel Performance Analysis System - APAS 1.4®*, sistema de análise de movimento baseado em imagem de vídeo, em ambiente Windows. Este software permite a digitalização de imagens capturadas e armazenadas no disco rígido de um computador de forma manual ou automática. No presente estudo, as imagens foram digitalizadas com frequência de 30 Hz.

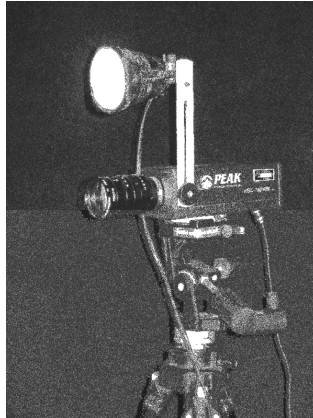


Figura 2. Câmera Peak HSC-180

Esteira Elétrica

Foi utilizada uma esteira da marca *Imbrasport*® modelo super ATL com dimensões da lona de 0,65x1,96 m (largura x comprimento) e capacidade para 200 kg. A velocidade da esteira é dada em km/h com escala de 0,1 km/h. As barras de apoio lateral da esteira foram removidas, e foi colocada uma barra posterior ajustável em altura para ser utilizada durante a marcha para trás.

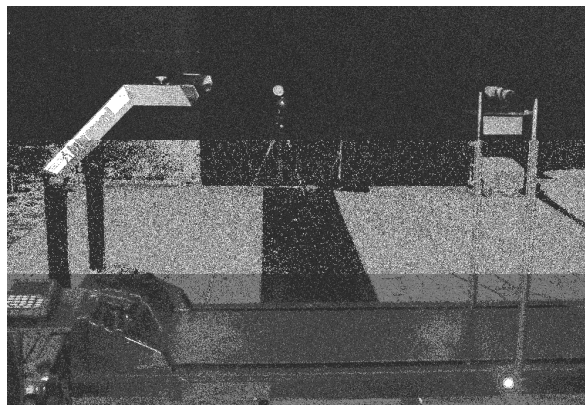


Figura 3. Esteira Elétrica Imbrasport.

Balança

Para aferir a massa corporal dos participantes do estudo foi utilizada uma balança eletrônica Plenna, modelo MEA – O8128, escala de 0,1 kg.

Estadiômetro

Foi utilizado para a determinação da estatura, com escala de medida de 0,1 cm.

Trena metálica

Utilizada para determinar comprimento da coxa e perna, todos em centímetros, com uma resolução de 0,1 cm.

Monitor de frequência cardíaca

A frequência cardíaca dos indivíduos foi mensurada por meio de um monitor de frequência cardíaca da marca Polar modelo S 610I posicionado sobre o tórax, ao nível do processo xifóide.

3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Com a finalidade de assegurar a qualidade do estudo, as seguintes variáveis foram controladas durante os procedimentos de coleta:

- Vestuário: os indivíduos executaram o movimento com roupa de banho ou bermuda e regata de cor escura, confortáveis, a fim de destacar os marcadores reflexivos.
- Calçado: os indivíduos executaram o movimento com um calçado confortável, usualmente utilizado no dia-a-dia. O mesmo foi recoberto com fita preta nas proximidades dos marcadores reflexivos a fim de destacá-los.
- Ambiente de coleta: as avaliações foram realizadas em ambiente de laboratório, livre de qualquer risco à integridade física do indivíduo.
- Temperatura: a temperatura do local, verificada através de termômetro ambiente, foi mantida entre 18° e 23° graus Celsius, determinados por Pollock e Wilmore (1993) como uma faixa de segurança que não interfere nas condições físicas do indivíduo avaliado.
- Condição Física: o indivíduo não poderia estar cansado, referindo fadiga antes da coleta de dados, a fim de não influenciar os resultados da coleta de dados, sendo isto orientado verbalmente em contato prévio com os indivíduos.

3.5 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

Os indivíduos com hemiparesia foram recrutados a partir do projeto de extensão, “Atenção à Saúde a portadores de seqüela de Acidente Vascular Cerebral”, e da clínica escola de fisioterapia do CEFID/UDESC. Foram contatados 28 indivíduos provenientes dos grupos

de extensão e da clínica de fisioterapia da instituição local, no entanto, somente 10 indivíduos atenderam aos critérios de inclusão. Os indivíduos controles foram recrutados na comunidade local, sendo, em geral, acompanhantes de pacientes da clínica de fisioterapia, parentes dos pesquisadores envolvidos na pesquisa e funcionários da universidade local. Os indivíduos foram convidados a participar do estudo, adotando-se os critérios de inclusão e exclusão, através de contato direto ou por telefone.

O recrutamento da amostra e coleta de dados foram realizados no período de agosto a novembro de 2009. Os voluntários interessados foram encaminhados ao Laboratório de Biomecânica situado no CEFID em Florianópolis, onde foram submetidos às avaliações clínicas e laboratoriais.

Todos os selecionados desta pesquisa, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisada da UDESC sob o número 57/2009 (ANEXO A), assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (APENDICE II) bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações (APENDICE III), elaborados segundo resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

As avaliações clínicas e cinemáticas foram realizadas em dias distintos, inicialmente a avaliação da função motora e posteriormente a avaliação cinemática. Além disso, após a avaliação motora, antes da avaliação cinemática, foi realizado um período de familiarização do indivíduo a esteira, onde este executou a tarefa de andar sobre a esteira, tanto para frente, como para trás.

3.5.1 Avaliação da função motora

A avaliação da função motora teve o intuito de caracterizar e classificar e a população a ser estudada. Primeiramente foi preenchida a ficha de identificação, posteriormente os indivíduos foram orientados de forma simples sobre o procedimento de cada teste. Os testes foram demonstrados e os indivíduos realizaram uma tentativa antes da coleta, para proporcionar-lhes melhor adaptação e clareza. A descrição dos testes está em anexo, e/ou no item “Instrumentos utilizados na avaliação clínica para caracterização da amostra”.

3.5.2 Avaliação cinemática da marcha

a) Familiarização do indivíduo a esteira

A adaptação na esteira demonstrou ser um pré-requisito importante para qualquer teste ou treinamento sobre a mesma em qualquer população (WALL, 1980). Sendo assim, antes do

teste, todos os indivíduos, tanto do grupo com hemiparesia como do grupo controle, foram submetidos a uma sessão de adaptação a esteira um dia antes da coleta, onde realizaram durante aproximadamente cinco minutos a tarefa de andar para frente (AF) e mais cinco minutos a tarefa de andar para trás (AT), em velocidade lenta (0,22 m/s), sem inclinação da esteira. Durante o processo de familiarização foram permitidos períodos de intervalo de acordo com as necessidades individuais. Na data da avaliação, após preparar o indivíduo com a colocação dos marcadores e do colete, foram permitidos mais alguns minutos (variou de três a cinco minutos) de treinamento em cada direção antes da aquisição dos dados. Ainda durante a familiarização, foram ministradas instruções sobre o uso da escala de 20 pontos de Borg, que seria utilizada na etapa posterior do estudo. A escala era apresentada aos participantes, os quais atribuíam um valor numérico na escala correspondente a sua percepção geral de esforço naquele instante. A escala possuía atributos verbais e desenhos ao lado dos números para facilitar a escolha. Isso foi realizado para que os participantes se habituassem a usar a escala e memorizassem a relação entre os atributos verbais e os valores numéricos que deveriam reportar (exemplo: 7-muito, muito leve; 17-muito intenso).

b) Preparação do Ambiente

As filmagens aconteceram no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UEDESC. As câmeras foram posicionadas em tripés a uma distância de três metros da esteira, perpendicularmente ao plano sagital do movimento. Os braços laterais da esteira foram removidos, a fim de possibilitar a visualização dos marcadores, e substituídos por barras ajustáveis que permitiram o apoio das mãos a frente durante a tarefa experimental.

Foram utilizados marcadores passivos, esses são refletores, portanto, podem refletir uma fonte de luz estrategicamente posicionada. Para calibração da área de visualização das câmeras, foi utilizado um quadro de madeira com dimensões de 120 cm de altura e 120 cm de largura, onde foram definidos quatro pontos, suficientes para aquisições bidimensionais. Este quadro foi filmado para posterior calibração no software para digitalização, com o reconhecimento dos pontos marcados no calibrador.

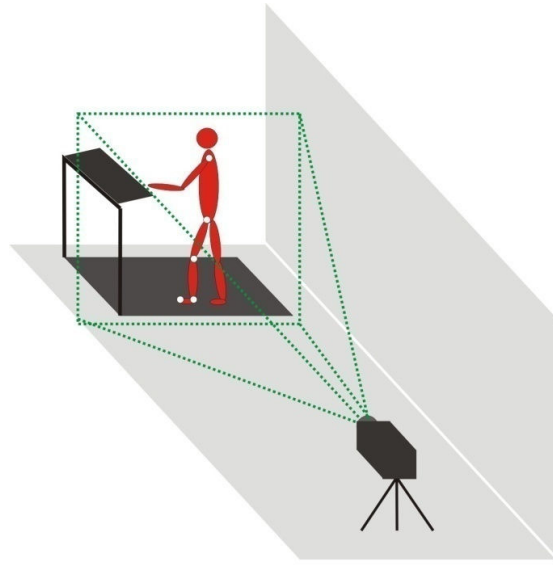


Figura 4. Esquema da disposição da esteira e câmeras durante a coleta.

c) Preparação do indivíduo

Para a avaliação cinemática, foi solicitado ao indivíduo vestir roupa de banho ou shorts e regata de cor escura e colocar seu calçado habitual, este foi conduzido ao banheiro para trocar-se quando necessário. A seguir o indivíduo vestiu o colete, parte do equipamento de segurança, e foram realizadas as demarcações com marcadores reflexivos nos pontos articulares de interesse para o estudo: acrômio, trocânter maior do fêmur, linha articular do joelho (côndilo femoral), maléolo lateral e dorso do pé, alinhado ao marcador do maléolo. Os marcadores foram afixados com fita adesiva dupla face em ambos os lados. O indivíduo foi então conduzido até a esteira, onde o colete foi conectado ao colete de segurança preso ao teto, garantindo segurança do indivíduo no momento da marcha na esteira, com fins de prevenção de quedas. Todos os indivíduos avaliados usaram o colete de segurança, embora nenhum peso corporal tenha sido suspenso, sendo o sistema usado apenas como um dispositivo para fins de segurança.

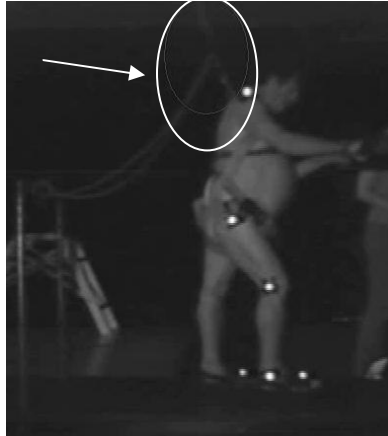


Figura 5. Colete de segurança e colocação dos marcadores reflexivos.

d) Seleção da velocidade confortável na esteira

Foi estabelecida a velocidade confortável durante o AT. Na data da coleta, após a preparação dos indivíduos com colocação do colete e dos marcadores, estes realizaram uma caminhada na esteira de três a cinco minutos para frente e mesma duração para trás em velocidade lenta, para nova adaptação antes do início da coleta. Posteriormente, foi determinada a velocidade confortável na esteira durante o AT, sendo que para isso, o início da marcha foi realizado com velocidade de 0,6 km/h (0,166m/s), com aumento gradual e incremento de 0,1 km/h a cada 20 s, sendo executado até o indivíduo indicar aquela como sendo sua velocidade confortável. Neste momento, esta velocidade confortável selecionada foi aumentada em 0,1 km/h e diminuída em 0,1 km/h, para que ele confirmasse ser esta sua velocidade preferida. Uma vez selecionada a velocidade, foi permitido um período de descanso, onde o indivíduo permaneceu sentado, até o início da aquisição de dados.

e) Aquisição de dados

Após a explicação da tarefa e seleção da velocidade confortável do AT, foi realizada uma filmagem de perfil de ambos os lados, de frente e de costas com o indivíduo parado para visualização dos marcadores. Foi permitido que o indivíduo apoiasse as mãos sobre a barra a sua frente, embora fossem instruídos a minimizar o suporte de mãos para apenas o necessário a fim de estabilizar o equilíbrio na esteira, além de evitar a inclinação do corpo em direção ao apoio. Em seguida teve início o procedimento experimental com início das filmagens. A coleta teve início com a tarefa de AT. Para isto, a velocidade inicial foi 0,5 km/h (0,16 m/s), sendo esta velocidade selecionada com sendo a mínima possível. A esteira foi incrementada

até o indivíduo indicar a velocidade máxima. De acordo com Salbach (2001), indivíduos com hemiparesia apresentando déficits severos apresentam velocidade de marcha de até 0,30 m/s, e desta forma selecionou-se uma velocidade aquém da velocidade de um indivíduo com hemiparesia com comprometimento motor severo, para que o início da coleta fosse com velocidade adequadamente baixa, permitindo o incremento gradual de 0,2 km/h (0,055 m/s), até que o indivíduo sinalizasse a velocidade máxima tolerada. A cada incremento de velocidade, após o ajuste do indivíduo, foram filmadas cinco passadas válidas e a velocidade foi incrementada, repetindo-se o procedimento até o fim do experimento. Durante este procedimento, foi utilizada a Escala de Borg de 20 pontos (BORG, 1982), e os indivíduos foram instruídos a caminhar até alcançar o nível “difícil ou muito difícil” da escala, que fica entre 15 e 18 pontos. O teste foi interrompido com a solicitação do indivíduo, ou ainda no caso dele mostrar-se incapaz de manter o ritmo na esteira em determinada velocidade, como por exemplo, caso ocorresse inabilidade ao recuperar-se ao errar algum passo, resultando em instabilidade postural. Um fisioterapeuta permaneceu muito próximo do indivíduo enquanto este estava andando na esteira. A FC foi monitorada antes e durante todo o experimento, bem como a pressão arterial. O procedimento teve início com a tarefa de AT, sendo posteriormente reproduzido durante o AF.

Os indivíduos foram orientados a parar ou descansar sempre que sentissem necessidade. Nenhum dos procedimentos utilizados ofereceu qualquer risco aos participantes. Os procedimentos com os indivíduos controles foram os mesmos realizados pelos indivíduos com hemiparesia, sendo adotadas as velocidades da esteira pareadas com àquelas selecionadas pelos indivíduos com hemiparesia.

3.6 PROCESSAMENTO E ANÁLISE DOS DADOS

Após a filmagem, os vídeos foram editados através do *software Ariel Performance Analysis System* (APAS versão 1.4), e transformados em arquivos de vídeo individuais de uma passada de cada membro inferior (MI parético e MI não parético) durante o AF e o AT em cada uma das condições de velocidade da esteira.

Foram selecionadas três velocidades da esteira para análise das variáveis dependentes: uma velocidade lenta inicial, (0,7 km/h ou 0,2 m/s), a velocidade máxima atingida, e uma velocidade intermediária (1,1 km/h ou 0,3m/s), correspondendo a velocidade média confortável de um grupo de indivíduos com hemiparesia no AT em solo (Herber, 2009). A

velocidade de 0,3m/s foi selecionada como sendo uma velocidade confortável para permitir a comparação entre as diferentes direções em velocidade controlada.

A passada do AF analisada foi definida iniciando-se com o contato inicial do membro a ser analisado com a esteira e terminando com o segundo contato do calcanhar do mesmo membro. No AT, a passada teve início com a perda de contato do membro com a esteira, e terminou com posterior perda de contato do mesmo membro (GRASSO, BIANCHI e LACQUANITI, 1998).

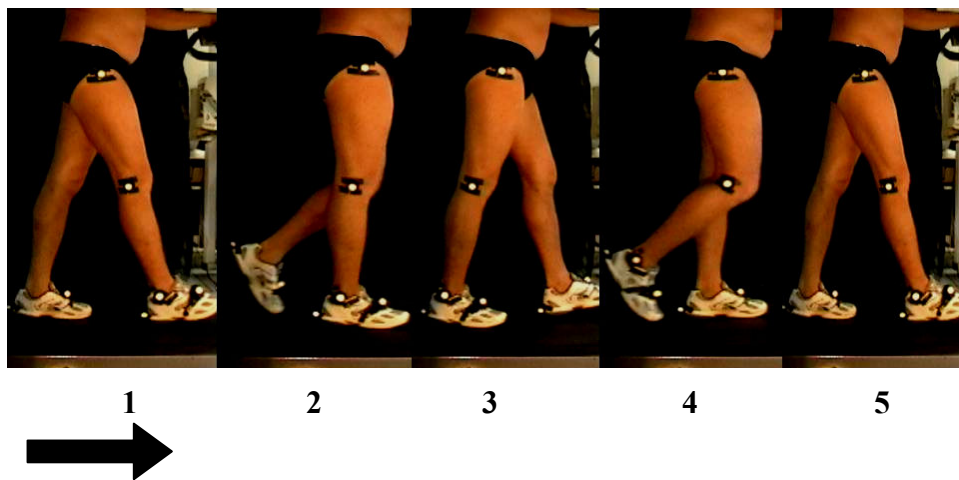


Figura 6. Exemplo da passada no andar para frente na esteira. 1 representa o início, com o contato do MI na esteira, e 5 representa o final do ciclo com o contato seqüencial do mesmo membro.

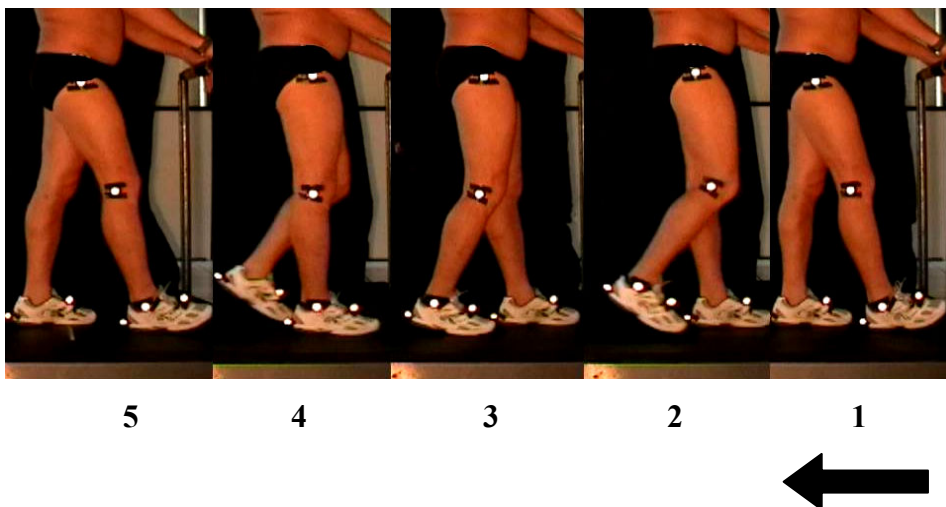


Figura 7. Exemplo da passada no andar para trás na esteira. 1 representa o início do ciclo da marcha com a perda de contato do pé com a esteira, e 5 o final do ciclo, com a perda de contato seqüencial do mesmo membro.

Foram selecionadas as tentativas e escolhidas para análise cinco ciclos da marcha de tentativas diferentes para cada MI em cada condição de velocidade da esteira durante o AF e AT. Esta seleção levou em consideração a melhor visualização das marcas, e a execução do padrão do andar sem interrupção. Em seguida, as imagens dos ciclos nas respectivas situações de AT e AF e condições de velocidade da esteira foram digitalizadas de forma semi-automática (o digitalizador conferiu a cada quadro a correta união dos pontos) com frequência de 30 Hz, utilizando o programa *Ariel Performance Analysis System* (APAS versão 1.4), obtendo as coordenadas “x” e “y” para as marcas afixadas no participante.

Durante a digitalização das marcas foram registrados em uma planilha de digitalização os principais eventos ocorridos no AF: contato inicial ipsilateral (CII 1), balanço inicial contralateral (BIC), contato inicial contralateral (CIC), balanço inicial ipsilateral (BII) e segundo contato de pé ipsilateral (CII 2). Desta forma, cada ciclo correspondeu ao intervalo entre dois contatos do membro ipsilateral consecutivos. Devido à alteração no toque de calcanhar que apresentam os hemiparéticos, este evento foi considerado como o primeiro contato do antepé ou do pé com a esteira. No AT, foram registrados os seguintes eventos, na ordem de visualização: balanço inicial ipsilateral (BII 1), contato inicial do pé ipsilateral (CII), balanço inicial do pé contralateral (BIC), contato inicial do pé contralateral (CIC), segundo balanço inicial ipsilateral (BII 2).

Após a digitalização, as coordenadas “x” e “y” de cada marca foram transformadas ao sistema métrico e filtradas utilizando o filtro digital 6 Hz do próprio *software*, e os valores de deslocamentos angulares de quadril e joelho, bem como ângulos segmentares de coxa e tronco calculados pelo *software* foram exportados em arquivos “txt” para posterior análise.

Os arquivos foram tratados por rotinas criadas no *software* Scilab versão 5.1. Foi criada uma rotina para a interpolação da curva para igualar o número de pontos e posterior normalização da curva pela porcentagem do ciclo da marcha. Assim, foi possível realizar o cálculo das curvas médias de cada indivíduo e confecção das figuras e exportação das curvas médias e dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas. Uma segunda rotina foi utilizada para a obtenção da média geral de todos os indivíduos.

3.7 DEFINIÇÃO DE VARIÁVEIS

3.7.1 Variáveis independentes manipuladas pelo examinador

Velocidade de marcha:

Variável independente definida conceitualmente como a razão entre um deslocamento e o intervalo de tempo levado para efetuar tal deslocamento. O sistema internacional (SI) tem como unidade padrão para velocidade o metro por segundo (m/s), mas dentre as unidades comumente usadas, operacionalmente será utilizada a medida km/h, pois a esteira utilizada fornece esta unidade de medida.

3.7.2 Variáveis dependentes

As variáveis cinemáticas consideradas na avaliação do padrão de marcha na esteira durante o AF e AT nas diferentes condições de velocidade da esteira foram agrupadas em 5 categorias: variáveis espaço-temporais, variáveis cinemáticas de ângulos articulares, variáveis cinemáticas de ângulos segmentares e índices de simetria. Além das variáveis consideradas para a avaliação do padrão da marcha, foram analisadas as variáveis dependentes FC e PES.

Variáveis espaço-temporais:

- Comprimento da passada: Durante o andar normal no solo, esta variável é definida como a distância entre dois pontos seqüenciais do contato inicial pelo mesmo pé (PERRY, 2005). No estudo em questão, como o deslocamento da esteira no sentido contrário do movimento da marcha, tanto durante o AF como durante o AT não permite mensurar esta distância seqüencial entre dois pontos em X, foi considerada a maior distancia entre dois pontos do tornozelo no eixo X durante o balanço, e foi dado em metros (m).

- Comprimento do passo: O passo refere-se ao intervalo entre os dois membros, sendo que existem dois passos em cada passada (PERRY, 2005). Para cada passada digitalizada, foi cortado um vídeo com imagem de um passo, tanto no AF como no AF, e este foi calculado

mediante a subtração das coordenadas do plano ântero-posterior dos marcadores localizados no dorso do pé.

- Duração da passada: Conceitualmente, é definida como o intervalo de tempo no ciclo da marcha entre dois contatos iniciais seqüenciais com o mesmo pé (PERRY, 2005). Operacionalmente, foi calculada mediante a diferença temporal entre a ocorrência do início ao final do ciclo da passada e será dada em segundos (s).

- Freqüência da passada: Foi definido o número de passadas em um segundo, e calculada a freqüência através da divisão de 1 pela duração da passada, sendo a unidade desta variável passadas por segundo (passadas/s).

- Velocidade da passada: foi calculada dividindo o comprimento pela duração da passada, e foi dada em metros por segundo (m/s).

As variáveis temporais a seguir forneceram informação sobre o tempo relativo das fases da marcha em um ciclo da passada na esteira nas diferentes condições de direção e velocidade. Foram avaliadas a duração da fase de balanço, da fase de apoio total e das subfases durante a fase de apoio: apoio simples e duplo apoio total. Os dados são apresentados em porcentagens, determinados mediante a divisão entre o tempo correspondente de cada fase pelo tempo total de duração da respectiva passada e multiplicado por 100.

- Duração do apoio: Conceitualmente definido como o período da marcha quando o pé está em contato com a superfície (PERRY, 2005). Operacionalmente, correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência do contato inicial e o balanço inicial do membro a ser avaliado durante o AF e AT.

- Duração do balanço: Conceitualmente definido como o período no ciclo de marcha quando o pé não está em contato com o solo (PERRY, 2005). Operacionalmente correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência da perda de contato do membro e o próximo contato na esteira do mesmo membro.

- Duração do apoio simples: O apoio simples inicia-se quando o pé oposto é elevado para o balanço (PERRY, 2005). Operacionalmente correspondeu ao tempo relativo entre a ocorrência do balanço inicial contralateral e o contato inicial contralateral.

- Duração do duplo apoio total: O duplo apoio é o momento no qual ambos os pés estão no solo. O primeiro duplo apoio marca o início do ciclo da marcha e o segundo duplo apoio inicia como o contato do membro contralateral ao solo (PERRY, 2005).

Operacionalmente correspondeu ao primeiro duplo apoio (tempo relativo entre a ocorrência do toque ipsilateral inicial e balanço inicial contralateral) somado ao segundo duplo apoio (tempo relativo entre a ocorrência do contato inicial contralateral e balanço inicial ipsilateral).

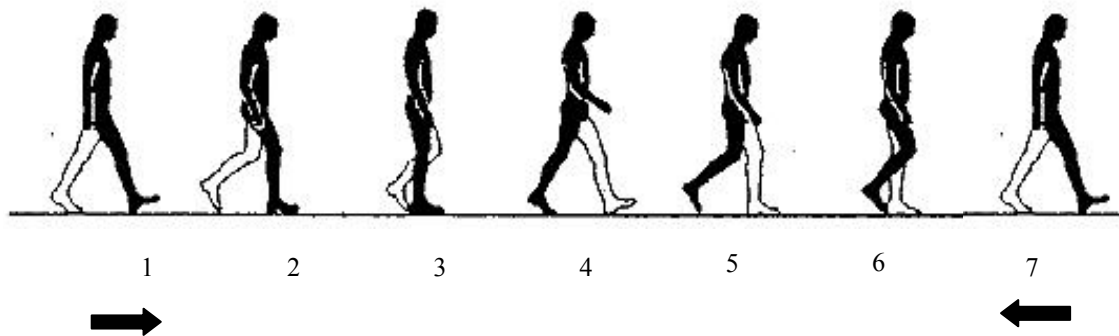


Figura 8. Eventos durante o ciclo da marcha. No AF, 1 – contato inicial ipsilateral (CII 1), 2 –balanço inicial contralateral (BIC), 3 – apoio simples, 4 –contato inicial contralateral (CIC), 5- balanço inicial ipsilateral (BII), 6 – balanço médio, 7 – segundo contato do pé ipsilateral (CPI 2); No AT, 7- balanço inicial ipsilateral (BII 1), 6 – balanço médio, 5 – contato inicial ipsilateral (CII), 4- balanço inicial contralateral, 3- apoio simples, 2- contato inicial contralateral (CIC), 1-segundo balanço inicial ipsilateral (BII 2). Fonte: adaptado de Smith, Weiss e Lehmkuhl, 1997.

Variáveis cinemáticas de ângulos articulares:

As variáveis sobre a cinemática articular forneceram informação sobre os ângulos do quadril e joelho na esteira nas diferentes condições de velocidade durante os eventos do ciclo do AF e AT. Os ângulos de cada segmento no espaço foram obtidos através das coordenadas de cada marca reflexiva em relação ao eixo anatômico da extremidade superior. Os ângulos foram dados em graus e foram considerados como positivos os ângulos para flexão e negativos os ângulos para extensão do quadril e joelho respectivamente, quando passaram do neutro (0°).

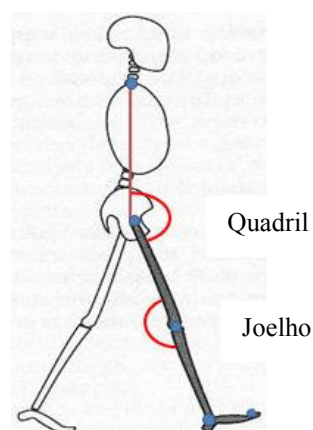


Figura 9. Representação dos ângulos articulares que foram obtidos para análise cinemática. Fonte: Adaptado de Perry (2005).

- Ângulo do joelho: conceitualmente definido pelo ângulo interno formado pela coxa e perna durante o ciclo de marcha. Operacionalmente mensurado através do ângulo relativo formado entre o segmento perna e coxa. Além do deslocamento angular do joelho no ciclo da passada, foram consideradas quatro variáveis descritas a seguir:
 1. Pico de flexão de joelho: ângulos máximos de flexão foram determinados durante a fase de balanço, tanto no AF como no AT, através do maior valor da curva angular do joelho durante o ciclo da marcha.
 2. Máxima extensão do joelho: mensurado através do menor valor da curva angular do joelho, ou seja, menor valor angular de extensão determinados no momento do apoio simples da marcha;
 3. Ângulo do Joelho no início do ciclo da marcha: foi mensurado através do primeiro valor angular do ciclo da marcha, no AF no momento do contato inicial do pé, e no AT no momento da retirada do pé;
 4. Amplitude de flexão: esta foi mensurada pela diferença entre o valor angular do joelho no início do ciclo da marcha e o valor de máxima flexão do joelho angular durante o ciclo da marcha.

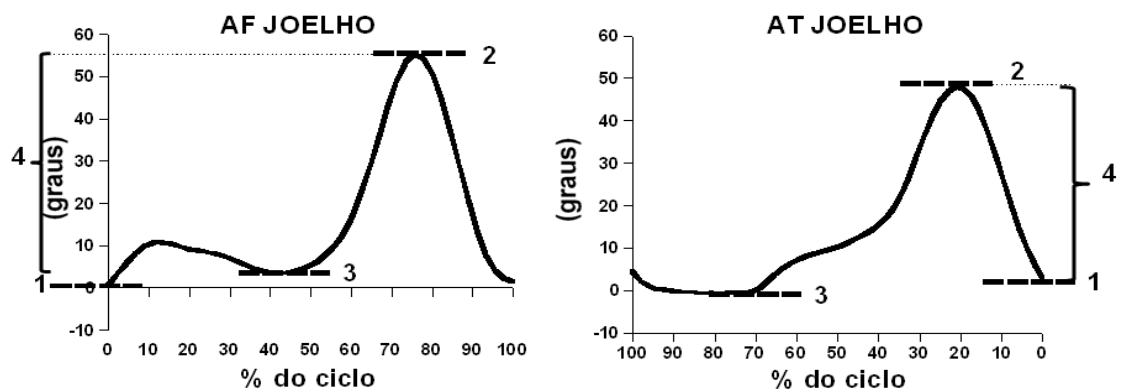


Figura 10. Representação das variáveis angulares analisadas do joelho no andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Representação numérica na curva: 1 valor angular no início do ciclo da marcha, 2 pico de flexão do joelho, 3 máxima extensão do joelho na fase de apoio e 4 amplitude de flexão do joelho.

- Ângulo do quadril: conceitualmente definido pelo ângulo interno formado pelo tronco e coxa durante o ciclo de marcha. Operacionalmente mensurado pelo ângulo relativo formado entre o segmento coxa e tronco, expresso em graus. Além do deslocamento

angular do quadril no ciclo da passada, foram consideradas as seguintes variáveis descritas a seguir:

- 1) Máxima extensão do quadril: esta foi mensurada através do menor valor da curva angular do quadril durante o ciclo da marcha, tanto no AF como no AT;
- 2) Amplitude de extensão: no AF é a diferença entre o primeiro valor angular do quadril no ciclo da marcha e o valor da máxima extensão do quadril. Entretanto no AT é a diferença entre o maior valor angular do quadril e o valor de máxima extensão do quadril.
- 3) Amplitude de flexão: no AF é a diferença entre o valor de máxima extensão do quadril e o maior valor angular do quadril. Entretanto no AT é a diferença entre o valor da máxima extensão e ultimo valor angular do quadril no ciclo da marcha.

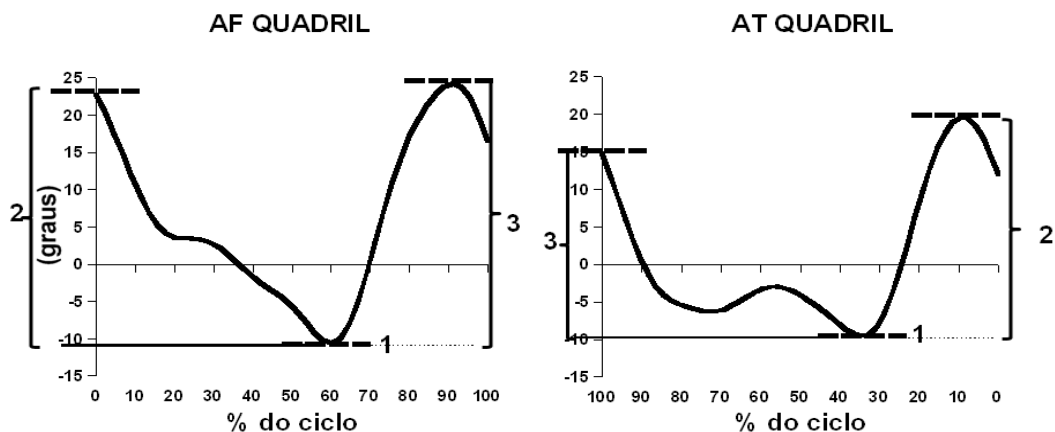


Figura 11. Representação das variáveis angulares analisadas do quadril no andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Representação numérica na curva: 1 máxima extensão do quadril, 2 amplitude de extensão do quadril e 3 amplitude de flexão do quadril.

Variáveis de ângulos segmentar

O ângulo de cada segmento no plano sagital correspondeu ao ângulo formado entre o segmento e a vertical (BORGHESE, BIANCHI, LACQUANITI). No presente estudo, foram

considerados os ângulos do segmento coxa e tronco. Valores positivos indicam deslocamento anterior em relação a linha vertical, e negativos deslocamento posterior

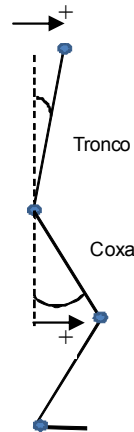


Figura 12. Identificação dos ângulos de tronco e coxa.

- 1) Ângulo de coxa: Foi considerada a variável máxima extensão de coxa. Esta foi mensurada através do menor valor da curva de deslocamento do ângulo de coxa durante o ciclo da marcha, tanto no AF como no AT;
- 2) Ângulo do tronco: A variável analisada foi o valor angular do tronco no instante de máxima extensão de coxa.

Índices de simetria:

Foi calculado o índice de simetria (IS), obtido pela razão entre perna parética/perna não parética para as variáveis: comprimento, duração e frequência da passada, duração do apoio simples e do balanço, nas duas situações de direção da marcha (AF e AT), nas diferentes condições de inclinação e velocidade da esteira. Este índice evidencia as diferenças no comportamento das variáveis descritivas e temporais entre os dois membros inferiores. Valores distantes de um mostram um comportamento assimétrico. Quando o valor do índice de simetria for superior ou inferior a um, evidencia maiores valores na perna parética e não parética, respectivamente.

Frequência cardíaca

Frequência cardíaca ou ritmo cardíaco corresponde ao número de vezes que o coração bate por minuto. A unidade de medida é batimentos por minuto (bpm).

Percepção de esforço subjetiva

Esta foi avaliada por meio da Escala de Borg de 6-20 pontos.

3.8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

O estudo pode ser limitado, por alguns fatores que não puderam ser controlados pelo pesquisador:

- Ambiente laboratorial para a aquisição dos dados, que é um ambiente não habitual, podendo ocasionar alterações no padrão de movimento. Além de ser uma situação de avaliação onde estão sendo observados, podendo gerar algum tipo de constrangimento;
- Análise bidimensional do movimento com uso de suporte para as mãos. Como a tarefa de deambular em uma esteira é relativamente difícil para esta população com déficits motores, especialmente no andar para trás, foi permitido que o indivíduo apoiasse os braços sobre uma barra a frente do indivíduo.

3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

As análises estatísticas foram realizadas por meio do software *SPSS 17.0*[®] Estatística descritiva com médias aritméticas desvio padrão foi empregada para análise dos dados referentes às características sócio-demográficas dos participantes, bem como a apresentação dos resultados dos testes clínicos.

As variáveis estudadas foram devidamente testadas quanto a distribuição normal pelo teste *Shapiro Wilk* e quanto a homogeneidade das variâncias pelo teste de *Levene*. Para verificar se houve diferenças entre o grupo de indivíduos com hemiparesia e grupo de indivíduos controles para as medidas antropométricas e idade foi utilizado teste t para amostras independentes. O teste t também foi utilizado na comparação entre a máxima velocidade alcançada no AF e AT. Para verificar os efeitos da direção (AF e AT) e MMII (MI

parético, MI não parético e MI controle) sobre as variáveis cinemáticas de interesse na velocidade controlada, foi utilizada análise de variância ANOVA *two-way*. Quando ocorreram interações, adequada ANOVA *one-way* e testes t foram realizados para verificar os efeitos simples.

Para verificar o efeito da velocidade sobre as variáveis de interesse durante o AT, foi utilizada ANOVA *one-way* de medidas repetidas. Para verificar o efeito da direção (AF e AT) e velocidade (0,2 m/s, 0,3 m/s e velocidade máxima do AT) sobre a FC, PES e IS, foram utilizadas ANOVAS *two-way*.

Em todas as ANOVAS foram interpretados os valores de F e p correspondentes a linha *Greenhouse-Geisser* (ajuste dos graus de liberdade para esfericidade não assumida) e utilizada a correção de *Bonferroni* para comparações múltiplas. Os resultados foram apresentados como médias e desvio-padrão dos escores, adotando-se um nível de significância $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

A seguir estão apresentados os resultados obtidos no presente estudo. Inicialmente são descritos os resultados das características da amostra e avaliações clínicas e, em seguida, os resultados das variáveis referentes à análise de marcha, FC e PES.

4.1 AMOSTRA

Foram incluídos no estudo 18 participantes, sendo 10 indivíduos com hemiparesia decorrente de AVE e oito indivíduos controles saudáveis sem patologias neurológicas ou ortopédicas associadas. Os dados referentes às características dos participantes com hemiparesia estão descritos na tabela 1. Os indivíduos controles foram pareados por sexo e idade com os indivíduos com hemiparesia. Dois dos indivíduos controles parearam dois indivíduos com hemiparesia distintos, uma vez que cada um destes indivíduos controle apresentava idade, peso e estatura compatível com dois indivíduos com hemiparesia. Para isso, foi utilizada a perna contralateral. Não foram observadas diferenças estatísticas para a idade, massa corporal e estatura entre os dois grupos.

Tabela 1. Características dos participantes do estudo.

Características	Hemiparesia n = 10 (M±DP)	Controle n=8 (M±DP)
Idade, anos	51,7 ±14,18	51,0±14,02
Sexo – n (%)		
Masculino	8 (80)	6 (75)
Feminino	2 (20)	2 (25)
Massa (kg)	77,38 ± 5,58	75,71±8,5
Estatura (m)	1,68 ± 0,08	1,71± 0,08
Tempo pós AVE (meses)	49,4 ± 30,57	-----
Tipo AVE – n (%)		
Isquêmico	7 (70)	-----
Hemorragico	3 (30)	-----
Lado acometido - n (%)		
Direito	5 (50)	-----
Esquerdo	5 (50)	-----

M= média; DP= desvio padrão

Na tabela 2 podem ser visualizadas as médias e desvio padrão dos testes clínicos realizados no presente estudo no grupo com hemiparesia.

Tabela 2. Resultados dos testes clínicos.

TESTE	RESULTADOS (M±DP)	
Tônus – Extensores do Joelho (0-4)	1,05±0,9	
Tônus – Sóleo (0-4)	0,7±1	
Tônus – Gastrocnemio (0-4)	1,2±1	
Fugl-Meyer (34 pontos)	25±7	
Velocidade de marcha confortável (m/s)	0,9±0,2	
Velocidade de marcha rápida (m/s)	1,2±0,3	
TUG (s)	14,8±7,7	
TC 6 mim (m)	401,17±132,74	
Teste de força muscular	MI parético	MI não parético
Extensores de quadril	3±1	4±1
Flexores de quadril	3±1	5
Extensores de joelho	3±1	5
Flexores de joelho	3±1	5
Plantiflexores	3±1,5	5
Dorsiflexores	3±2	5

M= média; DP= desvio padrão; MI= membro inferior; TUG = *time up and GO*; TC = teste de caminhada

Os participantes apresentaram leve espasticidade nos extensores de joelho e flexores plantares, e um comprometimento motor grave a leve (12-32 pontos na escala de Fugl-Meyer) no membro inferior parético. Apenas um indivíduo apresentou um comprometimento motor grave pela Escala de *Fulg Meyer*, com escore de 12 pontos. Todos os participantes foram capazes de percorrer 10 m sem auxílio de dispositivos auxiliares, sendo que pela classificação do comprometimento da marcha usada por Salbach *et al.* (2001), quatro deles apresentaram comprometimento muito leve (velocidade confortável acima de 1m/s), cinco apresentaram comprometimento leve (0,72-1m/s) e somente um participante apresentou comprometimento severo (abaixo de 0,30m/s) na velocidade de marcha. Além disso, todos puderam completar o TC 6 min, sendo que somente um indivíduo percorreu uma distância inferior a 100 metros, enquanto todos os demais percorreram acima de 300 metros. A maioria dos participantes apresentou uma boa mobilidade avaliada pelo TUG, sendo que dois indivíduos levaram menos de 10 segundos para executar o teste, sete executaram com tempo entre 10 e 20 segundos, e apenas um participante levou mais de 30 segundos, estando este com maior comprometimento da mobilidade. Com relação à força muscular, a maioria dos participantes conseguiu realizar movimento vencendo a gravidade (pontuação ~ 3) nos grupos musculares

avaliados, sendo o MI não parético mais acometido somente na musculatura extensora de quadril (pontuação ~ 4).

4.2 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA NA ESTEIRA

A velocidade máxima do AT de indivíduos com hemiparesia foi em média $49,2 \pm 29,8\%$ menor comparativamente a máxima velocidade do AF ($t_{(19)}=11,49$; $p=0,01$). A tabela 3 apresenta o resultado individual quanto a máxima velocidade individual durante o AT e a máxima velocidade durante o AF.

Tabela 3. Velocidades máximas durante o AT e AF na esteira.

Indivíduo	Velocidade confortável no AT		Velocidade máxima no AT		Velocidade máxima no AF	
	km/h	m/s	km/h	m/s	km/h	m/s
1	0,9	0,25	1,5	0,42	1,7	0,47
2	0,9	0,25	1,7	0,47	3,6	1,00
3	1	0,28	1,5	0,42	2,2	0,61
4	1	0,28	1,5	0,42	2,8	0,78
5	1	0,28	2,4	0,67	3,4	0,94
6	1,1	0,31	2,1	0,58	3,2	0,89
7	1,1	0,31	2	0,56	2,4	0,67
8	1,1	0,31	2,2	0,61	3	0,83
9	1,4	0,39	2,6	0,72	3,4	0,94
10	1,7	0,47	3,6	1,00	5	1,39
Média	1,1	0,3	2,1	0,6	3,1	0,9
DP	0,2	0,1	0,7	0,2	0,9	0,3

AF= andar para frente; AT= andar para trás; DP= desvio padrão

4.3 COMPARAÇÃO ENTRE O AF E AT DO GRUPO COM HEMIPARESIA E GRUPO CONTROLE EM VELOCIDADE CONTROLADA

A seguir estão apresentados os resultados da comparação entre o AF e AT do grupo com hemiparesia e grupo controle em velocidade controlada. A velocidade controlada utilizada de 0,3 m/s corresponde a velocidade média confortável de um grupo com hemiparesia no AT em solo (Herber, 2009).

4.3.1 Variáveis espaço-temporais

A tabela 4 e a figura 13 apresentam os valores de média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais no AF e no AT do MI parético, do MI não parético do grupo com hemiparesia e do MI controle. A análise de variância (ANOVA) para dois fatores (direção e MMII) revelou efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=6,5$; $p=0,02$) no comprimento do passo, sendo este menor no AT comparativamente ao AF, sem diferenças entre os MMII ou interação entre MMII e direção. Quanto ao comprimento, duração, frequência e velocidade da passada, não foram observadas diferenças estatísticas entre o AF e AT, tampouco diferenças para estas variáveis entre os MMII ($p>0,05$).

Tabela 4. Média e desvio padrão do comprimento, duração, velocidade e frequência da passada e comprimento do passo comparando MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.

Variável	ANDAR PARA FRENTE			ANDAR PARA TRÁS		
	MI P	MI NP	Controle	MI P	MI NP	Controle
Comprimento da passada (m)	0,44±0,07	0,45±0,07	0,5±0,08	0,43±0,1	0,46±0,09	0,46±0,06
Comprimento do passo* (m)	0,34±0,08	0,31±0,06	0,36±0,06	0,29±0,09	0,30±0,08	0,32±0,04
Duração passada (s)	2,05±0,31	2,01±0,29	2,26±0,44	2,2±0,55	2,8±0,9	2,23±0,31
Velocidade da passada (m/s)	0,21±0,02	0,22±0,01	0,21±0,01	0,21±0,02	0,22±0,02	0,21±0,01
Frequência da passada (passadas/min)	29,9±4,3	30,4±4,3	26,1±4,8	30,2±5,5	30,6±5,2	27,7±4,5

MI P = membro inferior parético; MI NP = membro inferior não parético; AF=andar para frente; AT=andar para trás. * Indica diferenças significativas entre direções.

Com relação à duração da fase de balanço do ciclo da marcha, a ANOVA para dois fatores (direção e MMII) revelou efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}= 8,569$; $p=0,001$), no entanto, sem efeito principal de direção ou interações entre as variáveis. O teste *post hoc* de Tukey mostrou que a duração da fase de balanço foi maior no MI parético comparativamente ao MI não parético ($p=0,002$) e MI controle ($p=0,01$).

A duração do apoio total não mostrou ser diferente entre as direções, havendo somente efeito principal de MI ($F_{(2,27)}=11,43$; $p\leq 0,001$), sendo que o teste *post hoc* revelou que o MI parético permaneceu menos tempo na fase de apoio comparativamente ao MI não parético.

A duração relativa do apoio simples da passada foi significativamente maior no AT em relação ao AF, exibindo efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=9,7$; $p=0,004$) e MMII ($F_{(2,27)}=11,6$; $p\leq 0,001$), e não houve interação entre direção e MMII. O teste *post hoc* mostrou que o MI não

parético permaneceu significativamente mais tempo na fase de apoio simples em comparação ao MI parético ($p \leq 0,001$) e o MI controle ($p = 0,03$). Quanto a duração do duplo apoio, este foi menor durante o AT, com efeito principal de direção ($F_{(1,27)} = 19,41$; $p \leq 0,001$), sem diferenças estatísticas entre os MMII, e sem interações entre direção e MI.

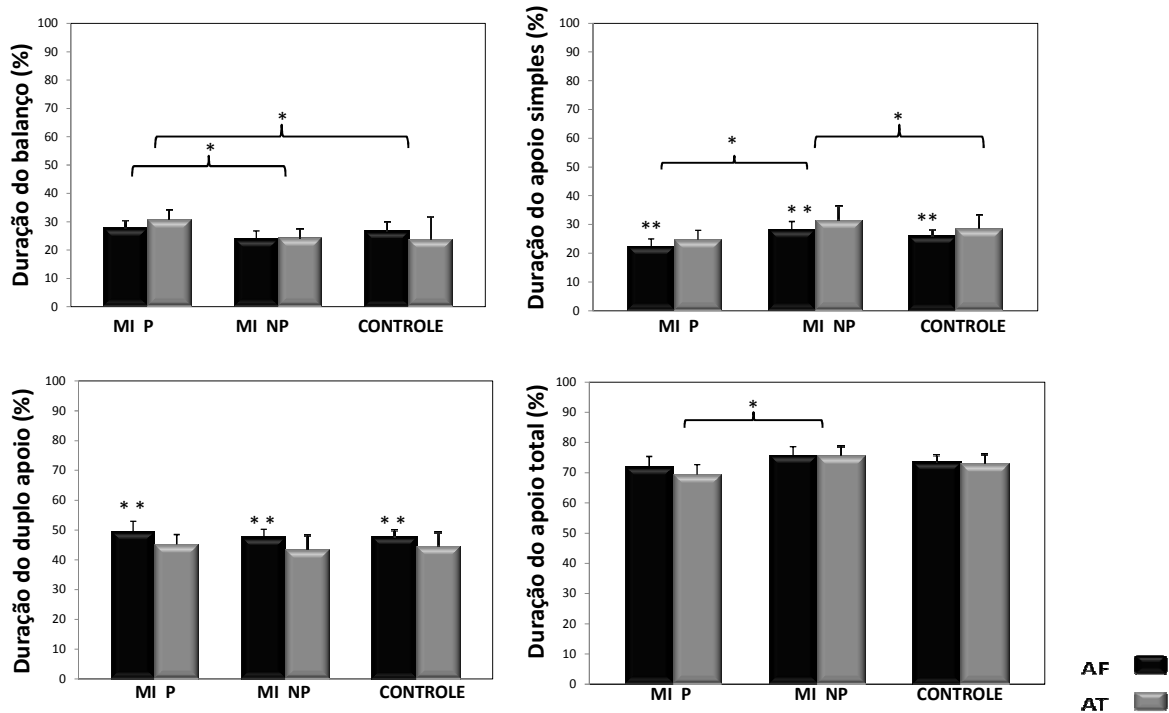


Figura 13. Média e desvio padrão da duração do balanço, duração do duplo apoio, duração do apoio simples e duração do apoio total do membro inferior (MI) não parético (NP) e MI parético (P) no andar para frente (AF) em preto e no andar para trás (AT) em cinza. Os asteriscos (*) indicam diferenças entre membros inferiores * e entre direções **.

3.3.2 Variáveis angulares de joelho

As figuras 14 e 15 ilustram o deslocamento característico do joelho dos indivíduos controles e dos indivíduos com hemiparesia durante o AF e AT na esteira na velocidade de 0,3 m/s. Para uma melhor compreensão do padrão de movimento durante o AT na velocidade controlada, optou-se por apresentar primeiramente o AT não patológico dos indivíduos controles (figura 14). Na figura 15 estão apresentados os indivíduos com hemiparesia.

As figuras do AT encontram-se invertidas no eixo X, permitindo fazer uma comparação da morfologia das duas curvas. Em todas as figuras do AT, nota-se a ausência da fase de resposta a carga, bem como um prolongamento da fase de extensão do joelho no balanço.

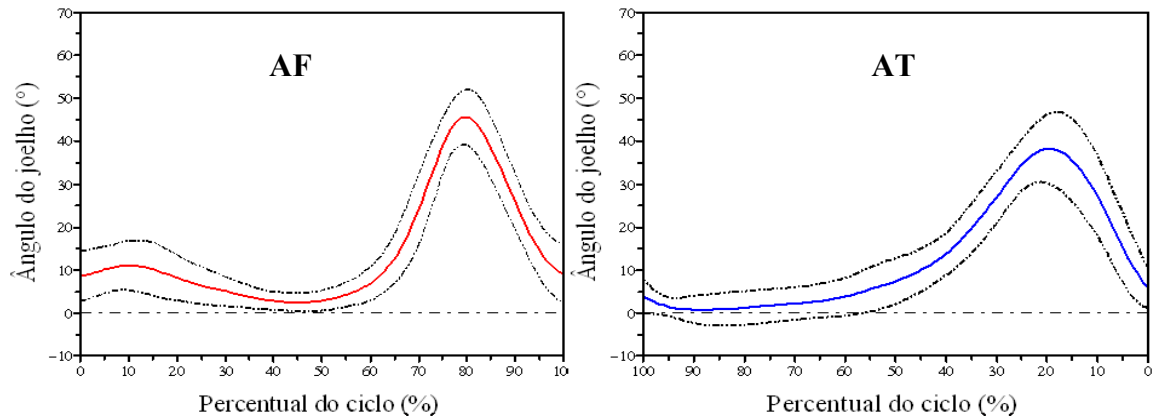


Figura 14. Média e desvio padrão do deslocamento angular de joelho dos indivíduos controles, durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nota: A direção na curva do AT apresenta-se invertida no eixo X, para facilitar a comparação. Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

O comportamento dos ângulos articulares do joelho durante o ciclo do AF do MI parético mostrou um ângulo que variou de zero a 10,4 graus (média de $5,1 \pm 3,6$ graus) no início do ciclo da marcha, ou seja, no momento do toque do calcanhar. No MI não parético, o joelho apresentou um comportamento em flexão no momento do contato inicial, sendo que os ângulos variam entre 12,5 e 37,5 graus (média de $25,1 \pm 8$ graus). A fase de resposta a carga com ligeiro aumento nos valores dos ângulos logo após o contato inicial não pôde ser observada na grande parte dos indivíduos do grupo com hemiparesia no MI parético ($n=8$), enquanto que no MI não parético, foi observada em seis dos indivíduos.

Durante a fase de apoio no AF, seis dos dez indivíduos do grupo com hemiparesia mantiveram o joelho do MI não parético em leve semiflexão, sem atingir uma extensão completa, o que não aconteceu no MI parético e nos indivíduos controles. Nos dois MMII, a curva aumentou até atingir o pico de flexão no meio do balanço, voltando a diminuir até alcançar a extensão no segundo toque do calcanhar.

No AT, o ciclo iniciou com a retirada do pé, caracterizando o início do balanço, sendo os ângulos iniciais de $3,5 \pm 2,73$ no MI parético e $10,6 \pm 6,6$ no MI não parético. O deslocamento angular do joelho aumentou até atingir o pico máximo de flexão no meio do balanço, diminuindo em seguida progressivamente até atingir uma extensão durante a fase de apoio. Da mesma forma como no AF, alguns indivíduos do grupo com hemiparesia ($n=6$) não atingiram uma extensão completa de joelho durante o apoio do MI não parético no AT, mantendo uma semiflexão durante toda fase de apoio.

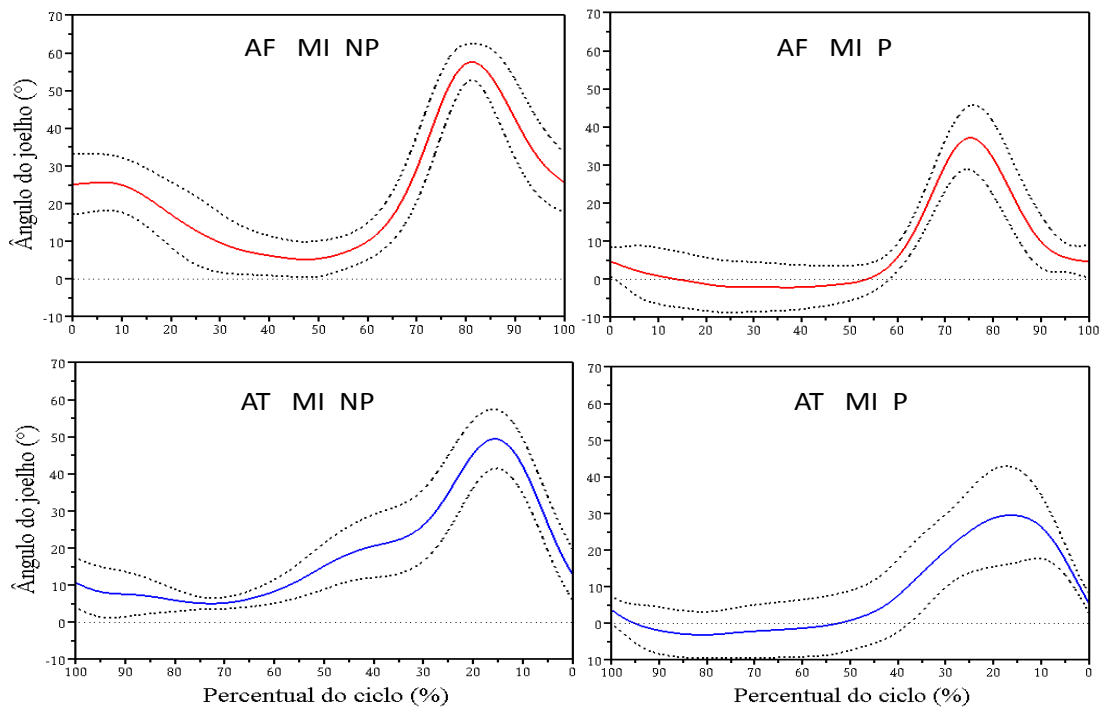


Figura 15. Média e desvio padrão do deslocamento angular do joelho dos indivíduos com hemiparesia, apresentando o membro inferior não parético (MI NP) e membro inferior parético (MI P), durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nota: A direção na curva do AT apresenta-se invertida no eixo X, para facilitar a comparação. Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

A figura 16 apresenta os valores das médias e desvio padrão dos ângulos articulares do joelho no momento do contato inicial, pico de flexão do joelho durante a fase de balanço e ângulo de extensão do joelho no momento do apoio simples para as duas condições de direção do andar do membro parético, não parético e do grupo controle.

Com relação ao valor angular do joelho no início do ciclo, a ANOVA fatorial mostrou efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=41,4$; $p \leq 0,001$). Também foi observado efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=25$; $p < 0,001$), com interação entre direção e MMII ($F_{(2,27)}=13,65$; $p < 0,001$), representado 50% da variância total (η^2 parcial=0,503). Esta interação foi adicionalmente investigada através da verificação dos efeitos simples com testes t pareado para verificar o efeito da direção em cada grupo, e 2 ANOVAS *one way* para verificar o efeito simples do MI em cada condição separadamente (AF e AT). Considerando que existem três testes t pareados de efeitos simples, o critério de significância foi ajustado para 0,01. Verificados os efeitos simples, observou-se que o valor angular inicial do joelho foi diferente entre o AF e AT somente no MI não parético dos indivíduos com hemiparesia ($t_{(9)}=8,19$; $p < 0,001$), onde no AT o valor angular foi menor. A ANOVA *one way* comparando os MMII na condição de AF revelou diferenças entre os MMII ($F_{(2,27)}=30,04$; $< 0,001$), e o teste *post hoc* de Tukey mostrou

que o MI não parético apresentou maiores valores angulares comparativamente ao MI parético e MI controle ($p < 0,001$ para ambos). Na condição de AT também foram observadas diferenças entre os MMII ($F_{(2,27)}=6,9$; $p=0,004$), sendo que o teste *post hoc* mostrou que, da mesma forma como no AF, o MI não parético apresentou maiores valores angulares no início do ciclo comparativamente ao MI parético ($p=0,005$) e o MI controle ($p=0,02$), não sendo verificadas diferenças estatísticas entre o MI parético e MI controle.

O pico de flexão de joelho no momento do balanço foi menor durante o AT (efeito principal de direção: $F_{(1,27)}=41,7$; $p \leq 0,001$), sendo encontrado também efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=15,53$; $p \leq 0,001$), sem interação entre direção e MMII. O teste *post hoc* revelou que o MI parético apresentou menor pico de flexão de joelho em relação ao MI não parético ($p=0,002$) e o MI controle ($p=0,01$), havendo uma tendência ao MI controle apresentar menores valores desta variável em relação ao MI não parético ($p=0,05$).

Com relação à amplitude de flexão de joelho, a ANOVA fatorial não revelou efeito principal de direção e grupo para esta variável, no entanto foi encontrada uma interação entre direção e MMII ($F_{(2,27)}=4,8$; $p \leq 0,016$). Realizadas análises dos efeitos simples, foi observado que, no MI não parético houve diferença estatística entre as direções, sendo que este apresentou maior amplitude de flexão de joelho no AT comparativamente ao AF ($t_{(9)}=2,6$; $p < 0,01$). A ANOVA *one way* comparando os MMII na condição de AF não revelou diferença entre os MMII. No AT, entretanto, foram observadas diferenças significativas entre os MMII para a amplitude de flexão de joelho ($F_{(2,27)}=4,4$; $p=0,02$) e o teste *post hoc* de Tukey mostrou que no MI parético, a amplitude de flexão de joelho foi menor comparativamente ao MI não parético ($p=0,03$), sem diferenças entre os MMII do grupo com hemiparesia e os indivíduos controles.

O valor da máxima extensão de joelho na fase de apoio não mostrou ser diferente entre as direções, sendo encontrado somente efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=16,78$; $p < 0,001$), sem interação entre MMII e direção. O teste *post hoc* mostrou que no MI parético os valores de extensão na fase de apoio foram menores em comparação ao MI não parético ($p < 0,001$) e MI controle ($p=0,006$).

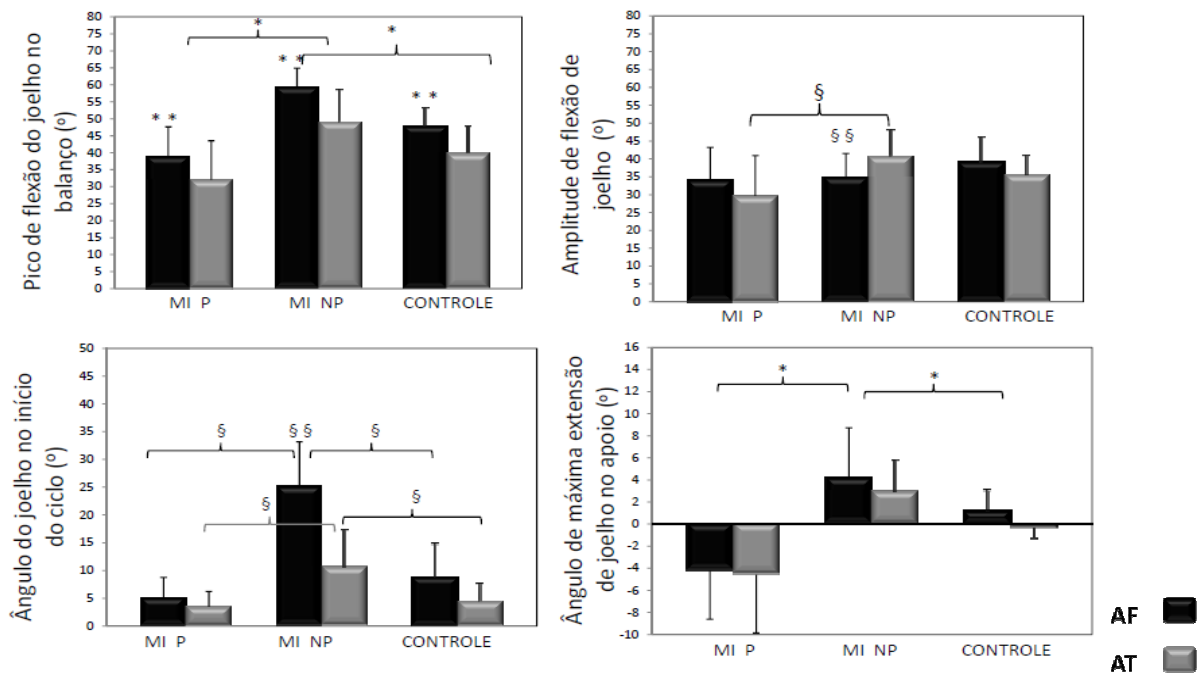


Figura 16. Média e desvio padrão do pico de flexão de joelho no balanço, amplitude de flexão de joelho, valor angular do joelho no início do ciclo e ângulo de máxima extensão de joelho no apoio no membro inferior (MI) não parético (NP) e MI parético (P) no andar para frente (AF) em preto e no andar para trás (AT) em cinza. * indica efeito principal de MMII; ** indica efeito principal de direção; §§ indica efeitos simples de direção; § indica efeito simples de MI.

3.3.3 Variáveis angulares de quadril

O deslocamento angular do quadril durante o AF mostrou um comportamento com máxima flexão no início do ciclo da marcha, no momento do primeiro contato inicial do MI com a esteira, logo após, os valores diminuíram, até atingir o ângulo máximo de extensão no final da fase de apoio. Durante a fase de balanço, a movimentação do quadril alcançou o ângulo máximo de flexão instantes antes do segundo contato do pé. Este comportamento foi igual para os dois grupos.

Durante o ciclo do AT, o quadril apresentou um ângulo de flexão máxima no início da retirada do pé da esteira, ou seja, início do balanço, em seguida os valores diminuíram até atingir o ângulo máximo de extensão no início da fase de apoio. Este ângulo máximo de extensão foi menor do que zero em cinco indivíduos para o MI parético e cinco indivíduos para o MI não parético e todos os indivíduos do grupo controle. Durante a fase de apoio, a movimentação do quadril alcançou o ângulo máximo de flexão instantes antes da segunda retirada do pé. As variações no padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril no AF e no AT do MI parético, MI não parético e MI controle podem ser visualizadas nas figuras 17 e 18.

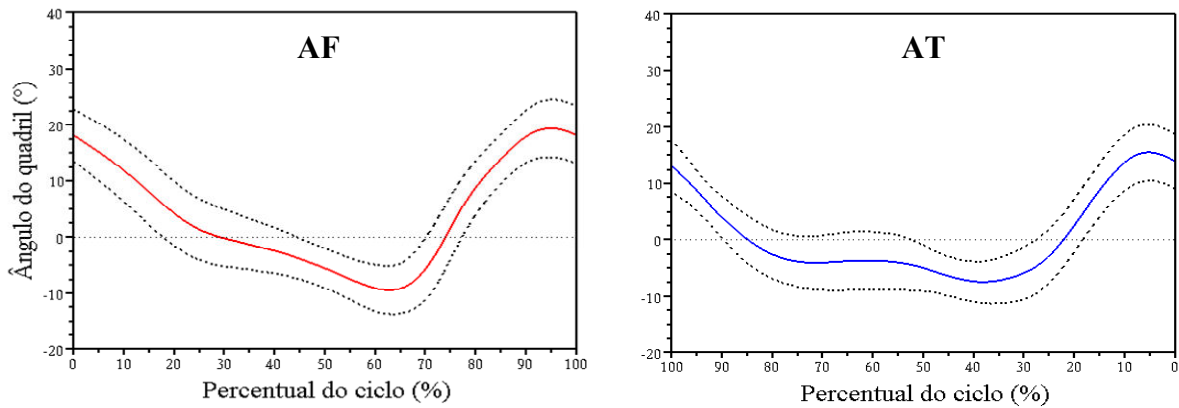


Figura 17. Média e desvio padrão do deslocamento angular de quadril dos indivíduos controles, durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nota: A direção na curva do AT apresenta-se invertida no eixo X, para facilitar a comparação. Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

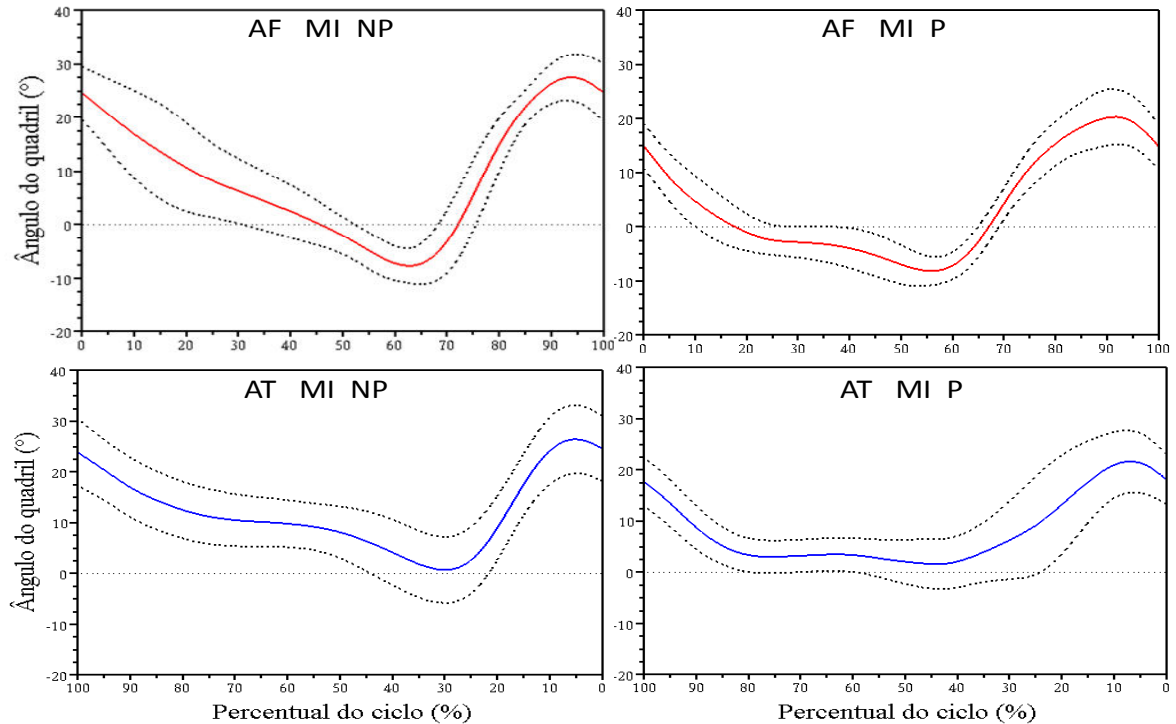


Figura 18. Média e desvio padrão do deslocamento angular do quadril dos indivíduos com hemiparesia, apresentando o membro inferior não parético (MI NP) e membro inferior parético (MI P), durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nota: A direção na curva do AT apresenta-se invertida no eixo X, para facilitar a comparação. Valores positivos indicam flexão e negativos ou próximos de zero extensão.

Na tabela 5, visualizam-se os valores de média e desvio padrão das variáveis angulares do quadril no AF e no AT do MI parético, do MI não parético do grupo com hemiparesia e dos indivíduos controles na velocidade de 0,3 m/s.

A ANOVA fatorial exibiu efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=58,18$; $p\leq 0,001$) e MMII ($F_{(2,27)}=4,9$; $p=0,015$) para a máxima extensão do quadril com interação entre direção e MMII ($F_{(2,27)}=8,58$; $p=0,01$), representado 38% da variância total (η^2 parcial=0,39). Comparando-se os efeitos simples de direção em cada grupo separadamente, foi observado nos indivíduos com hemiparesia, tanto no MI parético quanto no MI não parético que a extensão do quadril foi menor durante o AT ($t_{(9)}=5,63$; $p<0,001$ e $t_{(9)}=6,06$; $p<0,001$, para MI afetado e não afetado, respectivamente) em relação ao AF, o que não aconteceu no grupo controle, onde não houve diferença estatística na máxima extensão do quadril entre o AF e o AT. A ANOVA *one way* comparando a máxima extensão do quadril dos MMII na condição de AF não revelou diferença entre os MMII. No AT, entretanto, foram observadas diferenças significativas entre os MMII para a máxima extensão do quadril, ($F_{(2,27)}=8,19$; $p=0,002$). O teste *post hoc* de Tukey mostrou que MI controle apresentou maior extensão comparado com o MI parético e MI não parético do grupo com hemiparesia ($p=0,008$ e $p=0,003$, respectivamente), sem diferença entre os MMII do grupo com hemiparesia.

Com relação a amplitude de extensão de quadril, a ANOVA para dois fatores (direção e MMII) revelou efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=9,92$; $p=0,001$), e efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=5,15$; $p=0,01$), sem interações entre as variáveis. O teste *post hoc* revelou que o MI parético apresentou menor amplitude de extensão em relação ao MI não parético ($p=0,002$), sendo que o MI controle não apresentou diferença estatística em relação aos demais MMII.

A ANOVA para dois fatores (direção e MMII) também revelou efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=128,0$; $p<0,001$) e efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=5,04$; $p=0,01$), para a amplitude de flexão de quadril, sem interações entre as variáveis. O teste *post hoc* mostrou que o MI parético apresentou menor amplitude de flexão de quadril em relação ao MI não parético ($p=0,01$), sendo que o MI controle não mostrou diferença estatística dos demais MMII.

Tabela 5. Média e desvio padrão das variáveis angulares do quadril comparando MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.

Variável	ANDAR PARA FRENTE			ANDAR PARA TRÁS			
	MI P	MI NP	Controle	MI P	MI NP	Controle	
Máxima extensão*§	MD	-9,2	-8,6	-9,8	-0,9	-0,04	-8,4
	DP	2,5	2,8	4,2	4,8	6,3	3,9
Amplitude de extensão*§	MD	25,3	33,9	28,1	22,9	27,3	24,2
	DP	4,3	4,9	5,1	5,7	8,6	4,4
Amplitude de flexão*§	MD	30,4	36,6	30,4	17,9	24,3	21,6
	DP	4,9	4,7	3,5	4,8	8,6	3,6

MI P = membro inferior parético; MI NP = membro inferior não parético. MD = média; DP = desvio padrão. * indica efeito principal de direção; § indica efeito principal de MMII. Efeitos simples podem ser conferidos no texto.

4.3.4 Ângulos segmentares de coxa e tronco

Novamente, para uma melhor compreensão do padrão de movimento durante o AT na velocidade controlada, optou-se por apresentar primeiramente o AT não patológico dos indivíduos controles. Na figura 19 está apresentado o comportamento do ângulo segmentar de tronco bem como o deslocamento do ângulo segmentar de coxa durante o ciclo da passada em velocidade controlada nos indivíduos controles. As figuras 20 e 21 ilustram o comportamento destas mesmas variáveis durante o AF e AT no MI parético e MI não parético dos indivíduos com hemiparesia.

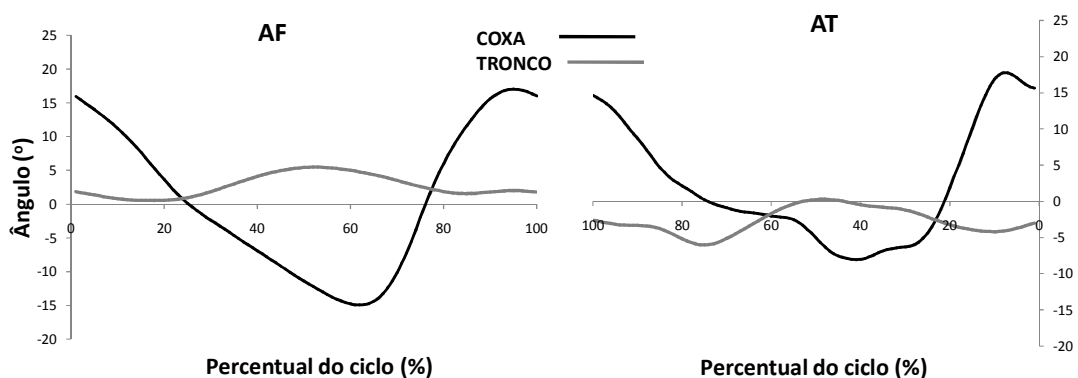


Figura 19. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos controles durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT). Nota: Valores positivos indicam deslocamento anterior em relação a linha vertical e negativos deslocamento posterior.

Nos indivíduos controles, durante o AF, o tronco esteve em uma posição vertical saindo de valores próximos de zero, apresentando uma leve inclinação anterior no plano sagital na fase de apoio médio, voltando aos valores iniciais a partir do pré-balanço. No AT,

os indivíduos apresentaram uma leve extensão de tronco no momento da retirada do pé da esteira, no início do balanço, seguindo para valores próximos de zero durante o apoio médio e retornando a estender ao final do ciclo.

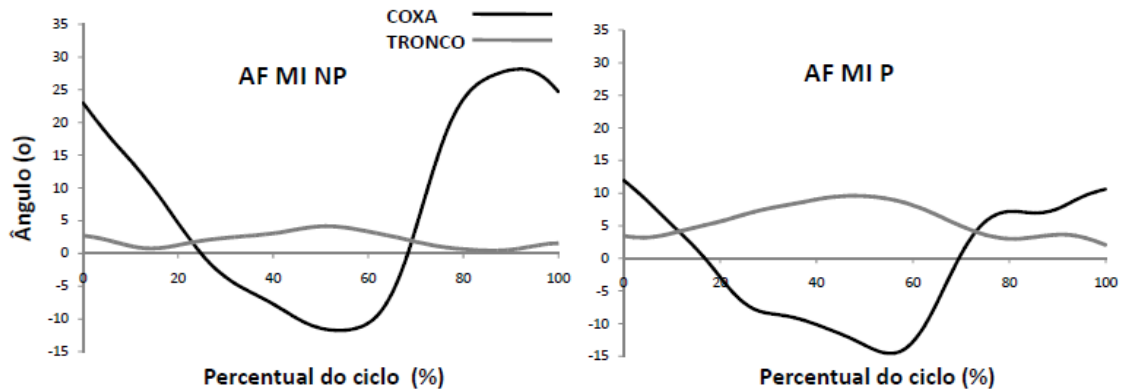


Figura 20. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos com hemiparesia do membro inferior parético (MI P), e não parético (MI NP), durante o andar para frente (AF). Nota: Valores positivos indicam deslocamento anterior em relação à linha vertical e negativos deslocamento posterior.

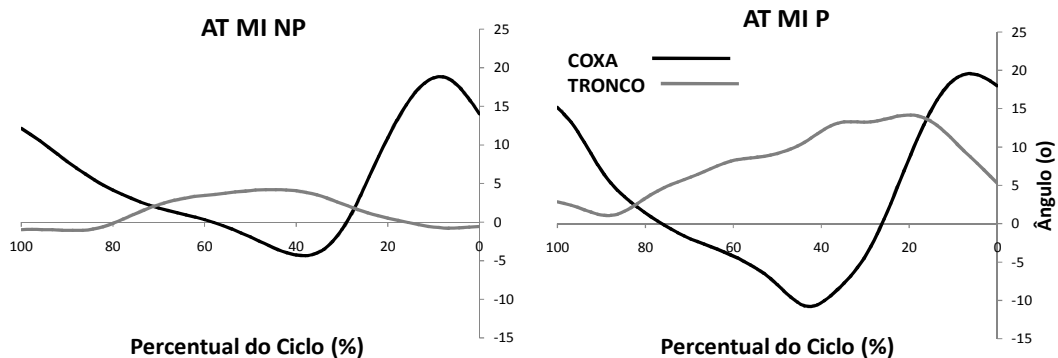


Figura 21. Média dos ângulos segmentares coxa e tronco dos indivíduos com hemiparesia do membro inferior parético (MI P), e não parético (MI NP), durante o andar para trás (AT). Nota: Valores positivos indicam deslocamento anterior em relação a linha vertical e negativos deslocamento posterior. A direção na curva do AT apresenta-se invertida no eixo X, para facilitar a comparação.

Nos indivíduos com hemiparesia, o comportamento da maioria seguiu uma tendência a apresentar uma maior inclinação anterior de tronco no lado parético, tanto no AF como no AT. No AF, é perceptível que a extensão articular do quadril sofreu influência do segmento tronco, que realizou movimento compensatório deslocando-se anteriormente no plano sagital. Analisando o deslocamento do ângulo de coxa, que não considera o movimento do tronco, somente do segmento coxa as curvas são semelhantes. No AT observa-se que o MI não parético apresentou menos extensão de coxa.

Foi comparada a máxima extensão do ângulo de coxa com a máxima extensão do ângulo articular de quadril, para verificar a influência do movimento do tronco do deslocamento do quadril. Foi observada uma maior extensão da coxa durante o AT no MI parético ($t(9)=-4,65$; $p=0,001$) e MI não parético ($t(9)=-3$ $p=0,01$), não havendo diferenças significativas para o grupo controle no AT. No AF, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para os dois grupos, sendo então observada maior extensão de coxa em comparação a extensão articular de quadril no MI parético ($t(9)=-10,24$; $p<0,001$), não parético ($t(9)=-3,27$; $p=0,01$) e controle ($t(9)=-4,51$; $p=0,001$).

Com relação a máxima extensão do ângulo de coxa, a ANOVA fatorial mostrou efeito principal de direção ($F_{(1,27)}=82,44$; $p\leq 0,001$), sendo estes valores maiores no AF. Também foi observado efeito principal de MMII ($F_{(2,27)}=4,53$; $p=0,02$) e o teste *post hoc* indica que o MI parético apresentou maior extensão de coxa em relação ao MI não parético ($p=0,02$).

O valor angular do tronco no instante da máxima extensão de coxa não exibiu efeito principal de direção, mas sim de MMII, ($F_{(2,27)}=4,53$; $p=0,02$), com interação entre direção e MMII ($F_{(2,27)}=9,9$; $p=0,001$). Investigando os efeitos simples foi possível verificar que somente nos indivíduos controles o valor angular do tronco no momento da máxima extensão de coxa foi diferente entre o AF e o AT ($t_9=-4,88$; $p=0,001$), sendo que no AT os indivíduos apresentaram uma menor deslocamento anterior de tronco. A ANOVA *one way* não evidenciou diferenças entre os MMII durante o AF. Durante o AT, o deslocamento anterior do tronco no lado parético foi maior comparativamente ao MI não parético ($p=0,01$) e o MI controle ($p<0,001$).

Tabela 6. Média e desvio padrão das variáveis de ângulo segmentar de coxa e tronco do MI parético, MI não parético e MI do grupo controle durante o AF e AT em velocidade controlada.

Variável		ANDAR PARA FRENTE			ANDAR PARA TRÁS		
		MI P	MI NP	Controle	MI P	MI NP	Controle
Máxima extensão de coxa	MD	-17,0	-12,9	-15,5	-10,2	-4,1	-7,4
	DP	3,4	4,4	3,6	6,0	5,9	2,6
Ângulo do tronco no momento da máxima extensão de coxa	MD	7,9	5,7	5,6	11,0	4,4	-0,2
	DP	2,4	3,1	3,8	7,2	3,4	2,0

MI P = membro inferior parético; MI NP = membro inferior não parético. MD = média; DP = desvio padrão.

4.4 EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O MI CONTROLE, MI PARÉTICO E MI NÃO PARÉTICO DURANTE O AT

4.4.1 Variáveis espaço-temporais

Novamente, optou-se por apresentar primeiramente os resultados dos indivíduos controles, a fim de caracterizar o comportamento do AT sem alterações neurológicas.

Membro inferior controle

No MI controle, foram observadas diferenças significativas no comprimento da passada ($F_{(2,18)}= 10,23$; $p<0,001$), sendo que as diferenças foram entre a velocidade de 0,2 m/s e a velocidade máxima ($p=0,005$) e entre 0,3 m/s ($p=0,02$). Também foram observadas diferenças para a duração $F_{(2,18)}= 27,52$; $p=0,001$), velocidade ($F_{(1,9)}= 50,34$; $p<0,001$), frequência da passada ($F_{(1,10)}=26,7$; $p<0,001$) e o comprimento do passo ($F_{(2,18)}= 30,06$; $p<0,001$) entre as três velocidades, e comparações aos pares mostraram que estas variáveis apresentaram valores maiores com o incremento da velocidade, sendo que todas as velocidades diferem entre si ($p<0,05$ para todas as comparações aos pares).

Da mesma forma, foi observado efeito da velocidade para a duração do balanço ($F_{(1,10)}= 26,34$; $p<0,001$), duração do apoio simples ($F_{(1,11)}= 54,48$; $p<0,001$), duração do duplo apoio ($F_{(1,10)}=46,18$; $p<0,001$) e duração do apoio total ($F_{(1,11)}= 35,5$; $p<0,001$). As comparações aos pares para estas variáveis revelaram que todas foram diferentes entre as três velocidades ($p<0,01$ para todas as comparações aos pares), sendo que as diferenças foram um aumento na duração do balanço e do apoio simples e uma diminuição na duração do duplo apoio e apoio total com o aumento da velocidade.

Tabela 7. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Comprimento da passada (m)	MD	0,40	0,46 ‡	0,50 §
	DP	0,07	0,06	0,08
Comprimento do passo (m)	MD	0,26	0,32 ‡	0,40 *§
	DP	0,04	0,04	0,07
Duração passada (s)	MD	2,66	2,23 ‡	1,54 *§
	DP	0,50	0,31	0,31
Velocidade da passada (m/s)	MD	0,15	0,21 ‡	0,34 *§
	DP	0,01	0,01	0,07
Frequência da passada (passadas/min)	MD	23,01	27,69 ‡	40,76 *§
	DP	5,08	4,46	7,58
Duração do balanço (%)	MD	19,96	23,74 ‡	29,41 *§
	DP	7,02	8,37	11,24
Duração do apoio simples (%)	MD	23,61	28,52 ‡	34,63 *§
	DP	4,55	4,63	5,14
Duração do duplo apoio (%)	MD	54,14	44,54 ‡	32,91 *§
	DP	5,66	6,70	9,41
Duração do apoio total (%)	MD	77,68	73,06 ‡	67,54 *§
	DP	2,07	3,03	4,83

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s; ‡ indica diferença entre a velocidade de 0,2 e 0,3 m/s.

Membro inferior parético

A tabela 8 apresenta os resultados de média e desvio padrão para as variáveis espaço-temporais do MI parético durante o AT nas diferentes velocidades analisadas. Foram observadas diferenças significativas no comprimento ($F_{(2,18)}=22,18$; $p<0,001$), duração ($F_{(1,9)}=13,41$; $p=0,005$) e velocidade da passada ($F_{(2,18)}= 35,78$; $p<0,001$) entre as três velocidades, e comparações aos pares apontaram que estas três variáveis apresentaram valores maiores com o incremento da velocidade, sendo que todas as velocidades diferiram entre si ($p<0,05$ para todas as comparações aos pares). Da mesma forma, a ANOVA de medidas repetidas revelou que o comprimento do passo foi diferente entre as três velocidades ($F_{(2,18)}= 22,65$; $p<0,001$), e as comparações aos pares revelaram que o comprimento do passo na velocidade máxima foi maior comparativamente a velocidade de 0,2 m/s ($p<0,001$) e a velocidade de 0,3 m/s ($p=0,001$). A frequência da passada apresentou efeito da velocidade ($F_{(1,10)}=43,96$; $p<0,001$), e as comparações aos pares mostraram que a velocidade máxima foi diferente da velocidade baixa e controlada ($p<0,001$ para ambos), e na velocidade controlada a frequência da passada foi maior do que na velocidade baixa ($p=0,002$).

A duração relativa do balanço foi diferente entre as três velocidades estudadas ($F_{(1,11)}=32,105$; $p<0,001$), e as comparações ao pares mostraram que quanto maior a velocidade, maior a duração relativa do balanço, sendo que todas as velocidades foram diferentes entre si ($p<0,05$ para todas as comparações). O efeito da velocidade foi também observado em relação ao apoio simples ($F_{(2,18)}=56,8$; $p<0,001$) e a duração do duplo apoio ($F_{(2,18)}=74,45$; $p<0,001$) as comparações ao pares mostram que a velocidade máxima foi diferente da velocidade de 0,2 m/s e controlada, e na velocidade controlada o apoio simples e o duplo apoio duraram menos tempo comparativamente a velocidade de 0,2 m/s ($p<0,05$ para todas as comparações aos pares).

Quanto a duração relativa do apoio total, esta também apresentou diferença significativa entre as três velocidades estudadas ($F_{(2,18)}=27,35$; $p<0,001$), e as comparações ao pares mostram que na velocidade máxima o apoio total foi menor que na velocidade de 0,2 m/s e controlada ($p=0,001$ para ambos), não havendo diferenças entre a velocidade controlada e a velocidade de 0,2 m/s.

Tabela 8. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Comprimento da passada (m)	MD	0,37	0,43 ‡	0,49 *§
	DP	0,13	0,11	0,12
Comprimento do passo (m)	MD	0,27	0,29	0,37 *§
	DP	0,10	0,09	0,11
Duração passada (s)	MD	2,87	2,19 ‡	1,42 *§
	DP	1,22	0,55	0,12
Velocidade da passada (m/s)	MD	0,15	0,21 ‡	0,34 *§
	DP	0,02	0,02	0,09
Frequência da passada (passadas/min)	MD	25,60	30,22 ‡	41,96 *§
	DP	6,11	5,49	3,98
Duração do balanço (%)	MD	28,93	30,80‡	37,01*§
	DP	4,04	2,79	2,99
Duração do apoio simples (%)	MD	21,66	24,69‡	28,55*§
	DP	4,29	3,30	4,20
Duração do duplo apoio (%)	MD	49,35	45,17‡	34,81*§
	DP	3,39	2,53	4,69
Duração do apoio total (%)	MD	70,71	69,40	62,99*§
	DP	4,52	2,51	2,99

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s; ‡ indica diferença entre a velocidade de 0,2 e 0,3 m/s.

Membro inferior não parético

No MI não parético, foi observado comportamento semelhante ao MI parético para as variáveis espaço-temporais. Foram observadas diferenças significativas no comprimento ($F_{(2,18)}= 35,6$; $p<0,001$), duração ($F_{(1,9)}=19,21$; $p=0,001$), velocidade ($F_{(1,9)}=52,9$; $p<0,001$) e frequência da passada ($F_{(2,11)}=48,58$; $p<0,001$) e no comprimento do passo ($F_{(2,18)}=36,7$; $p<0,001$) entre as três velocidades, e comparações posteriores aos pares mostraram que estas variáveis apresentaram valores maiores com o incremento da velocidade, sendo que todas as velocidades diferiram entre si ($p<0,05$ para todas as comparações aos pares).

A duração relativa do balanço foi diferente entre as três velocidades estudadas ($F_{(2,18)}= 30,83$; $p<0,001$), e as comparações aos pares mostraram que na velocidade máxima a duração do balanço foi maior comparativamente a velocidade de 0,2 m/s e 0,3 m/s ($p=0,001$ para ambos), não havendo diferenças entre as velocidades de 0,2 m/s e 0,3 m/s. O mesmo comportamento foi observado para o apoio simples ($F_{(2,18)}= 9,77$; $p=0,001$), o duplo apoio ($F_{(2,18)}= 25$ $p<0,001$), e a duração do apoio total, ($F_{(2,18)}=30,83$; $p<0,001$), que mostraram ser diferente entre as três velocidades, e as comparações aos pares mostram que estas variáveis se comportaram de forma diferente somente entre a velocidade máxima e as demais velocidades, sem diferenças entre as velocidade de 0,2 m/s e 0,3 m/s ($p<0,05$ para as comparações aos pares).

Tabela 9. Média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais do ciclo da marcha comparando o membro inferior não parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Comprimento da passada (m)	MD	0,43	0,46 ‡	0,57 *§
	DP	0,13	0,10	0,11
Comprimento do passo (m)	MD	0,24	0,30 ‡	0,41 *§
	DP	0,09	0,08	0,12
Duração passada (s)	MD	2,79	2,16 ‡	1,51 *§
	DP	0,92	0,53	0,17
Velocidade da passada (m/s)	MD	0,15	0,22 ‡	0,35 *§
	DP	0,01	0,02	0,07
Frequência da passada (passadas/min)	MD	25,24	30,63 ‡	40,21 *§
	DP	5,57	5,27	4,43
Duração do balanço (%)	MD	22,72	24,37 ‡	29,36 *§
	DP	4,20	3,13	4,99
Duração do apoio simples (%)	MD	29,64	31,56	35,76 *§
	DP	4,74	4,72	3,93
Duração do duplo apoio (%)	MD	47,70	43,41	34,51 *§
	DP	5,24	3,46	6,51
Duração do apoio total (%)	MD	77,28	75,63	70,64 *§
	DP	4,20	3,13	4,99

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s; ‡ indica diferença entre a velocidade de 0,2 e 0,3 m/s.

4.4.2 Variáveis angulares de joelho e quadril

MI controle

No MI controle, foi observado efeito da velocidade sobre a máxima flexão de joelho ($F_{(2,18)}= 19,84$; $p<0,001$) e amplitude de flexão de joelho ($F_{(2,18)}= 32,74$; $p<0,001$), e as comparações aos pares revelaram que estas variáveis aumentaram com o incremento da velocidade, sendo que houve diferença estatística ($p<0,01$ para todas as comparações aos pares). O valor no início do ciclo da marcha também mostrou efeito da velocidade ($F_{(2,18)}=6,2$; $p=0,009$), no entanto, as comparações aos pares revelaram que, na velocidade mais lenta, esta variável foi maior comparada as demais velocidades ($p<0,05$ para as comparações aos pares). Não foi observado efeito da velocidade para as variáveis angulares de quadril.

Tabela 10. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
JOELHO				
Pico de flexão (balanço)	MD	35,4	40,0 ‡	44,1 *§
	DP	8,7	8,1	5,7
Máxima extensão (apoio)	MD	0,0	-0,6	0,2
	DP	1,5	0,9	1,9
Amplitude de flexão	MD	27,9	35,6 ‡	40,3 *§
	DP	6,1	5,4	3,9
Valor angular no início do ciclo da marcha	MD	8,56	4,42 ‡	3,84 §
	DP	6,78	3,63	3,30
QUADRIL				
Máxima extensão	MD	-7,5	-8,4	-6,7
	DP	5,5	3,9	7,3
Amplitude de extensão	MD	22,5	24,2	24,8
	DP	4,4	4,4	5,8
Amplitude de flexão	MD	20,6	21,6	21,0
	DP	4,1	3,6	5,0

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s; ‡ indica diferença entre a velocidade de 0,2 e 0,3 m/s.

Membro inferior parético

A ANOVA de medidas repetidas não revelou diferenças nos valores do pico de flexão de joelho, na amplitude de flexão de joelho e no valor de máxima extensão de joelho durante o apoio do AT no MI parético entre as três velocidades.

A ANOVA mostrou efeito da velocidade sobre o valor angular do joelho no início do ciclo da marcha ($F_{(2,18)} = 3,92$; $p=0,04$), no entanto, as comparações aos pares demonstraram não haver diferenças entre as velocidades ($p>0,05$ para todas as comparações).

Em relação às variáveis angulares do quadril, não foram encontradas diferenças significativas para a amplitude de extensão e flexão do quadril entre as velocidades, sendo que somente a máxima extensão de quadril apresentou efeito da velocidade ($F_{(1,11)} = 4,5$; $p=0,04$). As comparações aos pares mostraram que na velocidade de 0,3 m/s foi observada maior extensão do quadril comparativamente a velocidade máxima ($p=0,04$).

Tabela 11. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
JOELHO				
Pico de flexão (balanço)	MD	33,1	32,1	34,5
	DP	11,5	11,4	11,7
Máxima extensão (apoio)	MD	-4,5	-4,6	-4,4
	DP	4,9	5,4	4,7
Amplitude de flexão	MD	28,2	29,6	32,8
	DP	13,3	11,3	11,1
Valor angular no início do ciclo da marcha	MD	5,0	3,5	2,2
	DP	4,2	2,7	3,2
QUADRIL				
Máxima extensão	MD	-1,1	-0,9	3,2 *§
	DP	4,0	4,8	6,0
Amplitude de extensão	MD	23,4	22,9	23,0
	DP	7,3	5,7	6,9
Amplitude de flexão	MD	17,9	17,9	17,0
	DP	5,5	4,8	7,2

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s.

Membro inferior não parético

Quanto ao MI não parético, a ANOVA de medidas repetidas não revelou diferenças nos valores do pico de flexão de joelho no balanço e no valor de máxima extensão de joelho durante o apoio do AT entre as três velocidades.

A ANOVA mostrou efeito da velocidade sobre o valor angular do joelho no início do ciclo da marcha ($F_{(2,18)}=11,3$; $p=0,001$), e as comparações aos pares demonstraram que na velocidade máxima, esta variável foi maior comparativamente a velocidade de 0,2 m/s ($p=0,01$) e 0,3 m/s ($p=0,03$). Da mesma forma, a amplitude de flexão de joelho mostrou apresentar efeito da velocidade ($F_{(2,18)}= 8,02$; $p=0,003$), sendo que a velocidade máxima mostrou apresentar maior amplitude de flexão de joelho comparativamente a velocidade de 0,3 ($p=0,005$).

Quanto às variáveis angulares do quadril, não foram encontradas diferenças significativas para a máxima extensão de quadril, amplitude de extensão e flexão do quadril entre as velocidades.

Tabela 12. Média e desvio padrão das variáveis angulares de joelho e quadril do ciclo da marcha comparando o membro inferior não parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

ANDAR PARA TRÁS				
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
JOELHO				
Pico de flexão (balanço)	MD	50,8	49,0	48,5
	DP	11,9	9,4	9,1
Máxima extensão (apoio)	MD	2,6	3,0	2,2
	DP	2,5	2,8	3,2
Amplitude de flexão	MD	36,5	40,7	45,4 §
	DP	11,3	7,3	9,4
Valor angular no início do ciclo da marcha	MD	14,3	10,6	5,1 *§
	DP	9,7	6,6	4,9
QUADRIL				
Máxima extensão	MD	-0,4	0,0	-0,9
	DP	5,9	6,3	7,2
Amplitude de extensão	MD	26,1	27,3	28,5
	DP	8,7	8,6	7,7
Amplitude de flexão	MD	23,0	24,3	25,5
	DP	7,2	8,6	7,5

MD = média; DP = desvio padrão. AT= andar para trás. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s; § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s.

4.4.3 Ângulos segmentares de coxa e tronco

MI controle

Em relação ao ângulo de tronco no instante da máxima extensão de coxa, foi encontrado efeito da velocidade ($F_{(2,18)}=5,72$; $p=0,01$), e de acordo com as comparações aos pares, na velocidade máxima, o tronco apresentou maior extensão comparativamente às demais velocidades ($p<0,05$ para as comparações aos pares). Não foram encontradas diferenças significativas para as demais variáveis estudadas entre as três velocidades para o MI controle.

Tabela 13. Média e desvio padrão das variáveis angulares de coxa e tronco comparando o membro inferior controle durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Máxima extensão de coxa	MD	-7,20	-7,40	-4,61
	DP	3,12	2,61	5,86
Ângulo do tronco no instante da máxima extensão de coxa	MD	0,51	-0,17	-1,77 *§
	DP	3,23	2,01	2,15

MD = média; DP = desvio padrão. * indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,3 m/s, § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s.

MI parético

A ANOVA mostrou efeito da velocidade sobre o ângulo de tronco no momento da máxima extensão de coxa ($F_{(2,18)}=7,51$; $p=0,004$) e as comparações aos pares mostraram que na velocidade máxima esta variável foi maior comparativamente a velocidade de 0,2 m/s ($p=0,02$). Em relação a máxima extensão do ângulo de coxa, não foram encontradas diferenças entre velocidades.

Tabela 14. Média e desvio padrão das variáveis angulares de coxa e tronco comparando o membro inferior parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Máxima extensão de coxa	MD	-9,9	-10,2	-9,54
	DP	6,5	6,0	7,33
Ângulo do tronco no instante da máxima extensão de coxa	MD	9,86	11,04	14,43 §
	DP	7,22	7,20	7,14

MD = média; DP = desvio padrão. § indica diferença entre a velocidade máxima e velocidade 0,2 m/s.

MI não parético

Não foram observadas diferenças entre as velocidades para nenhuma das variáveis de ângulo segmentar no membro inferior não parético.

Tabela 15. Média e desvio padrão das variáveis angulares segmentar de coxa e tronco comparando o membro inferior não parético durante o andar para trás nas três velocidades analisadas.

		ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
Máxima extensão de coxa	MD	-4,66	-4,10	-5,17
	DP	4,92	5,93	6,50
Ângulo do tronco no momento da máxima extensão de coxa	MD	5,14	4,42	4,81
	DP	4,15	3,42	5,10

MD = média; DP = desvio padrão

4.5 COMPARAÇÃO DOS ÍNDICES DE SIMETRIA ENTRE O AF E AT DO GRUPO COM HEMIPARESIA ENTRE AS DIFERENTES VELOCIDADES

Não foram observados efeitos de direção e velocidade para os índices de simetria da duração do balanço, duração do apoio simples, duração do duplo apoio e duração do apoio total. Da mesma forma, também não foram observados efeitos de direção e velocidade para os índices de simetria das demais variáveis espaço-temporais.

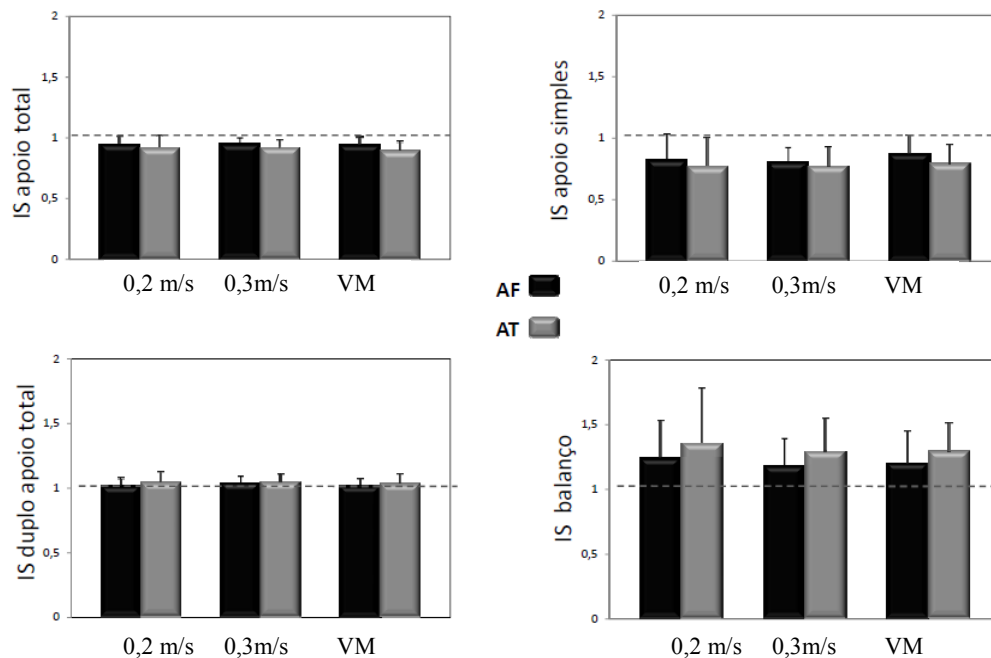


Figura 22. Média e desvio padrão do índice de simetria da duração do balanço, duração do duplo apoio, duração do apoio simples e duração do apoio total nas três diferentes velocidades. VM=velocidade máxima.

Tabela 16. Média e desvio padrão do índice de simetria das variáveis espaço-temporais do estudo nas três diferentes velocidades.

Variável		ANDAR PARA FRENTE			ANDAR PARA TRÁS		
		0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT	0,2 m/s	0,3 m/s	Velocidade máxima do AT
IS frequência passada	MD	0,99	0,97	1,02	1,02	0,99	1,00
	DP	0,09	0,07	0,06	0,15	0,08	0,08
IS comprimento da passo	MD	1,14	1,13	1,08	1,18	1,00	0,95
	DP	0,33	0,40	0,21	0,48	0,36	0,23
IS comprimento da passada	MD	1,00	0,98	0,94	0,95	0,98	0,91
	DP	0,14	0,10	0,09	0,14	0,13	0,13
IS velocidade da passada	MD	0,97	0,96	0,95	0,98	0,97	0,96
	DP	0,09	0,08	0,10	0,12	0,12	0,10
IS duração da passada	MD	1,02	1,02	1,00	1,01	1,02	0,95
	DP	0,09	0,08	0,03	0,13	0,08	0,06

IS = índice de simetria; MD = média; DP = desvio padrão.

4.6 COMPARAÇÃO DA FC E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE O AF E AT NAS DIFERENTES SITUAÇÕES DE VELOCIDADE DA ESTEIRA

Grupo controle

Dos oito indivíduos considerados para o grupo controle, quatro estavam fazendo uso de beta-bloqueadores. Neste grupo, a FC foi maior durante o AT comparativamente ao AF ($F_{(1,9)}=16,76$; $p=0,03$), e mostrou ser diferente entre as velocidades ($F_{(1,9)}=12,77$; $p=0,005$), não sendo verificada interação entre direção e velocidade da esteira. As comparações aos pares mostraram que a FC aumentou com o aumento da velocidade da esteira ($p<0,01$ para todas as comparações aos pares).

A percepção de esforço subjetiva (PES) avaliada no grupo controle, da mesma forma, mostrou ser diferente entre as direções ($F_{(1,9)}=18,78$; $p<0,002$) e velocidades ($F_{(1,10)}=15,63$; $p=0,002$), havendo interação entre direção e velocidade ($F_{(1,11)}=6,4$; $p=0,02$). Dada a interação, foram verificados os efeitos simples, onde foi observado que velocidade máxima a percepção de esforço subjetiva foi maior no AT ($t_{(9)}=-3,35$; $p=0,008$), sem diferenças para as demais velocidades entre as direções. Apesar dos resultados da ANOVA *one way* mostrarem efeito principal de velocidade no AF, ($F_{(1,9)} = 7,5$; $p= 0,02$), as comparações aos pares não revelaram diferenças entre as velocidades. No AT, foi evidenciado efeito principal da velocidade ($F_{(1,10)}=13,5$; $p=0,003$), e as comparações aos pares mostraram que, na velocidade

máxima, a PES foi maior em relação as demais velocidades ($p < 0,01$ para ambas comparações).

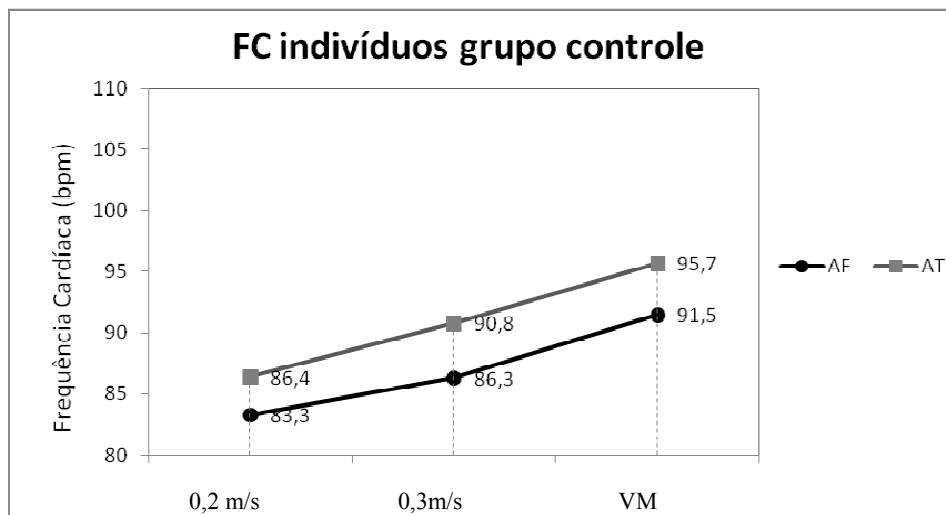


Figura 23. Média da frequência cardíaca observada no grupo controle durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas. VM=velocidade máxima.

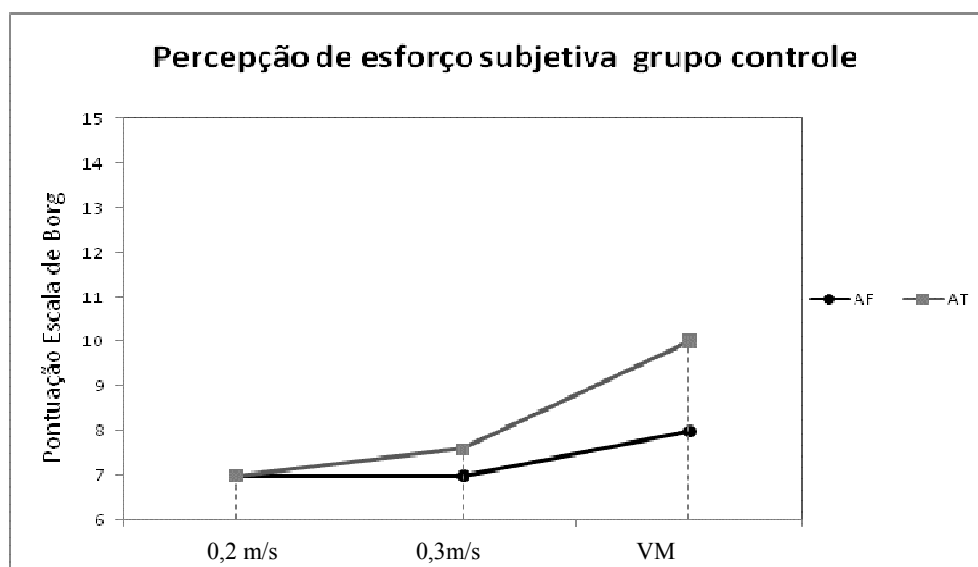


Figura 24. Média da percepção de esforço subjetiva observada no grupo controle durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas. VM=velocidade máxima.

Grupo com hemiparesia

Dos dez indivíduos considerados para o grupo controle, quatro estavam fazendo uso de beta-bloqueadores. Diferenças significativas puderam ser observadas no comportamento da FC entre as diferentes direções ($F_{(1,9)}=28,324$; $p < 0,001$), e entre as três velocidades da esteira

($F_{(2,18)}=42,156$; $p<0,001$), verificando-se, ainda, uma interação entre direção e velocidade da esteira ($F_{(2,12)}=13,390$; $p<0,001$). No AT, a FC foi maior comparativamente ao AF, e as comparações aos pares revelaram que a FC foi aumentando com o incremento da velocidade, sendo esta maior na velocidade máxima comparada a 0,3 m/s ($p=0,003$) e a 0,2 m/s ($p<0,001$), estas duas últimas também foram diferentes entre si ($p<0,001$). Como foram encontradas interações significativas, foi investigada adicionalmente as diferenças na FC entre direção em todas as velocidades com testes t pareado, e foi constatado que no AT a FC esteve mais elevada para todas as velocidades ($t_{(9)}=-4,46$; $p=0,02$ para 0,7 km/h; $t_{(9)}=-5,12$; $p=0,001$ para 0,3 m/s; $t_{(9)}=-4,8$; $p=0,001$ para a velocidade máxima).

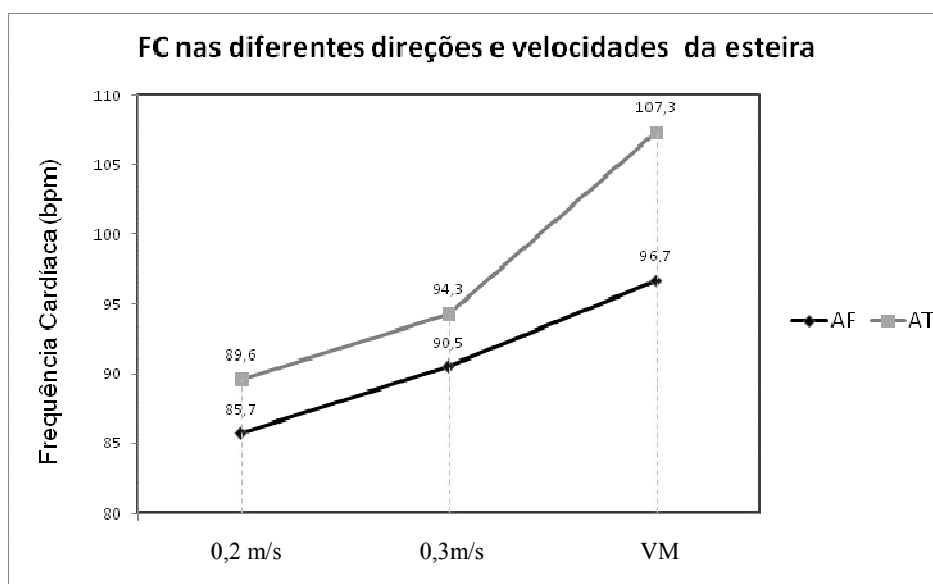


Figura 25. Média da frequência cardíaca observada no grupo com hemiparesia durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas. VM=velocidade máxima.

A PES avaliada pela escala de Borg também mostrou ser diferente entre as direções ($F_{(1,9)}=36$; $p<0,001$) e entre as velocidades da esteira ($F_{(2,18)}=50$; $p<0,001$), sendo também verificada uma interação entre direção e velocidade da esteira ($F_{(2,18)}=14,21$; $p<0,001$). Na verificação dos efeitos simples, foi constatado que somente da velocidade máxima o esforço percebido foi maior no AT ($t_{(9)}=-6,01$; $p<0,001$). No AT, a PES teve um efeito principal da velocidade ($F_{(2,18)}=71,24$; $p<0,001$), com comparações aos pares mostrando que em todas as velocidades deferiram entre si quanto ao esforço percebido ($p<0,001$ para todas comparações). No AF, também foi verificado efeito da velocidade ($F_{(1,11)}=8,6$; $p=0,02$), sendo o esforço percebido maior na velocidade máxima em comparação a velocidade de 0,7 km/h ($p=0,02$).

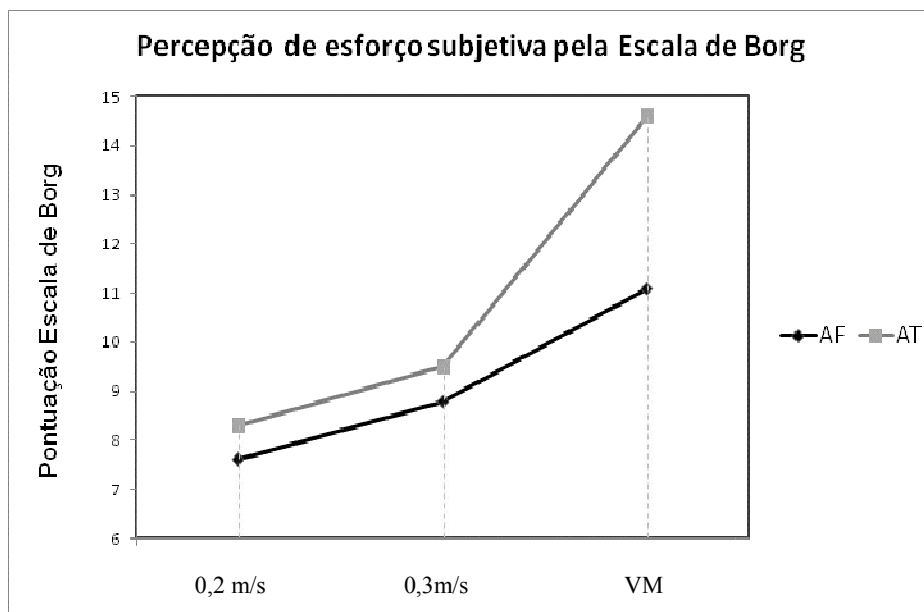


Figura 26. Média da Percepção de esforço subjetiva observada no grupo com hemiparesia durante o andar para frente (AF) e andar para trás (AT) nas três velocidades analisadas. VM=velocidade máxima.

Comparando-se as variáveis de percepção de esforço subjetiva e FC entre os grupos durante o AT, foi observado que a percepção de esforço subjetiva foi maior no grupo com hemiparesia em relação ao grupo controle em todas as velocidades ($t_{(18)} = 3,5$, $p = 0,002$ para a velocidade 0,2 m/s; $t_{(18)} = 3,8$, $p = 0,001$ para a velocidade 0,3 m/s e $t_{(18)} = 6,2$, $p < 0,001$ para a velocidade máxima). A FC, no entanto, não apresentou diferença estatística entre os grupos para uma mesma velocidade da marcha durante o AT.

5 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo avaliar e comparar o padrão da marcha na esteira entre o AT e AF em velocidade controlada, correspondendo a média da velocidade confortável de um grupo de indivíduos com hemiparesia no AT no solo, além de verificar os efeitos da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor durante o AT. Além disso, buscou-se verificar as diferenças encontradas nas variáveis FC e percepção de esforço subjetiva (PES) nas diferentes direções do andar em três velocidades.

Para facilitar a discussão do estudo, esta foi dividida em três etapas. Inicialmente são discutidos os achados da comparação do andar para frente e andar para trás em velocidade controlada (0,3 m/s), seguidos da discussão sobre os efeitos da velocidade da esteira sobre a marcha para trás, onde são discutidos os resultados referentes às variáveis cinemáticas e índices de simetria e, posteriormente, FC e PES. Finalmente, considerando todos estes aspectos, é discutida a utilização da tarefa de AT em esteira como um recurso alternativo na prática clínica e complemento de outros procedimentos fisioterapêuticos na reeducação da marcha após o AVE, com a finalidade de facilitar a locomoção, a recuperação da marcha e melhora da aptidão cardiopulmonar na reabilitação de indivíduos com hemiparesia.

COMPARAÇÃO ENTRE O AF E AT EM VELOCIDADE CONTROLADA

Indivíduos com hemiparesia caminham de forma mais lenta em comparação a indivíduos controles de mesmo sexo e idade (VON SCHROEDER *et al.*, 1995). Além disso, a velocidade confortável do AT em solo tanto de indivíduos saudáveis (MORAES; MAUBERG DE CASTRO, 2001; LAUFER, 2005) quanto de indivíduos com hemiparesia (HERBER, 2009) é inferior a velocidade do AF. Com o intuito de melhor diferenciar os efeitos da patologia, bem como da direção, este estudo comparou indivíduos com hemiparesia e indivíduos controles caminhando nas duas direções (frente e trás) em velocidade controlada. A velocidade controlada foi definida com base no estudo de Herber (2009), que encontrou uma média de 0,3 m/s (~1,1 km/h) na marcha para trás em solo de um grupo de indivíduos

com hemiparesia. A percepção de esforço subjetiva durante o AT em velocidade controlada foi considerada fácil para a maioria dos indivíduos, enquanto o AF nesta mesma velocidade foi considerado muito fácil para a maioria dos participantes.

No AT do grupo com hemiparesia, algumas características da marcha mantiveram-se preservadas quando comparadas ao AF, dentre elas o comprimento, duração, velocidade e frequência da passada. Estas variáveis mostraram ser semelhantes entre as direções, e também entre os MMII, inclusive sem diferenças em relação ao grupo controle. No AF em indivíduos com hemiparesia em esteira, Chen *et al.* (2005) relataram que em velocidade controlada não foram encontradas diferenças entre MMII parético, não parético e controle para a cadência, comprimento e duração da passada, indicando que as diferenças nestas variáveis em indivíduos com hemiparesia em relação a indivíduos saudáveis estão relacionadas a velocidade de marcha.

Em estudos prévios comparando o AT e o AF no solo em indivíduos idosos sem distúrbios neurológicos, foi observado que no AT de idosos houve uma maior duração e menor comprimento da passada, sem diferenças para a frequência da passada entre o AF e AT (MORAES; MAUBERG de CASTRO, 2001). No mesmo estudo, nos indivíduos jovens, a duração da passada foi menor no AT. Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998) estudaram as diferenças entre o AF e AT no solo em indivíduos saudáveis com média de idade de 31 anos, em velocidade preferencial, variando de 0,4 a 1m/s e os autores relataram menor duração da passada no AT em comparação ao AF ($1,36 \pm 0,39$ s e $1,42 \pm 0,52$ s, respectivamente). Laufer (2005) encontrou menor comprimento da passada no AT de idosos comparativamente ao AF. O estudo de Herber (2009) com indivíduos com hemiparesia que realizaram o AT no solo mostrou que o comprimento da passada e a velocidade da passada foram menores no AT, enquanto a duração da passada foi maior no AT comparativamente ao AF. Considerando que no presente estudo, em velocidade controlada, tanto os indivíduos com hemiparesia como indivíduos controles não mostraram diferenças para o comprimento, velocidade, duração e frequência da passada entre as direções, é provável que em estudos prévios estas variáveis tenham sofrido a influência da velocidade da passada, que foi menor no AT, e desta forma, apresentaram comportamento diferente entre as direções.

No presente estudo, mesmo em velocidade controlada, o comprimento do passo mostrou ser menor no AT comparativamente ao AF. Este resultado coincide com o estudo de Grasso Bianchi e Lacquantini (1998), que também encontraram menor comprimento do passo no AT, ao comparar o AF e AT em velocidades semelhantes. De acordo com Laufer (2005), passos curtos são característicos de idosos ao AT, e esta característica pode ser um fator que

contribuiu para um aumento no risco de quedas na população idosa. Da mesma forma, Thortensson (1986) e Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987) comparando o AF e AT em velocidade controlada na esteira encontraram um comprimento do passo menor no AT.

Consistente com os resultados de Chen *et al.* (2005) no AF em esteira em velocidade controlada, nossos resultados não mostraram diferenças significativas entre o MI P, MI NP e controle. Chen *et al.* (2005) salientaram que o comportamento em relação ao comprimento do passo em seu estudo foi inconsistente, sendo que alguns indivíduos com hemiparesia apresentaram menor e outros maior comprimento do passo no lado parético. Da mesma forma, no presente estudo o comprimento do passo não foi consistente em relação aos membros inferiores do grupo com hemiparesia tanto no AF como no AT. No AT, metade dos indivíduos apresentou maior comprimento do passo do MI parético e a outra metade do MI não parético. No AF, seis dos indivíduos apresentaram maior comprimento do passo com o MI não parético e quatro com o MI parético.

Em relação à organização temporal da passada, não foram observados efeitos de direção tanto para a duração relativa do balanço como para o apoio total, indicando que quando a velocidade é a mesma, estas variáveis permanecem constantes nas diferentes direções. O presente estudo concorda com os resultados de Thortensson (1986) em indivíduos saudáveis, onde a marcha para trás, em mesma velocidade da marcha para frente, não revelou ser diferente em relação a duração relativa do apoio e balanço. Herber (2009), estudando o AT no solo de indivíduos com hemiparesia verificou maior duração do apoio total no AT comparativamente ao AF. Seu estudo, no entanto, não separou as subfases do apoio, não sendo possível identificar se este aumento da duração do apoio total teria sido influenciado por uma maior permanência na subfase de duplo apoio ou apoio simples.

No presente estudo, foi também observada menor duração relativa do duplo apoio no AT, enquanto a duração relativa do apoio simples foi maior no AT. Este comportamento foi observado tanto no MI parético, como no MI não parético e controle. A duração do duplo apoio do presente estudo vai contra o estudo de Laufer (2005), o qual relatou que a reversão do padrão do andar no solo resultou em menor duração a fase de balanço e maior duração da fase de duplo apoio, tanto em indivíduos jovens como idosos. Em nosso estudo, as diferenças observadas na duração das subfases entre as duas direções poderiam ter relação com o fato de a velocidade analisada ser uma velocidade considerada confortável no AT, sendo que o AF nesta mesma velocidade foi considerado lento, e desta forma, o acréscimo na porcentagem de duração do duplo apoio no AF poderia ser um dos efeitos da base móvel da esteira que favorece a tomada de peso enquanto a marcha é realizada em velocidade lenta (BAYAT;

BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005). Assim, o aumento na fase de apoio simples no AT pode ser considerado um indicador positivo da tarefa, apesar da proporção de apoio do MI não parético continuar maior do que a do MI parético.

Quanto à comparação da organização temporal da passada entre os MMII, observou-se que no MI não parético dos indivíduos com hemiparesia a duração da fase de apoio simples e apoio total foi maior, tanto no AF como no AT. A duração do apoio simples da perna não parética foi maior inclusive em relação ao grupo controle. Conseqüentemente, a fase de balanço foi maior no MI parético em relação ao não parético, e também maior em relação ao MI controle. Chen *et al.* (2005) relataram esta mesma tendência em seu estudo, onde a fase de balanço do MI parético tendeu a ser maior em relação ao controle, e no MI não parético tende a ser menor que o controle. De forma geral, a assimetria após um AVE é observada através das diferenças temporais nas fases do ciclo da marcha, que ocorrem no lado parético e no membro não parético, tanto na fase inicial da recuperação como em longo prazo (TURNBULL; WALL, 1995).

A dificuldade dos indivíduos com hemiparesia para realizar a tomada de peso sobre o MI parético, apoiando-se por mais tempo sobre o MI não parético no AF tem sido relatada em diversos estudos como um dos principais problemas da marcha hemiparética (Chen *et al.*, 2005; Olney; Gritfin; McBride, 1994; Degani, 2000; Harris-Love *et al.*, 2001; Teixeira-Salmela *et al.*, 2001). Em estudo comparando a duração relativa do ciclo entre indivíduos com hemiparesia e indivíduos saudáveis foi possível observar, além das diferenças do MI parético para o MI controle, diferenças entre o MI não parético e o grupo controle, tais como: menos tempo na fase de balanço, mais tempo na fase de apoio e tempo equivalente no apoio simples da perna não parética comparada a perna controle (VON SCHROEDER *et al.*, 1995).

Com relação às variáveis angulares, foi observado que a mudança na direção do movimento levou a algumas alterações na cinemática articular de joelho e quadril. Qualitativamente, pode ser observado que, em geral, a morfologia das curvas do AF e AT do MI não parético e do MI parético, assim como dos indivíduos controles foram semelhantes. Algumas particularidades, no entanto, foram observadas na marcha, tanto no AF como no AT dos indivíduos nos dois grupos. Em cinco dos participantes com hemiparesia, no MI parético é inexistente o ligeiro aumento nos valores dos ângulos do joelho observado na marcha normal do solo, durante a fase de resposta à carga, e este comportamento também é observado no MI não parético em quatro dos participantes durante o AF, enquanto que no grupo controle, a resposta a carga é observada. No AT, a fase de resposta a carga não pode ser observada, tanto no grupo hemiparético como no grupo controle. Foi observado também que no MI não

parético, durante a fase de apoio, a maioria dos indivíduos manteve o joelho em semiflexão, sem atingir uma extensão completa, e este comportamento foi observado tanto no AF como no AT. Este comportamento indica uma maior transferência de peso para a perna não parética durante a fase de balanço contralateral.

Estudos prévios relataram a semelhança na morfologia das curvas do joelho e quadril entre as duas direções. Thortensson (1986), em um dos primeiros estudos que analisou o movimento do AT, relatou que tanto no AF quanto no AT o movimento dos MMII foi reproduzível a cada passada e virtualmente idêntico. As curvas demonstraram similaridades em todos os movimentos dos MMII, deslocando-se essencialmente na mesma trajetória, mas em direções opostas. De acordo com o estudo, a posição no início do ciclo do AT, (momento de retirada do pé) foi semelhante àquela no início do apoio (contato inicial) do AF. O autor salientou ainda que a maior semelhança de movimento entre as duas direções foi visualizada na articulação do quadril. Estudos posteriores de Winter, Pluck e Yang (1989), assim como Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987) que estudaram o AF e AT em indivíduos saudáveis relataram que, qualitativamente, as comparações de ângulos do quadril e joelho foram similares àquelas plotadas por Thortensson (1986). Os achados relacionados à morfologia das curvas de joelho e quadril de Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998) são semelhantes aos estudos anteriores, que relataram que as mudanças nos valores angulares do quadril no AT tendem a ser uma relação inversa do AF, entretanto aponta que essa correspondência é menor para as articulações do joelho. Moraes e Mauerberg-deCastro (2001), analisando os retratos de fase, não evidenciaram diferença quanto ao padrão qualitativo dos mesmos entre o AF e AT. Em indivíduos com hemiparesia, Herber (2009) também relata que, qualitativamente, a morfologia das curvas é similar nas duas direções analisadas, e também encontrou a ausência de resposta a carga no AT nestes indivíduos.

A falta da visualização da fase de resposta a carga na curva do joelho no AT no presente estudo, indicando ausência de amortecimento ao nível do joelho durante o contato do pé com o chão no início da fase de apoio no AT, apresenta-se relatada também nos estudos prévios que analisaram o AT, tanto em solo (WINTER; PLUCK; YANG, 1989; MORAES; MAUERBERG-DECASTRO, 2001), água (CARNEIRO, 2009) como esteira (THORTENSSON, 1986; VILENSKY; GANKIEWICZ; GEHLSSEN, 1987). Para Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), outras articulações devem ter assumido o papel de amortecimento, por exemplo, o tornozelo ou quadril. De acordo com Moraes e Mauerberg-deCastro (2001), esse amortecimento pode não estar presente no AT pelo fato de que no momento do apoio, o primeiro contato com o chão é realizado pelos dedos e não pelo

calcanhar. Ainda, de acordo com os autores, a provável explicação é o fato de os dedos no momento do contato inicial, ajudados pelo tornozelo em flexão plantar estarem amortecendo a carga, e em virtude de não visualizar o que está atrás, a insegurança pode gerar um movimento menos preciso, conseqüentemente uma energia de propulsão menor da usada habitualmente no AF, e desta forma, poderia gerar uma menor necessidade de amortecimento no AT comparativamente ao AF.

Ainda em relação a morfologia das curvas do joelho, pode-se observar que, na marcha para trás, a fase de extensão do joelho no balanço permaneceu por mais tempo. Assim, o joelho vai se estendendo progressiva e lentamente após a fase de balanço e durante a fase de contato inicial. Este mesmo comportamento foi observado no estudo de Carneiro (2009) durante o AT no solo e em ambiente aquático de indivíduos normais, bem como no estudo de Herber (2009) em indivíduos com hemiparesia no solo. Os movimentos isolados do joelho e quadril, repetidamente realizados na marcha para trás, podem contribuir para melhorar o controle neuromotor de indivíduos com hemiparesia que apresentam dificuldade de estender o quadril e ao mesmo tempo flexionar o joelho na fase de pré-balanço na marcha para frente devido a sinergia extensora (YANG, 2005). A marcha para trás parece facilitar essa combinação de movimento, provavelmente devido a estratégias de coordenação diferentes ainda não relatadas na literatura.

Embora o quadril flexione durante a maior parte do apoio no andar para trás e estenda na maior parte do apoio no AF, os padrões de movimento são notavelmente similares. Para Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), esta similaridade refletiu a natureza descomplicada do movimento. No entanto, a mudança fundamental no movimento do quadril durante o apoio tem implicações importantes relativas à atividade muscular durante esta fase. O período de aceitação do peso na marcha normal é naturalmente instável, uma vez que o centro de gravidade está atrás do pé que está na frente e o quadril está em flexão. A ação dos flexores de joelho e extensores de quadril previne o quadril de colapsar, levando-o a extensão (PERRY, 2005). Contrastando com o AF, durante a mesma fase de aceitação do peso no AT (contato dos dedos), o quadril está próximo da máxima extensão, e assim em pouco perigo de colapso. Portanto, a mudança fundamental no movimento do quadril deve resultar em mudanças significativas no padrão de atividade muscular, como foi descrito no estudo de Grasso (1998), onde descrevem que o padrão de atividade muscular do AT apresenta uma pobre relação com a locomoção para frente. O impacto do pé no solo na fase inicial do apoio é sustentado por co-ativação de vários músculos do membro (flexores e extensores do quadril, joelho e tornozelo) no AF (PERRY, 2005), enquanto o mesmo evento no AT é acompanhado pela atividade nos

extensores de joelho e flexores plantares. Ainda, de acordo com Grasso (1998) o principal impulso no AF normalmente é provido pelos flexores plantares, enquanto no AT este é proporcionado pelos extensores de joelho e quadril. Além disso, o padrão de sinergias intermusculares diferem entre os dois movimentos de direção.

Com relação às variáveis quantitativas angulares analisadas, foi observado que o pico de flexão de joelho foi menor no AT nos dois membros do grupo com hemiparesia, bem como no grupo controle, sendo que no MI não parético este valor foi maior comparativamente ao MI parético, havendo uma tendência ao MI controle apresentar menores valores desta variável em relação ao MI não parético. No andar característico do indivíduo com hemiparesia, a diminuição no ângulo máximo de flexão do joelho é atribuída ao predomínio da sinergia anormal extensora que limita a progressão anterior do centro de massa, a sustentação de peso (KERRIGAN; DEMING; HOLDEN, 1996), provocando um aumento na energia requerida para realizar o andar devido ao acréscimo no momento de inércia durante o balanço (KERRIGAN; ROTH; RILEY, 1998). No AT, a sinergia extensora limita combinação do movimento de flexão de joelho com extensão do quadril no momento do passo para trás.

O fato de haver uma tendência do MI não parético apresentar maiores valores de flexão de joelho comparativamente ao membro controle em velocidade idêntica provavelmente está relacionado a uma propulsão exagerada do membro durante a fase de pré-balanço. Nossos resultados são semelhantes ao estudo de Chen *et al.* (2005), que analisaram seis indivíduos com média de idade de 60 ± 7 anos com velocidade média de marcha de $0,34 \pm 0,12$ m/s, e relataram menores valores de flexão de joelho no MI parético ($38^\circ \pm 10$) comparativamente ao MI não parético ($64^\circ \pm 9$) e controles ($59^\circ \pm 7$), além de menores valores de extensão do quadril.

Os resultados do presente estudo em relação ao efeito da direção sobre o pico de flexão de joelho corroboram com estudos realizados com indivíduos saudáveis, onde o AT apresentou menor flexão de joelho comparativamente ao AF (VILENSKY; GANKIEWICZ; GEHLSSEN, 1987) mesmo em velocidade controlada. No estudo de Herber (2009) com indivíduos com hemiparesia no solo, também foi observado uma menor flexão de joelho durante o balanço no AT e, embora a velocidade seja diferente entre as duas direções do andar, os resultados da *ANCOVA*, mostraram que as diferenças entre o AF e AT ao nível do joelho são minimizadas quando a velocidade é utilizada como co-variante. Considerando que o presente estudo executou as duas formas do andar em velocidades idênticas, a velocidade não seria uma explicação para este comportamento observado no presente estudo. De acordo com Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), as diferenças na amplitude de movimento do

quadril e do joelho entre AF e AT, poderia ser em decorrência de um menor comprimento da passada encontrado no AT, o que reduz a amplitude de movimento de quadril e joelho. Segundo o autor isso não representa uma adaptação específica deste tipo de locomoção (AT), e sim uma consequência. No presente estudo, o menor comprimento do passo no AT pode ter influenciado nos valores pico de flexão de joelho.

Quando analisada a variável da amplitude de flexão de joelho, que considera o quanto este flexiona a partir do valor inicial, observou-se não haver diferenças entre as direções para o MI parético e MI controle, enquanto que no MI não parético, a amplitude de flexão foi maior no AT. Isto porque, no AF, o valor angular no início do ciclo da marcha é maior, e desta forma, diminui a amplitude de flexão. No AT, foram observadas diferenças significativas entre os MMII para a amplitude de flexão de joelho sendo que no MI parético a amplitude de flexão de joelho foi menor comparativamente ao MI não parético do grupo com hemiparesia, da mesma forma como o pico de flexão de joelho.

O valor angular do joelho no início do ciclo foi menor no AT somente no MI não parético dos indivíduos com hemiparesia. Ao comparar os MMII durante o AF, foi observado que o MI não parético apresentou maiores valores angulares de joelho no início do ciclo comparativamente ao MI parético e MI controle. O valor angular do joelho do MI não parético no contato inicial foi relatado ser maior na esteira comparativamente ao solo no AF de indivíduos com hemiparesia (PUH; BAER, 2009), da mesma forma como durante o AF em indivíduos saudáveis em esteira comparativamente ao solo (STRATHY; CHAO; LAUGHMAN, 1983). Para Puh e Baer (2009), esta diferença pode ser explicada pelo movimento do calcanhar para trás, levando à flexão do joelho durante o contato inicial no AF em esteira, em contraste com a superfície estável e pé estático no momento do contato inicial no solo. No presente estudo, na condição de AT, também foi observado que o MI não parético apresentou maiores valores angulares no início do ciclo comparativamente ao MI parético e MI controle. No estudo de Herber (2009) no solo, foi observado que o valor angular do joelho no momento do contato inicial do MI não parético foi maior em relação ao MI parético tanto no AF como no AT. Esta constatação em nosso estudo evidencia que o joelho do MI não parético encontrou-se mais flexionado no momento do contato inicial do pé com a esteira, sugerindo uma maior tomada de peso para este membro nas duas direções do andar analisadas no início do ciclo do AF, no contato inicial do MI, como no início do ciclo do AT, que inicia pelo balanço com a retirada do pé.

Em relação às variáveis angulares do quadril, foi observado que a amplitude de extensão de quadril, bem como a amplitude de flexão de quadril mostraram ser menores no

AT, sendo que o MI parético apresentou menores amplitudes de extensão e flexão em relação ao MI não parético. Estes resultados são semelhantes ao estudo de Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), que também encontraram diferença significativa entre o AF e AT na amplitude de flexão do quadril (respectivamente $37^{\circ}\pm 3,1$ e $32^{\circ}\pm 5$), sendo os valores menores no AT, mesmo em velocidade controlada em indivíduos saudáveis. No estudo de Herber (2009), com indivíduos com hemiparesia no solo, também foi observado uma menor amplitude de flexão e extensão de quadril no AT, mesmo quando a velocidade foi utilizada como co-variante.

Ainda em relação às variáveis angulares de quadril, nos indivíduos com hemiparesia, tanto no MI parético quanto no MI não parético a extensão do quadril foi menor durante o AT em relação ao AF, o que não aconteceu no grupo controle, onde não houve diferença estatística na máxima extensão do quadril entre o AF e o AT. O MI controle apresentou maior extensão comparado com o MI parético e MI não parético do grupo com hemiparesia. Nossos resultados apóiam os resultados de Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), em indivíduos saudáveis, onde não foram encontradas diferenças significativas entre o AF e AT para a máxima extensão do quadril. Em indivíduos com hemiparesia, Herber (2009) observou que a máxima extensão do quadril foi menor no AT, com valores médios tanto no MI parético como no MI não parético maiores que zero grau de extensão, ou seja, não foi observada uma extensão de quadril.

O comportamento diferente entre as direções da variável de extensão do quadril, no momento da propulsão no AF e do toque do pé no AT, gerou questionamento acerca da influência do tronco sobre esta variável. Pela visualização das imagens, foi possível observar qualitativamente que a maioria dos participantes utilizou como estratégia compensatória a circundação do membro inferior, bem como a flexão do tronco que contribuiu para diminuir a média do ângulo de extensão do quadril. O fato do grupo controle não ter revelado diferenças entre as direções para a variável de extensão do quadril incentivou a investigação adicional dos ângulos segmentares de coxa e tronco. Esta análise levou em conta somente o movimento do segmento coxa, isolando o tronco. Como pôde ser observado, na comparação da máxima extensão do ângulo de coxa com a máxima extensão do ângulo articular de quadril, foi observada uma maior extensão da coxa durante o AT no MI parético e MI não parético, não havendo diferenças significativas para o grupo controle no AT. No AF, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para todos os grupos, sendo então observada maior extensão de coxa em comparação a extensão articular de quadril no MI parético, não parético

e controle. Esse resultado demonstra que, no AT do grupo com hemiparesia, a compensação do tronco em flexão limitou a extensão articular de quadril.

Desde os primeiros estudos sobre a locomoção humana, os membros inferiores tem sido o enfoque principal, considerados os atores principais na locomoção, enquanto o tronco e seu controle durante a marcha tem recebido pouca atenção. Alguns estudos relataram a amplitude de movimento do tronco durante a marcha no solo no plano sagital. No estudo de Opila Correia (1990), durante a marcha no solo de 14 mulheres de 21 a 54 anos em velocidade de marcha confortável, a amplitude de movimento total de flexão/extensão variou 11,1 graus. No estudo de Ceccato *et al.* (2009) em nove indivíduos jovens em marcha confortável no solo, a inclinação do tronco oscilou ciclicamente, com a maior posição ocorrendo antes da fase de duplo suporte, e a menor logo em seguida ao duplo suporte. O deslocamento do tronco durante caminhada em esteira foi estudado por Thorstensson *et al.* (1984) e Stokes *et al.* (1988). Thorstensson *et al.* (1984) relataram variação na amplitude de movimento em sete indivíduos jovens e saudáveis entre 2 a 12 graus de flexão e extensão durante a marcha. Stokes *et al.* (1988) analisaram o movimento do tronco de três mulheres e cinco homens durante a marcha na esteira e relataram “pequenas” alterações na amplitude de flexão/extensão de tronco. Em indivíduos com hemiparesia crônica, Sousa *et al.*, (2009) analisaram a amplitude de movimento do ângulo segmentar do tronco em 13 indivíduos com hemiparesia crônica durante a marcha no solo, e esta foi de $8,23 \pm 2,48$ graus no lado não parético e $12,77 \pm 3,11$ no lado parético. O tronco apresentou uma orientação oposta entre os lados, sendo que uma suspensão parcial de 30% do peso resultou em melhor alinhamento do tronco.

Diferentes estratégias utilizadas por indivíduos acometidos por um AVE para compensar os déficits motores são descritas nas análises descritivas da marcha (GRIFFIN; OLNEY; MCBRIDE, 1995). Observa-se, no entanto, que poucos estudos descreveram os movimentos do tronco e membro superior na marcha destes indivíduos. Geralmente durante o andar, o braço se movimenta pouco e o ombro fica relativamente fixo em adução e rotação interna, com o cotovelo e mão flexionados em graus variados. O tronco apresenta múltiplas variações, por exemplo, durante o apoio médio pode ficar em flexão deslocando anteriormente o centro de gravidade. Outra compensação no tronco é a inclinação lateral em direção ao membro não parético utilizada para facilitar o balanço da extremidade afetada. (WOOLLEY, 2001).

Moraes e Mauberb de Castro (2001) analisaram o movimento do tronco de indivíduos jovens e saudáveis no AF e AT no solo e observaram que os jovens oscilaram mais o tronco

em comparação aos idosos no AT, observado pela maior amplitude de movimento de tronco. Para os autores, o fato dos idosos oscilarem menos o tronco na direção ântero-posterior representa uma estratégia de estabilização do tronco como forma de garantir um maior equilíbrio. Entretanto, esta estabilização do tronco também pode decorrer de uma rigidez postural que, por sua vez, restringe ou limita as estratégias de controle disponíveis em função de alterações ambientais. O estudo, no entanto, relatou apenas o comportamento de indivíduos saudáveis.

Nos indivíduos controles, o ângulo do tronco no momento da máxima extensão de coxa foi menor no AT, ou seja, os indivíduos tenderam a estender o tronco, enquanto nos indivíduos com hemiparesia não houve diferença estatística entre as direções. Embora o valor médio de inclinação anterior do tronco no momento da extensão de coxa seja maior no AT no grupo com hemiparesia, a variabilidade entre os indivíduos foi maior nesta direção. Em oito dos indivíduos ocorre inclinação anterior do tronco com valores entre 8,61 e 20,04 graus, enquanto dois indivíduos apresentaram o tronco em posição mais alinhada (-1,5 e 0,08 graus). No AT, a inclinação anterior do tronco no lado parético foi maior comparativamente ao MI não parético, e dessa forma, o ângulo de extensão de quadril foi menor no lado parético em função da compensação do tronco. No lado não parético, houve menos inclinação anterior do tronco no momento da máxima extensão de quadril, ao mesmo tempo em que não foi observada extensão de quadril, e pouca extensão de coxa. Este comportamento pode ser explicado pela observação qualitativa do movimento, onde o indivíduo avança rapidamente a perna não parética para trás, para evitar que todo o peso seja suportado sobre o membro parético durante o balanço da perna não parética, limitando a extensão de coxa do MI não parético.

EFEITOS DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE O ANDAR PARA TRÁS

A velocidade da marcha exerce efeito considerável sobre alguns parâmetros da marcha normal, sendo que estes seguem uma consistente mudança de padrão em resposta a variação da velocidade. No andar normal, o aumento da velocidade da marcha implica em maior cadência, comprimento da passada, duração relativa do balanço e menor duração relativa do apoio e do ciclo da marcha (MURRAY *et al.*, 1984).

No presente estudo, houve um aumento do comprimento da passada e passo, velocidade e freqüência da passada com o incremento da velocidade durante o AT, enquanto a duração do ciclo diminuiu, sendo este comportamento observado no MI P, MI NP e controle.

A duração relativa do balanço também aumentou com o incremento da velocidade, enquanto a duração do apoio simples, duplo apoio e apoio total diminuíram, sendo este comportamento observado nos grupos com hemiparesia e controle.

O aumento na velocidade de marcha em indivíduos com hemiparesia pode ser alcançado tanto pelo aumento no número de passos ou passadas por unidade de tempo (cadência), como pelo aumento da distância percorrida em cada passada (VON SCHROEDER *et al.*, 1995). No AT na esteira no presente estudo, tanto o comprimento, como a frequência da passada foram contribuintes para o acréscimo da velocidade da passada. Para Laufer (2005), o incremento da velocidade no AT em indivíduos jovens é alcançado por meio do aumento do comprimento da passada e cadência, enquanto em indivíduos idosos, o AT no solo é limitado o a aumento da velocidade ocorre unicamente por meio do incremento da cadência. É possível que a superfície móvel da esteira, e o apoio dos membros superiores do presente estudo tenham contribuído para permitir o aumento tanto da frequência da passada, como também do comprimento do passo/passada, permitindo aumentar a velocidade de marcha. Esta, no entanto, foi bem inferior a velocidade máxima individual do AF, da mesma forma como no estudo de Laufer (2005) em indivíduos saudáveis.

A velocidade máxima no AT encontrada no presente estudo foi de $2,11 \pm 0,65$ km/h, enquanto no AF esta foi de $3,07 \pm 0,9$ km/h. O comprometimento da mobilidade após um AVE já está bem descrito na literatura, sendo a marcha caracterizada, dentre outros comprometimentos, por baixa velocidade (OLNEY, RICHARDS, 1996, BARELA *et al.*, 2000).

De acordo com Laufer (2005), que estudou o AT em jovens e idosos, para uma mesma instrução verbal solicitando a caminhada em velocidade rápida no solo, o AT caracterizou-se por apresentar uma velocidade de marcha mais lenta comparado ao AF. Em seu estudo, a velocidade máxima alcançada por indivíduos idosos no solo foi de 3,6 km/h no AT e 5,3 km/h no AF.

Em relação ao efeito da velocidade sobre as variáveis angulares, tem sido relatado que durante a marcha normal, a amplitude de movimento tanto do quadril como do joelho aumenta com o incremento da velocidade (NILSSON *et al.*, 1985). No presente estudo, a velocidade da esteira pareceu exercer pouca influência sobre as variáveis angulares do grupo com hemiparesia, sendo que no MI P foi observada uma menor extensão do quadril na velocidade máxima, enquanto no MI NP o valor angular no início do ciclo da marcha foi menor conforme foi incrementada a velocidade, resultando em diferença na variável amplitude de movimento de joelho entre a velocidade máxima e a mínima. No grupo controle,

observamos que o incremento da velocidade da esteira aumentou o pico de flexão de joelho, bem como a amplitude de flexão, enquanto diminuiu o valor angular no início do ciclo, sem alterar as variáveis de quadril. Segundo Kim e Eng (2003), existe uma alta correção entre as variações de velocidade e ângulos, relatando estreita relação entre velocidade e variáveis comportamentais e funcionais do andar.

De acordo com Lamontagne e Fung (2004), indivíduos com hemiparesia apresentam aumentos bilaterais e simétricos na flexão de joelho, tanto na fase de resposta a carga como durante o balanço, e aumentos da amplitude de flexão do quadril quando aumentam a velocidade de marcha. No AT em esteira em indivíduos saudáveis, Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987) relataram que o aumento da máxima flexão do joelho e das variáveis de máxima flexão e extensão do quadril acompanhou o aumento da velocidade, embora estas fossem sempre menores no AT comparativamente ao AF.

No presente estudo, o incremento da velocidade aumentou a flexão do tronco no momento da máxima extensão do quadril no MI parético, não sendo observado este comportamento no lado não parético ou nos indivíduos controles. Nos indivíduos controles, diferentemente aos indivíduos com hemiparesia, o incremento da velocidade no AT gerou um ligeiro aumento na extensão do tronco.

Contrário a nossa hipótese, o aumento da velocidade no AT no presente estudo não provocou as mudanças nos valores angulares de joelho e quadril que já foram demonstradas no AF de indivíduos acometidos por AVE com o incremento da velocidade, ou mesmo indivíduos saudáveis. Embora a tarefa de AT tenha sido treinada previamente ao experimento, ela não chegou a ser executada na velocidade máxima em nenhum momento antes da tarefa experimental. A análise qualitativa dos vídeos permitiu a observação de que na velocidade máxima, os movimentos compensatórios do tronco foram mais expressivos. Além disso, o indivíduo parece estar mais instável, ficando mais próximo da barra de apoio das mãos, e provavelmente fazendo mais força para segurá-la, enquanto contava basicamente com o incremento da cadência para aumentar a velocidade durante o AT. Nos indivíduos controles a mesma velocidade usada pelo indivíduo com hemiparesia foi mais aceitável e mais fácil de manter o ritmo, e provavelmente foi baixa para provocar mudanças nas variáveis do quadril. No estudo de Vilensky, Gankiewicz e Gehlsen (1987), os aumentos de velocidade da esteira no AT de indivíduos saudáveis que induzem a alterações nas amplitudes de quadril são bem mais expressivos comparativamente ao presente estudo, chegando os indivíduos a andar em velocidade de 6 km/h.

Em geral, a marcha no solo permite ao indivíduo o controle da velocidade na qual os membros são trazidos para uma posição de extensão. Esta estratégia permite uma oportunidade para o lado não parético compensar, durante sua fase de balanço, por qualquer falha do lado parético em manter uma velocidade constante. Na esteira, a velocidade constante da mesma dita o ritmo no qual a extensão de quadril ocorrerá. Em conseqüência, é necessário que haja força muscular e potencia apropriada para os membros inferiores avançarem para frente, combinando com a velocidade da esteira (BAYAT; BARBEAU; LAMONTAGNE, 2005). O andar para trás associado a esteira pode ter produzido um maior desafio ao equilíbrio destes indivíduos, especialmente com o incremento da velocidade, e desta forma, a projeção anterior do tronco compensatória, no momento de estender a perna, aumentou.

Uma das hipóteses ao iniciar este estudo, baseada na observação prévia de dois indivíduos com hemiparesia ao realizar o AT, era de que o aumento da velocidade da esteira durante o AT levaria a um padrão de marcha mais assimétrico, devido à complexidade da tarefa, o que não se confirmou pela análise cinemática do comportamento motor do AT. Não foram observados efeitos de direção e velocidade para os índices de simetria da duração do balanço, duração do apoio simples, duração do duplo apoio e duração do apoio total ou demais variáveis espaço-temporais. Em indivíduos normais, os valores destes índices ficam perto de 1, demonstrando simetria na organização temporal da marcha. Um padrão de marcha assimétrico é característico de indivíduos com hemiparesia, sendo já relatado que o grau de assimetria está relacionado com o grau de recuperação motora e espasticidade dos flexores plantares do membro afetado (HSU *et al.*, 2003). Hesse, Konrad e Uhlenbrock (1999) avaliaram a marcha de 18 pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com todo o peso corporal e com suspensão de 15% e 30% de peso. Os autores relataram, dentre outros achados, aumento na duração da fase de suporte da perna parética, com melhora nos índices de simetria do apoio e 0,82 no solo para 0,89 na esteira. Para Lamontagne e Fung (2004), a marcha no solo em velocidade rápida em indivíduos com hemiparesia leva a melhora na assimetria em alguns parâmetros espaço-temporais da marcha, no entanto, apresenta a ocorrência de movimentos indesejáveis compensatórios, como a circundução.

EFEITO DA VELOCIDADE DA ESTEIRA SOBRE A FC E PES

Com relação ao comportamento da FC, no AT, esta foi maior comparativamente ao AF em todas as velocidades, tanto no grupo com hemiparesia como no grupo controle. Quanto ao uso de beta-bloqueadores, que influencia o comportamento da FC durante o exercício, em ambos os grupos quatro dos participantes estavam fazendo uso, e desta forma, não se sabe se as diferenças da variável FC entre as direções poderiam ter sido ainda maiores sem o uso da medicação.

O acompanhamento da forma pela qual a FC reage durante o exercício pode ser útil na apreciação do estresse cardiovascular provocado pelo mesmo. A literatura tem documentado o aumento das demandas fisiológicas durante a caminhada e corrida para trás. Por exemplo, Flynn *et al.* (1994) indicaram que o VO_2 e a FC foram maiores durante o AT em velocidades idênticas ao andar para frente. Estas mesmas comparações de variáveis foram 31 e 15% maiores durante a corrida para trás comparada a corrida para frente. Estas informações identificam claramente que a locomoção para trás promove um maior estresse ao sistema cardiovascular, se executada em velocidade semelhante à locomoção para frente.

A percepção de esforço subjetiva (PES) avaliada pela escala de Borg também mostrou ser maior no AT na velocidade máxima, além de aumentar a sensação de esforço com o incremento da velocidade da esteira, tanto no AF como no AT no grupo com hemiparesia. No grupo controle, na velocidade máxima, a PES também mostrou ser maior no AT, enquanto que no AF não foram verificados efeitos da velocidade. Isso ocorreu provavelmente em função da velocidade de marcha ser baixa para os indivíduos controles, que deambularam em velocidades pareadas aos indivíduos do grupo com hemiparesia, sendo praticamente todas as velocidades consideradas fáceis para estes indivíduos.

Comparando-se as variáveis PES e FC entre os grupos, foi observado que a PES foi diferente entre o grupo controle e os indivíduos com hemiparesia para todas as velocidades, enquanto que a FC não revelou diferenças estatísticas entre os grupos para uma mesma velocidade da marcha.. Em geral, indivíduos idosos com seqüelas de AVE apresentam sintomas de intolerância à atividade física como dispnéia, fraqueza nos membros inferiores, elevação exagerada da FCe respiratória e fadiga subjetiva após a deambulação, mesmo em distancias curtas, como 50 metros por exemplo (MOL; BAKER, 1991).

De acordo com Choi-Kwon *et al.*, a fadiga é uma seqüela comum nestes pacientes, exercendo impacto importante nas atividades de vida diária, especialmente naquelas com

maior demanda metabólica. O AT em esteira foi uma tarefa nova e incomum para os indivíduos do presente estudo, em geral na rotina diária ou mesmo na reabilitação convencional não se utiliza esta tarefa. Sparrow e Irizarry-lopez (1987) demonstraram que, em indivíduos jovens saudáveis, o VO_2 para uma nova tarefa motora grosseira decresce até 18,3% após 10 sessões práticas. No caso da tarefa do AT na esteira em indivíduos com hemiparesia, não se sabe se o efeito de aprendizagem com prática contínua do AT poderia diminuir a PES, além do estresse cardiovascular, mas é provável que pelo menos a sensação de insegurança frente a tarefa fosse minimizada.

Pacientes no período pós AVE crônico (6 meses) apresentam aptidão cardiopulmonar reduzida em até 75% do valor esperado para pessoas saudáveis da mesma idade, sexo. A diminuição na aptidão física resulta em uma limitação na capacidade de manter a velocidade da marcha de maneira eficaz e confortável, levando um aumento no gasto energético da marcha e a pobre resistência aeróbica nos pacientes acometidos por um AVE (MACKAY-LYONS, 2002).

Sabe-se que o treino de marcha em esteira favorece a condição cardiovascular de indivíduos hemiparéticos e que o uso do sistema de suspensão parcial de peso possibilita a marcha durante períodos mais longos (VISINTIN *et al.*, 1998; MACKO *et al.*, 2001). Hesse *et al.* (2001) relataram que o aumento da velocidade da marcha em esteira com suporte parcial de peso provocou aumento na frequência cardíaca, e que o sistema de suspensão de peso pode contribuir para controlar esta variável, uma vez que o aumento do percentual de suspensão de peso ocasiona leve redução na FC. O aumento da FC, desde que devidamente controlado, é importante para a melhora do condicionamento físico dos indivíduos. Entretanto, nem sempre o aumento da velocidade é possível para os indivíduos vítimas de AVE, uma vez que isto requer um controle motor mais efetivo.

De acordo com Saunders *et al.* (2004), programas centrados na aptidão cardiopulmonar resultaram em melhores desempenhos na habilidade e máxima velocidade de marcha em indivíduos com hemiparesia. As seqüelas do AVE levam à inatividade física e estilo de vida sedentário, com conseqüente diminuição da aptidão cardiopulmonar (KELLY *et al.*, 2003). Nesse contexto, tem havido um reconhecimento crescente sobre a importância do treinamento aeróbio nessa população, uma vez que a redução da capacidade aeróbica representa conseqüências adversas à saúde. De acordo com Macko *et al.* (2005), prescrições de treinamento com ênfase na progressão da velocidade ao invés da duração poderão resultar em ganhos na aptidão cardiopulmonar, além da função locomotora. O AT em esteira poderia ser uma forma de proporcionar um exercício aeróbico mais intenso para estes indivíduos após

AVE, ao mesmo tempo em que poderia resultar em benefícios terapêuticos adicionais, como melhora no equilíbrio, coordenação e habilidade da marcha.

O USO DO AT NA ESTEIRA COMO ALTERNATIVA NA REABILITAÇÃO DO INDIVÍDUO ACOMETIDO POR AVE

Recuperar a habilidade de locomover-se está entre uma das maiores preocupações de indivíduos com hemiplegia/hemiparesia, sendo reeducação da marcha o objetivo principal dos programas de reabilitação (DOBKIN, 2005). A esteira tem sido utilizada como um recurso terapêutico alternativo, com ou sem suspensão de peso corporal, com o objetivo de treinar a tarefa funcional e específica da marcha. O presente estudo propôs o estudo do AT na esteira, buscando conhecer o comportamento desta tarefa em diferentes velocidades, e assim contribuir para que esta possa ser mais uma estratégia utilizada na reabilitação de pacientes acometidos por AVE.

Embora todos os indivíduos tenham recebido pelo menos 10 minutos de familiarização a esteira na tarefa de AT, não podemos desconsiderar o fato de a habituação ter sido insuficiente para indivíduos com hemiparesia se adaptarem a esta nova e incomum tarefa. Considerando que os participantes deste estudo não tinham experiência prévia no andar na esteira, menos ainda no AT, pode-se considerar que o sistema conseguiu responder às demandas da tarefa. Neurofisiologicamente, uma explicação para estas respostas motoras obtidas seria que, o movimento contínuo da esteira e a repetição das passadas poderiam estimular os circuitos neurais de controle da locomoção, chamados de gerador central de padrões (GCP) de nível medular (WERNIG; MÜLLER, 1992; DIETZ; WIRZ; JENSEN, 1997). A premissa dos GCPs vem sendo testada na locomoção para trás com o objetivo de identificar quais estruturas e conexões respondem pela sua regulação (THORSTENSSON, 1986; VAN DEURSEN, VILENSKY, GANKIEWICZ GEHLEN, 1987; WINTER, PLUCK, YANG, 1989; GRASSO, BIANCHI e LAQUANTI, 1998). Winter, Pluck e Yang (1989), por exemplo, relataram que o AT é uma reversão do AF, de tal forma que é possível admitir que os mesmos neurônios que controlam o AF seriam responsáveis pelo AT. Para Grasso Bianchi e Laquanti (1998), este esquema é compatível com seus resultados comparando o AF e AT, se for assumido que os GCPs controlam a movimentação segmentar do membro, codificando as formas dos ângulos de elevação, ao invés de controlar grupos musculares específicos. Conforme Yang (2005), o treinamento do AT provocaria a estimulação de movimentos coordenados dos membros inferiores, com combinações mais complexas de movimento fora

das sinergias anormais, os quais com o treinamento em longo prazo poderiam levar a adaptações permanentes no padrão de andar hemiplégico, podendo ser transferidos para o andar normal para frente.

A utilização forçada do MIP durante o AT na esteira poderia ser um contribuinte para as mudanças na base de suporte e conseqüentemente, na tomada de peso sobre o MI P. Foi observado que a duração relativa do apoio simples foi maior no AT e desta forma, a base móvel da esteira facilitaria a tomada de peso durante a fase de apoio simples com transferência dinâmica de peso sobre a perna afetada. Alguns estudos consideraram que as dificuldades na sustentação de peso no lado parético são uma conseqüência da não utilização deste membro inferior ou um mecanismo compensatório para manter o equilíbrio (ARUIN *et al.*, 2000; CORRIVEAU *et al.*, 2004). Yang *et al.* (2005), ao utilizarem o AT no solo em indivíduos com hemiparesia, relataram melhoras na tomada de peso sobre a perna parética melhorando o padrão do AF normal. Portanto, o AT na esteira, com maior repetição da tarefa, poderia favorecer o reaprendizado da tomada de peso sobre a perna acometida, facilitando as respostas de equilíbrio, sendo que esta poderia ser ainda transferida para o andar normal para frente.

No presente estudo, foi utilizado um colete de segurança, o mesmo, no entanto, não realizou suspensão de peso corporal. De acordo com Sousa, Barela, Prado-Medeiros *et al.* (2009), a marcha hemiparética no solo com suspensão parcial de peso corporal resultou em melhor alinhamento vertical do tronco ao longo do ciclo da marcha, sem diferenças do lado parético em relação ao lado não parético. No caso do AT na esteira, o uso de suspensão de peso poderia ser uma alternativa para as fases iniciais do treinamento da tarefa, ou mesmo o uso de um colete mais apropriado poderia facilitar um melhor alinhamento do tronco, diminuindo os movimentos compensatórios, ao mesmo tempo em que poderia facilitar respostas de equilíbrio, promovendo a movimentação mais simétrica dos membros inferiores (HESSE, 1999).

Uma questão a ser considerada é a velocidade da esteira para realizar a tarefa do AT. No presente estudo, foi utilizada uma velocidade inicial baixa, sendo esta de 0,2 m/s, a qual foi aumentada lenta e progressivamente. A velocidade confortável foi em torno de 0,3 m/s, no entanto, os pacientes não tinham experiência prévia de andar na esteira, menos ainda na tarefa de AT, e o período de adaptação foi curto para evitar a fadiga, procurando um desempenho ótimo durante a execução da tarefa experimental. No entanto, durante um treinamento com o AT, a velocidade poderia ser aumentada, na medida em que o paciente se familiarizasse

progressivamente com a esteira e com a tarefa, visto que o aumento da velocidade não resultou em aumento da assimetria.

Foi observado, no entanto, que o aumento da velocidade implicou em percepção de esforço subjetiva aumentada em comparação com a mesma velocidade no AF. Pohl *et al.* (2002) evidenciaram melhores resultados com um treinamento na esteira utilizando velocidades superiores comparadas a velocidades mais baixas utilizadas em treinamentos convencionais na esteira. Seus resultados evidenciaram melhora na velocidade de marcha no solo, cadência, comprimento da passada, com resultados mais funcionais comparados ao grupo controle. A velocidade de marcha não é o único fator que é influenciado com treinamento em alta velocidade. O treinamento de força muscular em pacientes acometidos por AVE induz a melhora tanto na força, como na velocidade de marcha (TEIXEIRA-SALMELA *et al.*, 1999), da mesma forma como o treinamento de marcha em esteira também permite uma melhora, dentre outros parâmetros, na força muscular (SUZUKI *et al.*, 1999). Além disso, existe uma correlação direta entre força muscular e máxima velocidade (NADEAU *et al.*, 1999). Sendo assim, pode ser considerado que o treinamento em velocidades mais altas fortalece os membros inferiores, os quais em troca, proporcionam melhora na velocidade de marcha. Além disso, treinar o AT na esteira em velocidades diferentes pode ser uma experiência importante para o paciente com hemiparesia, por conta da exigência que representa responder às variações na velocidade e ajustar o comportamento das passadas. Desta forma, o sistema é exigido e precisa responder de forma flexível.

No presente estudo, o aumento da velocidade resultou em maiores movimentos compensatórios do tronco. O movimento compensatório do tronco em atividades de alcançar e pegar foi descrito por Michaelsen *et al.* (2004). A restrição dos movimentos do tronco melhorou o movimento de extensão do cotovelo durante a tarefa (MICHAELSEN *et al.* 2004), assim como após um treino (Michaelsen *et al.* 2006). Semelhantemente, durante um treinamento de AT na esteira, o fisioterapeuta pode utilizar estímulos manuais ou mesmo de dispositivos como um colete para posicionar de forma mais simétrica o tronco, a pelve e assim permitir que o quadril realize uma extensão ativa.

Durante o treinamento, o processo de avaliação sistemática do paciente permitirá escolher os procedimentos de acordo com a evolução das respostas motoras. No estudo de Yang *et al.* (2005) no AT em solo, o fisioterapeuta assistiu o paciente no início, enquanto este realizava o deslocamento para trás do membro parético. O fisioterapeuta estimulava manualmente nas primeiras sessões a flexão do joelho, enquanto o indivíduo estendia o quadril, auxiliando na tomada de peso sobre o membro parético enquanto o não parético se

deslocava no balanço, até que o paciente começasse a realizar a tarefa sem auxílio. A mesma assistência poderia ser uma alternativa para a realização do AT na esteira em uma fase inicial da prática.

O fisioterapeuta tem ainda a possibilidade de fazer uso de recursos adicionais, como a eletroestimulação funcional durante o exercício de AT na esteira, auxiliando na contração de músculos enfraquecidos específicos. A tarefa de AT em esteira requer uma maior dependência no controle neuromuscular, propriocepção, reflexos de proteção e ajustes posturais por causa da eliminação da visão (YANG *et al.*, 2005). Desta forma, é importante que adequada segurança seja fornecida ao paciente quando for realizar esta tarefa.

O toque do corrimão é outro aspecto a ser considerado. Em indivíduos saudáveis, o toque de corrimão da esteira não alterou as características cinemáticas da marcha (SILER, JORGENSEN, NORRIS, 1997). A execução do AT na esteira em nosso estudo teria sido praticamente impossível sem o toque do corrimão, mesmo para os indivíduos controles, especialmente com o incremento da velocidade. No grupo com hemiparesia, a análise qualitativa das imagens filmadas permitiu a observação de uma tendência dos indivíduos aumentarem a inclinação anterior no tronco na direção do corrimão com o aumento da velocidade durante o AT, refletindo a insegurança do indivíduo. Chen *et al.*, (2004) compararam o andar sem e com corrimão de indivíduos acometidos por AVE e sugeriram que estes pacientes poderiam utilizar o corrimão como estímulo mecânico para suportar parte do peso corporal, já que com o suporte na barra, foi encontrando aumento na duração do apoio simples da perna parética e aumento na fase de balanço da perna não parética.

Outra vantagem de realizar o AT na esteira é a possibilidade de aumentar as demandas cardiovasculares que permitem melhorar a aptidão cardiopulmonar, e assim, controlar a fadiga durante a marcha normal e obter um desempenho funcional mais eficiente. Em comparação ao AF, a marcha para trás tem demonstrado um maior consumo de O₂ de até aproximadamente 30%, com gasto energético suficiente para manter a aptidão cardiopulmonar em indivíduos saudáveis (FLYNN *et al.*, 1994; MYATT *et al.*, 1995). Um estudo com mulheres jovens mostrou o efeito de um treinamento de seis semanas, três vezes por semana com caminhada e corrida para trás em esteira, e evidenciou melhoras no condicionamento cardiopulmonar e melhora na composição corporal, com redução significativa de percentuais de gordura (TERBLANCHE *et al.*, 2004). No presente estudo, embora não tenha sido avaliado o gasto energético, a FC foi maior no AT para uma mesma velocidade do AF. Desta forma, indivíduos com hemiparesia com dificuldades de progressão na velocidade de marcha no AF poderiam utilizar o AT em esteira como forma de melhorar a

aptidão cardiopulmonar. Por meio do uso da esteira pode ser feito o controle da intensidade, frequência e duração do treinamento.

Em relação ao aprendizado destes movimentos ao longo do tempo, não se sabe se essas habilidades aprendidas no AT na esteira serão mantidas ou mesmo transferidas para um contexto variável como no andar normal no solo. Yang *et al.* (2005) relataram que seu treinamento de AT no solo em indivíduos com hemiparesia melhorou a habilidade da marcha, traduzida pela melhora na simetria e a velocidade da mesma, permitindo assim um repertório comportamental maior nas suas atividades de vida diária. Ainda, de acordo com o autor supracitado, os movimentos isolados de joelho e quadril alterando o padrão da sinergia extensora anormal durante o treinamento podem ter contribuído para melhorar o controle neuromotor dos pacientes do estudo, e isso se refletiu na melhora no padrão e velocidade da marcha para frente.

Barela (1999) considera que a aquisição de uma determinada habilidade motora e seu refinamento são específicos ao contexto no qual este processo ocorre. Nesta visão, durante o AT na esteira estaria sendo realizado um padrão de movimento de acordo com as informações sensoriais percebidas e com o conjunto de restrições do indivíduo, do ambiente e da tarefa (BARELA, 1997; NEWELL, 1986). Portanto, para aproveitar as experiências e melhoras obtidas nesta tarefa, uma alternativa seria alternar este trabalho como a reeducação do andar para frente na esteira, ou ainda no solo, com a finalidade de oferecer ao paciente a possibilidade de perceber as informações sensoriais disponíveis em cada superfície e executar variadas combinações de movimento. Desta forma, o paciente participa ativamente durante o processo de aprendizagem, sendo estimulado a procurar novos e mais eficientes padrões de movimento, trabalhando em tarefas que têm significado funcional, adquirindo a capacidade de solucionar os problemas e de reconhecer os próprios limites na execução das tarefas motoras (CARR; SHEPHERD, 2008). Os benefícios da prática do AT em esteira ainda não foram cientificamente comprovados em ensaio clínico randomizado. Sendo assim, muitos estudos ainda serão necessários para a compreensão dos efeitos desta técnica sobre a recuperação motora e funcional destes pacientes.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados deste estudo sugerem que, durante o AT em velocidade idêntica ao AF, algumas características da marcha são diferentes entre as direções, sendo que estas diferenças não podem ser atribuídas a diferença na velocidade de marcha. Em geral, o AT em velocidade controlada ao AF caracterizou-se por apresentar menor comprimento do passo, maior duração do apoio simples e menor duração do duplo apoio, sendo estas diferenças identificadas no grupo de indivíduos com hemiparesia e grupo de indivíduos controles sem comprometimentos neurológicos. Além disso, foi observado que no AT, o pico de flexão do joelho foi menor comparativamente ao AF nos dois grupos.

No grupo de indivíduos controles, foi observado o movimento de extensão do quadril no AT, que foi semelhante ao AF, sendo que este achado não foi observado no grupo com hemiparesia. Analisando os resultados do posicionamento do tronco no momento na máxima extensão de quadril, foi possível perceber que, nos indivíduos com hemiparesia, durante o AT do MI P, o deslocamento anterior do tronco é um evento que “mascara” a extensão ativa do quadril, sendo adotado como uma estratégia compensatória do movimento.

O aumento da velocidade da esteira não provocou modificações consideráveis nas variáveis cinemáticas angulares de joelho e quadril, também não influenciou os índices de simetria como seria esperado no grupo com hemiparesia, ao mesmo tempo que levou a pequenas alterações no grupo controle. O aumento da velocidade gerou aumento da estratégia compensatória com inclinação anterior do tronco. A variabilidade desses parâmetros provavelmente esteve associada a déficits no equilíbrio e dificuldades de mover o corpo sobre uma superfície instável como a esteira, realizando uma tarefa tão incomum como o AT.

O aumento da velocidade durante o AT levou a maiores incrementos da FC comparativamente ao AF, além da PES, tanto nos indivíduos com hemiparesia quanto indivíduos controles. Esse achado sugere que esta atividade poderia ser uma alternativa para a realização de um programa com ênfase no condicionamento cardiopulmonar, e mesmo como complemento de outros procedimentos fisioterapêuticos na reeducação do andar após o AVE.

Os achados do presente estudo limitaram-se a identificar mudanças nas variáveis cinemáticas de joelho, quadril coxa e tronco e variáveis espaço-temporais em análise bidimensional da marcha. Nesse sentido, cinemática em três dimensões poderá fornecer maiores informações a respeito dos movimentos compensatórios de quadril e tornozelo durante o AT em esteira, e assim poderão ser identificadas estratégias buscando a minimização destas compensações, procurando incentivar a prática ativa dos componentes de movimento que esta tarefa envolve, como a combinação de extensão de quadril com flexão de joelho.

A tarefa de AT em solo demonstrou ser vantajosa como alternativa de reabilitação da marcha de indivíduos com hemiparesia crônica (YANG *et al.*, 2005). A realização desta tarefa em esteira requer uma maior dependência no controle neuromuscular, propriocepção, reflexos de proteção e ajustes posturais por causa da eliminação da visão e da superfície móvel da esteira, podendo ser um complemento da reeducação da marcha após AVE. Dessa forma, percebe-se a necessidade de ensaios clínicos randomizados que verifiquem quais benefícios esta prática pode representar para os diversos comprometimentos que apresentam indivíduos com seqüelas de AVE, incluindo equilíbrio, força muscular, condicionamento cardiopulmonar, habilidade da marcha e mesmo, padrão de coordenação da marcha.

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADA, L.; DEAN, C.M.; HALL, J.M. *et al.* A treadmill and overground walking program improves walking in persons residing in the community after stroke: a placebo-controlled, randomized trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 10, p. 1486–91, 2003.

ALTON, F.; BALDEY, L.; CAPLAN, S. *et al.* A kinematic comparison of overground and treadmill walking. **Clinical Biomechanics**, London, v. 13, n. 6, p. 434-440, 1998.

ANDREWS, A.W. Distribution of muscle strength impairments following stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 14, n. 1, p.79-87, 2000.

ARSENAULT, B.A.; WINTER, D.A.; MARTENIUK, R.G. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. **Ergonomics**, v. 29, n. 5, p. 665-76, 1986.

ARUIN, A.S.; HANKE, T.; CHAUDHURI, G. *et al.* Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: The effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. **Journal of Rehabilitation research and development**, v.37, p. 65-72, 2000.

BARBEAU, H.; ROSSIGNOL, S. Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. **Brain Research**, v. 412, n. 1, p. 84–95, 1987.

BARELA, J.A. Aquisição de habilidades motoras: do inexperiente ao habilidoso. **Motriz**, Rio Claro, v. 5, p. 53-57, 1999.

BARELA, J.A.; WHITALL, J.; BLACK, P.; *et al.* An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. **Human Movement Science**, v.19, n. 2, p. 251-273, 2000.

BATES, B.T.; MCCAWE, S.T. A comparison between forward and backward walking. **Proceedings of the North American Congress on Biomechanics: Human Locomotion**. Montreal, p. 307-8, 1986.

BAYAT, R.; BARBEAU, H.; LAMONTAGNE, A. Speed and temporal distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 19, n. 2, p. 115–124, 2005.

BEAUPRE, G.S.; LEW, H.L. Bone-density changes after stroke. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 85, n. 5, p. 464–72, 2006.

BJÖRKDAHL, A.; SUNNERHAGEN, K.S. Process skill rather than motor skill seems to be a predictor of costs for rehabilitation after a stroke in working age; a longitudinal study with a 1 year follow up post discharge. **BMC Health Services Research**, v. 7, n. 209, p. 1- 9, 2007.

BLACKBURN, M.; VAN VLIET, P.; MOCKETT, S.P. Reliability of measurements obtained with the Modified Ashworth Scale in the lower extremities of people with stroke. **Physical Therapy**, v. 82, n. 1, p. 25–34, 2002.

BOBATH, B. **Adult Hemiplegia: Evaluation and Treatment**. London: Heinemann, 1970.

BODEN-ALBALA, B.; SACCO, R. The stroke prone individual. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v. 9, n. 4, jul/ago, 1999.

BOHANNON, R.W. Determinants of transfer capacity in patients with hemiparesis. **Physiotherapy Canada**, v. 40, n. 1, p. 236-239, 1988.

BOHANNON, R.W. The relationship between static standing capacity and lower limb static strength in hemiparetic stroke patients. **Clinical Rehabilitation**, v. 1, n. 4, p. 287-291, 1987.

BOHANNON, R.; ANDREWS, A.W.; SMITH, M.B. Rehabilitation goals of patients with hemiplegia. **International Journal of Rehabilitation Research**, v. 11, n. 2, p. 181-3, 1988.

BOHANNON, R.W.; WALSH, S. Association of paretic lower extremity muscle strength and standing balance with stair-climbing ability in patients with stroke. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 1, n. 1; p.129-133, 1991.

BOHANNON, R.W.; SMITH, M. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. **Physical Therapy**, v. 67, n. 2, p. 206-207, 1987.

BORG, G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.14, n. 5, p. 377-81, 1982.

BORGHESE, A.; BIANCHI, L.; LACQUANITI, F. Kinematic determinants of human locomotion. **The Journal of Physiology**, v. 494, n. 3, p. 863–879, 1996.

BRASHEAR, A.; ROSS ZAFONTE, D.O.; MICHAEL CORCORAN, M.D. *et al.* Inter and intrarater reliability of the Ashworth scale and the disability assessment scale in patients with upper-limb poststroke spasticity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 10, p. 1349-1354, 2002.

BRUNNSTRÖM, S. In: **Movement therapy in hemiplegia**. London: Harper and Row, 1970.

BURDETT, R.G.; BORELLO-FRANCE, D.; BLATCHLY, C. *et al.* Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace. **Physical Therapy**, v. 68, n. 8, p. 1197-203, 1988.

CANNING, C.G.; ADA, L.; O'DWYER, N. Slowness to develop force contributes to weakness after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 1, p. 66-70, 1999.

CARNEIRO, L.C. **Análise da marcha para trás de adultos em ambiente terrestre e aquático**. Santa Catarina (Florianópolis), 2009. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID. Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

CARR, J.H; SHEPHERD, R.B. **Reabilitação neurológica: otimizando o desempenho motor**. Barueri: Manole, 2008.

CHENG, P.T., WU, S.H., LIAW, M.Y., WONG, M.K., TANG, F.T. Symmetrical bodyweight distribution training in stroke patients and its effect on fall prevention. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, p. 1650-4, 2001.

CHEN, C.L., CHEN, H.C., TANG, S.F.T., WU, C.Y., CHENG, P.T., HONG, W.H. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 82, p. 925-935, 2003.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H. *et al.* Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait & Posture**, v. 22 p. 51–56, 2005.

CHEN, G., PATTEN, C., KOTHARI, D.H., *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, 2005.

CHOI-KWON, S.; HAN, S.W.; KWON, S.U. *et al.* Poststroke fatigue: characteristics and related factors. **Cerebrovascular Disease**, v. 19, n. 2, p. 84-90, 2005.

CLARK, J.E. On becoming skillful: patterns and constraints. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v 66, n.3, p. 173–183, 1995.

CLARK, J.E.; PHILLIPS, S.J. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamical systems analysis. **Child Development**, v.64, n.4, p. 1143 –1157, 1993.

CLIFFORD, J. Managing disability from stroke. **Canadian Family Physician**, v. 32, p. 605–614, 1986.

COELHO, J.L.; ABRAHÃO, F.; MATTIOLI, R. Aumento do torque muscular após tratamento em esteira com suporte parcial de peso em pacientes com hemiparesia crônica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 8, n. 2, p. 137-143, 2004.

COLLEN, F.M. The measurement of standing balance after stroke. **Physiotherapy Theory and Practice**. v. 11, n. 2, p. 109-18, 1995.

DA CUNHA FILHO, I.T.; LIM, P.A.; QURESHY, H. *et al.* A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke patients. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 38, n. 2, p. 245–255, 2001.

DA CUNHA, I.T.; LIM, P.A.; QURESHY, H. *et al.* Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 9, p.1258–65, 2002.

DEGANI, A.M. **O andar hemiplégico em ambiente aquático.** 1990. 141f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Rio Claro, 2000.

DE QUERVAIN, I.A.; SIMON, S.R.; LEURGANS, S. *et al.* Gait pattern in the early recovery period after stroke. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 78-A, n. 10, p. 1506-1514, 1996.

CORRIVEAU, H., HEBERT, R., RAICHE, M., *et al.* Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v.85, p. 1095-101, 2004.

DEAN, C.M.; RICHARDS, C.L.; MALOUIN, F. Task-related circuit training improves performance of locomotor tasks in chronic stroke: a randomized, controlled pilot trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 4, p. 409–17, 2000.

DERAVE, W.; TOMBEUX, N.; COTTYN, J. *et al.* Treadmill exercise negatively affects visual contribution to static postural stability. **International Journal of Sports Medicine**, v. 23, n. 1, p. 44-9, 2002.

DETTMANN, M.A.; LINDER, M.T.; SEPIC, S.B. Relationship among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 66, n. 2, p.77-90, 1987.

DEVITA, P.; STRIBLING, J. Lower extremity joint kinetics and energetics during backward running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.23, n.5, p.602-10, 1991.

DOBKIN, B.H. An overview of treadmill locomotor training with partial body weight support: a neurophysiological sound approach whose time has come for randomized clinical trials. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 3, p. 157–165, 1999.

DOBKIN, B.H. Clinical practice. Rehabilitation after stroke. **The New England Journal of Medicine**, v. 11, n. 352, p. 1677–84, 2005.

DOBKIN, B.H. Strategies for stroke rehabilitation. **The Lancet Neurology**, v. 3, n. 9, p. 528-36, 2004.

DOYLE, P.J. Measuring health outcomes in stroke survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 12, p. 539-43, 2002.

DUNCAN, P.; STUDENSKI, S.; RICHARDS, L. *et al.* Randomized clinical trial of therapeutic exercise in subacute stroke. **Stroke**, v. 34, p. 2173-2180, 2003.

EARHART, G.M.; BASTIAN, A.J. Form switching during human locomotion: traversing wedges in a single step. **The Journal of Neurophysiology**, v. 84, n. 2, p. 605–615, 2000.

EICH, H.J.; MACH, H.; WERNER, C. *et al.* Aerobic treadmill plus Bobath walking training improves walking in subacute stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 18, n. 6, p. 640–51, 2004.

ENOKA, R.M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000. FINCH, L.; BARBEAU, H. Hemiplegic gait: new treatment strategies. **Physiotherapy Canada**, v. 38, n. 1, p. 36-41, 1986.

FLYNN, T.W.; CONNERY, S.M.; SMUTOK, M.A. *et al.* Comparison of cardiopulmonary responses to forward and backward walking and running. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 26, n. 1, p. 89-94, 1994.

FRIEDMAN, P.J. Gait recovery after hemiplegic stroke. **International Disability Studies**, v. 12, p.119-22, 1991.

FUGL-MEYER, A.; JAASKO, L.; LEYMAN, I. *et al.* The post stroke hemiplegic patient. I. A method for evaluation of physical performance. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 7, n. 1, p. 13-31, 1975.

GANDOLFO, C.; CONTI, M. Stroke in young adults: epidemiology. **Neurological Sciences**, v. 24, n. 1, p. 51-53, 2003.

GOLDIE, P.A.; MATYAS, T.A.; EVANS, O.M. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 10, p. 1074-82, 1996.

GRASSO, R.; BIANCHI, L.; LACQUANITI, F. Motor patterns for human gait: Backward versus forward locomotion. **Journal of Neurophysiology**, v. 80, n. 4, p. 1868-85, 1998.

GREGOR, R.J.; SMITH, J.L.; SMITH, D.W. *et al.* Hindlimb kinetics and neural control during slope walking in the cat:unexpected findings. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 17, p. 277-286, 2001.

GRESHAM, G.E.; DAWBER, T.R. Residual disability in survivors of stroke: the Framingham study. **The New England Journal of Medicine**, v. 293, n. 19, p. 954- 56, 1975.

HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R.E.; HEIDERSCHEIT, B.C. *et al.* A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 5, p. 297-308, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HANLON, M.; ANDERSON, R. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. **Gait & Posture**, v. 24, n. 3, p. 280-287, 2006.

HARRIS-LOVE, M. L.; FORRESTER, L.W.; MACKO, R.F. *et al.* Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 15, n. 2, p. 105-112, 2002.

HARRIS-LOVE, M.L.; MACKO, R.F.; WHITALL, J. *et al.* Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v.18, n. 3, p. 154-60, 2004.

HEIDERSCHEIT, B. C.; HAMILL, J.; VAN EMMERIK, E.A. Variability of stride characteristics and joint coordination among individuals with unilateral patellofemoral pain. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 18, p. 110–121, 2002.

HEIDERSCHEIT, B.C. Movement variability as a clinical measure for locomotion. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 419–427, 2000.

HENDRICKS, H.T.; VAN LIMBEEK, J.; GEURTS, A.C. *et al.* Motor recovery after stroke: a systematic review of the literature. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 1, p. 1629-37, 2002.

HERBER, V. **Características cinemáticas do andar para trás em indivíduos com hemiparesia**. Santa Catarina (Florianópolis), 2009. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano). Centro de Ciências da Saúde e do Esporte – CEFID. Universidade do Estado de Santa Catarina – UDESC.

HESSE, S.; BERTELT, C.; JAHNKE, M.T. *et al.* Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. **Stroke**, v. 26, n. 6, p. 976–81, 1995.

HESSE, S.; BERTELT, C.; SCHAFFRIN, A. *et al.* Restoration of gait in non-ambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body weight support. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 75, n. 10, p. 1087–1093, 1994.

HESSE, S.; KONRAD, M.; UHLENBROCK, D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 4, p. 421-427, 1999.

HESSE, S.; UHLENBROCK, D.; WERNER, C. *et al.* A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 9, p. 1158-1161, 2000.

HESSE, S.; WERNER, C. Poststroke motor dysfunction and spasticity: novel pharmacological and physical treatment strategies. **CNS Drugs**, v. 17, n. 15, p. 1093-107, 2003.

HILL, K.; ELLIS, P.; BERNHARDT, J. *et al.* Balance and mobility outcomes for stroke patients: a comprehensive audit. **The Australian Journal of Physiotherapy**, v. 43, n. 3, p.173-80, 1997.

HOLDEN, M.K.; GILL, K.M.; MAGLIOZZI, M.R. *et al.* Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness. **Physical Therapy**, v. 64, n. 2, p 35-40, 1984.

HOLT, K.J.; JENG, S.F.; HAMILL, J. Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride velocity. **Journal of Motor Behavior**, 27, n. 2, p. 164-178, 1995.

HSU, A. L.; TANG, P.F.; JAN, M.H. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 8, p. 1185–93, 2003.

JAFFE, D. L.; BRAUN, D.A.; PIERSON-CAREY, C.D. *et al.* Stepping over obstacles to improves walking in individuals with poststroke hemiplegia. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v. 41, n. 3, p. 283–92, 2004.

JONGBLOED, L.; STACEY, S.; BRIGHTON, C. Stroke rehabilitation: sensorimotor integration treatment vs. functional treatment. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 43, n. 6, p. 391-7, 1989.

JORGENSEN, H. S.; NAKAYAMA, H. ; RAASCHOU, H.O. *et al.* Stroke: Neurologic and functional recovery. The Copenhagen Study. **Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America**, v. 10, n. 4, p. 887- 906, 1999.

JUNEJA, G.; CZYRNY, J.J.; LINN, R.T. Admission balance and outcomes of patients admitted for acute inpatient rehabilitation. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 77, n. 5, p. 388-93, 1998.

KAWAMURA, K.; TOKUHIRO, A.; TAKECHI, H. Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width. **Acta Medica Okayama**, v. 45, n. 3, p. 179-84, 1991.

KELLY, J.O.; KILBREATH, S.L.; DAVIS, G.M. *et al.* Cardiorespiratory fitness and walking ability in subacute stroke patients. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 84, n. 12, p. 1780–5, 2003.

KENDALL, F.P.; MCCREARY, E.K.; PROVANCE, P.G. **Músculos – Provas e funções**. 4. ed. São Paulo:Manole, 1995.

KIM, C.M.; ENG, J.J. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. **Gait & Posture**, v. 20, n. 2, p. 140-146, 2004.

KIM, C.M.; ENG, J.J.; MACINTYRE, D.L. *et al.* Effects of isokinetics strength training on walking in persons with stroke: a double-blind controlled pilot study. **Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases**, v. 10, n. 6, p. 265–73, 2001.

KIM, M.; ENG, J. The Relationship of Lower-Extremity Muscle Torque to Locomotor Performance in People With Stroke. **Physical Therapy**, v. 83, n. 1, p. 49-57, 2003.

KIRTLEY, C.; WHITTLE, M.W.; JEFFERSON, R.J. The Influence of walking speed on gait parameters. **Journal of Biomedical Engineering**, v. 7, n. 4, p. 282–8, 1985.

KISNER, C.; COLBY, L. A. **Exercícios Terapêuticos fundamentos e técnicas**. 3. ed. São Paulo: Manole, 1998.

KNOTT, M.; VOSS, D.E. **Proprioceptive neuromuscular facilitation**, New York: Harper and Row, 1968.

KNUTSSON, E. Gait control in hemiparesis. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 13, n. 2-3, p. 101-8, 1981.

KNUTSSON, E.; RICHARDS, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. **Brain**, v. 102, n. 2, p. 405-30, 1979.

KOSAK, M.C.; REDING, M.J. Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing walking post stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 14, n. 1, p.13–19, 2000.

KWAKKEL, G.; WAGENAAR, R.C.; KOLLEN, B.J. *et al.* Predicting disability in stroke—a critical review of the literature. **Age and Ageing**, v. 25, n. 6, p. 479-89, 1996.

LANGTON, H. The epidemiology of disabling neurological disorders. In: GREENWOOD, R.; BARNES, M.; MCMILLAN, T. *et al.* **Neurological rehabilitation**, London: Churchill Livingstone, 1993.

LAUFER, Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. **Journal of gerontology**, v. 60, n. 5, p. 627-32, 2005.

LAUFER, Y. The effect of treadmill training on the ambulation of stroke survivors in the early stages of rehabilitation: a randomized study. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 1, p. 69–78, 2001.

LAY, A.N., HASS, C.J., GREGOR, R.J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 9, p. 1621–1628, 2006.

LEGH-SMITH, J.; WADE D. T.; LANGTON-HEWER, R. Services for stroke patients one year after stroke. **Journal of Epidemiology & Community Health**, v. 40, n. 2, p. 161-165, 1986.

LEHMANN, J.F.; CONDON, S.M.; PRICE, R. *et al.* Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 68, n. 11, p. 763-71, 1987.

LELAS, J. L.; MERRIMANA, G.J.; RILEY, P.O. *et al.* Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. **Gait & Posture**, v. 17, n. 2, p. 106–12, 2003.

LEROUX, A.; FUNG, J.; BARBEAU, H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. **Experimental Brain Research**, v. 126, n. 3, p. 359-68, 2002.

LESSA, I. Epidemiologia das doenças cerebrovasculares no Brasil. **Revista da Sociedade de Cardiologia do Estado de São Paulo**, v. 4, p. 509-18, 1999.

LIEPERT, J.; GRAEF, S.; UHDE, I. *et al.* Training-induced changes of motor cortex representations in stroke patients. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 101, n. 5, p. 321-326, 2000.

LISTON, R.; MICKELBOROUGH, J.; HARRIS, B. *et al.* Conventional physiotherapy and treadmill re-training for higher-level gait disorders in cerebrovascular disease. **Age and Ageing**, v. 29, n. 4, p. 311-8, 2000.

LOTUFO, P.A. Stroke in Brazil: a neglected disease. **São Paulo Medical Journal**, v. 123, n. 1, p. 3-4, 2005.

LUNDY-ECKMAN, L. **Neurociência: fundamentos para a reabilitação**. 1.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

MACKAY-LYONS, M.J. MAKRIDES, L. Exercise capacity early after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 12, p.1697–702, 2002.

MACKAY-LYONS, M.J.; MAKRIDES, L. Cardiovascular stress during a contemporary stroke rehabilitation program: is the intensity adequate to induce a training effect? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, n. 10, p. 1378-83, 2002.

MACKO, R.F.; DESOUSA,D.A.; TRETTER, L.D. *et al.* Treadmill aerobic exercise training reduces the energy expenditure and cardiovascular demands of hemiparetic gait in chronic stroke patients. **Stroke**, v. 28, p.326–30, 1997.

MACKO, R.F.; IVEY, F.M.; FORRESTER, L.W. *et al.* Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke: A randomized, controlled trial. **Stroke**, v. 36, p. 10, 2206–11, 2005.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 4. ed. São Paulo: Manole, 2005. 990 p.

MAKI, T.; QUAGLIATO, E.M.A.B.; CACHO, E.W.A *et al.* Estudo de Confiabilidade da Aplicação da Escala de Fugl-Meyer no Brasil. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.10, n.2, p.177-183, 2006.

MASSARO, A. Dia Mundial do AVC: Prevenção e tratamento adequado diminuem índice de seqüelas e melhoram qualidade de vida do paciente. **Revista Nutrição em Pauta**, ed. maio/junho, 2005.

MAYO, N.E.; WOOD-DAUPHINEE, S.; AHMED, S. *et al.* Disablement following stroke. **Disability & Rehabilitation**, v. 21, n. 5-6, p. 258- 68, 1999.

MCILROY, W.E.; MAKI, B.E. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 51A, n. 6, p. 289-296, 1996.

MICHAELSEN, S.M.; DANNENBAUM, R.; LEVIN, M.F. Task-specific training with trunk restraint on arm recovery in stroke: randomized control trial. **Stroke**, v. 37, n. 1, p. 186-92, 2006.

MICHAELSEN, S.M.; LEVIN M. F. Short-Term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke. A controlled trial. **Stroke**, v. 35, n. 8, p. 1914-19, 2004.

MINETTI, A. E.; ARDIGO, L. P. The transmission efficiency of backward walking at different gradients. **European Journal of Physiology**, v. 442, n. 4, p. 542–546, 2001.

MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Informações de saúde.** Disponível em: <<http://w3.datasus.gov.br/datasus/>>. Acesso em: 10 nov. 2009.

MIYAMOTO, S.T.; LOMBARDI JUNIOR, I.; BERG, K.O. *et al.* Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal Medical and Biological Research**, v. 37, n. 9, p. 1411-1421, 2004.

MOL, V.J.; BAKER, C.A. Activity intolerance in the geriatric stroke patient. **Rehabilitation Nursing**, v. 16, n. 6, p. 337-43, 1991.

MORAES, R.; CASTRO, E.M. Andar para frente e andar para trás em indivíduos idosos. **Revista Paulista de Educação Física**, v. 15, n. 2, p. 169-85, 2001.

MOTA, E.P.O.; CORDEIRO, P.B. Praticidade, confiabilidade e validade do protocolo de avaliação de marcha para pacientes hemiplégicos sequelados de acidente vascular cerebral. **Reabilitar**, v. 13, n. 13, p. 44-57, 2001.

MURRAY, M.P. ; SPURR, G.B. ; SEPIC, S.B. *et al.* Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. **Journal Applied Physiology**, v. 59, n. 1; p. 87-91, 1985.

MURRAY, M.P.; MOLLINGER, L.A.; GARDNER, G.M. *et al.* Kinematic and EMG patterns during slow, free, and fast walking. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 2, n.3, p. 272-80, 1984.

NADEAU, S.; ARSENAULT, A. B.; GRAVEL, D. *et al.* Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 78, n. 2, p. 123-130, 1999.

NAKAMURA, R.; WATANABE, S. ; HANDA, T. *et al.* The relationship between walking speed and muscle strength for knee extension in hemiparetic stroke patients: A follow-up study. **The Tohoku Journal of Experimental Medicine**, v. 154, n. 2, p. 111-113, 1988.

NATIONAL STROKE ASSOCIATION. **Stroke Survivors.** Disponível em: <http://www.stroke.org/site/PageServer?pagename=STROKE_SURV>. Acesso em: 29 de outubro. 2008.

NEWELL, K. M. Physical constraints to development of motor skills. In: THOMAS, J.R., organizador. **Motor Development During Childhood and Adolescence**, Louisiana: Burgess Publishing Company. p. 5-120, 1986.

NILSSON, J.; THORSTENSSON, A.; HALBERTSMA, J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. **Acta physiologica scandinavica**, v.123, n. 4, p. 457-75, 1985.

NUDO, R.J.; WISE, B.M.; SIFUENTES, F. *et al.* Neural substrates for the effects of rehabilitative training on motor recovery after ischemic infarct. **Science**, v. 272, p.1791–1794, 1996.

O’SULLIVAN, S.B.; SCHMITZ, T.J. **Fisioterapia: Avaliação e Tratamento.** 2.ed. São Paulo: Manole, 2004. 775 p.

OBBERG, T.; KARSZNIA, A.; OBBERG, K. Joint Angles parameters in gait: reference data for normal subjects, 10–79 years of age. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 31, n. 3, p. 199–213, 1994.

ÖKEN, O.; YAVUZER, G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 44, n. 2, p. 127-32, 2008.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MCBRIDE, I.D. Multivariate examination of data from gait analysis of persons with stroke. **Physical Therapy**, v. 78, n. 8, p. 814-828, 1998.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MCBRIDE, I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: A regression approach. **Physical Therapy**, v.74, n. 9, p. 872-885, 1994.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MONGA, T.N. *et al.* Work and power in gait of stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 72, n. 5, p.309-14, 1991.

OLNEY, S.J.; RICHARDS, C.L. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, n. 2, p.136-48, 1996.

OLSEN, T.S. Arm and leg paresis as outcome predictors in stroke rehabilitation. **Stroke**, v. 21, p.247-51, 1990.

OPILA-CORREIA, K.A. Kinematics of highheeled gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.71, n. 5, p. 304-9, 1990.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (2006). **Manual STEPS de Acidentes Vascular Cerebrais da OMS**: enfoque passo a passo para a vigilância de acidentes vascular cerebrais. Genebra, Organização Mundial da Saúde. Disponível em: <<http://www.paho.org/Portuguese/AD/DPC/NC/steps-stroke.pdf>>. Acesso em: 30 nov. 2009.

OUELLETTE, M.M. ; LE BRASSEUR, N.K.; BEAN, J.F. *et al.* High-intensity resistance training improves muscle strength, self-reported function, and disability in long-term stroke survivors. **Stroke**, v. 35, n. 6, p. 1404–9, 2004.

PANG, M.Y.C. ; ENG, J.J.; DAWSON, A.S. *et al.* Relation between ambulatory capacity and cardiorespiratory fitness in chronic stroke. **Chest**, v. 127, n. 2, p. 495–501, 2005.

PARTRIDGE, C.J. Physiotherapy approaches to the treatment of neurological conditions - an historical perspective. In: EDWARDS, S. **Neurological physiotherapy**. A problem-solving approach London: Churchill Livingstone, 1996.

PATLA, A.E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. **Gait & Posture**, v. 5, n. 1, p. 54-69, 1997.

PATTERSON, S.L.; FORRESTER, L.W.; RODGERS, M.M. *et al.* Determinants of walking function after stroke: differences by deficit severity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 88, n. 1, p. 115–9, 2007.

PAULA, A.I.; MAUERBERG-DECASTRO, E.; COZZANI, M.V. Desenvolvimento longitudinal do andar para frente e para trás: impacto da restrição ambiental. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 8, n. 4, p.73-81, 2006.

PERRY, J.; GARRETT, M.; GRONLEY, J.K. *et al.* Classification of walking handicap in the stroke population. **Stroke**, v. 26, n. 6, p. 982-989, 1995.

POHL, M.; MEHRHOLZ, J.; RITSCHER, C. *et al.* Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients, a randomized controlled trial. **Stroke**, v. 33, n. 2, p. 553-8, 2002.

POHL, P.S.; DUNCAN, P.W.; PERERA, S. *et al.* Influence of stroke-related impairments on performance in 6-minute walk test. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 39, n. 4, p. 439-44, 2002.

POLLOCK, M.L.; WILMORE, M.L. **Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para prevenção e reabilitação**. 2 ed. Rio de Janeiro: MEDSI, 1929. 718 p.

PODSIADLO, D., RICHARDSON, S. The timed “Up and Go” test: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. **Journal of American Geriatrics Society**, n. 39, p. 142-148, 1991.

POTEMPA, K.; LOPEZ, M.; BRAUN, L.T. *et al.* Physiological outcomes of aerobic exercise training in hemiparetic stroke patients. **Stroke**, v. 26, n. 1, p.101-5, 1995.

POWERS, S.K.; HOWLEY, E.T. **Fisiologia do Exercício: Teoria e Aplicação ao Condicionamento e ao Desempenho**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2000.

PRENTICE, S.D.; HASLER, E.N.; GROVES, J.J. *et al.* Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait & Posture**, v. 20, n. 3, p. 255-265, 2004.

PUH, U.; BAER, G.D. A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: A pilot study. **Disability & Rehabilitation**, v. 31, n. 3, p. 202-10, 2009.

RAMAS, J.; COURBON, A.; FAYOLLE-MINON, I. *et al.* Réentraînement à l’effort chez l’hémiplégique vasculaire: revue de la littérature. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 50, p. 28-41, 2007.

RILEY, P.O.; PAOLINI, G.; DELLA CROCE, U. *et al.* A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. **Gait & Posture**, v. 26, n. 1, p. 17-24, 2007.

ROOD, M.S. Neurophysiological mechanisms utilized in the treatment of neuromuscular dysfunction. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 33, p. 347-352, 1954.

RYERSON, S.D. Hemiplegia. In: UMPHRED, D.A. **Neurological Rehabilitation**, USA: Mosby, p. 741-786, 1994.

SALBACK, N.M.; MAYO, N.E. ; HIGGINS, J. *et al.* Responsiveness and Predictability of Gait Speed and Other Disability Measures in Acute Stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, n. 9, p. 1204-12, 2001.

SAUNDERS, D.H.; GREIG, C.A.; YOUNG, A. *et al.* Physical fitness training for stroke patients. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v.1, 2004.

SCHAECHTER, J.D. Motor rehabilitation and brain plasticity after hemiparetic stroke. **Progress in Neurobiology**, v. 73, n. 1, p. 61–72, 2004.

SEGURA, M.S.P. **O andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso.** São Paulo (Rio Claro), 2005. Dissertação (Mestrado em Motricidade). Instituto de biociência. Universidade Estadual Paulista.

SHARP, S.A.; BROUWER, B.J. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, n. 11, p. 1231-6, 1997.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor: Teoria e Aplicações Prática.** 2. ed. São Paulo: Manole, 2003. 592 p.

SILER, W.L., JORGENSEN; A.L., NORRIS; R.A. Grasping the handrails during treadmill walking does not alter sagittal plane kinematics of walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 78, p. 393-8, 1997.

SMITH, L.K.; WEISS, E.L.; LEHMKUHL, L.D. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom.** 5. ed. São Paulo: Manole, 1997. 538 p.

SOUSA, C.O; BARELA, J.A.; PRADO-MEDEIROS, C.L. *et al.* The use of body weight support on ground level: an alternative strategy for gait training of individuals with stroke. **Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation**, v. 6, n. 43, p. 1-10, 2009.

SPARROW, W.A.; IRIZARRY-LOPEZ, V.M. Mechanical efficiency and metabolic cost as measures of learning a novel gross motor task. **Journal of Motor Behavior**, v. 19, p. 240-64, 1987.

STOKES, V.P.; ANDERSSON, C.; FORSSBERG, H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. **Journal of Biomechanics**, v.22, n. 1, p. 43-50, 1989

STRATHY, G.M.; CHAO, E.Y.; LAUGHMAN, R.K. Changes in knee function associated with treadmill ambulation. **Journal of Biomechanics**, v.16, n. 7, p. 517-22, 1983.

TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; OLNEY, S.J.; NADEAU, S. *et al.* Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 10, p. 1211-8, 1999.

TEIXEIRA-SALMELA, L.F.; OLIVEIRA, E.S.G; SANTANA, E.G.S *et al.* Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, v. 7, n. 2, p.108-18, 2000.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; NADEAU, S.; MCBRIDE, I. *et al.* Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 33, p. 53–60, 2001.

TERBLANCHE, E.; PAGE, C.; KROFF, J. *et al.* The effect of backward locomotion training on the body composition and cardiorespiratory fitness of young women. **International Journal of Sports Medicine**, v. 26, n. 3, p. 214-9, 2005.

TERRONI, L. M.N.; LEITE, C.C.; TINONE, G. *et al.* Depressão pós AVC: fatores de risco e terapêutica antidepressiva. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 49, n. 4, p. 450-9, 2003.

THORSTENSSON, A. How is the normal locomotion program modified to produce backward walking? **Experimental Brain Research**, v.61, n. 3, p. 664-8, 1986.

THORSTENSSON, A.; NILSSON, J.; CARSON, H. *et al.* Trunk movements in human locomotion. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.121, n.1, p. 9-22, 1984.

THRELKELD, A.J.; HORN, T.S; WOJTOWICZ, G.M. *et al.* Kinematics, ground reaction force and muscle balance produced by backward running. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v.11, n. 2, p. 56–63, 1989.

TOKUHIRO, A.; NAGASHIMA, H.; TAKECHI, H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 66, n. 9, p. 610-3, 1985.

TURNBULL, G.I.; CHARTERIS, J.; WALL, J.C. A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 27, n. 3, p. 175-182, 1995.

VAN DER LINDEN, M.L.; KERR, A.M.; HAZLEWOOD, M.E. *et al.* Kinematic and kinetic gait characteristics of normal children walking at a range of clinically relevant speeds. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 22, n.6, p. 800-6, 2002.

VAN DEURSEN, R.W.; FLYNN, T.W.; MCCRORY, J.L. *et al.* Does a single control mechanism exist for both forward and backward walking? **Gait & Posture**, v.7, n.3, p.214-24, 1998.

VAN EMMERIK, R.E.; WAGENAAR, R.C.; WINOGRODZKA, A. *et al.* Identification of axial rigidity during locomotion in Parkinson disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, n. 2, 186–191, 1999.

VAN EMMERIK, E.A., HAMILL, J., MCDERMOTT, M.J. Variability and coordinative function in human gait. **Quest**, v. 57, n. 1, p. 102–123, 2005.

VILENSKY, J.A., GANKIEWICZ, E., GEHLSSEN, G. A kinematic comparison of backward and forward walking in humans. **Journal of Human Movement Studies**, v.13, n. 1, p.29-50, 1987.

VILLAR, F.A.S. Alterações centrais e periféricas após lesão do sistema nervoso central. Considerações e implicações para a prática da fisioterapia. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 2, n. 1, 1997.

VISINTIN, M.; BARBEAU, H.; KORNER-BITENSKY, N. *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, 1998.

VON SCHROEDER, H.P.; COUTTS, R.D.; LYDEN, P.D. *et al.* Gait parameters following stroke: a practical assessment. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 32, n. 1, p. 25-31, 1995.

WADE, D.T.; WOOD, V.A.; HELLER, A. *et al.* Walking after stroke: measurement and recovery over the first three months. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 19, n. 1, p. 25-30, 1987.

WAGENAAR, R.C.; BEEK, W.J. Hemiplegic gait: A kinematic analysis using walking speed as a basis. **Journal of Biomechanics**, v 25, n. 9, p. 1007-1015, 1992.

WALL, J.C.; CHARTERIS, J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. **Ergonomics**, v. 23, n. 5, p. 425-35, 1980.

WERNER, C.; LINDQUIST, A.R.; BARDELEBEN, A. *et al.* The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 21, n. 1, p.76–80, 2007.

WERNER, C.; VON FRANKENBERG, S.; TREIG, T. *et al.* Treadmill training with partial body weight support and electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: : a randomized crossover study. **Stroke**, v. 33, n. 12, p. 2895-901, 2002.

WINIKATES, J. Doença Vascular. In: ROLAK, L. **Segredos em neurologia**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul, p. 259-275, 1995.

WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of motor behavior**, v.15, n. 4, p.302–30, 1983.

WINTER, D. A. Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols. **Physiotherapy Canada**, v.37, p. 245-252, 1985.

WINTER, D. A.; PLUCK, N.; YANG, J.F. Backward walking: a simple reversal of forward walking? **Journal of Motor Behavior**, v.21, n.3, p.291-305,1989.

WOLFSON, L.I.; WHIPPLE, R.; AMERMAN, P. *et al.* Stressing the postural response, a quantitative method for testing balance. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 34, n. 12, p. 845-850, 1986.

YANG, Y.; YEN, J.G.; WANG, R.Y. *et al.* Gait outcomes after adicional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**, v. 19, n. 3, p. 264-273, 2005.

YANG, Y.R.; WANG, R.Y.; LIN, K.H. *et al.* Task-oriented progressive resistance strength training improves muscle strength and functional performance in individuals with stroke. **Clinical Rehabilitation**, v. 20, n. 10, p. 860-870, 2006.

ZAMPARO, P.; FRANCESCATO, M.P.; DE LUCA, G. *et al.* The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 5, n. 6, p. 348-52, 1995

APÊNDICES

APÊNDICE I – Estudo Piloto

APÊNDICE II – Termo de Consentimento Livre Esclarecido

APÊNDICE III – Consentimento para fotografias, vídeos e gravações

APÊNDICE IV - Formulário de identificação e avaliação da função motora

APÊNDICE V - Ficha de avaliação cinemática

APÊNDICE I

ESTUDO PILOTO

1. OBJETIVOS

1.1 Objetivo geral

Avaliar a viabilidade do estudo, bem como definir e ajustar o protocolo de coleta de dados de acordo com as possibilidades de instrumentação e dificuldades dos pacientes.

1.2 Objetivos específicos:

- 1.2.1 Capacitar os pesquisadores para a utilização dos instrumentos de medida;
- 1.2.2 Familiarizar os pesquisadores com os procedimentos de coleta;
- 1.2.3 Verificar o tempo necessário para a coleta de dados;
- 1.2.4 Apresentar e caracterizar as variáveis do estudo;
- 1.2.5 Identificar as dificuldades encontradas pelo paciente em realizar as tarefas propostas;
- 1.2.6 Estabelecer os critérios para as coletas de dados;
- 1.2.7 Identificar possíveis variáveis que possam interferir no estudo e necessitam ser controladas;

2 MÉTODO

A seguir, será apresentado o método utilizado para responder aos sete primeiros objetivos do estudo piloto.

2.1 Participantes do estudo

Participaram do estudo piloto um indivíduo com hemiparesia e um indivíduo saudável. O indivíduo com hemiparesia era do sexo masculino, com idade de 60 anos, apresentava hemiparesia esquerda e tempo de acometimento pelo AVE de 34 meses. O indivíduo cumpriu todos os quesitos dos critérios de inclusão, sendo inicialmente avaliado por um médico cardiologista professor do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, e posteriormente encaminhado a clínica CardioSport, onde realizou um teste ergoespiométrico com o mesmo médico cardiologista. O indivíduo foi instruído sobre a pesquisa, aprovada pelo Comitê de Ética da Instituição nº 88/2007, e então assinou o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), bem como um consentimento para fotografias, vídeos e gravações com informações a respeito dos procedimentos aos quais foi submetido e suas respectivas finalidades.

O indivíduo saudável era um estudante do Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano, com idade de 44 anos, que atendia os critérios de inclusão.

2.2 Local e data

A avaliação do indivíduo com hemiparesia foi realizada em dezembro de 2008, nas dependências do Cefid/Udesc, sendo utilizada uma sala de cinesioterapia para avaliação clínica e o Laboratório de Fisiologia do Exercício para a avaliação cinemática na esteira. A avaliação do indivíduo controle saudável foi realizada em março/2009 no Laboratório de Fisiologia do Exercício.

2.3 Instrumentos de medida

Os dados antropométricos foram obtidos por uma balança eletrônica com escala de 0,1Kg (Plenna, modelo MEA – O8128, escala de 0,1 kg) e fita métrica metálica. Os dados de FC(FC) foram obtidos através de um monitor de FCda marca Polar, modelo S 610I posicionado sobre o tórax do indivíduo, ao nível do ANEXO xifóide. Os dados cinemáticos foram adquiridos através de imagens do plano sagital obtidas por uma câmera filmadora digital da marca Panasonic modelo NV-GS85 Mini DV digital com frequência de 30Hz. O calibrador utilizado possuía dimensões 1,28 X 0,78m (altura x largura). Foi utilizada uma esteira da marca *Imbrasport*® modelo super ATL. Para a avaliação do grau de comprometimento motor e tônus foram utilizados respectivamente a Escala de Fulg-Meyer (EFM) e a escala modificada de Ashworth (Ashworth). O equilíbrio e a função locomotora no

plano e em escadas foram avaliados através do teste de levantar e andar (TLA), da escala de equilíbrio de Berg (BERG), do teste de velocidade de marcha em 10 metros (VM10m) e da cadência na subida de escadas (CE).

2.4 Procedimentos

2.4.1 Avaliação clínica

O indivíduo com hemiparesia foi submetido a avaliação clínica, sendo esta iniciada após o preenchimento da ficha de identificação. A avaliação foi realizada em dia distinto da avaliação cinemática, e foram realizados os testes: EFM, Ashworth, TLA, BERG, VM10m e CE. Todos os testes foram realizados conforme descritos previamente no método e presentes em anexo. O indivíduo do grupo controle não realizou nenhuma avaliação clínica.

2.4.2 Avaliação cinemática na esteira

Para a coleta do indivíduo com hemiparesia inicialmente foi organizado o ambiente do laboratório procedendo-se com o devido posicionamento e calibração da câmera de vídeo para a avaliação em um dos planos sagitais da esteira, e também colocação de panos pretos nos fundos da sala e janelas. A câmera foi posicionada a 2,6 m de distância da esteira.

A etapa seguinte foi a avaliação antropométrica do indivíduo: estatura (m), massa (kg), altura do joelho (distância compreendida entre a cabeça fibula e o solo), comprimento da coxa (distância entre o trocânter maior e o côndilo lateral do fêmur), e amplitude de movimento articular (ADM) passiva de tornozelo, joelho e quadril.

Em seguida o indivíduo colocou o seu traje, um *shorts* preto e vestiu o colete que o prenderia ao sistema de suporte de peso corporal, porém não foi realizada suspensão de peso corporal, sendo o sistema usado apenas com o intuito de prevenir qualquer eventual queda. Neste instante foi colocado o monitor de FC para o registro da mesma durante o experimento, e realizada a aferição da pressão arterial (PA) pré-teste. Para registro dos dados cinemáticos, marcadores reflexivos foram afixados com fita adesiva apropriada sobre os seguintes pontos anatômicos: dorso do pé, (alinhado com a segunda articulação metatarsofalangeana, localizado a 3 cm da mesma), maléolo lateral, epicôndilo lateral, trocânter maior e na porção lateral do tronco (alinhado com o marcador do trocânter, na altura do ANEXO xifóide). O indivíduo deslocou-se até a esteira, e o colete foi preso ao sistema de SPC (figura 1).

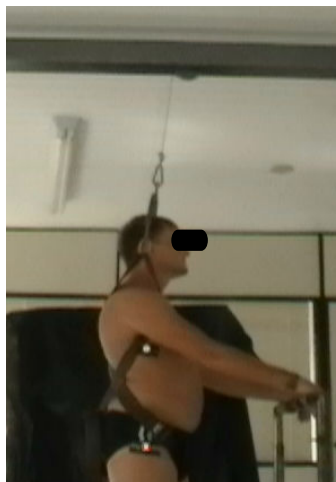


Figura 1. Preparação do indivíduo na esteira

Foi permitido aproximadamente 5 minutos para o indivíduo realizar a tarefa do andar para trás (AT) em velocidade de 0,8 km/h (0,22 m/s). O indivíduo em questão já estava habituado ao ambiente da esteira, bem como a tarefa de AT, então não foi necessário um período maior de adaptação. Em seguida, foi verificada uma velocidade confortável referida pelo paciente para realizar a tarefa do AT. Para isto, a velocidade foi sendo incrementada, com aumentos de 0,1 km/h, até que o indivíduo indicasse uma velocidade confortável. O paciente selecionou a velocidade a 1 km/h (0,28 m/s) como sendo uma velocidade confortável para suportar as variações de inclinação. Foi permitido que o indivíduo apoiasse suas mãos em uma barra localizada a sua frente, visto que com o aumento da velocidade, a tarefa ficava muito difícil de ser executada sem o apoio.

A coleta teve início pelo procedimento experimental com variação da velocidade, com inclinação zero da esteira, sendo filmado o membro inferior esquerdo (E) durante o andar para trás (AT). A velocidade inicial foi 0,6 km/h, ou seja, 0,17 m/s, sendo que esta velocidade foi selecionada com sendo a mínima possível, pois de acordo com Salbach *et al.* (2001), indivíduos com hemiparesia apresentando déficits severos apresentam velocidade de marcha até 0,30 m/s, e desta forma selecionou-se uma velocidade aquém da velocidade de um indivíduo com hemiparesia com comprometimento motor severo, para que o início da marcha iniciasse com velocidade baixa o suficiente para que fosse gradativamente aumentando, até que o indivíduo solicitasse o término do teste.

O procedimento experimental teve início com o indivíduo realizando o AT com velocidade de 0,6 km/h, permanecendo nesta mesma velocidade por cerca de 1 minuto. A velocidade foi progredindo até que o indivíduo referisse não mais conseguir manter a velocidade, ou estar muito cansado. A velocidade foi aumentando 0,1 km/h, até atingir 1,5

km/h (0,41 m/s), sendo esta referida como a máxima suportada pelo paciente. Em cada velocidade, foram filmadas 5 passadas válidas, e então era aumentada a velocidade. Foi utilizada a escala de Borg de 20 pontos para avaliação da percepção subjetiva de esforço durante a tarefa de AT.

Concluído este procedimento, o indivíduo referiu cansaço, sendo então realizada uma pausa onde o indivíduo sentou-se por cerca de 5 minutos. Em seguida teve início o procedimento com variação da inclinação da esteira, com velocidade constante durante o AT. Novamente, o indivíduo subiu na esteira, e andou para trás por 1 minuto na velocidade selecionada sem inclinação (1 km/h), e em seguida a inclinação foi aumentado gradativamente, passando para 2%, 4%, 6% e 8%. Em cada inclinação, foram filmadas 5 passadas válidas.

Em seguida foi realizada uma pausa para descanso novamente, e em seguida iniciaram-se os procedimentos de coleta do AF, sendo então filmada a perna contralateral, pois a câmera manteve-se na mesma posição. Definidos os procedimentos do AT na esteira, os mesmos foram reproduzidos no andar para frente (AF). Os procedimentos foram exatamente os mesmos, com as mesmas variações de velocidade e inclinação, sendo que entre cada procedimento (variação de velocidade, ou variação de inclinação em uma direção) eram realizadas pausas de 3 a 5 minutos para o paciente descansar. Terminados os procedimentos da marcha para frente, a câmera foi posicionada do outro lado da sala, e todos os experimentos foram repetidos, para frente e para trás, para filmar o AT da perna D e o AF da perna E. O tempo total da coleta foi de 3 horas, conforme descrito abaixo no item 2.1.3.

O indivíduo controle saudável realizou o mesmo procedimento com a mesma variação de inclinação e velocidade do indivíduo com hemiparesia. No indivíduo saudável foi realizada uma filmagem com velocidade de 2,0 km/h (0,55 m/s) durante o AT, com o objetivo de verificar (no caso de participantes subseqüentes deste estudo que deambulem a uma velocidade superior no AT) a confiabilidade da digitalização intra avaliador em velocidades mais rápidas, uma vez que a câmera utilizada possui frequência de aquisição de 30 Hz.

Após a filmagem, os vídeos foram editados através do *software InterVideo® Winproducer™ 3 DVD*, e transformados em arquivos formando vídeos de uma passada de cada membro inferior em cada passada do AF e do AT em cada uma das condições experimentais com variação de velocidade e inclinação. Este mesmo *software* foi utilizado para cortar as passadas.

Foi definido que o início da passada do AF seria no momento do contato do calcanhar do membro a ser analisado com a esteira e terminaria com o segundo contato do calcanhar do

mesmo membro e, no AT, a passada teria início no momento da perda de contato do pé de um membro da esteira e terminaria com a próxima retirada do pé do mesmo membro.

Após este processo as imagens foram digitalizadas através do programa APAS. Foram marcados manualmente através deste programa os pontos anatômicos para reconstrução do modelo 2D. No software, inicialmente foi criado o modelo para digitalização dos 5 pontos, seguido pela elaboração do modelo de calibração bidimensional com coordenadas X e Y. Em seguida foi importado o arquivo de vídeo e iniciou-se a digitalização semi-automática dos pontos. Os pontos foram então transformados em coordenadas espaciais absolutas pelo *software*, foram filtrados com filtro tipo Butterworth com frequência de corte de 6Hz e em seguida os dados do deslocamento dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo e velocidades angulares calculados pelo *software* APAS foram exportados para o programa *Excel*.

3 RESULTADOS

A seguir serão apresentados por tópicos os resultados de acordo com cada objetivo específico (objetivos 1 a 8) definidos neste estudo piloto.

Objetivos 1.2.1 e 1.2.2: Capacitar os pesquisadores para a utilização dos instrumentos de medida e familiarizá-los com os procedimentos de coleta.

O primeiro e segundo objetivos do estudo piloto foram alcançados, e através dos resultados que serão apresentados posteriormente é possível verificar que diante dos instrumentos escolhidos e da forma com que foram utilizados, é possível responder aos objetivos propostos para este estudo.

Objetivo 1.2.3: Verificar o tempo total para a coleta de dados.

O tempo necessário para a avaliação motora é de aproximadamente 120 minutos. O indivíduo com hemiparesia precisa de pausa entre os testes, então é importante disponibilizar um tempo maior para a explicação dos mesmos, bem com período de descanso entre os testes.

A avaliação cinemática envolve aproximadamente 60 minutos para montagem e organização do laboratório, além de 30 minutos para preparação do indivíduo (medidas

antropométricas, aferição da PA, posicionamento dos marcadores, colocação do colete). O procedimento experimental com apenas uma câmera envolveu em torno de 90 minutos no total em função das pausas para descansar e para trocar a posição da câmera. O tempo total de atividade do paciente na esteira foi de aproximadamente 40 minutos com uma única câmera, sendo este tempo reduzido pela metade se forem utilizadas duas câmeras.

O tempo total de envolvimento do indivíduo durante os dois dias de coleta é de aproximadamente 240 minutos.

Objetivo 1.2.4: Apresentar e caracterizar as variáveis do estudo.

Serão apresentados alguns resultados preliminares da avaliação motora e das variáveis cinemáticas angulares, lineares e temporais do AT com o objetivo de apresentar e caracterizar as variáveis do estudo. Este tópico não tem a finalidade de realizar comparações ou inferir sobre as diferenças encontradas, uma vez que uma amostra de um indivíduo não permite uma análise quantitativa. Será apenas apresentado o comportamento de algumas variáveis do estudo em um indivíduo com hemiparesia e um indivíduo controle saudável. A tabela 1 apresenta os resultados da avaliação motora no indivíduo com hemiparesia.

Tabela 1: Avaliação clínica do indivíduo com hemiparesia.

Avaliação Clínica	Valores
Escala de Fugl-Meyer (0-34 pontos)	21
Velocidade de Marcha Confortável 10 metros (m/s)	0,9
Tônus extensores de joelho (Ashworth)	0
Tônus flexores plantares (Ashworth)	1,5
Equilíbrio pela Escala de Berg (0-56 pontos)	52
Cadência para subir escadas (degraus/min)	70,2
Teste de Levantar e Andar (s)	12,2

A velocidade máxima durante o AT no experimento com variação da velocidade foi de 1,5 km/h (0,4166 m/s). O teste foi interrompido com esta velocidade, pois foi constatado que na velocidade de 1,6 km/h o indivíduo com hemiparesia não conseguia manter um ritmo natural da marcha, realizando pequenos tropeços. A percepção de esforço subjetivo do indivíduo através da escala de Borg de 20 pontos, para esta velocidade estava em 15 pontos, indicando um exercício cansativo. Quanto a variação da inclinação, o indivíduo tolerou bem a inclinação de 8%, embora referisse cansaço nas pernas. As figuras 1 e 2 mostram o comportamento da FC, bem como a percepção subjetiva do esforço durante as variações de velocidade e variações de inclinação da esteira no AT e AF do indivíduo com hemiparesia.

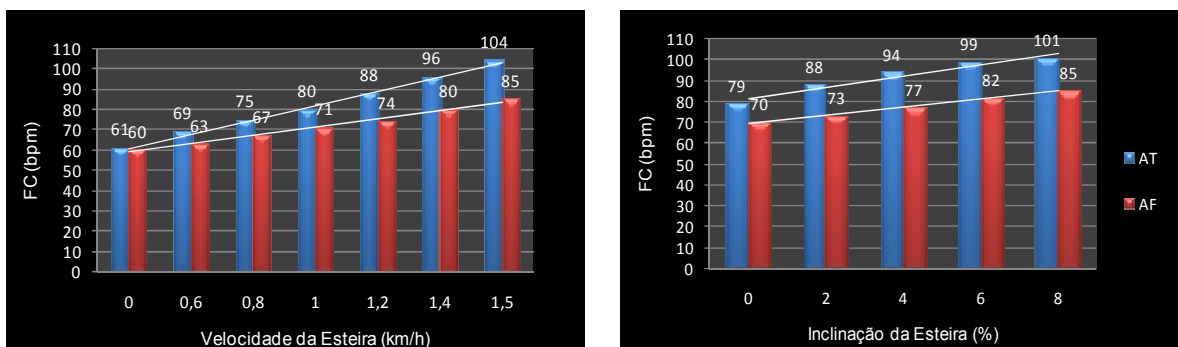


Figura 2. Freqüência Cardíaca (FC) durante as variações de velocidade da esteira (à esquerda) e inclinações da esteira (à direita). Barra azul representa a tarefa de andar para trás, e barra vermelha o andar para frente.

Pode ser observado no indivíduo com hemiparesia um comportamento com aumento progressivo da FC com o incremento da velocidade da esteira, tanto do AF como no AT, sendo a variação da mesma maior durante a tarefa de AT. Durante o AT, a variação da FC entre o início da atividade e o final foi de 43 bpm, e no AF a FC variou 25 bpm. O maior valor foi durante o AT, sem inclinação, na velocidade de 1,5 km/h, chegando o valor a 64,3% da máxima prevista para este indivíduo. Deve ser considerado que o indivíduo fazia uso de betabloqueadores, (Atenolol, 50mg), o que podem influenciar na resposta cardiovascular ao exercício.

Também é possível verificar que a inclinação provocou aumento progressivo na FC, sendo este também mais acentuado na tarefa de AT. Quanto a percepção subjetiva do esforço, a tarefa do AT demonstrou ser mais exaustiva, especialmente com o incremento da velocidade da esteira, como pode ser observado na figura 3 a seguir.

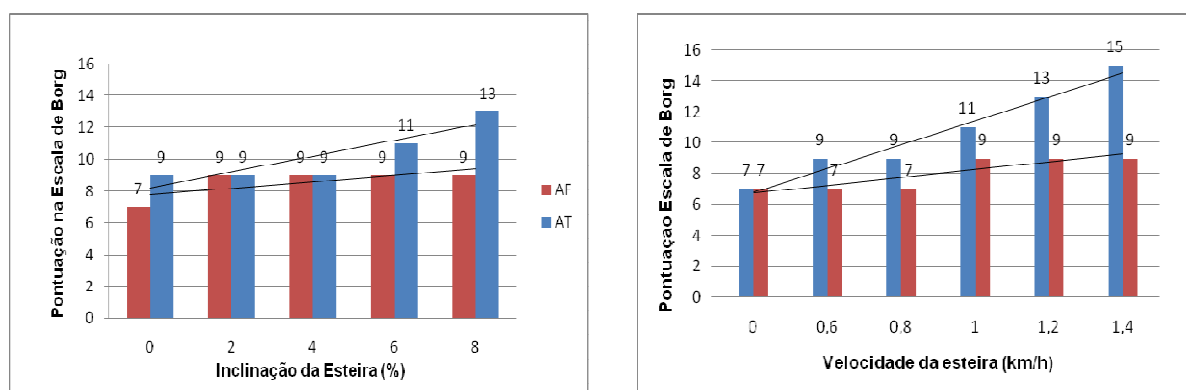


Figura 3. Percepção Subjetiva do Esforço (Escala de Borg) durante as variações de velocidade da esteira (à esquerda) e inclinações da esteira (à direita). Barra azul representa a tarefa de andar para trás, e barra vermelha o andar para frente.

Para apresentar as variáveis cinemáticas neste estudo piloto, foi digitalizada e analisada a tarefa do AT na velocidade máxima alcançada pelo indivíduo com hemiparesia (1,5 km/h), sendo esta mesma tarefa analisada no indivíduo controle saudável. A tabela 2 apresenta as variáveis angulares analisadas para joelho e quadril durante o AT nesta velocidade, no membro inferior (MI) afetado e membro inferior não afetado do indivíduo com hemiparesia e no MI D do indivíduo controle. Os valores representam médias de 3 tentativas digitalizadas.

Tabela 2: Média e desvio padrão das variáveis angulares (°) do joelho e quadril do MI afetado e MI não afetado do indivíduo com hemiparesia e MI direito do indivíduo controle no AT em esteira a velocidade de 1,5 km/h (0,4166 m/s).

Variáveis	hemi perna afetada	hemi perna nao afetada	MI sujeito Saudável
JOELHO			
Máxima flexão (oscilação)	28,89±3,91	55,37±1,75	42,4±2,3
Máxima extensão (apoio)	0,71±0,22	0,63±0,76	0,15±0,11
Amplitude de flexão	27,37±4,29	50±0,89	40,79±2,3
Valor no início do ciclo da marcha	1,52±0,39	5,45±1,98	1,61±0,71
QUADRIL			
Máxima extensão	1,27±0,87	0,05±0,17	-11,39±0,93
Amplitude de extensão	18,07±0,72	29±0,77	22,31±1,57
Amplitude de flexão	15,49±1,17	25,52±2,84	20,11±1,86

É possível observar que os valores de máxima flexão, bem como a amplitude de flexão do joelho são superiores no membro inferior não afetado. Ainda, o valor angular do joelho no início do ciclo da marcha do AT é maior na perna não afetada, indicando que no momento da perda de contato do pé com a esteira, a perna não afetada encontra-se com maior flexão de joelho. Observa-se também que no membro inferior afetado o quadril não chega a atingir zero grau (0°) de flexão, com menores amplitudes articulares de extensão. No indivíduo controle é possível observar uma maior extensão do quadril.

A Figura 16 apresenta o resultado qualitativo do indivíduo com hemiparesia representativo para as curvas da variável angular do joelho e quadril do MI afetado (linhas pretas) e não afetado (linha cinza). Pode ser observado que a morfologia das curvas de deslocamento angular do joelho do AT no MI não afetado e afetado é semelhante, no entanto, o membro inferior afetado apresenta menores amplitudes de flexão de joelho. No quadril, é possível observar menores valores de flexão de quadril no início e no final da passada no membro inferior afetado durante o AT.

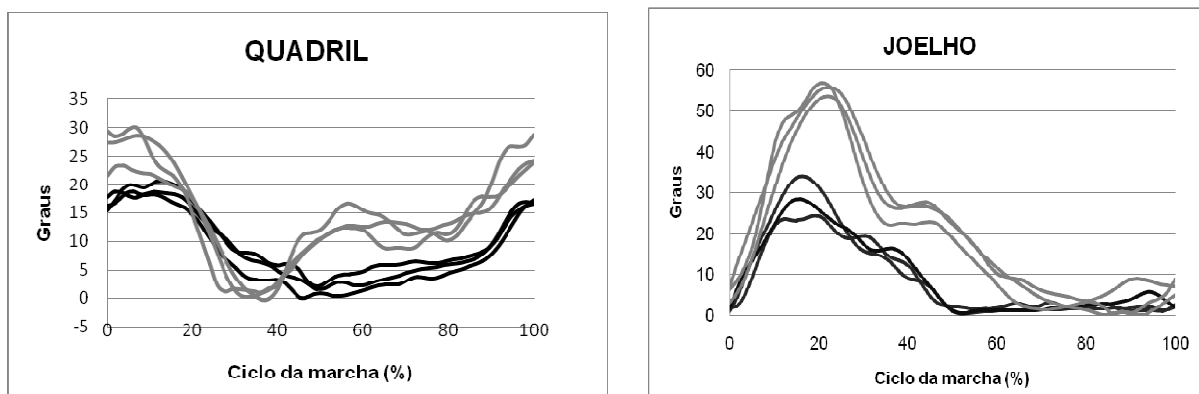


Figura 4: Descrição dos ângulos articulares do quadril e joelho em um indivíduo com hemiparesia durante o AT com velocidade de 1,5 km/h na esteira. Linha cinza representa o membro inferior não afetado, linha preta representa o membro inferior afetado.

A figura a seguir mostra o comportamento do deslocamento angular do quadril e joelho do indivíduo controle durante o AT na velocidade de 1,5 km/h.

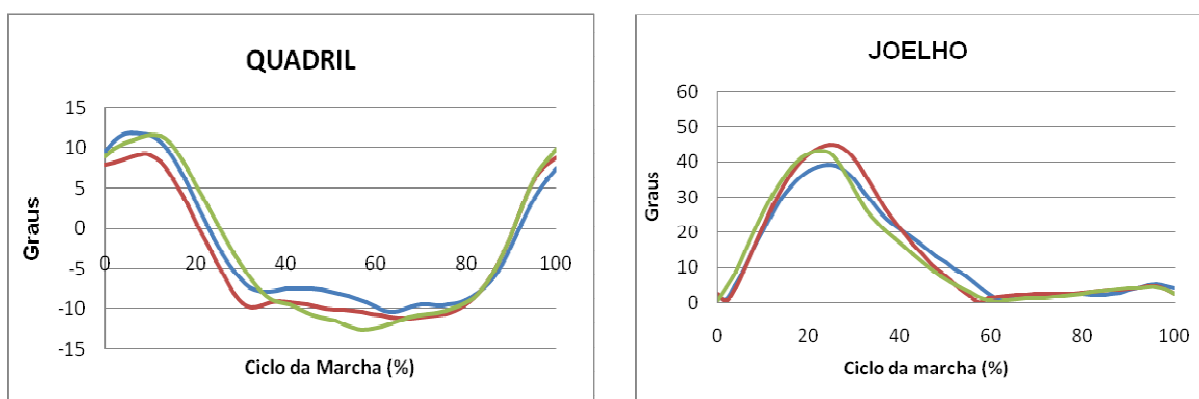


Figura 5: Descrição dos ângulos articulares do quadril e joelho em um indivíduo controle saudável durante o AT com velocidade de 1,5 km/h na esteira.

Foram plotados os deslocamentos angulares do joelho do membro inferior afetado do indivíduo com hemiparesia nas diferentes situações de inclinação, com velocidade de marcha constante de 1,0 km/h durante o andar para trás. No indivíduo saudável, foram plotados os deslocamentos angulares do joelho sem inclinação e com inclinação de 8% da esteira.

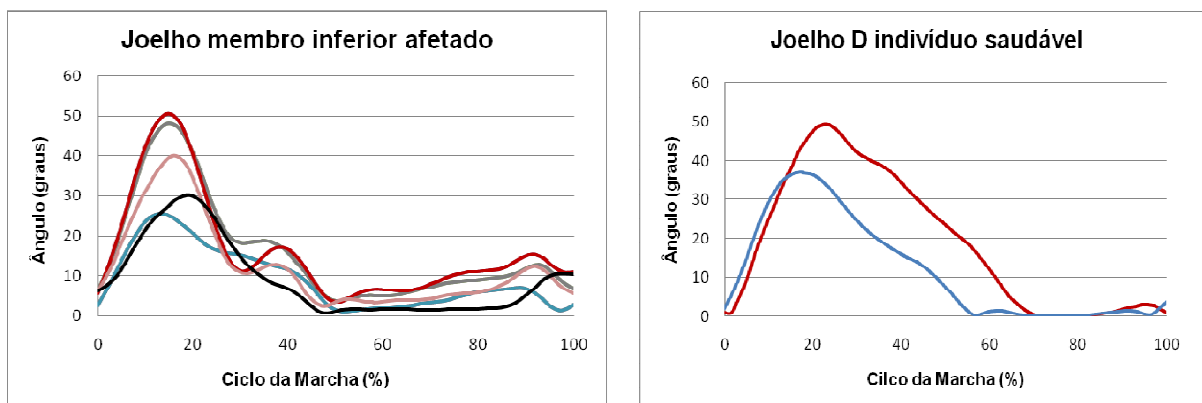


Figura 6: Descrição dos ângulos articulares do joelho do indivíduo com hemiparesia (à esquerda) e do um indivíduo controle saudável (à direita) durante o AT com velocidade de 1,0 km/h na esteira. Linha azul 0% inclinação, linha preta 2%, linha rosa 4%, linha cinza 6% e linha vermelha 8% de inclinação da esteira.

Qualitativamente é possível identificar neste indivíduo diferenças nos ângulos máximos de joelho com as diferentes inclinações, sendo maior o valor conforme aumenta a inclinação da esteira durante o AT.

Para apresentar o comportamento do deslocamento angular do tornozelo na esteira foi selecionada uma passada do AT e uma passada do AF do indivíduo controle saudável em velocidade de 1,5 km/h. Os deslocamentos angulares do tornozelo no AT e AF podem ser observados na figura a seguir. Valores negativos indicam flexão plantar, e positivos dorsiflexão.

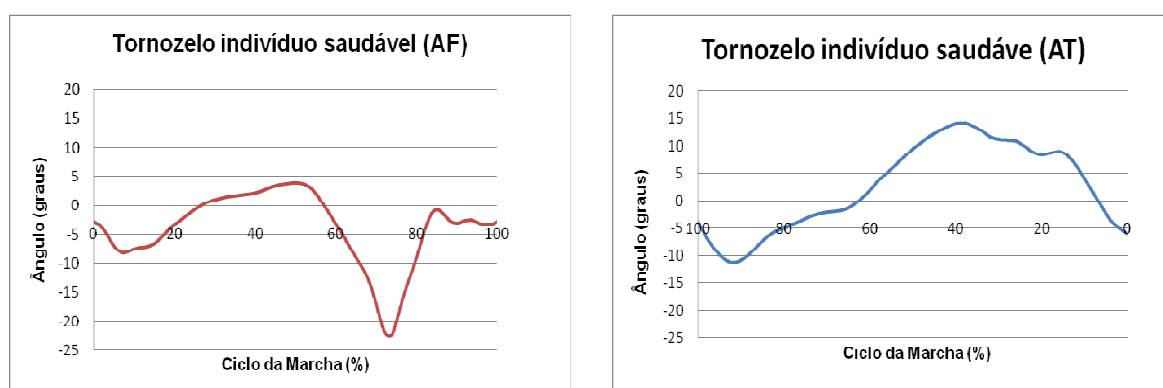


Figura 7. Deslocamento angular do tornozelo do indivíduo saudável na esteira com velocidade de 1,5 km/h. Figura da direita apresenta o andar para frente, figura a esquerda apresenta o andar para trás. No AT o eixo X foi invertido, iniciando da direita para a esquerda para fins comparativos.

Os valores da variável cinemática linear (comprimento da passada) e das variáveis temporais (duração do apoio, duração da oscilação e duração da passada) durante o AT na velocidade de 1,5 km/h dos dois indivíduos estudados estão apresentados na tabela 03. Além destas variáveis, são também apresentados os índices de simetria, sendo estes calculados pela

razão dos valores do membro inferior afetado/membro inferior não afetado para as variáveis percentual de duração do apoio, percentual de duração do balanço, duração da passada e frequência da passada. Quanto mais distante de 1 estiverem os valores, mais diferente se encontra o membro inferior afetado do não afetado, e assim, mais assimétricos são os membros. O valor deste índice informa também a direção da assimetria. Índices acima de 1 indicam que o valor do MI afetado é superior ao do MI não afetado, enquanto que índices menores que 1 indicam o contrário.

Tabela 3. Variáveis espaço-temporais e índices de simetria (IS) na velocidade de 1,5 km/h.

Variável	Indivíduo com hemiparesia		Indivíduo controle
	MI afetado	MI não afetado	
Comprimento da passada (m)	0,89±0,0107	0,905±0,01	0,7607
Duração passada (s)	1,93±0,023	1,96±0,02	1,65 s
Duração Balanço (s)	0,693±0,001	0,561±0,001	0,48±0,023
Duração Apoio (s)	1,24±0,023	1,402±0,023	1,17±0,023
% Apoio	64±0,43	71,42±0,34	71±1,41
% Balanço	35,89±0,43	28,57±0,34	29±1,41
Frequência da passada	31,08±0,38	30,56±0,36	36,36
IS do apoio (%)		0,89	-----
IS do balanço (%)		1,25	-----
IS duração passada		0,98	-----
IS frequência passada		1,02	-----

MI = membro inferior; IS = índice de simetria

Através dos valores apresentados na tabela 3 percebe-se que os valores do membro inferior não afetado e do indivíduo controle são semelhantes para a variável percentual de duração de apoio e balanço. O percentual de apoio foi inferior no membro inferior afetado do indivíduo com hemiparesia. A frequência da passada foi maior no indivíduo controle, sendo o comprimento da passada menor neste indivíduo.

Para apresentar a variável coordenativa retrato de fase, foi selecionada a articulação do joelho do indivíduo controle saudável, e foram plotados os valores de velocidade angular (graus/s) x ângulo na tarefa do AT em velocidade de 1,5 km/h.

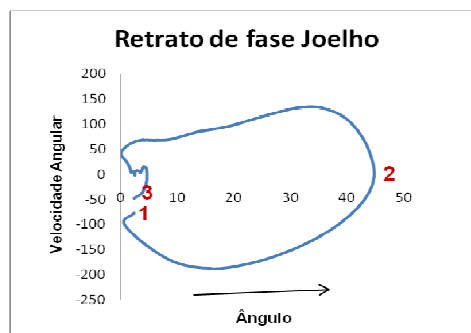


Figura 8. Retrato de fase do Joelho durante o AT de um indivíduo controle saudável. Os números 1, 2 e 3 representam o momento de perda de contato do pé na esteira (início do balanço), contato inicial com a esteira (início do apoio) e o final do apoio, respectivamente.

Através dos resultados do estudo piloto ainda não foi possível caracterizar o comportamento das variáveis cinemáticas angulares e espaço-temporais da marcha para trás, em virtude de terem sido analisados somente dois indivíduos. Todavia, através desses resultados, pode-se concluir que o método de análise consegue responder aos objetivos específicos do estudo.

Objetivo 1.2.5: Identificar as dificuldades encontradas pelos indivíduos em realizar as tarefas propostas.

O indivíduo com hemiparesia conseguiu realizar as tarefas propostas, embora tenha sido observado visível cansaço do indivíduo para a repetição do experimento em função de haver somente uma câmera. Por este motivo, ficou estabelecido que serão utilizadas duas câmeras, uma de cada lado da esteira para filmar os dois membros inferiores simultaneamente. Ainda, foi verificado que a tarefa de AT em esteira é muito difícil de ser executada sem o apoio dos membros inferiores, sendo as dificuldades relatadas tanto pelo indivíduo com hemiparesia como pelo indivíduo controle saudável.

Objetivo 1.2.6: Estabelecer os critérios para as coletas de dados.

Os seguintes critérios foram estabelecidos através das observações e constatações realizadas no estudo piloto:

- A coleta será realizada em dois dias distintos (1º dia - avaliação motora; 2º dia – avaliação cinemática), com intervalo de dois a sete dias entre os procedimentos;
- Um dia antes do procedimento experimental na esteira o indivíduo deverá realizar um período de familiarização a tarefa de andar na esteira, tanto para frente como para trás.

- Durante a avaliação cinemática haverá um intervalo para descanso ao término de cada procedimento experimental: AT com variação da velocidade, AF com variação da velocidade, AT com variação da inclinação, AF com variação da inclinação.
- Foi verificado que a tarefa de AT na esteira é bastante instável e difícil de ser realizada sem o uso dos braços para apoio, mesmo no indivíduo saudável. Sendo assim, ficou estabelecido que será permitido que o indivíduo apoie as mãos sobre a barra a sua frente, porém este será instruído a minimizar o suporte de mãos para apenas o necessário para estabilizar o equilíbrio na esteira, além de evitar a inclinação do corpo em direção ao apoio.
- Durante o estudo piloto não foi possível colocar o marcador do tronco no acrômio, pois foi constatado que a imagem deste ponto se perderia no momento que a esteira se elevasse. Considerando que na data do estudo piloto as dimensões da sala não permitiam maior afastamento da câmera, esta foi a alternativa encontrada. Ficou determinado que serão realizadas adaptações na sala para permitir o melhor posicionamento das câmeras com melhor visualização dos marcadores.

Objetivo 1.2.7: Identificar possíveis variáveis que possam interferir no estudo e necessitam ser controladas.

As variáveis já definidas na metodologia do estudo e confirmadas pelo piloto são:

- Vestuário: todos os indivíduos executarão o movimento com uma bermuda e regata de cor escura confortáveis, ou ainda roupas de banho de cor escura, a fim de destacar os marcadores reflexivos.
- Calçado: todos os indivíduos executarão o movimento com calçado confortável, que utilizam habitualmente, e serão colocados panos pretos ou fitas pretas sobre o mesmo caso apresente uma cor clara.
- Ambiente de coleta: as avaliações serão realizadas em ambiente de laboratório, livre de qualquer risco à integridade física do indivíduo. Em todos os momentos o pesquisador estará presente.
- Condição Física: o indivíduo não poderá estar cansado, referindo fadiga antes da coleta de dados, a fim de não influenciar sobre a aquisição, sendo isto orientado verbalmente em contato prévio com os indivíduos.

APÊNDICE II

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA

Título do Projeto: “Efeito da inclinação e da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor durante o andar para trás de indivíduos com hemiparesia.”

Este estudo tem como objetivo verificar o efeito da variação da velocidade da esteira sobre os parâmetros da marcha no membro inferior afetado de indivíduos com hemiparesia durante o andar para trás. Pretende-se com esta pesquisa estudar o padrão locomotor desta tarefa (AT), contribuindo assim para que se possam traçar estratégias de treinamento de marcha para indivíduos que sofreram um AVE (derrame).

Sua participação no estudo tem como objetivo realizar uma avaliação enquanto você caminha em uma esteira para frente e para trás, em diferentes condições de velocidade e inclinação da esteira. A data e horário para as avaliações no CEFID/UDESC serão previamente marcados. Primeiro você irá participar de uma avaliação clínica, onde realizará testes de caminhada, teste de levantar de uma cadeira e caminhar, teste de subir degraus, teste de equilíbrio e outros testes onde você ficará deitado em uma maca, para ver como está a recuperação da sua perna afetada pelo derrame. Em outro dia você irá participar da avaliação na esteira. Você irá usar uma roupa escura confortável, e nós colocaremos marcadores reflexivos em pontos específicos do seu braço e das suas pernas. Você usará um colete preso ao teto que servirá para manter a sua segurança enquanto você caminha na esteira. Antes do procedimento você deverá participar de um período de familiarização a esteira, onde você irá caminhar para frente e para trás por aproximadamente 3 minutos para se acostumar com a esteira. No dia do experimento, você irá caminhar para frente e para trás em diferentes velocidades e diferentes inclinações da esteira enquanto é filmado, totalizando um período de aproximadamente 30 minutos, com períodos de descanso durante os procedimentos.

A sua pressão arterial, e frequência cardíaca serão monitoradas, antes, durante e ao final do procedimento. Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver somente medições não-invasivas. Você não terá benefício e/ou vantagens diretas em participar deste estudo, apenas irá contribuir para a análise de um movimento que pode tornar-se importante

meio de treinamento de locomoção em pessoas com problemas de origem neurológica, como o AVE (derrame), ou de origem traumato-ortopédica, assim como para população idosa.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão um fisioterapeuta (Angélica Cristiane Ovando), um acadêmico de fisioterapia e um professor do curso de Fisioterapia do CEFID/UDESC (Stella Maris Michaelsen).

Você possui a liberdade de desistir ou retirar seu consentimento do estudo a qualquer momento. A sua desistência não causará nenhum prejuízo a sua saúde ou bem estar físico.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número. Os resultados obtidos durante este estudo serão mantidos em sigilo, podendo ser utilizados para a produção de artigos técnicos e científicos, sendo seus dados pessoais não mencionados. A sua privacidade será mantida através da não-identificação do seu nome.

PESSOA PARA CONTATO:

Angélica Cristiane Ovando e Stella Maris Michaelsen

Telefone: (48) 3211 8789

Endereço: Rua Pascoal Simone, 358, Coqueiros, Florianópolis/SC

Solicitamos a vossa 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 e colaboração.

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.

Declaro que fui informado que posso me retirar do estudo a qualquer momento.

Nome por extenso

Assinatura _____ Florianópolis, ____ / ____ / _____.

APÊNDICE III**CONSENTIMENTO PARA FOTOGRAFIAS, VÍDEOS E GRAVAÇÕES**

Eu _____ permito que o grupo de pesquisadores relacionados abaixo obtenha fotografia, filmagem ou gravação de minha pessoa para fins de pesquisa, científico, médico e educacional.

Eu concordo que o material e informações obtidas relacionadas à minha pessoa possam ser publicados em aulas, congressos, palestras ou periódicos científicos. Porém, a minha pessoa não deve ser identificada por nome em qualquer uma das vias de publicação ou uso.

As fotografias, vídeos e gravações ficarão sob a propriedade do grupo de pesquisadores pertinentes ao estudo e, sob a guarda dos mesmos.

Nome do paciente/indivíduo: _____

Assinatura: _____

Se o indivíduo é menor de 18 anos de idade, ou é incapaz, por qualquer razão de assinar, o Consentimento deve ser obtido e assinado por um dos pais ou representante legal.

Equipe de pesquisadores:

Nomes: Stella Maris Michaelsen, Angélica Cristiane Ovando

Data e Local onde será realizado o projeto: _____

APÊNDICE IV

FORMULÁRIO DE IDENTIFICAÇÃO E AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

IDENTIFICAÇÃO			
Nome:		Iniciais:	N°:
Data de nasc.: / /	Idade:	Sexo:	
Endereço:			
			Telefone:
Escolaridade:		Profissão:	
Nome do(a) cuidador:			
Tempo do episódio do AVE:			
Lateralidade:		Lado acometido:	
Diagnóstico Médico:			
Médico Responsável:			

TABELA DE RESULTADOS DOS TESTES CLÍNICOS

DATA AVALIAÇÃO:	VALORES	
Escala de Ashworth	Ad. CF	
Pontuação: +1 = 1,5	Ext. Joelho	
	Sóleo	
	Gastrocnemio	
Teste de Fugl- Meyer		
Goniometria de flexão joelho	Passiva	D E
Goniometria de flexão de quadril	Passiva	D E
Gonimetria de extensão de quadril	Passiva	D Ë
Goniometria de tornozelo	Passiva	D E
TUG		
Teste de Thomas		
Teste de caminhada de 6 min		
Teste de velocidade de marcha em 10 Metros	Vel. Confortável (m/s)	
	Vel. Rápida (m/s)	

ANEXOS

ANEXO A- Carta de aprovação no comitê de ética em pesquisa da UDESC

ANEXO B - *Functional Ambulation Category*

ANEXO C- Teste de Thomas

ANEXO D - Teste para verificar a amplitude de flexão de joelho com o quadril em extensão

ANEXO E - Escala de Ashworth modificada por Bohannon e Smith (1997)

ANEXO F - Avaliação da Função Motora

ANEXO G – Escala de Borg

ANEXO A

CARTA DE APROVAÇÃO NO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UDESC

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
GABINETE DO REITOR

Florianópolis, 28 de agosto de 2009

Nº. de Referência 57/09

A Pesquisadora Prof. Stella Maris Michaelson

Analizamos o projeto de pesquisa intitulado “**Efeito da inclinação e da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor durante o andar para trás de indivíduos com hemiparesia**”, enviado previamente por V.S.^a. Desta forma, vimos por meio desta, comunicar que o Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos tem como resultado a **aprovação** do referido projeto.

Este Comitê de Ética em Pesquisa segue as Normas e Diretrizes Regulamentadoras da Pesquisa Envolvendo Seres Humanos – Resolução CNS 196/96, criado para defender os interesses dos indivíduos da pesquisa em sua integridade e dignidade e para contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos.

Gostaria de salientar que quaisquer alterações do procedimento e metodologia que houver durante a realização do projeto em questão e, que envolva os indivíduos participantes, deverão ser informadas imediatamente ao Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos.

Duas vias do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido deverão ser assinadas pelo indivíduo pesquisado ou seu representante legal. Uma cópia deverá ser entregue ao indivíduo pesquisado e a outra deverá ser mantida pelos pesquisadores por um período de até cinco anos, sob sigilo.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rudney da Silva

Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos – UDESC

ANEXO B***FUNCTIONAL AMBULATION CATEGORY***

- 0 - O indivíduo não pode andar ou requer auxílio de duas ou mais pessoas;
- 1 - o indivíduo precisa de suporte contínuo de uma pessoa que ajude com seu peso e equilíbrio;
- 2 - o indivíduo é dependente com suportes contínuos ou intermitentes com uma pessoa auxiliando no equilíbrio ou coordenação;
- 3 - o indivíduo precisa de apenas supervisão verbal;
- 4 - a ajuda é requerida para escadas e superfícies irregulares;
- 5 - o indivíduo pode andar independentemente em qualquer lugar.

ANEXO C

TESTE DE THOMAS

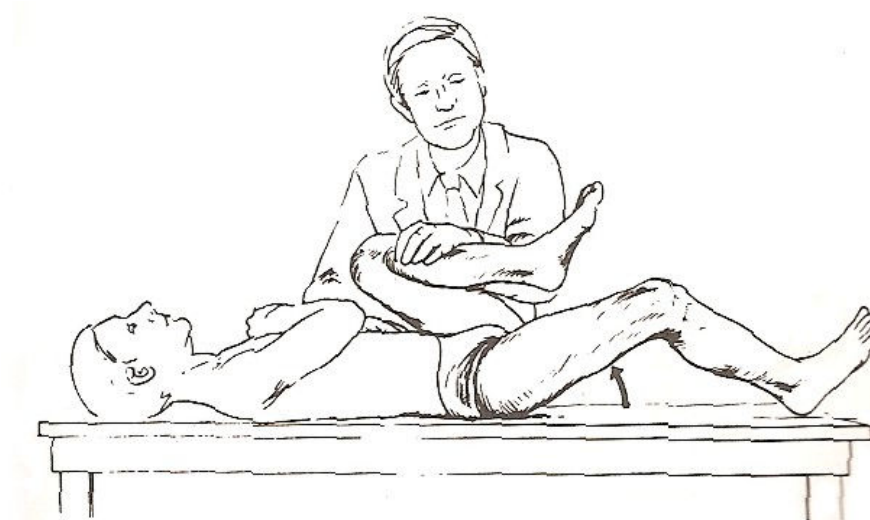
É um teste usado para se verificar se há contratura em flexão do quadril. A manobra de Thomas consiste na eliminação da atitude compensatória da pelve, para se observar a posição real do quadril. O paciente é colocado deitado. Realiza-se flexão de ambos os quadris. Com isto é desfeita a inclinação pélvica. Mantém-se o quadril normal em flexão máxima para segurar a pelve e, vagarosamente estende-se o quadril que se quer testar. Quando há contratura em flexão, o quadril não estende completamente e o ângulo formado entre a face posterior da coxa e o plano da mesa de exame corresponde à contratura em flexão existente (HOPPENFELD, 1999).

- Teste de Thomas

Negativo

Positivo

Graus: _____



**Figura 27. Teste de Thomas para avaliar a contratura em flexão do quadril.
Fonte: Hoppenfeld, 1999.**

ANEXO D

TESTE PARA VERIFICAR A AMPLITUDE DE FLEXÃO DE JOELHO COM O QUADRIL EM EXTENSÃO

Para garantir que as amplitudes de flexão de joelho durante o AT não sejam alteradas em função de limitações ortopédicas, a amplitude de flexão de joelho com o quadril em extensão foi mensurada pelo goniômetro, sendo que esta deveria ser de no mínimo de 90° para que o indivíduo fosse incluído no estudo.



Figura 28: Ilustração exemplificando a avaliação da amplitude articular do joelho com o quadril em extensão. Fonte: Kisner e Colby (1998)

ANEXO E

**ESCALA DE ASHWORTH
MODIFICADA POR BOHANNON E SMITH (1987)**

0	Sem aumento no tônus.
1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado na preensão e na liberação ou por resistência mínima.
1+	Leve aumento do tônus muscular, manifestado na preensão, seguido por resistência mínima em todo o restante (menos da metade) da ADM.
2	Aumento mais acentuado do tônus muscular em quase toda a ADM, mas a parte ou as partes afetadas movem-se facilmente.
3	Aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil.
4	Parte ou partes rígidas em flexão ou extensão

Pontuação: +1 = 1,5

MÚSCULO TESTADO	Pontuação
Adutores de coxo-femoral	
Extensores de joelho	
Sóleo	
Gastrocnemios	

ANEXO F

AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

Parte II - Membro Inferior

<p>TESTE DE FUGL- MEYER</p>

Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1 2 3 4

Lado acometido: Esquerdo Direito

I. Atividade Reflexa:

Flexores (aquileo, flexores do joelho)

Extensores (reflexo rotuliano)

*0: Ausencia de reflexos;**2: Presença de reflexos.*

II. Sinergias de

Flexão

Coxo-femoral Flexao

Joelho Flexão

Tornozelo Dorsi-flexão

*0: Nenhum movimento;**1: Movimento parcialmente realizado;**2: Movimento normal.***Extensão**

Coxo-femoral Extensão

Joelho Adução

Tornozelo Extensão

Tornozelo Flexao Plantar

*0: Nenhum movimento;**1: Movimento com pequena resistencia;**2: Movimento comparavel ao lado bom.*Total

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°)***Dorsi-flexão do tornozelo**

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversao do tornozelo)

2: Movimento normal (amplitude normal sem inversao do tornozelo)

IV. Movimentos voluntários com pouca ou fora das sinergias

a. Flexão do joelho > 90° sem flexao da coxo-femoral

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou coxo-femoral flexiona)

2: Movimento normal

b. Dorsi-flexao do tornozelo

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversao do tornozelo)

2: Movimento normal

V. Atividade Reflexa Normal

Aquileo, rotuliano e flexores do joelho

0: 2 a 3 reflexos fásicos são hiperativos

1: um reflexo hiperativo, ou 2 reflexos estão ativos

2: nenhum está hiperativo

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

a. Tempo para 5 repetições

Esquerda

Direita

b. Tremor

c. Dismetria

0: incoordenação marcada

1: ligeira incooedenação

2: movimento coordenado

d. Velocidade

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

Grande total

_____ / 34

ANEXO G**ESCALA DE BORG**

6	-
7	muito fácil
8	-
9	fácil
10	-
11	razoavelmente fácil
12	-
13	um pouco cansativo
14	-
15	cansativo
16	-
17	muito cansativo
18	-
19	Muito, muito cansativo
20	Exaustivo

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)