

VANESSA HERBER

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO ANDAR PARA TRÁS EM
INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

FLORIANÓPOLIS

2009

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

VANESSA HERBER

**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO ANDAR PARA
TRÁS EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

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

Orientadora: Stella Maris Michaelsen.

FLORIANÓPOLIS


2009

VANESSA HERBER

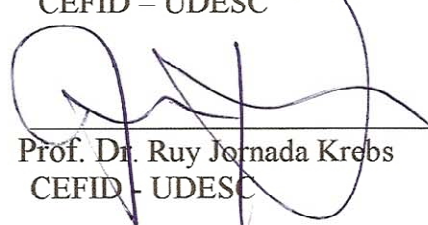
**CARACTERÍSTICAS CINEMÁTICAS DO ANDAR PARA
TRÁS EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA**

Dissertação aprovada pelo Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano do Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

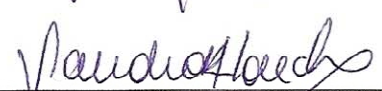
BANCA EXAMINADORA:

Orientadora: 

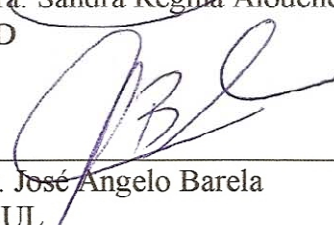
Prof.^a Dra. Stella Maris Michaelsen
CEFID – UDESC

Membro: 

Prof. Dr. Ruy Jornada Krebs
CEFID - UDESC

Membro: 

Prof.^a Dra. Sandra Regina Alouche
UNICID

Membro: 

Prof. Dr. José Angelo Barela
UNICSUL

Florianópolis - SC, 06 de março de 2009

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais e ao meu irmão pelo amor e carinho incondicional, pela compreensão e pela paciência necessária nos momentos difíceis, além da torcida e do apoio. Agradeço com muito amor por serem intensamente presentes em minha vida e vibrarem por mim e comigo em cada conquista.

Aos meus queridos avôs, minhas madrinhas (Neusa e Mirian), meus tios(as) e primos(as) que mesmo de longe, mentalizaram, rezaram e estão sempre torcendo por mim.

Agradeço aos grandes contribuintes para a realização desta etapa, primeiramente ao contexto CEFID/UEDESC que me acolheu desde os primeiros passos de minha formação.

Aos colegas do Laboratório de Biomecânica que me auxiliam desde o início da vida acadêmica, especialmente ao Prof. Alúcio e ao Prof. Mário que me oportunizaram o primeiro contato com a pesquisa.

À Prof.^a Stella Maris pela extrema dedicação no momento da orientação e acima de tudo, pela compreensão sempre que necessário, além de contribuir imensamente para meu conhecimento acadêmico, auxiliou em meu crescimento pessoal.

À Angélica e Mavie, grandes amigas do mestrado, por me auxiliarem em todos os momentos, elas foram muito importantes em toda esta etapa. Ao colega André pelos momentos de apoio, ao qual aprendi admirar pela determinação. À Letícia pelas discussões e pelos momentos de reflexão sobre o tema do trabalho. Ao Rodrigo que se mostrava disposto a ajudar sempre. Agradeço ainda a Isabela, nossa querida bolsista. Éramos apenas colegas de grupo de pesquisa, hoje os considero grandes amigos.

A todos os colegas do LADAP pelos momentos compartilhados, em especial ao Prof. Ruy pela contribuição para meu conhecimento acadêmico.

Aos meus queridos amigos, principalmente as “amigas” que compreenderam minha ausência, e que de perto ou de longe, sempre apoiaram, deram força e torceram por mim.

Aos participantes deste estudo em especial, aprendi muito com cada um deles, suas histórias de vida são lindas e é uma extrema satisfação poder contribuir de alguma forma para que os mesmos sintam-se melhor.

Aos colegas de mestrado pela oportunidade de conviver e aprender, muitos se tornaram meus amigos e permanecerão em minha vida.

Agradeço de coração a todos pelos momentos compartilhados e pelo conhecimento adquirido.

Com muito carinho, OBRIGADA!

RESUMO

HERBER, Vanessa; MICHAELSEN, Stella Maris. **Características cinemáticas do andar para trás em indivíduos com hemiparesia.**

O andar para trás (AT) tem sido utilizado como forma de treinamento locomotor em indivíduos com hemiparesia pós acidente vascular encefálico (AVE). No entanto pouco se sabe sobre as características cinemáticas do AT nesta população. A literatura descreve que na execução do AT é necessária a extensão do quadril combinada com a flexão do joelho, componentes que estão comprometidos nesta população. O objetivo deste estudo é comparar em indivíduos com hemiparesia as variáveis espaço-temporais e angulares entre o andar para frente (AF) e o AT e entre membros inferiores (MMII) no AT. Participaram do estudo 10 indivíduos ($56,4 \pm 8,4$ anos) com hemiparesia crônica ($30,6 \pm 25,1$ meses pós AVE). Os participantes apresentaram comprometimento motor de $25 \pm 4,4$ pontos no Fugl-Meyer-MI e velocidade de marcha de $0,92 \pm 0,3$ m/s. Marcadores foram colocados no acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho e maléolo lateral em ambos os lados. Os participantes foram filmados caminhando em uma velocidade confortável em cinco tentativas no plano sagital direito e cinco no esquerdo, nas tarefas do AF e AT, com uma câmera filmadora digital com frequência de 60 Hz. As variáveis cinemáticas analisadas foram comprimento, duração e velocidade da passada e duração do apoio, além das variáveis angulares do joelho e quadril. Os dados foram submetidos a ANOVA 2X2 [2 direções e 2 lados - MI não afetado (naf) e MI afetado (af)] e posterior contrastes com teste *t* de Student com correção de Bonferroni. As variáveis angulares foram em seguida submetidas a ANCOVA utilizando-se a velocidade do andar como co-variável. Os indivíduos com hemiparesia apresentam redução do comprimento e velocidade da passada e aumento da duração e do percentual de apoio da passada ($p=0,001$ para todos) no AT comparativamente ao AF. O MInaf permaneceu mais tempo apoiado tanto no AT quanto no AF. Ambos os MMII apresentaram valores de máxima flexão de joelho ($p=0,001$ e $p=0,005$) e máxima extensão de quadril significativamente menor ($p=0,001$ para ambos) no AT. Em geral, as diferenças na cinemática do quadril entre AF e AT permanecem quando a velocidade é utilizada como co-variável. Com relação à comparação entre os MMII no AT, observou-se que o MInaf apresentou maiores valores angulares (valor de p entre $p=0,006$ e $p=0,009$), exceto para máxima extensão do joelho, onde o MIaf apresentou valores maiores de extensão, isso devido a hiperextensão característica nesta população. A análise qualitativa da coordenação evidenciou um comportamento diferente entre MMII com uma preferência para movimentos simultâneos entre o quadril e joelho para 8/10 participantes assim como uma inclinação anterior do tronco durante o balanço no AT. O AT pode ser utilizado como recurso terapêutico apropriada para somar aos programas convencionais de reabilitação da marcha em indivíduos com hemiparesia. Sugere-se investigar o efeito do treinamento do AT sobre a coordenação inter-articular entre quadril e joelho.

Palavras-chave: Biomecânica. Andar para trás. Indivíduos com hemiparesia.

ABSTRACT

HERBER, Vanessa; MICHAELSEN, Stella Maris. **Kinematics characteristics of backward walking in adult individual with hemiparesis.**

The backward walking (BW) has been used in protocols for rehabilitation and training in individuals with stroke, however little is known about their characteristics in terms of kinematic variables and motor pattern. The literature describes that for the execution of BW it is necessary to combine hip extension with knee flexion, components that are compromised in this population. The aim of this study is to compare the spatial, temporal and angular variables between the BW and forward walking (FW) and between the lower limbs [affected (AF) and non affected (NA)] in the BW in individuals with hemiparesis following stroke. Participated in the study 10 adults ($56,4 \pm 8,4$ years) with chronic hemiparesis ($30,6 \pm 25,1$ months after the stroke onset), with lower limb motor score of $25 \pm 4,4$ in the Fugl-Meyer Scale, and gait speed of $0,92 \pm 0,3$ m/s. Reflexive markers were placed in the acromion, greater trochanter, lateral condyle of the knee and lateral malleolus, on both sides of lower limb. The subjects were instructed to walk at comfortable speed and five trials on each side of the sagittal plane (right and left) were captured with a digital camcorder with a frequency of 30 Hz, in both tasks, FW and BW. The Kinematics variables analyzed were the stride length, duration and speed and stance phase duration, and angular variables of knee and hip. For statistical analyses the ANOVA 2X2 (2 directions – BW and FW and 2 legs – AF and NF lower limbs) was used. In addition, it was used contrasts with T Student test and Bonferroni correction. The angular variables were submitted to the ANCOVA, and the speed was the co-variable. The individuals with hemiparesis have shown a decreased stride length and speed ($p=0,001$ e $p=0,001$) and increased duration and percentage of support in the stride ($p=0,001$) in BW compared to FW. The NA lower limb remained longer in stance in both conditions (BW and FW). Both lower limbs have presented a decrease in maximum knee flexion ($p=0,001$ e $p=0,005$) and maximum hip extension ($p=0,001$ e $p=0,001$) in BW. In general, the differences in the hip kinematics between the FW and BW remained when the speed was used as a co-variable. Regarding the comparison between the lower limbs during the BW, the NA lower limb has shown increased angular values (p values between $p=0,006$ e $p=0,009$) except for the maximum knee extension, where the AF lower limb showed increased extension values, probably because of a hyperextension which is typical in this population. Qualitative analyses of the coordination has shown a different behavior between legs, with a preference to simultaneous movements between hip and knee in 8 of the 10 participants, and anterior inclination of the trunk during swing in the BW. The BW could be an appropriate way of treatment that could be added to conventional gait rehabilitation programs in individuals with hemiparesis. We suggest further investigation on the effects of a BW training on the intra joint coordination between hip and knee.

Key words: Biomechanics; Backward walking. Individuals with hemiparesis

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: As subdivisões do apoio e suas relações com o padrão de contato bilateral com o solo.....	23
Figura 02: Movimento do joelho em amplitude normal durante um ciclo da marcha em caminhada livre.....	27
Figura 03: Movimento do quadril em amplitude normal durante um ciclo da marcha em caminhada livre.....	29
Figura 04: Hiperextensão do joelho.....	32
Figura 05: Ângulos do quadril, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão.....	34
Figura 06: Ângulos do joelho, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b).....	35
Figura 07: Representação dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo; linha sólida AF e linha pontilhada AT de uma passada.....	37
Figura 08: Marcadores Reflexivos Passivos.....	46
Figura 09: Calibrador de 4 pontos do sistema de cinemetria.....	46
Figura 10: Pontos anatômicos para análise dos valores cinemáticos.....	49
Figura 11: Divisões das fases de balanço da marcha no AF com o braço solto do MI afetado (1 apoio terminal; 2 pré-balanço; 3 toque do calcanhar).....	51
Figura 12: Divisões das fases de balanço da marcha no AT com o braço solto do MI afetado (1 pré-balanço; 2 toque dos dedos; 3 toque do calcanhar).....	51
Figura 13: Representação das variáveis angulares analisadas do joelho no andar para frente e andar para trás.....	54
Figura 14: Representação das variáveis angulares analisadas do quadril no andar para frente e andar para trás.....	55

Figura 15: Representação dos ângulos para análise cinemática.....	55
Figura 16: Média e desvio padrão do percentual de apoio do membro inferior não afetado e MI afetado no andar para frente e no andar para trás.....	60
Figura 17: Deslocamento angular do joelho do membro inferior (MI) não afetado, em cinco passadas, de um indivíduo com hemiparesia.....	62
Figura 18: Deslocamento angular do quadril do membro inferior (MI) não afetado de um indivíduo com hemiparesia.....	63
Figura 19: Média e desvio padrão da máxima flexão do joelho no membro inferior (MI) não afetado no andar para frente (AF) e no andar para trás (AT).....	65
Figura 20: Exemplo de coordenação entre joelho e quadril do membro inferior (MI) não afetado, no AF e AT	65
Figura 21: Comportamento das variáveis articulares do joelho de MI afetado, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia.....	67
Figura 22: Comportamento das variáveis articulares do quadril de MI afetado, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia	67
Figura 23: Média e desvio padrão da máxima flexão do joelho no MI afetado no andar para frente (AF) e no andar para trás (AT) no membro inferior (MI) afetado.....	68
Figura 24: Exemplo de coordenação entre joelho (linha contínua) e quadril (linha pontilhada) do MI afetado, no AF e AT.....	69
Figura 25: Comportamento das variáveis articulares do joelho de MI não afetado e MI afetado no AT, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia.....	70

LISTA DE TABELA

Tabela 01: Valores de amplitude média, duração e seqüencia do movimento do joelho durante ciclo da marcha.....	28
Tabela 02: Valores de amplitude média, duração e seqüencia do movimento do quadril durante ciclo da marcha.....	29
Tabela 03: Valor médio da velocidade durante o andar de hemiplégicos no solo.....	31
Tabela 04: Resultados médios e desvio padrão da avaliação motora dos MMII.....	58
Tabela 05: Resultados de média e desvio padrão das variáveis lineares e temporais comparando MI não afetado e MI afetado no AF e AT.....	59
Tabela 06: Resultados de média e desvio padrão das variáveis angulares (°) do joelho e quadril comparando AF e AT do MI não afetado.....	64
Tabela 07: Resultados de média e desvio padrão das variáveis angulares (°) do joelho e quadril comparando AF e AT do MI afetado.....	68

SUMÁRIO

I INTRODUÇÃO.....	14
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E PROBLEMA.....	14
1.2 OBJETIVOS.....	16
1.2.1 Objetivo Geral.....	16
1.2.2 Objetivo Específico.....	16
1.3 JUSTIFICATIVA.....	17
1.4 FORMULAÇÃO DAS HIPÓTESES.....	18
1.4.1 Hipóteses Específicas.....	18
1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	18
II REFERENCIAL TEÓRICO.....	20
2.1 A MARCHA HUMANA.....	20
2.1.1 Ciclo da marcha.....	21
2.1.2 Divisões do ciclo da marcha.....	22
2.1.3 Fases da marcha.....	24
2.2 PLANO SAGITAL DA MARCHA.....	26
2.2.1 Plano sagital do joelho.....	26
2.2.2 Plano sagital do quadril.....	28
2.4 PADRÕES DO ANDAR EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA.....	30
2.4.1 Fase de apoio.....	31
2.4.2 Fase de balanço.....	33
2.5 O ANDAR PARA TRÁS.....	35
2.5.1 Comportamento motor do andar para trás.....	36
2.5.2 O andar para trás e a reabilitação.....	39
III MÉTODO.....	42
3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO.....	42

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO.....	42
3.3 INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS.....	43
3.3.1 Avaliação da função motora.....	44
3.3.2 Avaliação cinemática.....	45
3.3.3 Medidas antropométricas.....	47
3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS.....	47
3.5 PROCEDIMENTO PARA COLETA DE DADOS.....	48
3.5.1 Avaliação da função motora.....	48
3.5.2 Avaliação cinemática.....	48
3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	50
3.7 ANÁLISE DOS DADOS.....	52
3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS.....	56
IV RESULTADOS.....	57
4.1 AVALIAÇÃO MOTORA.....	57
4.2 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS LINEARES E TEMPORAIS ENTRE O AF E AT DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO.....	58
4.3 ANÁLISE DOS VALORES ANGULARES DO JOELHO E QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AF E NO AT.....	60
4.4 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO ENTRE O AF E AT.....	61
4.5 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI AFETADO ENTRE O AF E AT.....	66
4.6 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AT.....	69
V DISCUSSÃO.....	71
5.1 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS LINEARES E TEMPORAIS ENTRE O AF E AT DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO.....	71
5.2 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO ENTRE O AF E AT.....	75

5.3 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI AFETADO ENTRE O AF E AT.....	79
5.4 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AT.....	81
VI CONCLUSÃO.....	84
VII LIMITAÇÕES DO ESTUDO.....	87
V REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	88
APÊNDICES.....	94
ANEXOS.....	107

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E PROBLEMA

O acidente vascular encefálico (AVE) é definido como uma síndrome de desenvolvimento rápido, com sinais clínicos de distúrbios da função cerebral, com sintomas que persistem por 24 horas ou mais, e nenhuma causa aparente senão de origem vascular (WHO, 2002).

O AVE apresenta-se como um importante agravo à saúde da população em nível mundial, apresentando-se como a segunda principal causa de morte e a razão mais comum de incapacidade neurológica no adulto (WHO, 2002). Nos casos em que a morte não acontece, o indivíduo fica com diferentes seqüelas, dentre elas, alterações motoras (BROWN, SLEIK & WINDER 2002).

Após o AVE a diminuição de força muscular e do controle motor leva a dificuldade em realizar várias tarefas de vida diária, reduzindo a independência funcional dos indivíduos com hemiparesia (TEIXEIRA-SALMELA et al., 2000). A incapacidade funcional que mais afeta a vida dos indivíduos após uma AVE é o déficit da marcha (LIN 2005). Sendo caracterizado por menor velocidade, cadência, comprimento da passada, amplitude articular, assimetria em variáveis espaço-temporal e aumento de custo energético mecânico (CHEN et al., 2005; OLNEY & RICHARDS, 1996).

O sinergismo anormal de flexão e extensão do membro inferior é uma das características do andar encontrado nos indivíduos com hemiparesia (KNUTSSON & RICHARDS, 1979). As sinergias anormais se manifestam no andar por meio da

extensão total ou flexão total, a utilização da sinergia flexora resulta na incapacidade de estender o joelho durante a flexão de quadril e da sinergia extensora na incapacidade de fletir o joelho durante a extensão do quadril (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

O desempenho e as dificuldades no controle motor da marcha em indivíduos com lesão neural podem ser esclarecidos através de dados biomecânicos relacionados à cinemática. Porém há poucas investigações do desempenho da marcha em indivíduos com hemiparesia, quando comparado a grande quantidade de estudos da marcha de indivíduos saudáveis. A maior parte desses estudos focaliza as variáveis temporais, sendo que os estudos relacionados às variáveis angulares são ainda mais reduzidos (CARR & SHEPHERD, 2008).

A reeducação locomotora de indivíduos com hemiparesia pode ser feita abordando-se as deficiências diretas da marcha após AVE, como a fraqueza, através de programas de fortalecimento, ou através da abordagem orientada à tarefa (HESSE et al., 1994; VISINTIN et al., 1998).

Sabendo-se que o andar pra trás vem sendo empregada como uma técnica de reabilitação e treinamento em indivíduos com problemas ortopédicos e neurológicos, torna-se importante sua investigação.

Considerando que o andar para trás, embora pouco usual, é uma forma de deslocamento embutida em inúmeros comportamentos. A característica coordenativa do andar para trás provavelmente seja uma derivação direcional da marcha para frente, ela depende de experiências ao longo do período de desenvolvimento das habilidades fundamentais (PAULA et al., 2006).

Para Davies (1996) a capacidade de andar para trás é necessária para muitas funções, por exemplo, mover-se para sentar em uma cadeira e ainda dar passos para trás faz parte do nosso mecanismo de equilíbrio de proteção.

O exercício de andar para trás tem sido utilizado para melhorar os componentes da marcha em indivíduos com hemiparesia. Para a execução da tarefa é necessária a extensão do quadril e a flexão do joelho, componentes que estão comprometidos nos indivíduos com hemiparesia que apresentam sinergia extensora em membros inferiores (DAVIES, 1996).

Através do exposto acima, pode-se constatar que o andar para trás tem sido utilizado em protocolos de reabilitação em indivíduos com hemiparesia. No entanto

pouco se sabe sobre as suas características em termos de variáveis cinemáticas e padrão motor.

Através destes conhecimentos, deparou-se com a curiosidade de entender: *Quais as características cinemáticas do andar para trás em indivíduos com hemiparesia?*

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

- Investigar as características cinemáticas do andar para trás em indivíduos com hemiparesia.

1.2.2 Objetivos Específicos

1. Comparar os parâmetros espaço-temporais entre o andar para frente e o andar para trás, do membro inferior não afetado e do afetado, em indivíduos com hemiparesia;
2. Comparar os valores angulares do joelho e do quadril no plano sagital, do membro inferior não afetado, entre o andar para frente e andar para trás em indivíduos com hemiparesia;
3. Comparar os valores angulares do joelho e do quadril no plano sagital, do membro inferior afetado, entre o andar para frente e andar para trás em indivíduos com hemiparesia;
4. Comparar os valores angulares do joelho e do quadril no plano sagital, entre o membro inferior afetado e não afetado no andar para trás em indivíduos com hemiparesia;

1.3 JUSTIFICATIVA

O andar para trás é utilizado no deslocamento do corpo para trás para realização de algumas tarefas, como por exemplo, sentar-se em uma cadeira ou sofá e fazer um recuo ao tentar atravessar uma rua movimentada (PAULA et al., 2006).

O uso do andar pra trás é uma técnica comum de treinamento e reabilitação empregada no tratamento de uma variedade de circunstâncias ortopédicas e neurológicas. Os profissionais que usam esta técnica como forma de reabilitação, afirmam que a força e a transferência de peso melhoram com o treino do andar para trás (THRELKELD, 1989).

A tarefa do andar para trás é um meio de aumentar a força dos músculos do quadríceps, sendo incorporada freqüentemente em programas de reabilitação, principalmente para lesões onde o andar para frente agrava a dor no joelho (LAUFER, 2005). Sendo recomendado também para melhorar o controle motor de indivíduos com hemiparesia, segundo Davies (1996) ele pode auxiliar e melhorar o andar para frente.

Recentemente, um estudo concluiu que o padrão assimétrico da marcha após um AVE em indivíduos com hemiparesia pode ser melhorado com um treinamento adicional do andar para trás (YANG, 2005).

Entretanto, são escassos os relatos sobre o andar para trás em indivíduos saudáveis e não se apresenta relatos na literatura sobre as características cinemática angulares do andar para trás em indivíduos com hemiparesia.

Este estudo justifica-se pela importância de se conhecer as características cinemáticas do andar para trás, o que pode auxiliar para uma melhor compreensão pelos profissionais da saúde deste movimento, sendo que o mesmo é utilizado como forma de reabilitação locomotora. O estudo torna-se relevante para posterior discussão da sua aplicação na reabilitação de indivíduos com hemiparesia e conseqüentemente sua contribuição para uma possível melhora na capacidade funcional dos mesmos.

1.4 FORMULAÇÃO DAS HIPÓTESES

1.4.1 Hipóteses Específicas

- Os parâmetros espaço-temporais do membro inferior não afetado e do afetado de indivíduos com hemiparesia são menores no AT comparativamente ao AF;
- Os valores angulares do joelho e do quadril do membro inferior não afetado de indivíduos com hemiparesia são menores no AT comparativamente ao AF;
- Os valores angulares e de amplitude articular do joelho e do quadril do membro inferior afetado de indivíduos com hemiparesia são menores no AT comparativamente ao AF;
- Os valores angulares do joelho e do quadril do MI afetado são menores em relação ao MI não afetado no AT;

1.5 DEFINIÇÃO DE TERMOS

Acidente Vascular Encefálico: é definido como uma síndrome de desenvolvimento rápido, com sinais clínicos de distúrbios da função cerebral, com sintomas que persistem por 24 horas ou mais, e nenhuma causa aparente senão de origem vascular (WHO, 2002).

Sinergias Anormais: são recrutamentos simultâneos de músculos em articulações múltiplas e segmentos do corpo, resultando em padrões estereotipados e relativamente fixos de movimento. A presença das sinergias anormais reflete a perda do fracionamento motor (recrutamento do músculo) e é provocada pelas lesões cortico-espinhais (SHUMWAY-COOK & WOOLLACOTT, 2003).

Hemiparesia: é a 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 (WHO, 2001).

2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo são abordados alguns tópicos considerados relevantes ao tema, com o intuito de embasar teoricamente os questionamentos do estudo e auxiliar na discussão dos resultados. Primeiramente aborda-se a marcha humana, em seguida o padrão do andar em indivíduos com hemiparesia, bem como o andar para trás e a tarefa funcional.

2.1 A MARCHA HUMANA

A marcha pode ser considerada um conjunto de movimentos rítmicos e alternados do tronco e extremidades visando à locomoção do corpo ou do seu centro de gravidade para frente (HEBERT, 1998). Winter (1991) afirma que o único propósito da marcha é o de transportar o corpo seguramente e eficientemente no solo. Hennig (1999) diz que a locomoção humana é resultante de várias atividades musculares, as quais habilitam o homem se mover de um local a outro no solo. Para Carr & Shephend (2008) a marcha é tão essencial para a independência como ficar em pé. A habilidade para caminhar de forma independente, além de ser a maneira mais eficaz de dirigir-se de um lugar a outro durante o dia-a-dia é uma atividade de vida enriquecedora.

Segundo Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) o ato locomotor é um movimento muito complexo, no entanto, a simplicidade de sua representação parte da premissa de que poucos parâmetros coordenativos e de controle descrevem a totalidade de sua estrutura.

A marcha utiliza uma seqüência de repetições de movimento do membro para mover o corpo à frente enquanto, simultaneamente, mantém a postura estável. Decorrente das seqüências envolverem uma série de interações entre os dois membros inferiores e a

massa total do corpo, a identificação dos numerosos eventos que ocorrem necessita de uma visão da marcha a partir de vários aspectos diferentes (PERRY, 2005).

Segundo Perry (1992) para melhor identificar e compreender os eventos envolvidos na marcha é possível classificar suas fases a partir de três pontos de vista distintos: 1) subdivisão do ciclo de acordo com as variações do contato recíproco entre pés e solo, consistindo na mais simples das classificações (fase de apoio e fase de balanço); 2) verificação das características espaço-temporais da passada (% tempo do ciclo); 3) identificação do significado funcional dos eventos do ciclo da marcha e designação desses eventos como suas fases funcionais. Essas fases serão abordadas a seguir.

2.1.1 Ciclo da marcha

O ciclo da marcha é definido como o período que ocorre entre o toque de calcanhar de uma extremidade e o subsequente toque de calcanhar da mesma extremidade (HEBERT, 1998).

Qualquer evento poderia ser selecionado como o início do ciclo da marcha, como o evento mais facilmente definido é o momento do contato com a superfície, essa ação geralmente tem sido selecionada como o início do ciclo (PERRY, 2005).

Segundo Berstein (1967) a marcha é uma das ações mais consistentes e flexíveis que desempenhamos. De modo geral, os indivíduos que exibem o mesmo padrão qualitativo de movimento apresentam uma eficiência ótima de um ciclo até o próximo. Winter (1989) afirma que, sobre uma grande variedade de cadências, apresentamos os mesmos deslocamentos angulares articulares, conseguindo este mesmo padrão em menos ou mais tempo. Bates & Hanson (1998) afirmam que o ciclo da marcha caracteriza o padrão da marcha de uma pessoa.

Os parâmetros espaço-temporais da marcha incluem a velocidade, o comprimento da passada, o comprimento do passo, a largura do passo e a cadência. A velocidade da marcha é calculada pela relação entre a distância percorrida em um determinado espaço de tempo. O comprimento da passada é a distância do contato inicial de um pé até o contato inicial sucessivo deste mesmo pé, o qual equivale a soma do comprimento do passo esquerdo e o comprimento do passo direito. A cadência

corresponde ao número de passos dados em um período de tempo (CHAMBERS & SHUTERLAND, 2002).

2.1.2 Divisões do ciclo da marcha

Cada ciclo da marcha é dividido em dois períodos, apoio e balanço, sendo apoio o termo utilizado para designar todo o período durante o qual o pé está em contato com a superfície, começando com o contato inicial. O balanço refere-se ao tempo que o pé está no ar para o avanço do membro, inicia-se no momento em que o pé é elevado da superfície (PERRY, 2005; CARR & SHEPHERD, 2008).

O fato dos humanos serem bípedes e de se locomoverem sobre o solo com apenas o contato de um pé em um período específico da marcha cria um maior desafio para o controle do equilíbrio (WINTER 1995).

As principais funções dos membros inferiores na fase de apoio da marcha podem ser descritas como: a) Apoio: a parte superior do corpo é sustentada pela prevenção do colapso dos membros inferiores; b) Equilíbrio: manutenção da postura ereta sobre a base de apoio; c) Propulsão (aceleração do corpo no espaço): geração de energia mecânica permitindo o adequado movimento de propulsão do corpo; d) Absorção: de energia mecânica, tanto para absorção do impacto como para diminuição da velocidade do corpo à frente. E na fase de balanço da marcha, a função principal dos membros inferiores é retirar o pé do chão e prepará-lo para o seu pouso sobre a superfície de apoio (CARR & SHEPHERD, 2008).

Segundo Perry (2005) o apoio é subdividido em três intervalos, de acordo com a seqüência de contato entre o solo e os dois pés. Os intervalos e sua duração são: a) *Duplo apoio inicial*: marca o começo do ciclo de marcha, é o momento no qual, ambos os pés estão no solo depois do contato inicial; b) *Apoio simples do membro*: inicia quando o pé oposto é elevado para o balanço, durante o intervalo de apoio único do membro, o peso total do corpo permanece nessa extremidade. A duração do apoio simples é o melhor índice da capacidade de apoio do membro; c) *Duplo apoio terminal*: inicia-se com o contato entre o solo e o outro pé (contato inicial contra lateral) e continua até o momento em que o membro original do apoio é elevado para o balanço

(desprendimento dos dedos ipsilateral). Os intervalos podem ser visualizados na figura 01.

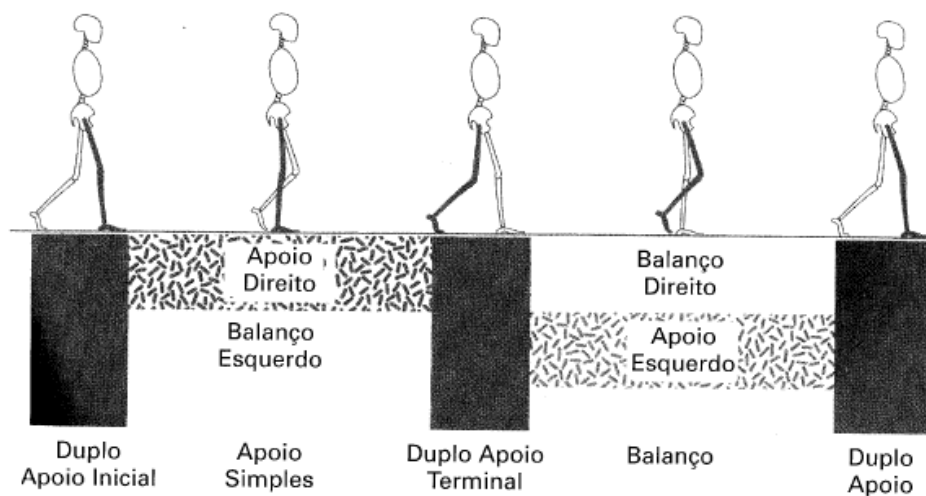


Figura 01: As subdivisões do apoio e suas relações com o padrão de contato bilateral com o solo.
Fonte: Perry (2005).

A distribuição normal é de 60% para o apoio e 40% para o balanço. A duração das fases de apoio é de 10% para cada intervalo de duplo apoio e 40% para o apoio simples. O apoio simples de um membro equivale ao balanço do outro, pois ocorrem simultaneamente (PERRY, 2005). Para Carr & Shepherd (2008), o ciclo da marcha pode ser representado por 58 a 61% de fase de apoio e 39 a 42% de fase de oscilação. Quando ocorre simetria, a fase de duplo apoio corresponde a cerca de 8 a 11% do ciclo.

Para Perry (2005) a duração precisa desses intervalos varia com a velocidade de marcha do indivíduo. Na velocidade de marcha habitual de 80m/min, os períodos de apoio e balanço representam respectivamente 62% e 38% do ciclo de marcha. A duração de ambos os períodos da marcha apresenta uma relação inversa com a velocidade da marcha. Tanto o tempo total de balanço como de apoio diminuem conforme o aumento da velocidade da marcha. Entretanto nas subdivisões do apoio existe uma relação diferente, o aumento da velocidade da marcha alonga proporcionalmente o apoio simples e encurta os dois intervalos de duplo apoio. O inverso é verdadeiro conforme a velocidade da pessoa diminui, apresentando um padrão de mudança curvilíneo.

Considerando que a indivíduos com hemiparesia estão na faixa etária de idosos, tornasse relevante ressaltar que a descoberta mais consistente e que se constata na

maioria dos estudos que investigaram o andar de idosos é que a velocidade do andar diminui com o avançar da idade (FERRANDEZ, PAILHOUS & DURUP, 1990; HIMANN et al., 1988; LAJOIE et al., 1996)

Há várias explicações que tentam justificar o porquê da diminuição da velocidade do andar dos idosos. Entre elas, podem ser mencionadas que a velocidade mais lenta, selecionada livremente e adotada pelos idosos, seria decorrente da diminuição na força muscular (NIGG, FISHER & RONSKY, 1994).

Ferrandes, Pailhous & Durup (1990) estudaram a modulação da velocidade da marcha, na qual os indivíduos realizavam seis tentativas com aumento progressivo de velocidade entre as tentativas. Foram testados indivíduos idosos de ambos os sexos, divididos em três grupos etários (65, 75 e 85 anos). Os resultados apontaram uma diminuição na velocidade com o aumento da idade, sendo que, o comprimento da passada aumentou junto com a velocidade, e a duração do duplo apoio diminuiu com o aumento da velocidade. Os autores concluíram que tanto o comprimento da passada quanto a duração do duplo apoio são resultantes da velocidade de deslocamento.

Entretanto, apesar da velocidade do andar ser menor nos idosos, não está claro em que idade esta lentidão torna-se mais acentuada. Himann et al. (1988) descobriram que a idade de 62 anos marca o início de um declínio acelerado na velocidade do andar (12 a 16% de declínio por década de idade).

2.1.3 Fases da marcha

Segundo Perry (2005), as fases da marcha designam os padrões de movimento realizados pelo quadril, joelho e tornozelo, relacionados às diferentes exigências funcionais. A passada apresenta oito padrões funcionais, conhecidos como fases, a combinação seqüencial das fases também possibilita ao membro realizar as três tarefas básicas: aceitação de peso, apoio simples e avanço do membro. Essas fases serão apresentadas a seguir, segundo a visão de Perry (2005):

a) Aceitação do Peso: é a tarefa de maior exigência no ciclo de marcha, necessitando de três padrões funcionais, absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. Duas fases da marcha estão envolvidas:

1ª Fase - Contato inicial: inclui o momento quando o pé acaba de tocar o solo, o membro é posicionado para iniciar o apoio com o rolamento do calcanhar. Ocorre em um intervalo de 0 a 2% do ciclo da marcha. De acordo com Hebert (1998) em marchas com padrão patológico, o contato inicial pode ocorrer com regiões do pé que não sejam o calcâneo;

2ª Fase - Resposta a carga: período de duplo apoio inicial começa com o contato inicial com o solo e continua até que o outro pé eleve-se para o balanço. Ocorre no intervalo entre 0 e 10% do ciclo da marcha. Tem como objetivos, absorção do choque, estabilidade para recepção do peso e preservação da progressão;

b) Apoio Simples: é marcado pela elevação do outro pé para o balanço que inicia o intervalo do apoio simples para o membro de apoio, continuando até que o pé oposto toque novamente o solo. Duas fases estão envolvidas, diferenciando-se primariamente pelos seus mecanismos de progressão:

3ª Fase – Apoio Médio: é a primeira metade do apoio simples, inicia-se quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo seja alinhado sobre o antepé. Ocorre no intervalo entre 10 e 30% do ciclo da marcha e tem como objetivo progressão sobre o pé estacionário e estabilidade do tronco e do membro;

4ª Fase – Apoio Terminal: completa o apoio simples, começa com elevação do calcanhar e continua até que o outro pé toque o solo. Durante toda a fase o peso do corpo desloca-se para frente sobre o antepé, ocorrendo no intervalo de 30 a 50% do ciclo da marcha, com objetivo de progressão do corpo além do pé de sustentação.

c) Avanço de Membro: o membro oscila através de três posturas, conforme ele eleva-se, avança e prepara-se para o próximo intervalo de apoio. Estão envolvidas quatro fases da marcha:

5ª Fase – Pré-balanço: essa fase final do apoio é o segundo (terminal) intervalo de duplo apoio no ciclo de marcha, começa com o contato inicial do membro oposto e termina com o desprendimento ipsilateral dos dedos. Ocorre no intervalo entre 50 a 60% do ciclo da marcha, tem como objetivo posicionar o membro para o balanço. Conhecida também como liberação do peso e transferência do peso. Enquanto a transferência abrupta do peso do corpo alivia prontamente o membro, essa extremidade não contribui ativamente para o evento. O membro sem carga usa sua liberdade para preparar-se para a rápida exigência do balanço;

6ª Fase – Balanço inicial: aproximadamente um terço do período do balanço, começa com a elevação do pé do solo e termina quando o pé de balanço está oposto ao pé de apoio. Objetiva liberação do pé do solo e avançar o membro a partir de sua posição de queda. Ocorre no intervalo entre 60 a 73% do ciclo da marcha;

7ª Fase – Balanço médio: começa quando o membro de balanço esta oposto ao membro de apoio, terminando quando o membro do balanço esta anterior e a tibia está vertical (posturas de flexão de quadril e joelho são iguais). Tem como objetivo avanço do membro e liberação do pé do solo ocorre no intervalo de 73 a 87% do ciclo da marcha;

8ª Fase – Balanço terminal: inicia com a tibia vertical e termina quando o pé toca o solo, o avanço do membro é completado enquanto a perna (tibia) desloca-se para frente da coxa. Ocorre no intervalo de 87 a 100% do ciclo e tem como objetivo completar o avanço do membro e preparar o membro para o apoio.

2.2 PLANO SAGITAL DA MARCHA

Neste trabalho, descrevemos por interesse o movimento no plano sagital somente do joelho e do quadril.

2.2.1 Plano sagital do joelho

O joelho é uma articulação muito complexa, caracterizada por uma grande amplitude de movimento no plano sagital e pequenos arcos de mobilidade coronal e transversa (PERRY, 2005).

Segundo Perry (2005) no plano sagital, durante cada passada, o joelho passa por quatro arcos de movimento, com flexão e extensão ocorrendo de modo alternado. O movimento normal do joelho durante a marcha representa maiores e menores graus de flexão dentro da amplitude completa de 0° a 70°, podemos visualizar esses valores na figura 02. Os limites exatos de cada arco de flexão e ou extensão variam de acordo com o estudo analisado, essas diferenças estão relacionadas com variações na velocidade da

marcha, individualidade do sujeito e os pontos de referencia selecionados para designar o alinhamento dos segmentos do membro.

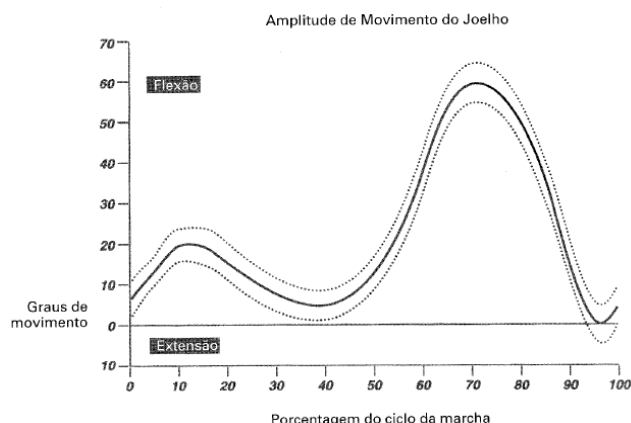


Figura 02: Movimento do joelho em amplitude normal durante um ciclo da marcha em caminhada livre. Fonte: Perry (2005).

O tipo e amplitude do movimento que ocorre no joelho estão relacionados com as demandas funcionais de cada fase da marcha.

Para Inman, Ralston & Todd (1981) no contato inicial, o joelho está fletido em torno de 5° , os indivíduos variam a postura do joelho no contato inicial entre discreta hiperextensão (-2°) e flexão (5°). Após o início do apoio, o joelho flete rapidamente durante a fase de resposta a carga, já com início do apoio simples, o joelho completa imediatamente sua flexão na fase de apoio (18°), esse é o momento que o joelho fletido esta sob o máximo suporte do peso (PERRY, 2005).

As diferenças na posição do joelho no contato inicial não são relacionadas à velocidade da marcha. Entretanto existe uma influencia notável da velocidade da marcha na quantidade de flexão que ocorre durante a fase de resposta a carga (PERRY, 2005). Segundo Inman, Ralston & Todd (1981), uma velocidade menor conduz a uma maior mudança, comparando o movimento da marcha a 90m/min. e 60m/min. reduziu a flexão do joelho em 67% enquanto que o aumento da velocidade para 120m/min conduziu a 38% a mais de flexão do joelho na resposta a carga.

No restante do apoio médio, o joelho estende-se gradualmente, a flexão mínima na fase de apoio (3°) é alcançada na metade do apoio terminal (40% do CM) e persiste por um curto período de tempo antes que o joelho lentamente comece a fletir outra vez (PERRY, 2005).

Para Perry (2005), a segunda onda de flexão do joelho começa no final do apoio terminal, aproximadamente 7° de flexão estão presentes no momento em que o apoio simples é finalizado pelo contato do outro pé com o solo. Com o início do segundo duplo apoio, o joelho flete rapidamente, uma posição de 40° é alcançada no final do pré-balanço (62% do CM). Segundo Kadaba et al. (1989) a posição final de 60° é o ângulo máximo de flexão do joelho que ocorre durante o ciclo de marcha.

Perry (2205) relata que no balanço médio o joelho começa a estender tão rapidamente quando fletiu nas fases precedentes, metade da recuperação em direção da extensão máxima ocorre durante o balanço médio. A extensão do joelho continua no balanço terminal até a extensão completa ser atingida, o pico de extensão do joelho é alcançado um pouco antes do término da fase de balanço. A postura final do joelho no balanço terminal é em média de 5° de flexão.

Tabela 01: Valores de amplitude média, duração e seqüência do movimento do joelho durante ciclo da marcha.

Movimento do Joelho – Plano Sagital	
Movimento	Ciclo da Marcha
Flexão até 18°	0% - 15%
Extensão até 5°	15% - 40%
Flexão até 65°	40% - 70%
Extensão até 2°	70% - 97%

Fonte: Perry (2005)

2.2.2 Plano sagital do quadril

O quadril desloca-se somente através de dois arcos de movimento durante uma passada normal, extensão durante o apoio e flexão no balanço. A mudança de movimento de uma direção para outra é gradual, ocupando toda uma fase de marcha para cada mudança de direção (PERRY, 2005).

Um arco normal de movimento de quadril tem em média 40° (DETTMANN, LINDER & SEPIC, 1987; KADABA et al., 1989; SKINER et al., 1985). A definição precisa dos limites de movimento varia com a técnica de registro utilizada, sendo que alguns autores consideram a extensão máxima do quadril como zero (0°) e mencionam a

flexão máxima do quadril como 40° (DETTMANN, LINDER & SEPIC, 1987). Esses valores podem ser visualizados na figura 03.

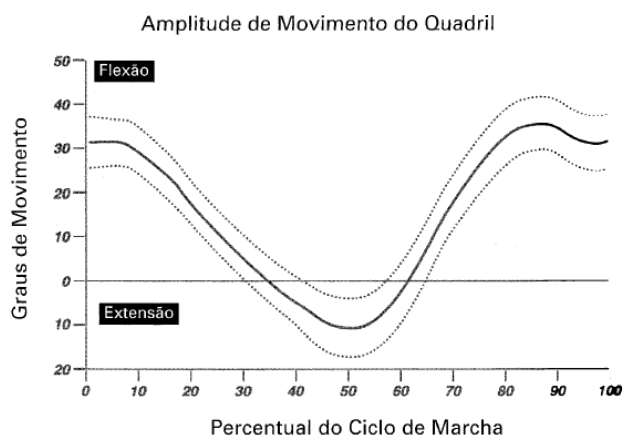


Figura 03: Movimento do quadril em amplitude normal durante um ciclo da marcha em caminhada livre.
Fonte: Perry (2005)

Com o início do apoio médio, o quadril se estende progressivamente, continuando na mesma velocidade no apoio terminal, a coxa alcança o alinhamento neutro aos 38% do ciclo da marcha (PERRY, 2005).

Para Perry (2005), durante o pré-balanço o quadril inverte sua direção de movimento e começa a fletir. Uma posição neutra do quadril (0°) é alcançada no final do período de apoio (60% do CM), enquanto a coxa ainda mostra alguns graus de extensão. O movimento em direção a flexão continua durante as duas primeiras fases do balanço. No balanço inicial, o quadril alcança uma grande porção de sua amplitude de flexão. Esses valores podem ser visualizados na tabela 02.

Tabela 02: Valores de amplitude média, duração e seqüência do movimento do quadril durante ciclo da marcha.

Movimento do Quadril - Plano Sagital		
	Quadril	Ciclo da Marcha
Flexão	30°	0%
	35°	85%
Extensão	10°	50%

Fonte: Perry (2005).

2.3 PADRÕES DO ANDAR EM INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA

A restauração da marcha para os indivíduos com hemiparesia desempenha um papel primordial na sua reabilitação, ser capaz de andar novamente constitui sua maior esperança e expectativa (DAVIS, 1996).

O padrão do andar dos indivíduos com hemiparesia caracteriza-se por ser estereotipado e por apresentar múltiplas alterações entre e intra-indivíduos, possivelmente na busca de encontrar novas alternativas para realizar a marcha apesar das deficiências. Estas alterações dependem do nível, da intensidade e da localização da lesão, bem como do tempo de evolução e das condições da pessoa (SEGURA, 2005). Principais alterações presentes na marcha de indivíduos com hemiparesia é menor velocidade, cadência, comprimento a passada, amplitude articular, assimetria em variáveis espaço-temporal e aumento de custo energético mecânico (CHEN et al., 2005; Olney & Richards, 1996).

Para Carr & Shepherd (2008) uma das diferenças mais consistentes reportada entre indivíduos saudáveis e os indivíduos com hemiparesia é a velocidade de marcha. A velocidade da marcha em indivíduos com hemiparesia é mais lento que a marcha normal em torno de 50%, com valores significativamente inferiores (0,35 m/s) quando comparado com a média de velocidade preferida dos adultos normais (1,20 m/s) (BARELA et al., 2000).

Kim & Eng (2003) encontraram uma alta correlação entre as variações na velocidade e ângulos, momentos e potência articular da extremidade afetada e não afetada. Indicando comprometimento bilateral durante a marcha e estreita relação entre velocidade e variáveis comportamentais e funcionais do andar.

O comprimento da passada é mais curto em indivíduos com hemiparesia comparado com sujeitos controle respectivamente 0,70m e 1,30 m, e a duração do ciclo é maior respectivamente 2,10s e 1,10s (ROTH et al., 1997). Bayat et al. (2005) que avaliaram 10 indivíduos hemiparéticos, com média de idade de 63 ± 19 caminhando em velocidade de $0,55 \pm 0,17$ encontraram comprimento da passada de $0,76 \pm 0,05$ m e duração da passada de $1,5 \pm 0,10$ segundos, também encontraram parâmetros espaço-temporais inferiores comparativamente a sujeitos controles.

Segundo Chen et al. (2003) a velocidade do andar é uma das variáveis cinemáticas mais estudadas nos hemiplégicos, porque orienta sobre o estado funcional e o grau de comprometimento no padrão de andar e é um indicador sensível das mudanças motoras, sensoriais e funcionais durante o processo de evolução clínica. Na Tabela 1, são apresentados os valores médios da velocidade, encontrado em estudos realizados do andar de hemiplégicos no solo.

Tabela 03: Valor médio da velocidade durante o andar de hemiplégicos no solo.

Autores	Sujeitos	Idade (anos)	Tempo de evolução	Velocidade (m/s)
Olney; Gritfin & McBride (1994)	32	61	11 meses	0,45 (0,2)
Harris-Love et al. (2001)	18	-	3,3 anos	0,54 (0,2)
Teixeira-Salmela et al. (2001)	13	67,7	9 meses	67,7(9,2)
Barela et al. (2002)	6	53,3	-	0,37 (0,03)
Hsu et al. (2003)	26	54,2	10,3 meses	0,62 (0,21)
Titianova et al. (2003)	25	50,9	+ 6 meses	0,57 (0,37)
Kim & Eng (2003)	28	62,5	4,4 anos	0,81 (0,28)
Bayat et al. (2005)	10	63	2 meses	0,55 (0,17)

Segundo Perry (2005) existe vários padrões característicos de disfunção em indivíduos com hemiparesia, estes incluem queda do pé (flexão plantar excessiva), equinovaro (flexão plantar excessiva e inversão), *genu recurvatum* (extensão excessiva do joelho) e marcha com joelho rígido (flexão inadequada). Eles apresentam alguma capacidade para compensar através da boa função do membro não afetado.

Segundo Carr & Shepherd (2008) são os problemas associados à fase de apoio que mais interferem na progressão para frente. Diante disto, torna-se importante referir-se as principais funções dos membros inferiores nas fases de apoio e balanço nesta população. Sendo assim, falaremos das fases de apoio e balanço separadamente.

2.4.1 Fase de apoio

Segundo Carr & Shepherd (2008) os indivíduos com hemiparesia apresentam dificuldades na fase de apoio para suportar a massa corporal sobre a perna afetada e para se equilibrar, por causa da redução da força muscular, especificamente dos glúteos, isquiotibiais, quadríceps e flexores plantares.

Durante essa fase da marcha às seguintes características podem ser observadas:

a) Diminuição da extensão do quadril e do transporte do tronco e pelve para frente sobre o pé de apoio; b) Ausência de flexão do joelho no início e falta de extensão do joelho no meio e no fim da fase de apoio; c) Flexão plantar diminuída na articulação do tornozelo para a impulsão;

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 a 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 (Figura 4).

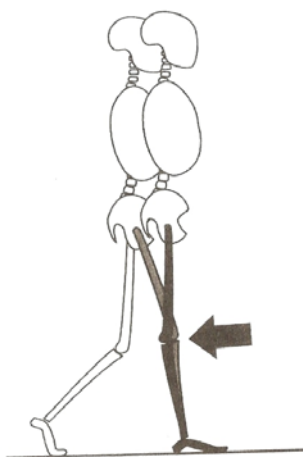


Figura 04: Hiperextensão do joelho.
Fonte: Perry (2005)

A perna não afetada apresenta aumento na porcentagem de duração da fase de apoio e diminuição no período do balanço, uma vez que, neste período o indivíduo com hemiparesia avança rapidamente a perna não afetada, para evitar que todo o peso seja suportado sobre o membro afetado (DEGANI, 2000).

Os estudos têm apontado a dificuldade dos pacientes hemiplégicos para realizar o suporte de peso na perna afetada, as porcentagem de apoio relatadas nos estudos para a perna não afetada e afetada foram respectivamente por Chen et al. (200) 78,5% e 60,2%, por Olney; Gritfin & McBride, (1994) 77±6 % e 71±5 %, por Harris-Love et al. (2001) 74±7 % e 60±3 % e por Teixeira-Salmela et al. (2001) foi 71± 9% e 65±8%. Através destes estudo pode-se visualizar a assimetria entre os membros inferiores na marcha dos indivíduos hemiparéticos.

2.4.2 Fase de balanço

Carr & Shepherd (2008) afirmam que em virtude da fase de apoio marcar as condições ideais para o balanço, muitos dos problemas da perna que oscila podem ser relacionados a problemas observados na fase de apoio.

Os problemas na fase de balanço podem estar associados a 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).

Segundo Kim & Eng (2004) acontece uma diminuição na amplitude de movimento no plano sagital do tornozelo, joelho e quadril do membro afetado quando comparado ao membro não afetado durante todo o ciclo da marcha.

Estudos que avaliaram a cinemática da marcha em indivíduos com hemiparesia relatam esses problemas quando comparam MI afetado com MI não afetado.

Chen et al. (2005) , Teixeira-Salmela et al. (2001), Oleny et al. (1991) e Olney; Gritfin & McBride (1994) relatam que os valores de flexão de joelho no MI afetado são respectivamente 41%, 31%, 37% e 30% menores quando comparados com o MI não afetado e relatam que os valores de extensão do quadril no MI afetado são respectivamente 29%, 80%, 71% e 37% menores quando comparados com o MI não afetado. Percebe que os estudos relatam uma diminuição considerada de amplitude de movimento do joelho no MI afetado comparativamente ao MI não afetado e essa diminuição de amplitude de movimento parece ser ainda maior para o quadril.

A Figura 05 apresenta os ângulos do quadril encontrados no plano sagital em indivíduos com hemiparesia.

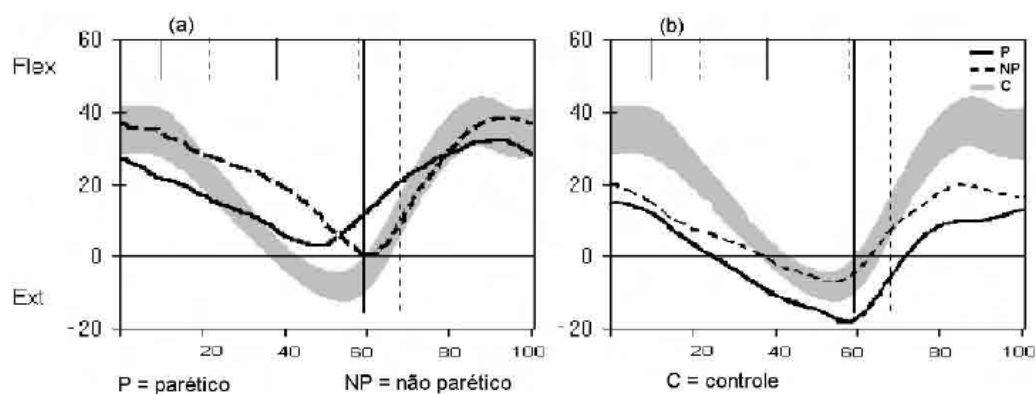


Figura 05: Ângulos do quadril, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b).
 Fonte: Kim e Eng (2003) e Olney, Griffin e McBride (1994). Adaptado por Segura (2005).

Para Perry (2005) a deficiência para fletir o joelho adequadamente no pré-balanço faz com que o desprendimento dos dedos se torne mais difícil. Um maior esforço flexor do quadril ou específico de flexão do joelho será necessário para elevar o pé no início do balanço inicial.

Segundo Carr & Shepherd (2008) a falta de flexão do joelho pode acontecer por contratura ou enrijecimento do reto femoral, um músculo biarticular, que flexiona o quadril e estende o joelho. Um reto femoral curto ou enrijecido pode interferir com a flexão do joelho na inter-relação apoio e balanço.

Conforme Perry (2005) a perda de flexão adequada do joelho no balanço inicial causa o arrastar dos dedos com uma conseqüente incapacidade para avançar o membro. Sem flexão do joelho, o comprimento funcional do membro entre o quadril e os dedos é maior do que o comprimento do membro de apoio. Uma forma mais sutil de flexão inadequada seria o atraso do pico de flexão do joelho até o balanço médio.

Os ângulos do joelho obtidos durante os estudos de análise do andar em indivíduos com hemiparesia são apresentados na Figura 06.

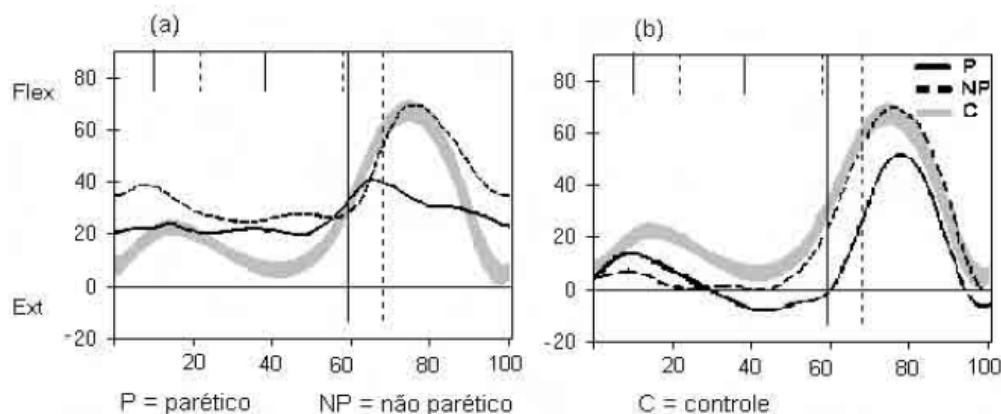


Figura 06: Ângulos do joelho, em pacientes hemiplégicos com estratégia compensatória em semiflexão rígida (a) e com predomínio extensor (b).

Fonte: Kim e Eng (2003) e Olney, Griffin e McBride (1994). Adaptado por Segura (2005).

2.5 O ANDAR PARA TRÁS

A habilidade de locomoção é uma das características mais importantes da vida animal. O sucesso na locomoção conta com a habilidade de ajustar o sistema locomotor para enfrentar uma variedade de condições ambientais e objetivos comportamentais. Várias características da locomoção podem ser modificadas para acomodar o grande número de situações encontradas. Por exemplo, uma pessoa pode mudar de direção de locomoção e caminhar para frente ou para trás, conforme desejar (EARHART et al., 2001).

Possivelmente esportistas vivenciam mais a locomoção para trás, principalmente em esportes coletivos como o futebol, o basquetebol, o voleibol, o handebol e outros, do que pessoas sem conexões com o esporte ou a atividade física. Os esportes solicitam constantes mudanças de direção e orientação, as quais aumentam as oportunidades para o deslocamento para trás. Provavelmente indivíduos com uma história de vida sedentária experimentam menos esta forma de locomoção do que indivíduos ativos. Com o avanço da idade, a locomoção para trás pode tornar-se ainda mais incomum e mais difícil de ser realizada (MORAES, 1999).

O andar para trás (AT) não é uma tarefa tão usual e poucas situações do nosso cotidiano estimulam a execução deste tipo de locomoção. Embora sua característica coordenativa provavelmente seja uma derivação direcional do andar para frente (AF),

ela depende de experiências ao longo do período de desenvolvimento das habilidades fundamentais. Assim, exceto durante pequenas mudanças de direções, passamos boa parte da nossa vida sem realizar o AT (PAULA et al., 2006).

Segundo Paula et al. (2006), apesar de pouco usual para atender as demandas da vida diária utilizasse o AT, como forma de deslocar o corpo para trás para realização de algumas tarefas, como por exemplo, sentar-se em uma cadeira ou sofá e fazer um recuo ao tentar atravessar uma rua movimentada.

O AT é uma forma de deslocamento embutida em alguns comportamentos e é também considerada uma forma invertida do AF. Diante disto, os estudos do AT oferecem um potencial importante para expandir o entendimento das estratégias de controle do comportamento locomotor humano através da cinemática e cinética (PAULA et al., 2006).

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. O deslocamento para trás é utilizado também em programas de reabilitação e de condicionamento físico.

2.5.1 Comportamento motor do andar para trás

A investigação do andar para trás tem recebido atenção dos pesquisadores do comportamento motor, particularmente dos biomecânicos (DEVITA & STRIBLING, 1991). Que buscam entender quais as semelhanças motoras entre o AF e o AT e quais os mecanismos neurais envolvidos.

A hipótese de que o AT é produzido por uma reversão temporal do padrão de ativação muscular do AF foi estudado por alguns autores Thorstensson (1986); Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987); Winter, Pluck & Yang (1989); Van Deursen et al. (1998) e Grasso, Bianchi & Lacquaniti, (1998).

Segundo Grasso, Bianchi & Lacquaniti, (1998) a reversão da direção representa um tipo de transformação de movimento especial que deve ajudar a alcançar uma percepção dentro das representações internas de padrões motores de certas classes de

movimento. Dentro da perspectiva do controle motor, a locomoção pode ser classificada na família “de movimentos reversíveis”.

Thorstensson (1986) estudou as modificações que ocorrem no movimento e no padrão de atividade muscular, durante o movimento de AF e na direção oposta em esteira rolante. Ele observou que as trajetórias das pernas nas duas direções foram praticamente espelhadas e os deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo foram semelhantes nas duas situações. Os padrões de atividade muscular foram invertidos em relação às diferentes fases do movimento do AT.

Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) realizaram um estudo similar ao anterior e concluíram que o AT não é alcançado por uma simples inversão nas relações de fase entre as articulações do quadril e do joelho. Durante o AT mudanças efetivas nos movimentos das articulações e as interações delas refletem demandas funcionais diferentes impostas ao sistema.

Winter, Pluck & Yang (1989) utilizando cinemetria e dados eletromiográficos, relatam que o AT é realizado usando um padrão de excitação muscular invertido do AF, sendo quase uma simples reversão do AF. Os padrões de momento e ângulo articular foram completamente similares em duas das três articulações (quadril e joelho) e parcialmente similares na terceira articulação (tornozelo), os ângulos articulares podem ser visualizados na figura 07.

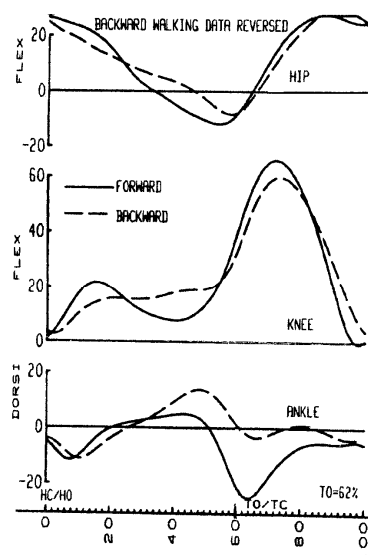


Figura 07: Representação dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo; linha solida AF e linha pontilhada AT de uma passada.

Fonte: Winter, Pluck & Yang (1989)

Um dos estudos realizados com bebês investigou se o mesmo gerador central de padrão do AF podia controlar as passadas de bebês de dois a onze meses no AT. Neste caso, os bebês foram apoiados sobre uma esteira rolante, funcionando em diferentes velocidades e direções. Os autores observaram que 69% dos participantes realizaram o AT com sucesso. Eles ainda notaram algumas diferenças nos padrões de ativação muscular, como por exemplo, a grande atividade dos músculos posteriores da coxa durante a fase de balanço da perna, durante o AT comparado com o AF. Esses resultados, segundo os autores, apóiam a idéia de que o mesmo gerador central de padrão controla as diferentes direções da passada dos bebês (LAMB & YANG, 2000).

Paula et al. (2006) verificaram através de observações longitudinais o desenvolvimento e a emergência do AF e AT de bebês, através da organização de seus aspectos temporais. 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. Sete bebês foram recrutados para participar deste estudo a partir do momento que conseguiam andar com apoio até o início do andar independentemente para frente. A técnica de análise utilizada foi a conhecida como fase relativa, esta técnica descreve o relacionamento do ciclo da passada de um membro em relação ao outro. Os resultados confirmaram que o desenvolvimento do andar em ambas as direções seguem uma linearidade. O AT 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 intermembro do bebê é semelhante ao encontrado no andar maduro. A variabilidade diminuiu com a experiência na tarefa de andar em ambas as direções (exceto na fase de transição do andar independente para frente).

Diante do exposto através dos estudos citados, pode-se perceber que são necessários maiores investigações sobre a mudança de direção do andar. Pois através delas será possível analisar o padrão de coordenação e compreender os ajustes necessários do sistema locomotor e as demandas funcionais dos indivíduos durante a execução da tarefa. Somente através de maiores análises biomecânica e funcionais será viável sugerir se o AT pode ser utilizado como técnica de reabilitação locomotora.

2.5.2 O andar para trás e a reabilitação

Além do interesse em estudar os aspectos do controle motor, existe outro objetivo de estudo sobre o AT, estando este relacionado à utilização do AT como forma de reabilitação.

O uso do AT é uma técnica comum de reabilitação empregada no tratamento de uma variedade de circunstâncias ortopédicas e neurológicas. Os profissionais que usam esta técnica citam que a força e a transferência de peso melhoram com o treino do AT (THRELKELD, 1989).

Segundo Bates & Mccaw (1986) o AT tem sido usado para treinamento, como forma de reabilitação de lesões no tornozelo, perna, joelho, músculos posteriores da coxa, quadril e região lombar do tronco. Além disso, segundo os autores, o AT melhora a força e o equilíbrio de diferentes grupos musculares diminuindo as possibilidades de lesões.

Para Laufer (2005) atividade de AT é um meio 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.

Bates & Mccaw (1986), Thortensson (1986), Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987), Winter, Pluck & Yang (1989) e Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) encontraram em seus estudos, que a fase de flexão do joelho imediatamente após o contato com o chão é eliminada durante o AT. Segundo Thorstensson (1986), o joelho é menos exigido no AT, 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 apoio.

Segundo Bates & Mccaw (1986) a extensão máxima do joelho ocorre quando o quadril está fletido ao máximo resultando numa maior 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.

Como já citado anteriormente o AT, não apresentara o *loop* interno encontrado tipicamente no AF. A falta do *loop* interno é um indicativo de ausência de

amortecimento no nível do joelho durante o contato do pé com o solo no início da fase de apoio (MORAES & MAUERBERG-DECASTRO, 2001).

As diferenças biomecânicas documentadas por Grasso, Bianchi & Lacquaniti, (1998) entre as direções de locomoção relataram que no AT a força vertical de reação do solo é maior durante a fase de propulsão do que na fase de contato do calcanhar e no AF às forças verticais são quase iguais. No AT a atividade eletromiográfica das extremidades mais baixas é maior que no AF, o que sugere um maior consumo de energia do organismo.

Laufer (2005) objetivou investigar o efeito da mudança direção da locomoção nas variáveis de espaço temporal em adultos jovens e idosos, em velocidade confortável e tão rápida quanto possível. Participaram do estudo, 40 idosos e 30 adultos jovens. O AT apresentou padrão semelhante em ambas às idades, com menor velocidade, menor comprimento da passada, menor fase de balanço, aumento na fase de duplo apoio e nenhuma mudança na cadência. Porém, a diminuição em comprimento da passada é significativamente maior entre idosos. Concluíram que pessoas idosas apresentam maior dificuldade em AT, devendo ser levada em consideração esses fatores no momento de criação de protocolos de reabilitação.

Yang (2005) realizou um treinamento adicional com o AT em indivíduos hemiparéticos e depois de três semanas observou que houve melhora quando comparado com o grupo controle, no comprimento da passada, na velocidade, cadência, índice de assimetria, além de redução na duração do ciclo da marcha. Seu estudo concluiu que o padrão assimétrico da marcha após um AVE pode ser melhorado com uma terapia adicional com o AT.

Segundo Davies (1996) a capacidade de AT é necessária para muitas funções, por exemplo, mover-se para sentar em uma cadeira. Dar passos para trás também faz parte do nosso mecanismo de equilíbrio de proteção. Praticar o movimento habilita o portador de hemiparesia a mover sua perna seletivamente, quando transfere o seu peso por completo sobre a perna não afetada.

Davies (1996) afirma ainda, que o exercício de AT tem sido utilizado para melhorar os componentes da marcha em indivíduos com hemiparesia. Para a execução da tarefa é necessária, a extensão do quadril e a flexão do joelho, componentes importantes na marcha que estão comprometidos nos sujeitos com hemiparesia.

Observando a literatura consultada, podemos observar que existem 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. Entretanto, nenhum estudo realizou a análise das características cinemáticas angulares do AT em indivíduos com hemiparesia.

2 MÉTODO

Neste capítulo são apresentados os procedimentos metodológicos do estudo, descritos como: características do estudo, participantes do estudo, instrumento de coleta de dados, tratamento experimental, controle de variáveis, procedimentos para coleta de dados, processamento dos dados, análise dos dados e tratamento dos dados.

3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

Caracteriza-se como um estudo pré-experimental, pois visa descrever o fenômeno através da manipulação de uma das variáveis independentes: direção e as respostas a esta manipulação serão visualizadas nas variáveis dependentes analisadas (comprimento da passada; duração da passada; velocidade da passada; percentual de apoio da passada; variáveis angulares do joelho e variáveis angulares do quadril), entretanto não possui grupo controle e a seleção não é aleatória.

3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Foram considerados como população deste estudo indivíduos pós Acidente Vascular Encefálico (AVE), crônico (no mínimo seis meses após o episódio) e com hemiparesia.

Os participantes foram selecionados de forma não-probabilística intencional, onde os mesmos foram escolhidos a partir de critérios intencionais (RICHARDSON, 1999). Foram incluídos da amostra indivíduos com marcha independente e com atestado liberando para prática de atividade física. E excluídos indivíduos que com deformidades em flexão de coxo femoral maior que 0° , amplitude de movimento (ADM) passiva de flexão de joelho menor que 100° com quadril em extensão de 0° , histórico de lesão em membros inferiores, ou histórico de outra patologia neurológica. Além de indivíduos que não aceitarem as condições do termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE).

A amostra foi composta por 10 indivíduos, sendo quatro mulheres e seis homens, com média de idade de $56,4 \pm 8,4$ anos, altura média de $1,66 \pm 0,1$ m e massa corporal de $77,3 \pm 8,6$ Kg. O tempo médio após a lesão encefálica foi de $30,6 \pm 25,1$ meses. Dentre os dez participantes, sete apresentavam hemiparesia do lado esquerdo e três do lado direito.

3.3 INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Os instrumentos para coleta de dados são apresentados divididos em três momentos, instrumentos para avaliação da função motora, para avaliação de variáveis cinemáticas e para avaliação de medidas antropométricas, além de primeiramente ser apresentada a ficha de identificação dos participantes.

a) Ficha de identificação (ANEXO A)

Contendo o nome completo, data de nascimento, profissão, sexo, endereço, telefone para contato, lateralidade, lado acometido, tempo de acometimento do (AVE) e diagnóstico médico.

3.3.1 Avaliação da função motora

b) Tônus - Escala de Ashworth (ANEXO B)

Tem como objetivo verificar o grau de espasticidade do indivíduo, o teste consiste em realizar uma mobilização passiva em velocidades rápida provocando um alongamento dos seguintes grupos musculares: extensores de joelho e plantiflexores. Resultado: zero que corresponde ao tônus normal e quatro que corresponde a um aumento do tônus. O tônus será 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, porém à parte ou as partes afetadas movem-se facilmente, 3 aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil e 4 parte ou partes rígidas em flexão ou extensão (BOHANNON e SMITH, 1987).

c) Recuperação Motora - Escala de Fugl-Meyer (ANEXO C)

Que objetiva quantificar a recuperação motora após AVE. Será utilizada somente a 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 3 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 (MAKI et al., 2006).

d) Equilíbrio - Escala de Berg (ANEXO D)

O teste consiste em 14 tarefas que são solicitadas ao paciente. O examinador avaliara o paciente em cada tarefa, pontuando de 0 a 4, onde 0 significa incapacidade de realizar a atividade proposta e 4 significa capacidade de realizar a atividade sem

dificuldade. As tarefas avaliadas são: passar da posição sentada para em pé, permanecer em pé sem apoiar-se, permanecer na posição sentada sem apoiar-se, passar da posição em pé para sentado, transferências, ficar em pé sem apoio e com os olhos fechados, ficar em pé sem ajuda com os pés juntos, inclinar-se para frente com o braço esticado, pegar objetos do chão, virar para olhar para trás sobre os ombros direito e esquerdo, girar 360°, colocar os pés alternadamente sobre uma banqueteta, ficar em pé sem apoio com um dos pés à frente e ficar em pé apenas sobre uma das pernas. A pontuação máxima é de 56 pontos e uma pontuação inferior a 36 pontos significa um risco de 100% de quedas (MIYAMOTO, 2004).

e) Velocidade de Marcha - Teste de 10 metros (ANEXO E)

O teste tem como objetivo avaliação da velocidade da marcha e consiste em o individuo realizar uma caminhada num trajeto de dez metros em velocidade confortável e depois em velocidade máxima dentro de seus limites de segurança (SALBACH et al., 2001).

3.3.2 Avaliação cinemática

O sistema de cinemetria consiste na utilização de uma câmera Panasonic MiniDV, com frequência de aquisição de 60Hz, que estava ligada a um microcomputador onde foram capturadas as imagens de forma manual através do *software InterVideo® Winproducer™ 3 DVD*. Para análise dos ângulos foi utilizado o *software DgeeMe™ version 0.98b*.

A câmera estava posicionada sobre um tripé a uma distância de aproximadamente 3 metros do corredor onde os sujeitos caminharam e estava colocada perpendicularmente ao plano sagital do movimento. Os sujeitos caminharam em um corredor com distância de 8 metros, coberto por um tapete rígido, a imagem foi capturada na região central do corredor. Foram utilizadas duas fotos células, posicionadas a uma distância de 4 metros uma da outra no percurso central do corredor, ligadas a um cronômetro para mensurar a velocidade da marcha.

As filmagens aconteceram em uma sala de paredes pretas, própria para aquisições de dados dessa natureza. Foram utilizados marcadores passivos em formato de bola, esses são refletores, portanto, podem refletir uma fonte de luz estrategicamente posicionada, foi utilizada uma fonte de luz posicionada na lateral da câmera. Os marcadores esféricos são os mais utilizados, pois possuem o mesmo formato para qualquer ângulo. Quanto ao tamanho, marcadores grandes facilitam a localização de seu centro (NIGG & HERZOG, 1995). Os marcadores utilizados possuem diâmetro de 3 cm e podem ser visualizados na figura 08, representado pelo marcador maior.



Figura 08: Marcadores Reflexivos Passivos
Fonte: Lab. Biomecânica CEFID/UDESC

A calibração define a reconstrução e a escala de valores para converter os dados do pixel em unidade do mundo real. Para este estudo foi utilizado um calibrador composto por 4 pontos de referência dispostos em um plano formando um quadrado (1.2mX1.2m), representado na figura 09. O calibrador deve ser identificado sempre que se faz uma nova coleta, procurando posicioná-lo no mesmo local para todas as coletas.



Figura 09: Calibrador de 4 pontos do sistema de cinemetria.

3.3.3 Medidas antropométricas

Para a realização das medidas antropométricas dos sujeitos foram utilizados:

- a) um estadiômetro com escala de medida de 0,1 cm para a determinação da estatura;
- b) uma balança antropométrica com resolução de 100 g para a determinação da massa corporal;
- c) uma trena com escala de medida de 0,1 cm para a verificação do comprimento dos membros inferiores.

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: todos os sujeitos executaram o movimento com uma bermuda e regata de cor preta confortáveis, a fim de destacar os marcadores reflexivos.
- Calçado: todos os sujeitos executaram o movimento descalço, a fim de padronizar as coletas de dados.
- Ambiente de coleta: as avaliações foram realizadas em ambiente de laboratório, com piso plano e regular e livre de qualquer risco à integridade física do sujeito. Em todos os momentos o pesquisador estava presente.
- Condição Física: o sujeito não podia estar cansado, referindo fadiga antes da coleta de dados, afim de não influenciar sobre a aquisição. Os sujeitos foram orientados verbalmente em contato prévio.

3.5 PROCEDIMENTO PARA COLETA DE DADOS

Os sujeitos foram convidados a participar do estudo, sendo informados dos objetivos, procedimentos da coleta, possíveis riscos e benefícios relacionados ao estudo.

Aprovaram através da assinatura do TCLE, onde afirmaram estar conscientes sobre os procedimentos e aceitaram fazer parte da amostra.

Avaliação da função motora foi realizada na Clínica Escola de Fisioterapia da UDESC e a avaliação cinemática foi realizada no Laboratório de Biomecânica do CEFID/UDESC, ambos localizados no bairro Coqueiros na cidade de Florianópolis – SC. As avaliações foram realizadas em dois dias, inicialmente a avaliação da função motora e posteriormente a avaliação cinemática.

3.5.1 Avaliação da função motora

Primeiramente foi preenchida a ficha de identificação, posteriormente os sujeitos foram orientados de forma simples sobre o procedimento de cada teste, o protocolo utilizado está descrito no respectivo anexo de cada teste. Os testes de tônus muscular, recuperação motora e equilíbrio foram realizados por um fisioterapeuta. O teste de velocidade de marcha foi realizado pelo próprio pesquisador.

3.5.2 Avaliação Cinemática

a) Preparação do sujeito

Na avaliação cinemática foi solicitado aos sujeitos que vestissem roupas de banho pretas de uso próprio e permanecessem descalço. A seguir foram realizadas as demarcações em ambos os lados do corpo, com marcadores reflexivos nos pontos articulares de interesse para o estudo: acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral

do joelho e maléolo lateral, visualizados na figura 10. Os marcadores foram fixados com fita adesiva dupla face em ambos os lados, membro inferior afetado (MI afetado) e membro inferior não afetado (MI não afetado).

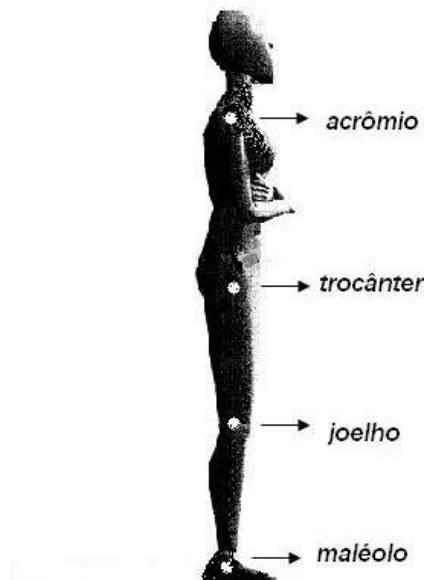


Figura 10: Pontos anatômicos para análise dos valores cinemáticos.
Fonte: Adaptado (GRASSO, BIANCHI & LACQUANITI, 1998).

b) Aquisição de dados

Teve início a partir do preenchimento, pelo pesquisador, da ficha de identificação (ANEXO I). Num segundo momento foi realizada a avaliação antropométrica que consistiu nas seguintes medições: massa corporal; estatura e comprimento dos MMII. E em seguida, a coleta de dados cinemáticos.

Inicialmente foi demonstrada a tarefa e o percurso onde será realizado o andar para frente (AF) e o andar para trás (AT). Os sujeitos realizaram uma tentativa para adaptação antes do início da coleta. Uma filmagem de perfil de ambos os lados foi realizada de frente e de costas em posição estática para visualização dos marcadores.

Posterior a esses procedimentos, foi iniciada a coleta, os sujeitos foram instruídos a caminhar em uma velocidade confortável e com os braços cruzados a frente, a padronização da posição dos membros superiores foi definida no piloto do estudo,

sendo que a posição dos braços ao longo do corpo escondia o ponto anatômico do quadril, esta padronização também foi utilizada no estudo realizado por Grasso, Bianchi, Lacquaniti (1998). A coleta foi dividida em duas fases, durante cada fase, os sujeitos percorreram a mesma distância até alcançarem 10 tentativas validas (ou seja, 5 *idas* e 5 *voltas*), foram filmadas cinco tentativas no plano sagital direito e cinco tentativas no plano sagital esquerdo para cada tarefa. Na primeira fase foram realizadas as tentativas do AF, após o sujeito teve um momento de descanso, durante o qual foi explicado novamente e demonstrado como realizar a tarefa do AT, o mesmo realizou uma tentativa antes do início da coleta das tentativas do AT.

Os sujeitos foram orientados a parar sempre que sentissem necessidade. Foi posicionada uma cadeira no início e outra no final do percurso para que o mesmo pudesse sentar, caso sentisse cansaço. Durante o AT tinha um pesquisador acompanhando o percurso para dar maior segurança aos participantes. Foi mensurada a pressão arterial e a frequência cardíaca dos sujeitos antes e no final da coleta.

A velocidade da marcha dos sujeitos foi mensurada através de fotos células, dispostas nos quatro metros centrais do corredor onde foi realizada a tarefa.

3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

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 MI, em cada tentativa do AF e do AT. Para cada sujeito foram criados 20 arquivos de vídeo, 10 do AF (5 MI não afetado e 5 MI afetado) e 10 AT (5 MI não afetado e 5 MI afetado).

A passada para análise do AF iniciou com o contato do calcanhar de um segmento com o chão e terminou com o contato do calcanhar do mesmo segmento com o chão (figura 11 ilustra o início e o final da fase de balanço) e, no AT a passada iniciou na retirada do pé do chão de um segmento e terminou com a posterior retirada do mesmo segmento do chão (figura 12 ilustra início e o final da fase de balanço) (GRASSO, BIANCHI & LACQUANITI, 1998). Sendo que a passada não foi selecionada de

trechos iniciais do vídeo, assegurando qualquer influência do impulso inicial do movimento deste.

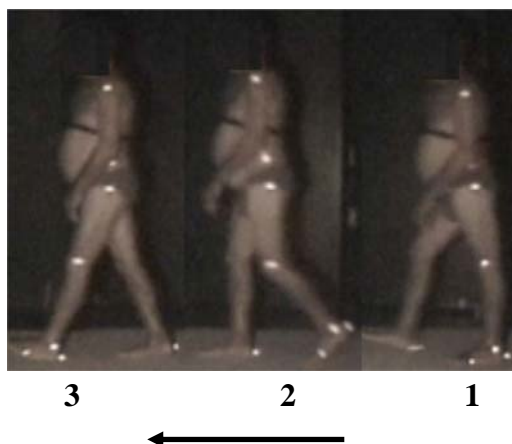


Figura 11: Divisões das fases de balanço da marcha no AF com o braço solto do MI afetado (1 apoio terminal; 2 pré-balanço; 3 toque do calcanhar).

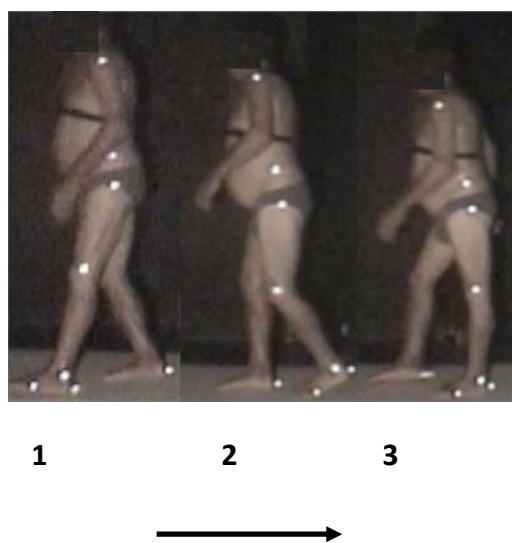


Figura 12: Divisões das fases de balanço da marcha no AT com o braço solto do MI afetado (1 pré-balanço; 2 toque dos dedos; 3 toque do calcanhar).

Para reconstrução do objeto foi utilizado o *software DgeeMe™ version 0.98b*. No software foram executadas as seguintes funções:

- ✓ Elaboração do modelo para digitalização (4 pontos - acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho, maléolo lateral, seqüencialmente nomeados ombro, quadril, joelho e maléolo);

- ✓ Elaboração do modelo de calibração (2D – coordenadas X, Y (0;0); (1.2;0); (0;1.2); (1.2;1.2) para calibrador com 4 pontos, dimensão de 1.2mX1.2m)
- ✓ Importação do arquivo de vídeo na extensão “.avi”;
- ✓ Digitalização manual dos pontos a partir do modelo criado;
- ✓ Digitalização manual do ambiente de calibração;
- ✓ Seleção para cálculos dos parâmetros DLT (transformação dos pontos em coordenadas espaciais absoluta);
- ✓ Aplicação do filtro através da transformada de Fourier (FFT) tipo Butterworth, com frequência de corte de 6Hz;
- ✓ Exportação dos arquivos de dados no formato “.txt”, dos valores de distâncias e ângulos.

Os arquivos com valores angulares e lineares dos MMII exportados foram importados para o programa *Microsoft Excel*® para então serem analisados. Após esse processo foi realizado a normalização dos dados em relação ao tempo do ciclo da marcha, dividindo 100 pelo número de quadros analisados na passada, tendo assim, quanto por cento do ciclo representa cada quadro, então se soma esse valor a cada quadro da passada, obtendo-se a porcentagem do ciclo em cada momento.

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

Descreveremos aqui os parâmetros selecionados para cálculo e análise das variáveis cinemáticas espaço-temporais e angulares da marcha.

a) Variáveis cinemáticas espaço-temporais:

- Comprimento da passada: para o AF é conceitualmente definido como a distância entre dois pontos seqüenciais do contato inicial pelo mesmo pé (PERRY, 2005). Entretanto para o AT será definida como a distância entre dois pontos seqüenciais de retirada pelo mesmo pé. Operacionalmente mensurado

utilizando-se a diferença entre a coordenada horizontal (x) no instante do contato (AF) e de retirada (AT) inicial seqüencial do mesmo pé.

- Duração da passada: para o AF é conceitualmente definido como o intervalo de tempo no ciclo da marcha entre dois contatos iniciais seqüenciais com o mesmo pé (PERRY, 2005). Entretanto para o AT será definida como o intervalo de tempo no ciclo da marcha entre dois pontos seqüenciais de retirada pelo mesmo pé. Operacionalmente mensurada pelo número de quadros entre o início e o final da passada e multiplicado por 0,033 s (duração de cada quadro).
- Velocidade da passada: mensurada dividindo o comprimento da passada pela duração da passada.
- Duração do apoio: mensurada contando o número de quadros da fase de apoio e multiplicado por 0,033s (duração de cada quadro). A fase de apoio será considerada pelos quadros onde os valores não mudam em relação à coordenada em x .

b) Variáveis cinemáticas angulares:

- Ângulo do joelho: mensurado através do ângulo relativo formado entre o segmento perna e coxa, expresso em graus e visualizados na figura 15. Sendo que o ângulo 0° é representado pelo alinhamento dos seguimentos perna e coxa, e os valores negativos representam uma hiperextensão do joelho. Desta variável foram analisados os quatro valores visualizados na figura 13 e descritos a seguir:

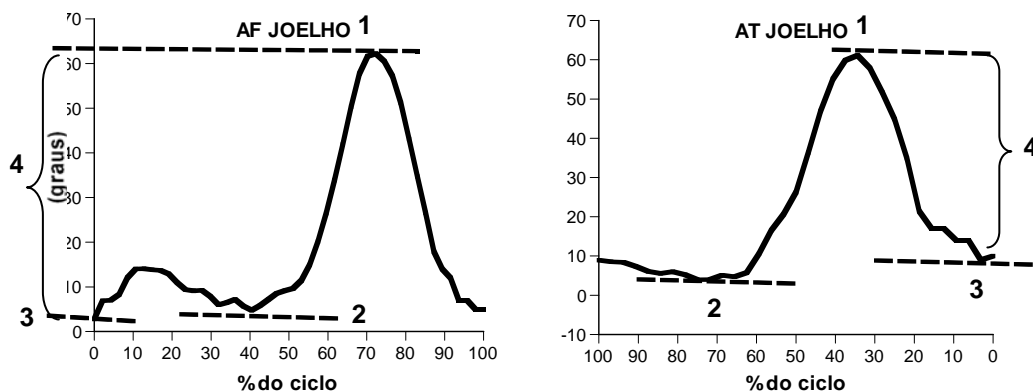


Figura 13: Representação das variáveis angulares analisadas do joelho no andar para frente (AF) e andar para trás (AT), representação numérica na curva, 1 máxima flexão do joelho, 2 máxima extensão do joelho, 3 início do ciclo da marcha e 4 amplitude de flexão do joelho.

- 1) *Máxima flexão do joelho*: mensurado através do maior valor da curva angular do joelho, valor angular de pico na fase de balanço durante o ciclo da marcha;
 - 2) *Máxima extensão do joelho*: mensurado através do menor valor da curva angular do joelho, menor valor angular durante a fase de apoio no ciclo da marcha;
 - 3) *Início do ciclo da marcha*: mensurado através do primeiro valor do ciclo da marcha, no AF no momento do contado do pé e no AT no momento da retirada do pé;
 - 4) *Amplitude de flexão*: mensurado através da 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. Foi definida a amplitude de flexão do joelho a partir do valor inicial e não do valor de máxima extensão para desconsiderar os valores de hiperextensão, presente na maioria dos participantes do estudo.
- **Ângulo do quadril**: mensurado pelo ângulo relativo formado entre o segmento coxa e tronco, expresso em graus e visualizados na figura 15. Sendo que o ângulo 0° é representado pelo alinhamento dos seguimentos coxa e tronco, e os valores negativos representam uma hiperextensão do quadril. Desta variável foram analisados os três valores visualizados na figura 14 e descritos a seguir:

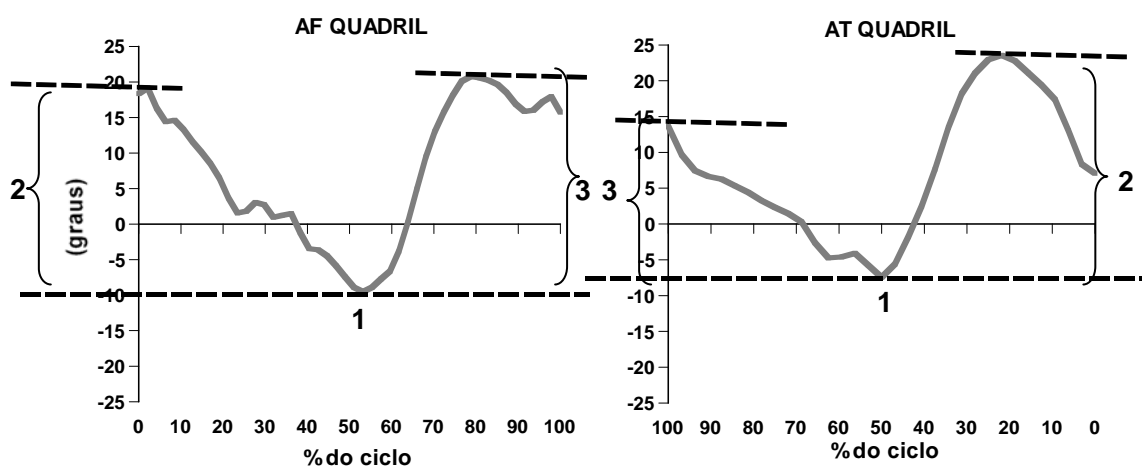


Figura 14: Representação das variáveis angulares analisadas do quadril no andar para frente (AF) e andar para trás (AT), representação numérica na curva, 1 máxima extensão do quadril, 2 amplitude de extensão do quadril e 3 amplitude de flexão do quadril.

- 1) *Máxima extensão do quadril*: mensurado através do menor valor da curva angular do quadril durante o ciclo da marcha;
- 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 nos dez primeiros quadros 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 nos dez últimos quadros do ciclo da marcha. Entretanto no AT é a diferença entre o valor da máxima extensão e ultimo valor angular do quadril no ciclo da marcha.

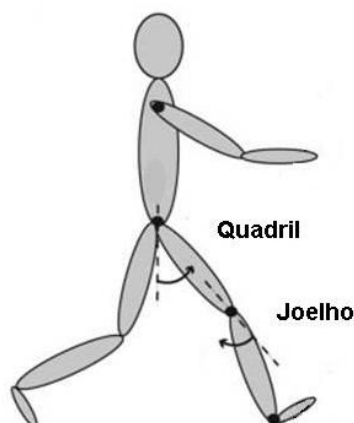


Figura 15: Representação dos ângulos para análise cinemática, a flecha indica a direção do momento.

3.8 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS

Para análise estatística, foram utilizados, software de cálculo estatístico e planilha eletrônica. Como estatística descritiva foi utilizada médias aritméticas (\bar{x}) e desvios padrões (s).

Com o intuito de atingir os objetivos específicos deste estudo foi utilizado para verificar a normalidade dos dados o teste *Shapiro Wilk*. Os dados foram submetidos a Análise de Variância 2 X 2 (ANOVA) de medidas repetidas, sendo considerados como fatores principais a *direção* [frente (F) e trás (T)] e os *membros inferiores* MI [não-afetado (naf) e afetado (af)], com posterior contrastes utilizando o teste de *t de Student* pareado com o valor de p ajustado para múltiplas comparações através da correção de Bonferroni. Em seguida, para contemplar os objetivos 2 (comparação das variáveis angulares entre AF x AT para o MI_{naf}), 3 (comparação das variáveis angulares entre AF x AT para o MI_{af}), as variáveis foram submetidas à Análise de Covariância (ANCOVA), considerando-se como co-variável a velocidade do andar para frente e do andar para trás.

4 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados obtidos no presente estudo. Inicialmente são descritos os resultados da avaliação motora, e em seguida, serão apresentadas as variáveis dependentes. Essas foram subdivididas de acordo com os objetivos específicos propostos no capítulo I: 1) Comparar os parâmetros espaço-temporais entre o AF e AT do membro inferior não afetado e do membro inferior afetado; 2) Comparar os ângulos articulares e a amplitude articular do joelho e quadril do membro inferior não afetado entre o AF e o AT; 3) Comparar os ângulos articulares e a amplitude articular do joelho e quadril do membro inferior afetado entre o AF e o AT; 4) Comparar os ângulos articulares e a amplitude articular do joelho e quadril do membro inferior não afetado e afetado no AT;

4.1 AVALIAÇÃO MOTORA

Os resultados dos testes motores realizados para avaliar a função motora dos MMII, tônus muscular, recuperação motora, equilíbrio e velocidade de marcha dos participantes é apresentado na tabela 4.

Tabela 04: Resultados médios e desvio padrão da avaliação motora dos MMII.

TESTE	RESULTADOS
Tônus – Extensores do Joelho (0-4)	1,0±0,5
Fugl-Meyer (34 pontos)	25±4,4
Equilíbrio – Berg (0-56 pontos)	50±7,2
Velocidade de marcha confortável (m/s)	0,92±0,3

Os participantes apresentaram pouca espasticidade nos extensores de joelho e um comprometimento motor leve (20-31) no membro inferior parético. A maioria dos participantes apresentou um bom equilíbrio com escore na Escala de Berg > 43, com exceção de uma participante que apresentou escore de 34. Todos os participantes foram capazes de percorrer 10 m sem auxílio, sendo que pela classificação da velocidade de 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 (0,30m/s) na velocidade de marcha.

4.2 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS ENTRE O AF E AT DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO

Primeiramente será apresentada a velocidade do andar na realização da tarefa durante a avaliação cinemática em ambas as direções. No AF foi de 0,64±0,19 m/s e no AT foi de 0,29±0,15 m/s, sendo que a velocidade do AT foi menor comparativamente ao AF ($t_{19}=10,99$; $p \leq 0,001$).

Para o primeiro objetivo apresentamos os valores de média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais no AF e no AT do MI não afetado e do MI afetado exposto na tabela 05.

Tabela 05: Resultados de média e desvio padrão das variáveis espaço-temporais comparando MI não afetado e MI afetado no AF e AT.

	ANDAR FRENTE		ANDAR PARA TRÁS	
	MI Não Afetada	MI Afetado	MI Não Afetada	MI Afetado
	Média/DP	Média/DP	Média/DP	Média/DP
Comprimento da passada (cm)**	92,9±25,9	91,94±24,0	47,8±23,6	48,0±22,8
Duração da passada (s)**	1,39±0,10	1,40±0,11	1,56±0,22	1,58±0,21
Velocidade da passada (m/s)**	0,68±0,21	0,67±0,20	0,31±0,15	0,31±0,16
% de Apoio**	60,4±6,08	52,7±4,81*	68,2±8,31	60,9±8,01*

* Indicando diferenças significativas entre MMII (membros inferiores); **Indicando diferenças significativas entre direção

Para o comprimento da passada a análise de variância (ANOVA) para dois fatores (direção e MMII) indicou efeito principal de direção ($F_{(1,18)}=130,94;p\leq 0,001$), porém não indicou efeito principal de MI e não houve interação entre direção e MMII. Os participantes apresentaram um comprimento de passada maior no AF em relação ao AT, porém não houve diferença significativa entre o comprimento da passada quando comparado o MI não afetado e MI afetado.

A análise de variância para a duração da passada indicou diferença significativa para direção ($F_{(1,18)}=11,98;p=0,003$), mas não indicou diferença entre os MMII e não houve interação entre direção e MMII. A duração da passada foi maior no AT em relação ao AF, porém não houve diferença significativa entre a duração da passada quando comparado o MI não afetado e MI afetado.

A velocidade da passada exibiu efeito principal de direção ($F_{(1,18)}=163,78;p\leq 0,001$), porém não indicou efeito principal de MMII e interação entre direção e MMII. A velocidade da passada foi significativamente maior no AF em relação ao AT, aproximadamente 54% maior no AF comparativamente ao AT. Porém não apresento diferença significativa entre a velocidade da passada quando comparado o MI não afetado e MI afetado.

O percentual de apoio da passada exibiu efeito principal de direção ($F_{(1,18)}=32,00;p\leq 0,001$) e MMII ($F_{(1,18)}=7,31;p=0,015$), e não houve interação entre direção e MMII. O percentual de apoio da passada foi significativamente maior no AT em relação ao AF e o MI não afetado permaneceu significativamente mais tempo apoiado durante a passada que o MI afetado, apresentando uma diferença de

aproximadamente 8% em ambas as direções. As diferenças apresentadas no percentual de apoio do MI não afetado e MI afetado no AF e no AT podem ser visualizadas na figura 16.

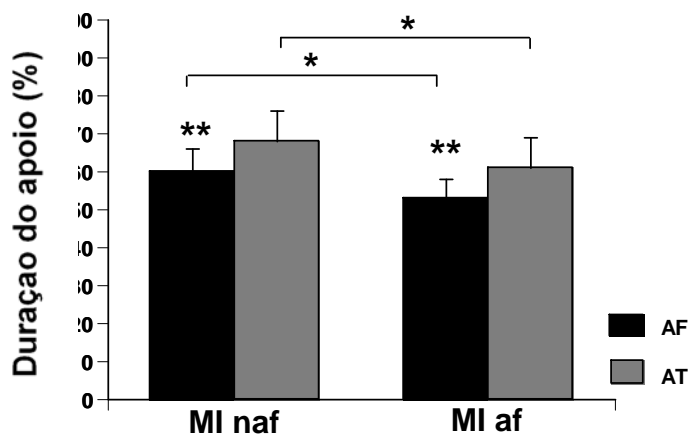


Figura 16: Média e desvio padrão do percentual de apoio do membro inferior (MI) não afetado (naf) e MI afetado (af) no andar para frente (AF) em preto e no andar para trás (AT) em cinza. Os asteriscos (*) indicam diferenças significativas entre os membros * e entre as direções **.

4.3 ANÁLISE DOS VALORES ANGULARES DO JOELHO E QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AF E NO AT

Primeiramente, através da análise de variância (ANOVA) para dois fatores (direção e MMII), analisamos os valores angulares do joelho e quadril do MI não afetado e MI afetado no AF e no AT.

Quanto ao efeito principal de direção, foram encontradas diferenças significativas para os valores da máxima flexão ($F_{(1,18)}=52,84;p\leq 0,001$) e a variação da amplitude de flexão articular ($F_{(1,18)}=25,81;p\leq 0,001$) do joelho durante o ciclo da marcha, ambos os valores angulares do joelho foram maiores no AF comparativamente ao AT. Os valores angulares do joelho no início do ciclo da marcha e a máxima extensão (fase de apoio) não apresentaram efeito principal de direção. Para as variáveis angulares do quadril tiveram efeitos significativos os valores da máxima extensão ($F_{(1,18)}=184,02;p\leq 0,001$); da amplitude de extensão ($F_{(1,18)}=17,69;p=0,001$) e da amplitude de flexão ($F_{(1,18)}=192,61;p\leq 0,001$) do quadril durante o ciclo da marcha,

sendo que os valores para todas as variáveis angulares do quadril foram maiores no AF comparativamente o AT.

Quanto ao efeito principal de MMII, foram significativos os valores da máxima flexão ($F_{(1,18)}=13,58;p=0,002$) e a variação da amplitude de flexão articular ($F_{(1,18)}=4,84;p=0,041$) do joelho durante o ciclo da marcha, para ambas as variáveis articulares do joelho os valores do MI não afetado foram maiores comparativamente aos do MI afetado. Os valores angulares do joelho no início do ciclo da marcha apresentaram efeito principal de MMII ($F_{(1,18)}=7,07;p=0,016$), sendo maiores no MI não afetado comparativamente ao MI afetado. Os valores para a máxima extensão (fase de apoio) também apresentaram efeito principal de MMII ($F_{(1,18)}=8,09;p=0,011$), os valores de máxima extensão do joelho foram menores no MI não afetado comparativamente ao MI afetado. As variáveis angulares do quadril apresentaram somente efeito principal de MMII para amplitude de extensão ($F_{(1,18)}=7,256;p=0,015$), sendo que os valores do MI não afetado foram maiores comparativamente ao do MI afetado.

Não houve efeito de interação entre a direção e os MMII para nenhuma variável angular do joelho ou quadril.

Conforme nossos objetivos 2 e 3, em seguida serão descritos o efeito da mudança de direção no andar, assim como os resultados considerando a velocidade do AF e AT como co-variante, separadamente no MI não afetado e MI afetado. Em seguida serão comparadas as variáveis entre os MMII no AT.

4.4 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO ENTRE O AF E AT

Para o segundo objetivo, primeiramente apresentamos as curvas de deslocamento angular do joelho (figura 17) e quadril (figura 18) no AF e AT do MI não afetado, escolhidas para exemplificar as considerações e ilustrar o comportamento geral dos participantes.

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do joelho durante o ciclo do AF do MI não afetado mostrou um ângulo de extensão ao redor de 10 graus no toque do

calcanhar, o que chamamos de início do ciclo da marcha. Posteriormente, aconteceu um ligeiro aumento nos valores dos ângulos durante a fase de resposta a carga e uma discreta diminuição até a propulsão. A curva aumentou até atingir o ângulo máximo de flexão no meio do balanço, voltando a diminuir até alcançar a extensão no segundo toque do calcanhar.

A partir de um valor inicial em torno de 16 graus de extensão, com a retirada do pé do chão e o início do balanço, a curva do joelho no AT aumenta até atingir o ângulo máximo de flexão no meio do balanço, depois diminui lentamente e progressivamente até atingir a extensão durante a fase de apoio, com exceção de um participante que se mantém em ligeira semi-flexão durante toda fase de apoio. Qualitativamente, pode ser observado que a morfologia das curvas do AF e AT do MI não afetado é semelhante, no entanto, no AT na maioria dos participantes é inexistente um ligeiro aumento nos valores dos ângulos do joelho visto no AF durante a fase de resposta a carga, sendo que neste momento o toque do pé é feito primeiramente pelos dedos, com o tornozelo em flexão plantar e a carga do corpo é distribuída do antepé para o retropé, direção oposta a distribuição de carga do corpo no AF. As variações no padrão do comportamento dos ângulos articulares do joelho no AF e no AT do MI não afetado podem ser visualizadas na figura 17.

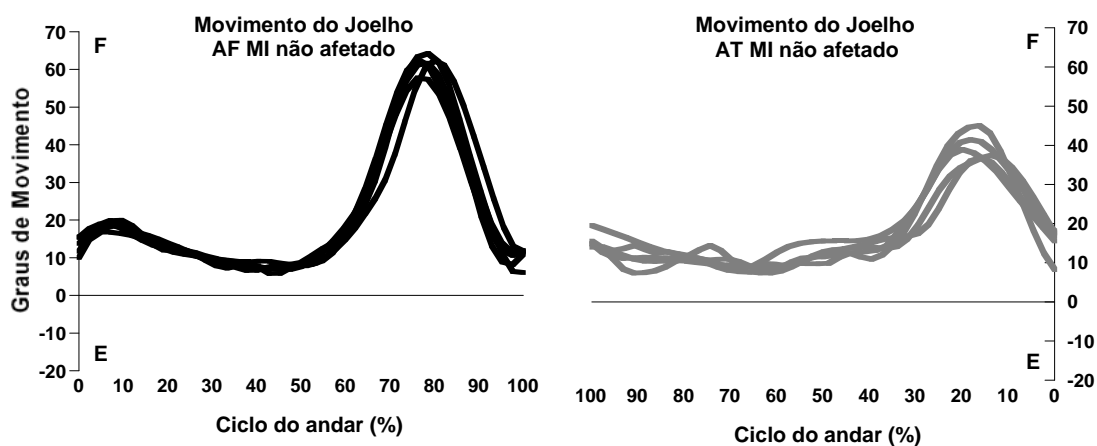


Figura 17: Deslocamento angular do joelho do membro inferior (MI) não afetado, em cinco passadas, de um indivíduo com hemiparesia (a direção na curva do AT apresenta-se invertida, para fins de facilitar a comparação). As direções do deslocamento são indicadas por F (flexão) ou E (extensão).

Quantitativamente, os resultados considerando a ANOVA, apresentaram menores valores de ângulo máximo de flexão de joelho e também uma menor amplitude

de flexão do joelho no AT comparativamente ao AF (*teste t pareado*; ver tabela 06 e figura 19). Entretanto, considerando a velocidade do andar em ambas as direções como co-variável (ANCOVA) as variáveis angulares do joelho não apresentam diferenças significativas entre o AF e o AT (tabela 06).

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril, durante o ciclo do AF do MI não afetado, mostrou um ângulo de extensão durante o apoio e flexão durante o balanço. Um ângulo de máxima flexão é visualizado no início do primeiro toque do calcanhar, logo após, os valores diminuíram, até atingir o ângulo máximo de extensão durante a fase de apoio. E durante a fase de balanço, a movimentação do quadril alcança o ângulo máximo de flexão no segundo toque do calcanhar.

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril, durante o ciclo do AT do MI não afetado, mostrou um ângulo de flexão máxima no início da retirada do pé do chão, em seguida, os valores diminuíram até atingir o ângulo máximo de extensão, que não chegou a passar pelo zero, durante a fase de apoio. E durante a fase de balanço, a movimentação do quadril alcança o ângulo máximo de flexão na segunda retirada do pé do chão. As variações no padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril no AF e no AT do MI não afetado podem ser visualizadas na figura 18.

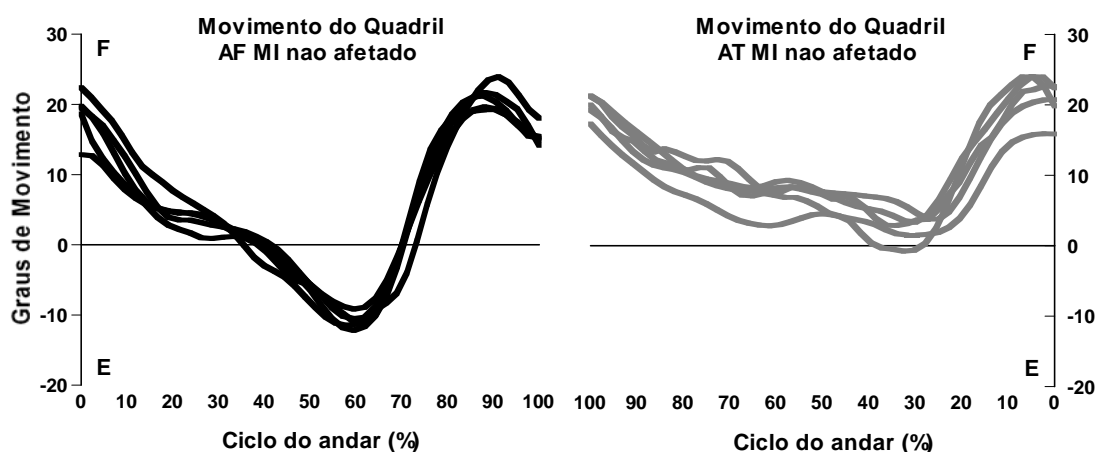


Figura 18: Deslocamento angular do quadril do membro inferior (MI) não afetado de um indivíduo com hemiparesia (a direção na curva do AT apresenta-se invertida, para fins de facilitar a comparação). As linhas em preto indicam cinco passadas no andar para frente (AF) e as linhas em cinza no andar para trás (AT). As direções do deslocamento são indicadas por F (flexão) ou E (extensão).

Considera-se que assim como o padrão do joelho, a morfologia das curvas do quadril no AF e no AT de MI não afetado é semelhante, no entanto, apresentam quantitativamente menores valores de ângulo máxima extensão de quadril (não passa do zero) e conseqüentemente uma menor amplitude de flexão e extensão do quadril no AT comparativamente ao AF (*teste t pareado*; ver tabela 06). Entretanto, considerando como co-variável a velocidade do andar em ambas as direções, a diferença significativa permanece apenas para a amplitude de flexão do quadril (tabela 06).

Os valores de média e desvio padrão das variáveis angulares do joelho e quadril no AF e AT de MI não afetado são apresentados na tabela 06.

Tabela 06: Resultados de média e desvio padrão das variáveis angulares (°) do joelho e quadril comparando AF e AT do MI não afetado.

	MI NÃO AFETADO				ANCOVA	
	AF	AT	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>F</i> _(1,19)	<i>p</i>
JOELHO						
Máxima flexão (oscilação)	67,0±6,2	52,8±9,1	9,583	0,001*		ns
Máxima extensão (apoio)	8,6±5,3	9,1±5,9	-0,425	ns		ns
Amplitude de flexão	50,8±7,8	36,2±9,2	5,597	0,001*		ns
Início do ciclo da marcha	16,0±5,2	16,7±4,4	-0,356	ns		ns
QUADRIL						
Máxima extensão	-8,7±5,7	5,9±8,5	-8,824	0,001*		ns
Amplitude de extensão	32,6±6,1	25,1±7,7	3,462	0,007*		ns
Amplitude de flexão	38,0±5,9	19,7±8,9	12,526	0,001*	5,31	0,03**

MI = membro inferior; AF = andar para frente; AT = andar para trás; ns = não significativo
 * $p \leq 0,025$ (valor de significância corrigido para múltiplas comparações); ** valor de *p* ajustado tendo como co-variável a velocidade do andar para frente e para trás

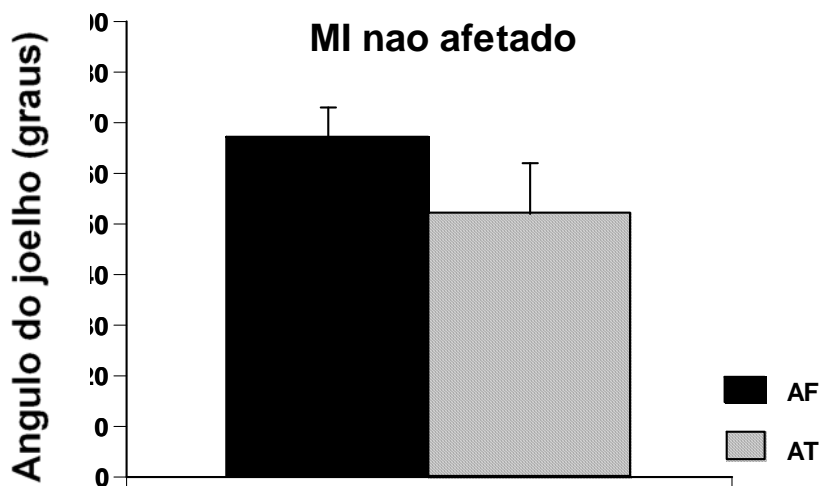


Figura 19: Média e desvio padrão da máxima flexão do joelho no membro inferior (MI) não afetado no andar para frente (AF) e no andar para trás (AT).

Podemos visualizar qualitativamente na figura 20 a coordenação entre o joelho e quadril do MI afetado entre AF e AT. Apesar de não ter sido possível fazer uma análise quantitativa, no andar para frente (AF) podemos observar que em grande parte da fase de balanço existe uma simultaneidade entre a flexão do quadril e do joelho. Já no AT, enquanto o joelho flete, o quadril estende.

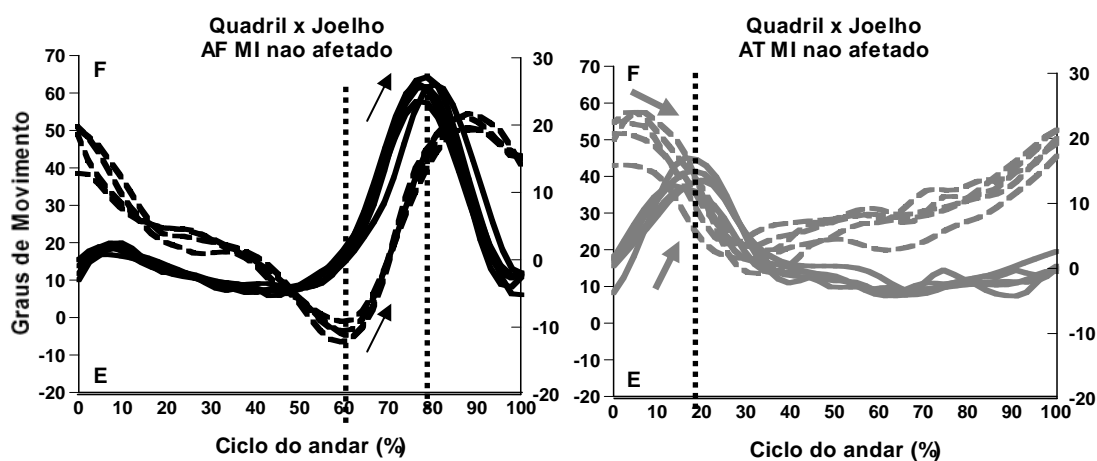


Figura 20: Exemplo de coordenação entre joelho (linha contínua) e quadril (linha pontilhada) do membro inferior (MI) não afetado, no AF (preto) e AT (cinza). A fim de visualizar a coordenação entre joelho e quadril as curvas foram sobrepostas. As linhas verticais indicam a fase de balanço até a máxima flexão do joelho. As setas indicam o sentido do movimento, flexão (F) ou extensão (E).

4.5 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI AFETADO ENTRE O AF E AT

Para o terceiro objetivo apresentamos as curvas de deslocamento angular do joelho e quadril no AF e AT do MI afetado de um sujeito em cinco passadas, visualizadas nas figuras 21 e 22.

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do joelho durante o ciclo do AF do MI afetado apresenta um comportamento semelhante ao do MI não afetado, porém em 70% dos indivíduos analisados neste estudo o MI afetado apresenta uma hiperextensão na fase de apoio. Oposto ao que ocorre no MI não afetado, após o choque do calcanhar, acontece uma ligeira diminuição nos valores dos ângulos durante a fase de amortecimento da carga até a propulsão, o que caracteriza neste momento a hiperextensão apresentada no MI afetado. Em seguida a curva aumentou até atingir o ângulo máximo de flexão no meio do balanço, voltando a diminuir até alcançar a extensão no segundo toque do calcanhar.

A morfologia das curvas do AF e AT de MI afetado é semelhante, nos casos de hiperextensão, o padrão da curva no AT caracteriza a hiperextensão, assim como é caracterizada no AF. Entretanto, apresenta menores valores de ângulo máximo de flexão de joelho (*teste t pareado*; tabela 07 e figura 23) e amplitude de flexão do joelho no AT tende a ser menor (*teste t pareado*; tabela 07) comparativamente ao AF. Porém, considerando a velocidade do andar em ambas as direções como co-variável (ANCOVA), as variáveis angulares do joelho deixam de apresentar diferenças significativas entre o AF e o AT (tabela 07).

As variações no padrão do comportamento dos ângulos articulares do joelho no AF e no AT do MI afetado podem ser visualizadas na figura 21.

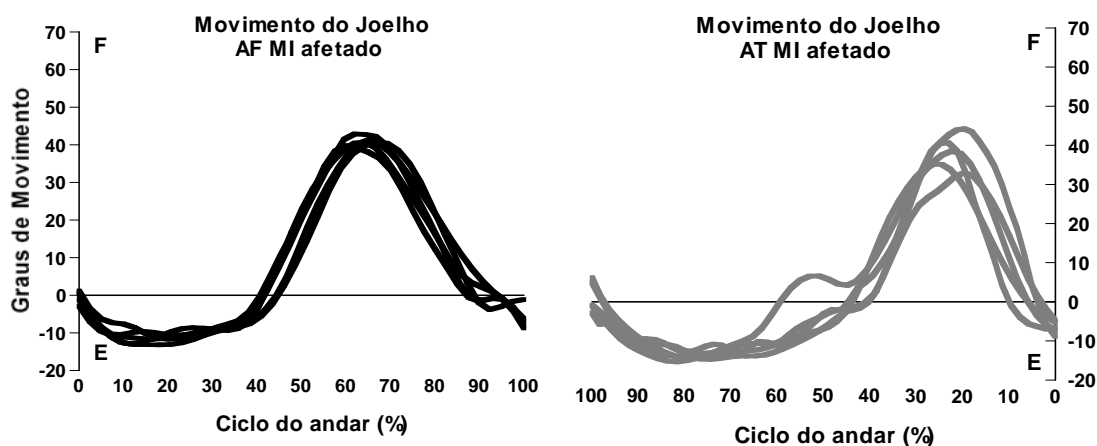


Figura 21: Comportamento das variáveis articulares do joelho de MI afetado, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia (a direção na curva do AT apresenta-se invertida, para fins de facilitar a comparação). As direções do deslocamento são indicadas por F (flexão) ou E (extensão).

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril, durante o ciclo do AF do MI afetado, apresenta-se semelhante ao padrão de comportamento do MI não afetado, já descrito anteriormente. As variações no padrão do comportamento dos ângulos articulares do quadril no AF e no AT do MI afetado podem ser visualizadas na figura 21.

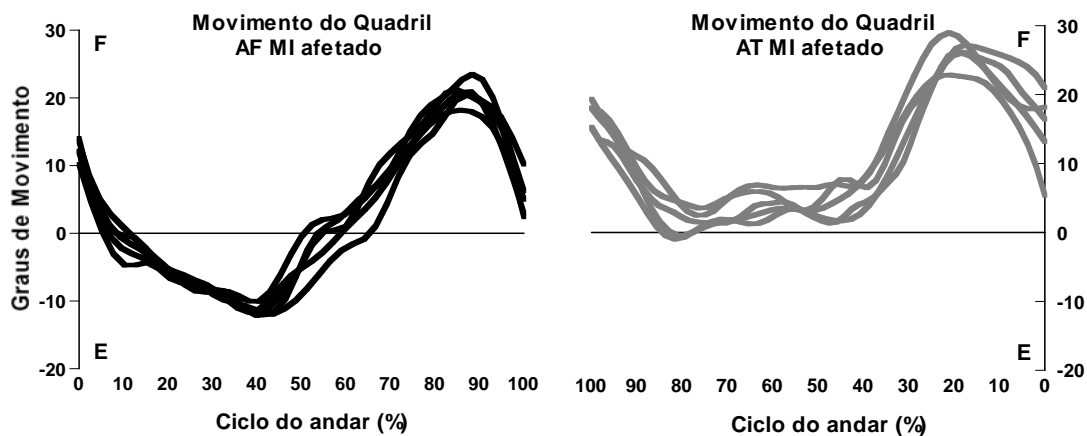


Figura 22: Comportamento das variáveis articulares do quadril de MI afetado, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia (a direção na curva do AT apresenta-se invertida, para fins de facilitar a comparação). As direções do deslocamento são indicadas por F (flexão) ou E (extensão).

Constata-se que assim como o padrão do joelho, a morfologia das curvas do quadril no AF e no AT de MI não afetado é semelhante, no entanto, apresentam menores valores de ângulo máximo de extensão de quadril no AT, geralmente não alcançando zero grau, uma menor amplitude de flexão e tende a apresentar uma menor amplitude de extensão do quadril no AT (*teste t pareado*; tabela 07). Entretanto,

considerando como co-variável a velocidade do andar em ambas as direções, a diferença significativa permanece para a máxima extensão e para a amplitude de flexão do quadril (tabela 07).

Os valores de média e desvio padrão das variáveis angulares do joelho e quadril no AF e AT de MI afetado são apresentados na tabela 07.

Tabela 07: Resultados de média e desvio padrão das variáveis angulares (°) do joelho e quadril comparando AF e AT do MI afetado.

	MI AFETADO				ANCOVA	
	AF	AT	<i>t</i>	<i>p</i>	<i>F</i> _(1,19)	<i>p</i>
JOELHO						
Máxima flexão (oscilação)	48,9±13,7	36,7±13,7	3,679	0,005*		ns
Máxima extensão (apoio)	-2,0±8,5	-0,8±11,9	-0,774	ns		ns
Amplitude de flexão	38,1±12,2	30,3±12,4	2,194	0,056		ns
Início do ciclo da marcha	10,0±8,4	6,1±10,7	2,177	0,057		ns
QUADRIL						
Máxima extensão	-9,9±4,1	7,0±7,7	-10,373	0,001*	11,09	0,004**
Amplitude de extensão	25,6±6,2	19,1±6,0	2,573	0,030		ns
Amplitude de flexão	32,0±6,9	13,0±4,9	8,423	0,001*	12,54	0,003**

MI = membro inferior; AF = andar para frente; AT = andar para trás; ns = não significativo

* $p \leq 0,025$ (valor de significância corrigido para múltiplas comparações); ** valor de p ajustado tendo como co-variável a velocidade do andar para frente e para trás

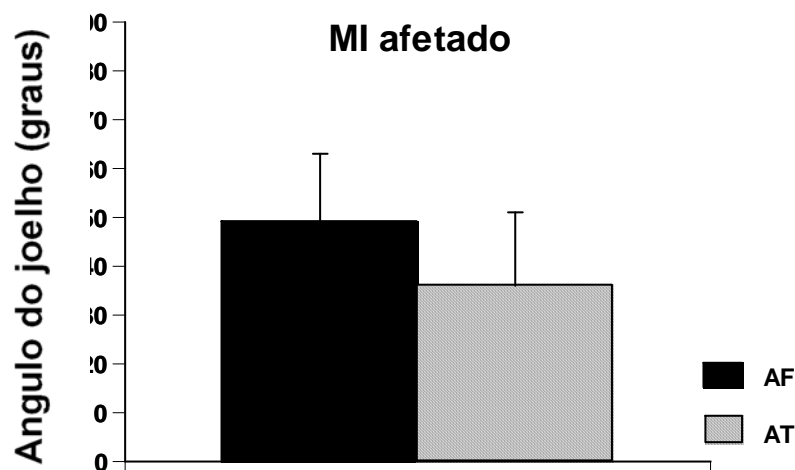


Figura 23: Média e desvio padrão da máxima flexão do joelho no MI afetado no andar para frente (AF) e no andar para trás (AT) no membro inferior (MI) afetado.

A coordenação entre joelho e quadril do MI não afetado entre o AF e AT, pode ser visualizada qualitativamente na figura 24, onde se observa que a simultaneidade entre a flexão do quadril e do joelho vista no MI não afetado no AF é mantida. Já no

AT, enquanto dois participantes apresentam no MI afetado o padrão típico do início do balanço no AT em que o joelho flete enquanto o quadril estende, a maioria dos participantes apresenta um padrão diferente. Este comportamento é qualitativamente ilustrado com o exemplo de um paciente.

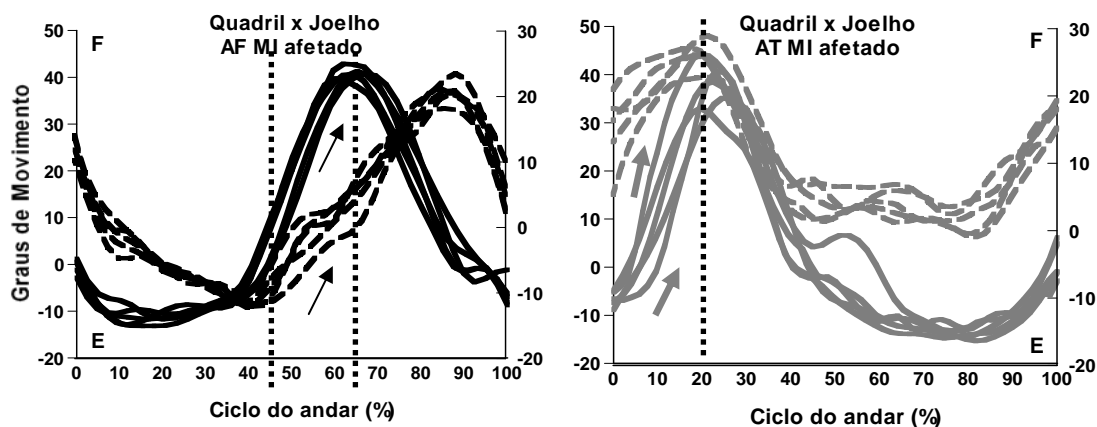


Figura 24: Exemplo de coordenação entre joelho (linha contínua) e quadril (linha pontilhada) do MI afetado, no AF (preto) e AT (cinza). A fim de visualizar a coordenação entre joelho e quadril as curvas foram sobrepostas. As linhas verticais indicam a fase de balanço até a máxima flexão do joelho. As setas indicam o sentido do movimento, flexão (F) ou extensão (E).

4.6 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AT

Para o quarto objetivo apresentamos as curvas de deslocamento angular do joelho do MI não afetado e no MI afetado no AT de um sujeito em cinco passadas, visualizadas na figura 25.

O padrão do comportamento dos ângulos articulares do joelho e do quadril durante o ciclo do AT quando comparamos MI não afetado e MI afetado apresenta um comportamento já descrito anteriormente e a morfologia das curvas apresenta-se semelhantes.

O MI afetado comparativamente ao MI não afetado apresenta menor valor de máxima flexão de joelho respectivamente $36,7 \pm 13,7$ e $52,8 \pm 9,1$ (*teste t independente*; $p=0,006$) e dos valores do joelho no início do ciclo da marcha respectivamente $6,1 \pm 10,7$

e $16,7 \pm 4,4$ ($p=0,009$) no AT. Porém os valores de máxima extensão e amplitude de flexão no joelho não apresentaram diferenças significativas, valores já apresentados nas tabelas 06 e 07.

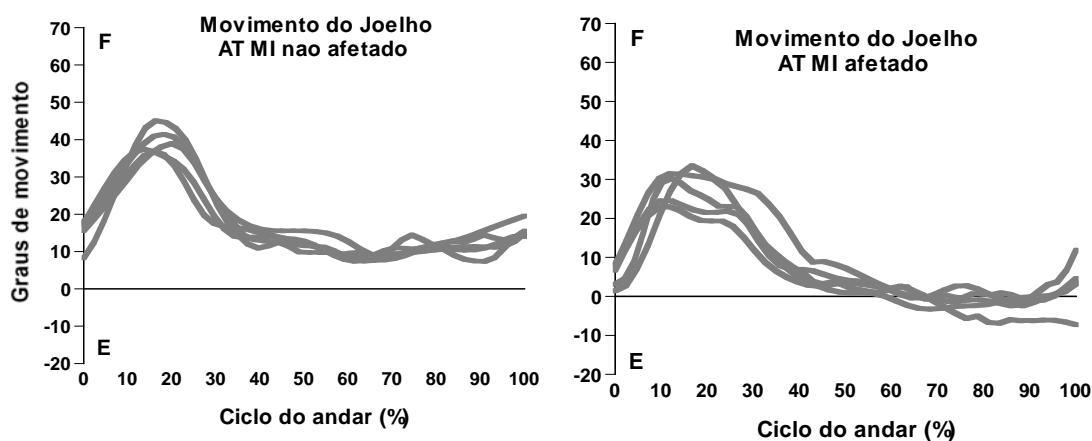


Figura 25: Comportamento das variáveis articulares do joelho de MI não afetado e MI afetado no AT, de cinco passadas de um indivíduo com hemiparesia (a direção na curva do AT apresenta-se invertida, para fins de facilitar a comparação). As direções do deslocamento são indicadas por F (flexão) ou E (extensão).

O teste *t independente* realizado envolvendo os valores das variáveis angulares do quadril no AT, indicou que a máxima extensão, amplitude de extensão e amplitude de flexão do quadril não apresentaram diferença significativa entre MI não afetado e MI afetado, com os valores já apresentados nas tabelas 06 e 07.

5 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo descrever as características cinemáticas do andar para trás em indivíduos com hemiparesia. A partir dos resultados, vários são os aspectos que merecem ser discutidos e, a fim de facilitar o entendimento, estes foram divididos seguindo a ordem dos objetivos específicos, já descrita anteriormente.

5.1 COMPARAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS ENTRE O AF E AT DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO

Com base nos resultados, a comparação dos parâmetros espaço-temporais entre o AF e o AT do MI não afetado e do MI afetado de adultos com hemiparesia evidenciou diferenças, sendo que, o comprimento da passada e a velocidade da passada foram menores no AT. A duração da passada e o percentual de apoio foram maiores no AT comparativamente ao AF. Somente o percentual de apoio da passada evidenciou diferença entre MI não afetado e MI afetado, sendo que o MI não afetado permaneceu mais tempo apoiado tanto no AT quanto no AF.

Considerando a comparação entre AF e AT no MI não afetado, os resultados do presente estudo corroboram com os estudos encontrados na literatura para indivíduos saudáveis, Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) que estudaram a diferença entre o AF e AT em nove idosos ($64,3 \pm 3,7$ anos) e nove jovens ($21,8 \pm 1,5$ anos) em velocidade preferencial. Analisando os resultados em idosos, encontraram um menor comprimento e velocidade da passada no AT, para duração da passada foi encontrada uma tendência

dela ser maior no AT. Porém não encontraram diferença significativa no percentual de apoio entre o AF e AT.

Da mesma forma, Laufer (2005) que analisou o efeito da idade sobre as características do AF e AT em velocidade confortável de 40 idosos ($77,7 \pm 6,2$) e 30 jovens ($24,0 \pm 2,3$), verificou menor comprimento da passada, velocidade de marcha e maior duração de fase de apoio absoluta da passada no AT comparativamente ao AF nos idosos.

Grasso, Bianchi & Lacquaniti (1998) estudou as diferenças no AF e AT no solo de sete sujeitos saudáveis com média de idade de 31 anos, em velocidade preferencial, variando de 0,4 a 1m/s, também encontrou diferenças entre o AF e o AT. Os resultados de velocidade de marcha corroboram com os encontrados neste estudo, sendo que a velocidade do AT foi menor que o AF respectivamente ($0,94 \pm 0,35$ m/s e $1,01 \pm 0,47$ m/s). Porém se opõem em relação à duração da passada, relatando menor duração da passada no AT do que no AF respectivamente ($1,36 \pm 0,39$ s e $1,42 \pm 0,52$ s).

Entretanto, Thortensson (1986) que estudou a diferença entre o AF e AT em esteira com velocidade controlada de 1,5m/s para ambas as direções, de cinco sujeitos saudáveis, com idade entre 25 a 30 anos e Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) que comparou o AF e AT em esteira, de quatro sujeitos com média de idade de $29,3 \pm 2,6$, em três velocidades (0,8; 1,3 e 2,2 m/s) para ambas as direções, encontraram resultados opostos ao deste estudo, relatando menor duração da passada e menor duração do apoio absoluto em todos os sujeitos no AT comparativamente ao AF. Para Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) todos os parâmetros temporais tendem a ser menores no AT comparativamente ao AF em mesma velocidade, indicando que o AT em qualquer velocidade específica é alcançada por uma cadência mais rápida porém com um comprimento de passo menor do que o AF.

Os resultados encontrados por Thortensson (1986) e Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) podem discordar dos encontrados neste estudo e nos outros estudos citados acima, pois foram realizados em esteira, com controle de velocidade em indivíduos jovem. O estudo de Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) que comparou jovens com idosos no AT e o de Grasso, Bianchi & Lacquaniti (1998) com jovens, relatam uma diferença na duração da passada, sendo que os jovens apresentam menor duração da passada no AT comparativamente ao AF, valores inversos aos apresentados pelos idosos. Então pode-se ressaltar levando em consideração a literatura consultada

que a idade tem maior influência nos resultados espaço temporais dos MMII do que a velocidade, pois as diferenças entre o AF e AT permaneceram mesmo quando controlada a velocidade.

Quando se compara os resultados dos estudos com jovens e idosos percebe-se que os jovens apresentam menores diferenças nas variáveis analisadas entre AF e AT comparativamente aos idosos. As diferenças encontradas para variável comprimento da passada, que foi menor no AT que no AF, corresponderam a 19 e 27% para jovens e idoso, respectivamente, no estudo de Moraes & Mauerberg-deCastro (2001), e 22 e 43% no estudo de Laufer (2005). A velocidade de marcha encontrada pelos primeiros autores foi 12% para jovens e 30% para idosos, pelo segundo autor foram 27 e 40% menores no AT comparativamente ao AF. Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) relataram ainda que a duração da passada foi para os jovens 5% menor no AT e para os idosos 9% maior no AT comparativamente ao AF. Segundo os resultados de Laufer (2005) o percentual de apoio para os jovens foi 2% maior no AT e para os idosos 5% maior comparativamente ao AF, sendo que a diferença somente foi significativa para os idosos.

Quando se compara os valores encontrados neste estudo com os valores encontrados na literatura, percebe-se que as diferenças para as variáveis entre o AF e AT, são ainda maiores nos indivíduos com hemiparesia comparativamente com os idosos. Os indivíduos com hemiparesia no AT apresentaram os valores das variáveis significativamente menores em 48% do comprimento da passada, 54% da velocidade da passada e 12% da duração da passada comparativamente ao AF, porém essas diferenças não foram significativas entre os MMII. O percentual de apoio da passada apresentou diferenças significativas de direção e MI. Quanto a direção a porcentagem de apoio no MI afetado foi 8,2% maior e no MI não afetado foi 7,8% maior no AT comparativamente ao AF e a diferença entre os MMII foi de 12,7% no AF e de 10,7% no AT.

As diferenças entre os MMII no percentual de apoio se apresentam menores no AT comparativamente ao AF, esse fator torna-se positivo em virtude de diminuir a assimetria entre os MMII.

Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) acrescentam que a diminuição do comprimento da passada e da velocidade da passada no AT dos idosos, pode estar associada ao fato dos mesmos serem mais sensíveis as demandas de tarefas não usuais,

como por exemplo, AT. O mesmo princípio pode estar associado aos indivíduos com hemiparesia, que apresentam além das limitações da idade, as seqüelas motoras, o que pode contribuir para diminuição da realização de atividades não habituais.

Para Laufer (2005) a diminuição da passada, combinado com a incapacidade para aumentar o comprimento da passada com o aumento da velocidade no AT parece ser indicativo de característica do AT de idosos. Segundo o autor os idosos podem aumentar as variáveis espaço-temporais para níveis iguais aos dos jovens desde que estejam em velocidade confortável no AF, porém isso não foi possível no AT, sendo que os idosos não chegam a alcançar a velocidade confortável dos jovens no AT.

Segundo Kerrigan et al. (1998) enquanto adultos jovens aumentam amplitude de extensão do quadril conforme aumenta a velocidade de marcha, os idosos apresentam uma reduzida amplitude de extensão do quadril, limitando o comprimento da passada tanto em velocidade confortável quanto rápida. Para Laufer (2005) estas limitações biomecânicas podem igualmente limitar a capacidade dos idosos no AT.

No presente estudo, apesar do comprimento da passada ser menor, a duração da passada foi maior no AT comparativamente ao AF, sendo que o comportamento esperado era que se o comprimento da passada diminui a duração da passada também diminui, pois se o MI percorre uma distância menor, o tempo para percorrer essa distância passa a ser menor também. Porém isso pode ser explicado pelo fato do percentual de apoio da passada no AT ser maior comparativamente ao AF.

Segundo Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) a tendência de aumento da duração da passada para os idosos no AT deve-se provavelmente a um receio na realização da tarefa. O fato de andar sem poder avaliar visualmente o que está atrás e planejar a posição de apoio dos pés na superfície gera um movimento mais lento. Uma possível insegurança no AT pode fazer com que o idoso mantenha o pé em contato com o solo por mais tempo antes de iniciar o balanço do membro.

Laufer (2005) salienta que o medo de cair pode induzir a rigidez do tronco, além das mudanças espaço temporais, como menor velocidade e comprimento da passada, assegurando que o centro de massa não será deslocado para longe da base de apoio, garantindo uma posição relativamente mais estável.

Para os indivíduos com hemiparesia este receio e insegurança no momento de realizar a tarefa podem aumentar devido ao fato do MI afetado não proporcionar total estabilidade e eficiência motora no momento da execução da tarefa.

Os valores encontrados para as variáveis no AF, que não apresentaram diferenças significativa entre MMII para comprimento da passada corroboram com os estudo de Teixeira-Salmela et al. (2001); Degani (2000) e Oliveira (2008) e para duração e velocidade da passada com o estudo de Degani (2000) e Oliveira (2008).

Os resultados do percentual de apoio na passada que evidenciou diferença entre MI não afetado e MI afetado, permanecendo por mais tempo apoiado o MI não afetado tanto no AT quanto no AF, vão ao encontro dos resultados do AF em indivíduos com hemiparesia.

Outros estudos têm apontado a dificuldade dos indivíduos com hemiparesia para realizar o suporte de peso no MI afetado no AF, gerando desta forma maior apoio no MI não afetado (Chen et al. 2005; Olney; Griffin & McBride, 1994; Degani, 2000; Harris-Love et al, 2001; Teixeira-Salmela et al., 2001) e as diferenças entre o MI não afetado, quando comparado com as porcentagens de sujeitos normais (BARELA et al. 2000; VON SCHROEDER et al. 1995).

Assim, o aumento na fase de apoio nos MMII no AT pode ser considerado um indicador positivo da tarefa, como já comentado anteriormente, tendo em vista que apesar da proporção de apoio do MI não afetado continuar maior do que a do MI afetado, o fato do MI afetado permanecer mais tempo suportando o peso do corpo auxiliará para o seu fortalecimento muscular e este comportamento pode ser transferido na mudança de direção, neste caso no AF, o que poderá auxiliar na melhora da simetria e na organização temporal dos eventos nos MMII.

5.2 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO ENTRE O AF E AT

Observando os resultados de forma qualitativa, quando comparando o AF e AT de indivíduos com hemiparesia, verifica-se uma semelhança na morfologia das curvas de joelho e de quadril do MI não afetado entre as duas direções, porém, no AT na

maioria dos participantes é inexistente um ligeiro aumento nos valores dos ângulos do joelho visto no AF durante a fase de resposta à carga.

A semelhança na morfologia das curvas do joelho e quadril entre as duas direções foi relatada em estudos anteriores corroborando com os achados deste estudo. Thortensson (1986) relata que tanto no AF quanto no AT o movimento das pernas foi reproduzível a cada passada e virtualmente idêntico. As curvas demonstram similaridades em todos os movimentos dos MMII, sendo que elas deslocam essencialmente na mesma trajetória, mas em direções opostas, a posição do MI no início do suporte (contato do calcanhar) no AF foi similar aquela no final do suporte (retirada do calcanhar) na AT. O autor salienta ainda que a maior semelhança de movimento entre as duas direções é visualizada na articulação do quadril.

Winter, Pluck & Yang (1989) que estudaram o AF e AT em seis sujeitos saudáveis em velocidade confortável no solo, e assim como Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) 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 & Lacquaniti (1998) corroboram com os estudos anteriores, que relatam 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. Assim como, Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) que através da análise de retratos de fase também não evidenciaram diferença quanto ao padrão geral das curvas, entre o AF e AT.

A diferença visualizada qualitativamente na curva do joelho no AT no presente estudo, durante a fase de resposta à carga, 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 de Thortensson (1986), Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987), Winter, Pluck & Yang (1989) e Moraes & Mauerberg-deCastro (2001).

Para Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) outras articulações devem estar assumindo o papel de amortecimento, por exemplo, o tornozelo. Winter, Pluck & Yang (1989) indicam que isto pode ser devido ao tornozelo estar em flexão plantar pouco antes do contato do pé com o solo, diferente do AF quando o tornozelo toca o solo em

dorsiflexão, indicam ainda que o amortecimento pode estar sendo feito também pela articulação do quadril.

Segundo Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) no AT a parte do pé que primeiro toca o solo são os dedos, indicando que os mesmos podem participar do amortecimento, porém os dedos são uma parte do pé menos rígida do que o calcanhar, indicando que no momento do contato inicial e das porções medial e final do pé é necessário realizar ajustes para manter a precisão e evitar um desequilíbrio no processo final de contato com o solo, desnecessário quando o solo é tocado pelo calcanhar que é um ponto de apoio rígido cuja função é limitar a ação articular.

Reforçando a hipótese de Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) esse amortecimento pode não estar presente no AT, devido ao fato, de que no momento do apoio o primeiro contato com o chão é feito pelos dedos e não pelo calcanhar. Provavelmente os dedos neste momento, ajudados pelo tornozelo em flexão plantar estejam 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 do que usado habitualmente no AF, poderia gerar uma menor necessidade de amortecimento no AT comparativamente ao AF.

Os resultados quantitativos deste estudo, considerando somente a ANOVA, apresentam diferenças de valores angulares entre o AF e AT no MI não afetado. Os valores angulares e de amplitude angular, de forma geral, do joelho e do quadril são menores no AT. Os valores de máxima flexão de joelho e máxima extensão do quadril foram significativamente menores no AT, bem como os valores de amplitude de flexão do joelho e amplitude de extensão e flexão do quadril.

Estes resultados corroboram com os descobertos por Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987), que também encontraram diferença significativa entre o AF e AT em máxima flexão do joelho (respectivamente $63^{\circ}\pm 2,6$ e $55^{\circ}\pm 3,9$), amplitude de flexão do joelho (respectivamente $56^{\circ}\pm 7,4$ e $48^{\circ}\pm 5,7$) e amplitude de flexão do quadril (respectivamente $37^{\circ}\pm 3,1$ e $32^{\circ}\pm 5$), sendo os valores menores no AT. No presente estudo, a extensão máxima do quadril foi menor no AT comparativamente ao AF, diferente do estudo de Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987), que na máxima extensão do quadril não encontraram diferença significativa entre o AF e AT. Esta divergência com os nossos resultados pode ser devido a idade, pois os participantes idosos poderiam apresentar amplitudes articulares de quadril menores

comparativamente aos jovens. Outro fator que pode ter influenciado neste resultado foi o controle da velocidade (mesma velocidade para ambas as direções) não utilizada no presente estudo.

Os resultados corroboram também com os encontrados por Moraes & Mauerberg-deCastro (2001) que realizaram a análise através de ângulos segmentares e encontraram diferenças significativas na amplitude articular da perna e da coxa, apresentando amplitudes menores no AT comparativamente ao AF.

Entretanto, Thortensson (1986) relata qualitativamente que a amplitude geral dos valores angulares das articulações do joelho, quadril e tornozelo, foram semelhantes. Porém essa semelhança pode ser explicada pelo controle de velocidade usada no estudo, sendo que os indivíduos andaram na esteira em mesma velocidade para ambas as direções.

Os resultados quantitativos deste estudo, considerado a ANCOVA, entretanto mostraram que as diferenças entre o AF e AT ao nível do quadril permanecem significativas, mesmo quando a velocidade é utilizada como co-variante, porém ao nível do joelho as diferenças são minimizadas.

Segundo Kim & 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. Segundo Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) o aumento da máxima flexão do joelho acompanha o aumento da velocidade.

Vilensky, Gankiewicz & Gehlsen (1987) relataram ainda que as diferenças na amplitude de movimento do quadril e do joelho entre AF e AT, estão relacionadas a menor comprimento da passada realizada no AT, o que reduz a amplitude de movimento de quadril e joelho. Segundo os autores isso não representa uma adaptação específica deste tipo de locomoção (AT), e sim uma consequência.

Reforçando o que foi relatado pelos autores anteriormente, as diferenças visualizadas nas variáveis angulares no AT comparativamente ao AF podem ser devido ao menor comprimento da passada e a menor velocidade da passada. Particularmente, podemos constatar que as variáveis angulares do joelho foram influenciadas pela menor velocidade do andar para trás.

5.3 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI AFETADO ENTRE O AF E AT

Na literatura não foram encontrados estudos que descrevam a cinemática angular do AT em sujeitos com hemiparesia. Desta forma, iremos discutir sobre as principais alterações apresentadas no membro inferior afetado no AF e o quanto estas persistem ou se modificam no AT. A fim de identificar as possíveis causas de eventuais divergências inicialmente apresenta-se os valores encontrados na literatura considerando as características da amostra.

Chen et al. (2005) analisaram seis sujeitos com média de idade de 60 ± 7 anos com velocidade média de marcha de $0,34 \pm 0,12$ m/s, relatam menores valores de flexão de joelho no MI afetado $38^\circ \pm 10$ comparativamente ao MI não afetado $64^\circ \pm 9$ e os controles $59^\circ \pm 7$ e menores valores de extensão do quadril respectivamente $12^\circ \pm 10$; $17^\circ \pm 10$ e $18^\circ \pm 5$.

Teixeira-Salmela et al. (2001) avaliaram 13 sujeitos hemiparéticos com média de idade de $67,7 \pm 9,2$ anos, após nove meses do AVE caminhando a velocidade de $0,60 \pm 0,39$ m/s, observou menores valores de flexão de joelho no MI afetado comparativamente com o MI não afetado respectivamente $40^\circ \pm 12$ e $58^\circ \pm 11$ e menores valores de extensão de quadril respectivamente $3^\circ \pm 13$ e $-1^\circ \pm 13$.

Olney et al. (1991) analisaram 30 sujeitos hemiparéticos divididos em grupos de 10, os quais caminharam em velocidades diferentes (0,63; 0,41 e 0,25 m/s). Os valores encontrados usando a média dos resultados nas três velocidades foram menores valores de flexão de joelho durante o balanço para MI afetado $39^\circ \pm 12$ comparativamente a MI não afetado $58^\circ \pm 8$, e menores valores de extensão de quadril respectivamente $-5^\circ \pm 10$ e $-8^\circ \pm 7$.

Olney; Gritfin & McBride (1994) avaliaram 32 sujeitos hemiparéticos com média de idade de 61 ± 12 anos, crônicos, caminhando a velocidade de $0,45 \pm 0,2$ m/s, relataram menores valores de flexão de joelho durante o balanço para MI afetado $40^\circ \pm 12$ comparativamente a MI não afetado $57^\circ \pm 8$, e menores valores de extensão de quadril respectivamente $-5^\circ \pm 11$ e $-8^\circ \pm 8$.

Comparando os resultados percebe-se que os valores de flexão de joelho e extensão do quadril no AF dos estudos citados acima são menores comparativamente

aos encontrados no presente estudo. Essas diferenças podem ser devido a velocidade de marcha dos indivíduos com hemiparesia, sendo que os estudos que mais se aproximam dos valores angulares de flexão do joelho (Teixeira-Salmela et al, 2001; Olney; Griffin & McBride, 1994) são os que apresentam uma velocidade de marcha mais próxima da realizada neste estudo $0,64 \pm 0,19$ m/s no AF, entretanto a extensão do quadril teve comportamento variado. Outro fator que poderia influenciar seria o nível de comprometimento motor, porém somente o estudo de Chen et al. (2005) apresentou este dado, classificando os participantes com comprometimento motor severo (21 ± 4 pontos) segundo a escala de Fugl-Meyer (EFM), sendo que os participantes deste estudo apresentaram um comprometimento motor leve (25 ± 4 pontos na EFM).

Comparando as diferença entre as duas direções do andar no MI afetado, os valores de máxima flexão de joelho e máxima extensão do quadril foram significativamente menores no AT, bem como os valores de amplitude de flexão quadril. Como já descrito no objetivo anterior estes resultados podem ser devido a diferença entre a velocidade de passada e comprimento de passada entre as duas direções. Este fato se confirma parcialmente na análise utilizando a velocidade da marcha do AF e AT como co-variante, onde somente as diferenças angulares ao nível da articulação do quadril permaneceram significativas. As diferenças ao nível do joelho foram minimizadas pela análise da ANCOVA, sugerindo que o treino visando o aumento da velocidade do AT, poderia aproximar valores dos deslocamentos angulares do joelho aos valores apresentados no AF.

Ainda a avaliação qualitativa da coordenação através da sobreposição das curvas do deslocamento do quadril e do joelho evidenciou a tendência da maioria dos participantes a realizar simultaneamente no MI afetado o movimento para a mesma direção nestas duas articulações na fase de balanço do AT, contrariamente ao movimento combinado de extensão do quadril e flexão do joelho que ocorre no MI não afetado nesta fase do ciclo.

No próximo objetivo serão discutidas as diferenças entre o MI não afetado e o MI afetado o que poderá esclarecer melhor o comportamento do MI afetado no AT.

5.4 COMPARAÇÃO DOS ÂNGULOS ARTICULARES E DA AMPLITUDE ARTICULAR DO JOELHO E DO QUADRIL DO MI NÃO AFETADO E DO MI AFETADO NO AT.

Como não encontramos na literatura estudos comparando os valores angulares entre os MMII, afetado e não afetado no AT, iremos considerar as diferenças entre os MMII no AF descritas na literatura.

Com relação à comparação do MI não afetado com o MI afetado no AT, observaram-se através dos resultados, que o MI não afetado apresentou maiores valores angulares e de amplitude angular, exceto para máxima extensão do joelho, onde o MI afetado apresentou valores maiores de extensão, isso devido a hiperextensão presente na maioria dos indivíduos analisados e é característica do MI afetado dos indivíduos com hemiparesia.

Os valores de máxima flexão de joelho e o valor do joelho no início do ciclo da marcha foram significativamente maiores no MI não afetado comparativamente ao MI afetado. A morfologia das curvas comparando os MMII no AT, foi semelhante as curvas dos MMII descrita nos objetivos anteriores, entretanto o MI afetado apresentou maior variabilidade entre as tentativas comparativamente ao MI não afetado.

Quando comparadas as diferenças angulares do joelho e quadril entre os MMII no AF, percebe-se que são similares as encontradas no AT em indivíduos com hemiparesia. A marcha de indivíduos com hemiparesia é caracterizada por hiperextensão do joelho no suporte simples, dificuldade na extensão do quadril e flexão do joelho durante o balanço do MI afetado (OLNEY & RICHARDS, 1996; SEGURA, 2005). Características também encontradas no AT.

As diferenças de valores encontrados na literatura entre MMII no AF citadas na discussão do objetivo anterior corroboram com as diferenças encontradas para MMII no AT. O MI afetado apresenta menores valores angulares comparativamente a MI não afetado.

Entretanto, apesar dos ângulos de extensão do quadril serem menores no MI afetado, os resultados não mostraram diferenças significativas entre o MI não afetado e MI afetado para extensão do quadril no AT, resultado oposto à maioria dos estudos consultados do AF. Um dos fatores influenciadores deste resultado pode ser a passada

curta no AT que necessita de um menor ângulo de extensão do quadril, diminuindo a diferença entre os MMII. Segundo Segura (2005) a redução dos ângulos de extensão do quadril é um dos principais problemas no andar hemiplégico, pois limita a transferência e sustentação do peso durante o suporte simples. O resultado descrito acima também pode estar associado ao fato, qualitativamente observado através dos vídeos, dos participantes utilizarem como estratégia compensatória, a inclinação do tronco no momento do deslocamento do MI afetado para trás (fase de balanço), o que provavelmente contribuiu para diminuir a média do ângulo de extensão do quadril.

Através disto sugere-se que o AT quando usado como forma de reabilitação, deve ser acompanhada de táticas para minimizar ou controlar a compensação do tronco observada nos indivíduos com hemiparesia.

Apesar de na execução da tarefa do AT os indivíduos tenham mantido uma estratégia conservadora, com passadas curtas, menor velocidade de passada e maior duração de apoio, possivelmente como uma forma de adaptação às demandas impostas pela mudança de direção da tarefa, principalmente a falta de feedback visual, e devido ao fato dos indivíduos não terem experiência prévia do AT. Acredita-se que esta estratégia conservadora possa mudar com uma maior vivência da tarefa, ou seja, quando a mesma for treinada, sendo utilizada como um recurso para reabilitação, o que geraria maior segurança nos indivíduos no momento de executá-la e melhoraria o padrão de movimento da tarefa.

Porém, não foram encontrados estudos sobre o efeito do treinamento do AT nos parâmetros angulares. Embora a melhora da simetria da marcha em indivíduos com hemiparesia tenha sido demonstrada por Yang (2005) com o treino do AT, os efeitos da repetição contínua do AT (através do andar em esteira), do auxílio verbal e/ou manual sobre o padrão de movimento ou a melhora da coordenação inter-segmentar ainda não foi explorado.

Segundo Yang (2005) uma das metas específicas na reabilitação da marcha em indivíduos com hemiparesia é a restauração de simetria para recuperar um padrão de andar fisiológico. O autor realizou um estudo com 25 sujeitos hemiparéticos crônicos, divididos em grupo controle e experimental, sendo que os sujeitos em ambos os grupos participaram de 40 minutos de um programa de treinamento convencional três vezes por semana, por três semanas e os sujeitos do grupo experimental receberam mais 30 minutos de treinamento do AT. Observou que o grupo experimental melhorou todos os

parâmetros analisados na marcha, apresentando diferenças significativas, aumentando a velocidade em 34,7%, a cadência em 20,4%, o comprimento da passada em 12,5%, o índice de simetria em 74,6% e teve uma redução de 20% na duração do ciclo da marcha. Já o grupo controle com treinamento convencional, teve menores ganhos e não apresentou melhora em comprimento da passada e índice de assimetria.

Este estudo não avalia o efeito do treinamento do AT sobre a cinemática angular, porém segundo estes resultados sugerem-se que o treino do AT poderia complementar a melhora dos padrões motores do AF.

Os movimentos isolados alternando flexão e extensão de joelho repetidamente realizados no AT pode contribuir para melhorar o controle neuromotor de indivíduos com hemiparesia com sinergia extensora no MI afetado (YANG, 2005).

Winter, Pluck & Yang (1989) concluiu que o AT é uma imagem inversa do AF, relatando que os padrões de ativação dos músculos envolvidos no AF é simplesmente reversa no AT. Segundo Yang (2005) esta também é uma possível razão para melhorar o desempenho da marcha depois do treinamento do AT.

Além disso, podemos observar qualitativamente através da sobreposição das curvas de joelho e quadril na figura 19, que no AT a coordenação entre o quadril e o joelho do MI não afetado proporciona um movimento fora do sinergismo anormal, uma vez que combina a extensão do quadril com a flexão do joelho. No entanto, na figura 23 observa-se que os indivíduos com hemiparesia aparentemente mantêm o movimento dentro do sinergismo patológico no MI afetado, apresentando um comportamento qualitativamente diferente do MI não afetado, isto é, mesmo no AT apresentam uma simultaneidade entre a flexão do quadril e do joelho. Esta dificuldade descrita por Davies (1996) em fletir o joelho quando o quadril está em extensão foi observada qualitativamente neste estudo, onde os participantes apresentaram um movimento compensatório de flexão do tronco durante o passo para trás.

Então, através disto sugere-se que o AT pode ser utilizado como um recurso terapêutico apropriado para somar aos programas convencionais de reabilitação da marcha de indivíduos com hemiparesia. Entretanto atenção deve ser dada para evitar o movimento compensatório de flexão anterior do tronco durante a extensão do quadril.

6 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo sugerem que os indivíduos com hemiparesia apresentam uma atitude conservadora em relação ao AT, apresentando redução do comprimento da passada e da velocidade da passada, porém o percentual de apoio e a duração da passada aumentam no AT comparativamente ao AF.

As variáveis angulares de joelho e quadril no MI não afetado dos indivíduos com hemiparesia se comportaram de forma semelhante com as descritas para população da mesma faixa etária. Os valores de máxima flexão de joelho e máxima extensão de quadril foram significativamente menores no AT, bem como os valores de amplitude de flexão do joelho e amplitude de extensão e flexão do quadril.

O MI afetado apresentou os valores de máxima flexão de joelho e máxima extensão de quadril significativamente menores no AT, bem como os valores de amplitude de flexão do quadril.

Quando a velocidade do AF e AT foi utilizada como co-variante, somente as diferenças angulares ao nível da articulação do quadril permaneceram significativas para ambos os MMII, evidenciando o efeito da direção no movimento do quadril aparentemente independentemente da velocidade do andar, porém ao nível do joelho as diferenças são minimizadas.

Com relação à comparação entre os MMII no AT, observou-se que o MI não afetado apresentou maiores valores angulares e de amplitude angular, exceto para máxima extensão do joelho, onde o MI afetado apresentou valores maiores de extensão. Os valores de máxima flexão de joelho e o valor do joelho no início do ciclo da marcha foram significativamente maiores no MI não afetado comparativamente ao MI afetado. Percebe-se que os resultados encontrados entre os MMII no AT são similares aos encontrados na literatura para o AF.

A morfologia das curvas do joelho e do quadril é semelhante entre as duas direções da marcha para ambos os MMII, porém, no AT na maioria dos participantes é inexistente um ligeiro aumento nos valores dos ângulos do joelho visto no AF durante a fase de resposta à carga.

Através dos resultados é possível sugerir que a tarefa do AT apresenta padrões cinemáticos diferentes da tarefa do AF. Sendo que na tarefa do AT um dos fatores apresentados de forma positiva para indivíduos com hemiparesia é o maior percentual de apoio do MI afetado durante o AT comparativamente ao AF.

Diante disto, sugere-se que o AT pode ser utilizado como um recurso terapêutico seja em ambiente de reabilitação ou de atividade física para indivíduos com hemiparesia, considerando primeiramente que os participantes não tinham experiências prévias do AT e conseguiram responder as demandas impostas pela tarefa. E considerando que se a tarefa do AT for treinada de forma contínua e com estímulos verbais e manuais, esta poderá contribuir para a aquisição de um movimento com maior qualidade de coordenação entre a flexão do joelho e a extensão do quadril. Desta forma, a ênfase em uma tarefa específica de coordenação com o objetivo de transferência, poderá auxiliar na diminuição das restrições biomecânicas e proporcionar um movimento mais simétrico da marcha em indivíduos com hemiparesia.

No entanto para possibilitar a execução de um movimento coordenado de extensão do quadril e flexão do joelho com qualidade, sugere-se a necessidade de durante a realização da tarefa de AT controlar a compensação do tronco.

Sugere-se também que estas atividades sejam realizadas em um contexto o mais próximo possível da realidade, que a tarefa do AT tenha algum significado para os indivíduos, que os mesmos realizem a tarefa com uma meta a alcançar além do objetivo da reabilitação. Considerando que isto pode auxiliar na solução pelos indivíduos de seus próprios problemas cotidianos (exemplo realizar recuos para trás para sentar-se e deslocar-se para trás para alcançar um objeto) e no reconhecimento de seus próprios limites, facilitando assim, a retenção e qualidade no movimento.

Outra forma de utilizar o AT em ambiente terapêutico seria aliada a esteira rolante ou ainda a um suporte de peso corporal, o que facilitaria a segurança para risco de quedas e o auxílio manual para melhorar a qualidade do movimento.

Diante disto, finaliza-se sugerindo outros estudos sobre as características cinemáticas do AT em indivíduos com hemiparesia, em esteira rolante e com suporte de

peso corporal. Além de estudo sobre a coordenação entre as articulações do quadril e do joelho entre AF e o AT, assim como o estudo da possível transferência da coordenação motora adquirida no AT para a coordenação dos MMII no AF.

7 LIMITES DO ESTUDO

O estudo pode ser limitado pelos seguintes fatores que fugiram do controle do 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, o presente estudo limita-se a uma análise no plano sagital, a aquisição de dados em 3D poderia complementar os resultados.
- A frequência de aquisição de 60 Hz, embora os resultados tenham corroborado com encontrados na literatura no que se refere ao AF, o registro do movimento a uma frequência maior poderia evidenciar detalhes do movimento não identificados neste estudo.
- A análise da coordenação foi realizada de forma qualitativa com a sobreposição das curvas de deslocamento angular do quadril e joelho, uma exploração mais detalhada da coordenação entre quadril e joelho poderia evidenciar aspectos da coordenação temporal entre estas articulações.
- A ausência do grupo controle, pois apesar de haver estudos com indivíduos saudáveis, um grupo controle poderia contribuir para o entendimento de eventuais compensações do MI não afetado.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARELA, J.A.; WHITALL, J.; BLACK, P.; CLARK, J.E. Hemiplegic intralimb coordination: A dynamical systems analysis. **Brazilian Journal of Biomechanics**, v. 3, n.4, p. 5-14, 2002.

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

BARELA, A. M. F. **Análise Biomecânica do Andar de Adultos e Idosos nos Ambientes Aquático e Terrestre**. Tese (Doutorado em Educação Física e Esporte) Universidade de São Paulo, São Paulo, 2005.

BATES, B. T., McCAW, S. T. A comparison between forward and backward walking. **Proceedings of the North American Congress on Biomechanics: Human Locomotion**, v.2, p.307-8, 1986.

BATES, A. HANSON, N. **Exercícios aquáticos terapêuticos**. 1. ed. São Paulo: Manole, 1998.

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, 115-124, 2005.

BERNSTEIN, N. **Coordination and regulation of movement**. New York: Pergamon, 1967.

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

BROWN, L.A.; SLEIK, R.J.; WINDER, T.R. Attentional demands for spatic postural control after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p.1732-5, 2002.

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

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.; DHARA H. KOTHARI, D.H.; FELIX E. ZAJAC, F. E. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds, **Gait & Posture**, v.22 p.51–56, 2005.

DAVIES, P. M. **Passos a seguir: um manual para o tratamento da hemiplegia no adulto**. São Paulo: Manole, 1996. 314 p

DEGANI, A.M. **O andar hemiplégico em ambiente aquático**. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) Universidade Estadual Paulista, São Paulo, 2000.

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

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

EARHART, M. Gammon et al. Forward Versus Backward Walking: Transfer of Podokinetic Adaptation. **Journal of Neurophysiology**. v. 86, p.1666-1670, 2001.

FERRANDEZ, A. M., PAILHOUS, J., DURUP, M. Slowness in elderly gait. **Experimental Aging Research**, v.16, n.2, p.79-89, 1990.

FONSECA, T. F.; MANCINI, M. C. Estudos em controle motor e intervenção profissional: perspectiva da reabilitação. In: CORRÊA, U. C. **Pesquisa em comportamento motor: a intervenção em perspectiva**. São Paulo: EFP/EEFEUSP, 2008.

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

HARRIS-LOVE, M.L.; FORRESTER, L.W.; MACKO, R.F.; SILVER, K.H.C.; SMITH, G.V. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. **Neurorehabilitation and neural repair**, v. 15, p. 105-112, 2001.

HEBERT, W. R. **Ortopedia e Traumatologia: princípios e prática**. Porto Alegre: Artes Médicas, 1998.

HENNIG, G. Gait analysis and the biomechanics of locomotion. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. 8. **Anais...** Florianópolis, p.19-26, 1999.

HESSE, S.; JAHNKE, M.T.; BERTELT, C.M.; SCHREINER, C.; LÜCKE, D.; MAURITZ, K.H. Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors. **Stroke**, v. 25, p.1999-2004, 1994.

HIGGINSON J.S.; ZAJAC, F.E.; NEPTUNE, R.R.; KAUTZ, S.A.; DELP, S.L. Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. **Journal of Biomechanics**, v.39, p.1769-1777, 2006.

HIMMANN, J. E.; CUNNINGHAM, D. A.; RECHNITZER, P. A.; PATERSON, D. A. Age-related changes in speed of walking. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.20, n.2, p.161–166, 1988.

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, p. 1185-1193, 2003.

INMAN, V. T.; RALSTON, H. J.; TODD, F. **Human walking**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.

KADABA, M.P.; RAMAKAISHAN, H.K.; WOOTTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G.; COCHRAN, G.V.B. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v.7, p. 849-860, 1989.

KIM, C.M.; ENG, J.J. The relationship of lower-extremity muscle torque to locomotor performance in people with stroke. **Physical therapy**, Alexandria, v.83, p.49-57, 2003.

KERRIGAN, D.C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; LIPSITZ, L. A. Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.79, p.317-22, 1998.

KNUTSSON, E.; RICHARDS, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. **Brain**, v.102, p.405-430, 1979.

LAJOIE, Y.; TEASDALE, N.; BARD, C.; FLEURY, M. Upright standing and gait: are there changes in attentional requirements related to normal aging? **Experimental Aging Research**, v.22, p.185-198, 1996.

LAMB, T.; YANG, J.F. Could different directions of infant stepping be controlled by the same locomotor central pattern generator? **Journal of Neurophysiology**, v.83, n. 5, 2000.

LAUFER, Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. **Journal of gerontology**, v.60, p.627-632, 2005.

LIN S-I. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86 p. 197-203, 2005

MAKI, T.; QUAGLIATO, E. M.A.B.; CACHO, E.W.A.; PAZ, L.P.S.; NASCIMENTO, N.H.; INOUE, M.M.E.A.; VIANA, M.A. Estudo de confiabilidade da aplicação da escala de Fugl-Meyer no Brasil. **Revista Brasileira Fisioterapia**, v. 10, n. 2, p 177-183, 2006.

MENDES, E. F. **Efeito da alteração do comprimento preferido do passo sobre o desempenho da marcha em mulheres jovens e idosas.** São Paulo, 2005, 49p. Dissertação (Mestrado em Controle Motor). Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo.

MIYAMOTO, S.T.; LOMBARDI, I.J.; BERG, K.O.; RAMOS, L.R.; NATOUR, L. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.37, p. 1411-1421, 2004.

MORAES, R.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Andar para frente e andar para trás em indivíduos idosos. **Revista Paulista de Educação Física**, v.3, n.15, p.169-85, 2001.

MORAES R. **Efeitos do envelhecimento nas habilidades de andar para frente, andar para trás, sentar e levantar.** São Paulo (Rio Claro), 1999. 120f. Dissertação (Mestrado em Motricidade) Instituto de Biociências. Universidade Estadual Paulista.

NADEAU, S.; ARSEANAULT, A.B.; GRAVEL, D.; BOURBONNAIS, D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. **American Journal of physical medicine and rehabilitation**, v.78, p.123-130, 1999.

NEWELL, K. M. Constraints on the development of coordination. In: WADE, M. G.; WHITING, H. T. A. (Eds.) **Motor Development in children: Aspects of coordination and control.** Dordrecht: Martinus Nijhoff publishers, 1986.

NIGG, B.M.; HERZOG, W. **Biomechanics of the musculo-skeletal system.** England: John Wiley & Sons, 1995.

OLIVEIRA, L. C. T. **Análise da marcha de indivíduos hemiparéticos submetidos a instabilidade.** São Paulo, 2008. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia). Universidade Cidade de São Paulo.

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

OLNEY, S. J.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait & Posture**, v.4, p.136-148, 1996.

OLNEY, S.J.; GRIFFIN, M.P.; MONGA, T.N.; MCBRIDE, I.D. Word and power in gait of stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, 309- 314, 1991.

PAULA DE, 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. **Gait analysis: normal and pathological function.** Throfare: SLACK, 1992.

PERRY, J. **Análise de marcha.** Manole: São Paulo, 2005.

- RICHARDS, C.L.; MALOUIN, F.; WOOD-DAUPHINEE, S.; WILLIAMS, J.I.; BOUCHARD, J.P.; BRUNET, D. Task-specific physical therapy for optimization of gait recovery in acute stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.74, p.612-620, 1993.
- RICHARDSON, R. J. **Pesquisa social: método e técnica**. 3. Ed. São Paulo: Atlas, 1999.
- ROTH, E.J.; MERBITZ, C.; MROCZEK, K.; DUGAN, S.A.; SUH, W.W. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. **American Journal of Physical Medicine Rehabilitation**, v.76, p.128-33, 1997.
- SALBACH, N. M.; MAYO, N. E. ; HIGGINS, J.; AHMED, S.; FINCH, L. E.; RICHARDS, C. L. Responsiveness and predictability of gait speed and other disability measures in acute stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.82, p. 1204-1212, 2001.
- 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. 150f. Dissertação (Mestrado em Motricidade). Instituto de biociência. Universidade Estadual Paulista.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H., **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. 2. ed. Barueri: Manole, 2003.
- SKINNER, H. B., BARRACK, R. L., COOK, S. D. Age-related decline in proprioception. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.184, p.208-11, 1985.
- TEXEIRA-SALMELA, L.F.; NADEAU, S.; MCBRIDE, I.; OLNEY, S.J.; 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.3, p.53-60, 2001.
- TEIXEIRA, L. A. **Controle motor**. Barueri: Manole, 2006.
- TEXEIRA-SALMELA, L.F.; OLIVEIRA, E.S.; SANTANA, E.G.; RESENDE, G.P. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, São Paulo, v. 7, p. 108-118, 2000.
- TEIXEIRA-SALMELA, L. F.; OLNEY, S.J.; NADEAU, S.; BROUWER, B. Muscle strengthening and physical conditioning to reduce impairment and disability in chronic stroke survivors. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 80, p. 1211-1218, 1999.
- THRSTENSSON A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? **Experimental Brain Research**, v. 61, p. 664-668, 1986.
- THRELKELD AJ, HORN TS, WOJTOWICZ GM, ROONEY JG, SHAPIRO R. kinematics, ground reaction force, and muscle balance produced by backward running. **Journal of Orthopedic Sports Physical Therapy**, v. 11, n. 2, p. 56-63, 1989.
- TITIANOVA, E.B.; PITKÄNEN, K.; PÄÄKKÖNEN, A.; SIVENIUS, J.; TARKKA, I.M. Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic

unilateral stroke. **American Journal of physical medicine and rehabilitation**, v.82, p. 778-786, 2003.

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

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

VISINTIN, M.; BARBEU, H.; KORNER-BITENSKY, N.; MAYO, N.E. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. **Stroke**, v. 29. P. 1122-1128, 1998.

VON SCHROEDER, H.P.; COUTTS, R.D.; LYDEN, P.D.; BILLINGS, E. Gait parameters following stroke: A practical Assessment. **Journal of rehabilitation research and development**, v. 32, p. 25-31, 1995.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. Surveillance of stroke: The WHO STEPwise approach. **World Health organization**, 2002.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). **World Health organization**, 2001.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. USA: A Wiley-Interscience publication, 1989.

WINTER, D.A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. 2^a ed., Canada: Waterloo Cover, 1991.

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.

WITTE, U.S., CARLSSON, J.Y. Self-selected walking speed in patients with hemiparesis after stroke. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 29, p. 161-5,1997.

YANG, Y. R. Gait outcomes after additional backward walking training in patients with stroke: a randomized controlled trial. **Clinical Rehabilitation**. v.19, p. 264-273, 2005.

APÊNDICE I

ESTUDO PILOTO

Nota-se uma carência nos estudos relacionados a cinemática do andar em indivíduos com hemiparesia, essa carência aumenta quando nos reportamos a cinemática do andar para trás. Diante disto, evidencia-se a necessidade de um estudo piloto, para melhor definir os critérios e os protocolos a serem utilizados neste estudo.

1 OBJETIVOS

1.1 Objetivo Geral

- Avaliar a viabilidade do estudo e o protocolo de coleta de dados.

1.2 Objetivos Específicos

- Familiarizar os pesquisadores a utilização dos instrumentos e procedimentos de medida;
- Estabelecer os critérios para as coletas de dados;
- Verificar o tempo total para a coleta de dados;
- Caracterizar as variáveis do estudo;
- Identificar as possíveis variáveis que possam interferir no estudo e devam ser controladas;

2 MÉTODO

2.1 Coleta de dados

O estudo piloto foi realizado no Centro de Educação Física, Fisioterapia e Desporto da Universidade do Estado de Santa Catarina, no Laboratório de Biomecânica.

Os sujeitos foram convidados a participar do estudo, concordando, assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP da Universidade do Estado de Santa Catarina, protocolo número 88/2007.

A avaliação foi dividida em dois dias, no primeiro foi realizada a avaliação motora e no segundo a avaliação cinemática.

a) 1º Dia - Avaliação Motora

Antes do início da avaliação motora, as tarefas foram explicadas aos participantes e foi preenchida uma ficha de identificação. A avaliação foi composta dos seguintes testes:

- Tônus - Escala de Ashworth
- Recuperação Motora - Escala de Fugl-Meyer
- Equilíbrio - Escala de Berg
- Velocidade de Marcha - Teste de 10 metros

b) 2º Dia - Avaliação Cinemática

Na avaliação cinemática, foi solicitado aos sujeitos vestir roupa preta e permanecer descalço. Primeiramente foram realizadas as medidas antropométricas, massa corporal, estatura e comprimento dos membros inferiores (MMII).

A seguir foram realizadas as demarcações com marcadores reflexivos nos pontos articulares de interesse para o estudo: acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho e maléolo lateral, em ambos os lados, membro inferior afetado (MIaf) e membro inferior não afetado (MIInf).

A coleta foi dividida em duas fases, durante cada fase, os sujeitos percorreram a mesma distância 10 vezes (ou seja, 5 *idas* e 5 *voltas*), foram filmadas cinco tentativas no plano sagital direito e cinco tentativas no plano sagital esquerdo para cada tarefa. Na primeira fase foram realizadas as tentativas do AF. Na segunda fase foram filmadas as tentativas do AT. Para ambas as tarefas os sujeitos realizaram pelo menos uma tentativa de familiarização.

A velocidade da marcha dos sujeitos foi controlada através de fotos células, dispostas nos quatro metros centrais do corredor onde se realizou a tarefa.

2.2 Instrumentos utilizados para avaliação da cinemática.

O sistema de cinemática consiste na utilização de uma câmera Panasonic MiniDV, com frequência de aquisição de 30Hz, ligada a um microcomputador onde serão capturadas as imagens de forma manual através do *software InterVideo® Winproducer™ 3 DVD*. Para análise dos ângulos utiliza-se o *software DgeeMe™ version 0.98b*.

A câmera fica posicionada sobre um tripé a uma distância de aproximadamente 3 metros do corredor onde os sujeitos caminharam e estava disposta perpendicularmente ao plano sagital do movimento. O corredor tem uma distância de 8 metros, coberto por um tapete rígido, a imagem foi capturada a partir dos 2 metros iniciais até próximo aos 4 metros.

As filmagens foram realizadas em uma sala de paredes pretas, própria para aquisições de dados dessa natureza. O calibrador utilizado era composto por 4 pontos de referência dispostos em um plano formando um quadrado (1.2mX1.2m).

2.3 Processamento dos dados cinemáticos

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 (MIaf e MInf) em cada tentativa do AF e do AT.

Para reconstrução do objeto foi utilizado o *software DgeeMe™ version 0.98b*. No software foram executadas as seguintes funções:

- ✓ Elaboração do modelo para digitalização (4 pontos - acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho, maléolo lateral, seqüencialmente nomeados ombro, quadril, joelho e maléolo);
- ✓ Elaboração do modelo de calibração (2D – coordenadas X, Y (0;0); (1.2;0); (0;1.2); (1.2;1.2) para calibrador com 4 pontos, dimensão de 1.2mX1.2m)
- ✓ Importação do arquivo de vídeo na extensão “.avi”;
- ✓ Digitalização manual dos pontos a partir do modelo criado;
- ✓ Digitalização manual do ambiente de calibração;
- ✓ Seleção para cálculos dos parâmetros DLT (transformação dos pontos em coordenadas espaciais absoluta);
- ✓ Aplicação do filtro através da transformada de Fourier (FFT) tipo Butterworth, com frequência de corte de 6Hz;
- ✓ Exportação dos arquivos de dados no formato “.txt”, dos valores de distâncias e ângulos.

Os arquivos exportados foram importados para o programa *Microsoft Excel®* para serem analisados.

3 RESULTADOS

A seguir serão apresentados por tópicos os resultados de cada objetivo específico definidos neste estudo piloto.

3.1 Familiarizar os pesquisadores a utilização dos instrumentos e procedimentos de medida;

O primeiro objetivo do estudo piloto foi alcançado, através dos resultados apresentados a seguir, podemos verificar que diante dos instrumentos escolhidos e da forma com que foram utilizados, conseguimos responder aos objetivos propostos para este estudo.

3.2 Estabelecer os critérios para as coletas de dados;

Os seguintes critérios foram estabelecidos através do estudo piloto:

- Coleta será realizada em dois dias distintos (1º dia - avaliação motora; 2º dia – avaliação cinemática);
- Na avaliação cinemática foi definido que antes de cada tarefa (AF e AT), os sujeitos realizaram uma tentativa para familiarização. Sendo que no AT serão realizadas, mais do que uma tentativa quando o sujeito não se sentir seguro para realizá-la;
- Durante a avaliação cinemática haverá um intervalo para descanso ao término das tentativas do AF de aproximadamente 10 minutos, para então realizar as tentativas do AT;
- A tarefa do AF e AT será realizada com braços cruzados, possibilitando a facilitação da digitalização dos dados, sendo que, com os braços soltos, no momento da digitalização o ponto do trocânter maior do fêmur é perdido, em virtude da passagem do braço sobre o mesmo. Este protocolo foi adotado por Grasso (1998), em estudo do andar para trás em indivíduos adultos saudáveis.

Na Figura 13 podemos visualizar o AF com os braços soltos do MI afetado, representando as divisões das fases da marcha. O número 1 representa o apoio terminal, o número 2 representa o pré-balanço e o número 3 representa o toque do calcanhar (contato inicial).

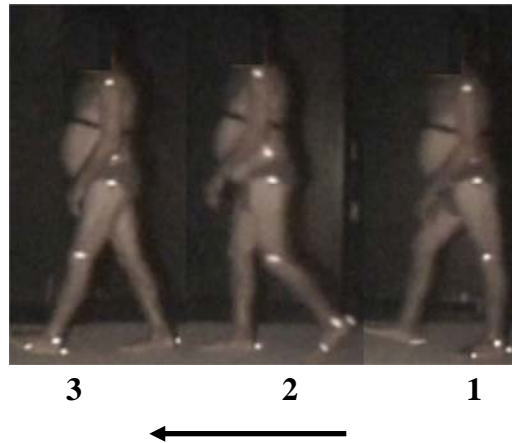


Figura 13: Divisões das fases da marcha no AF com o braço solto do MI afetado (1 apoio terminal; 2 pré-balanço; 3 toque do calcanhar) .

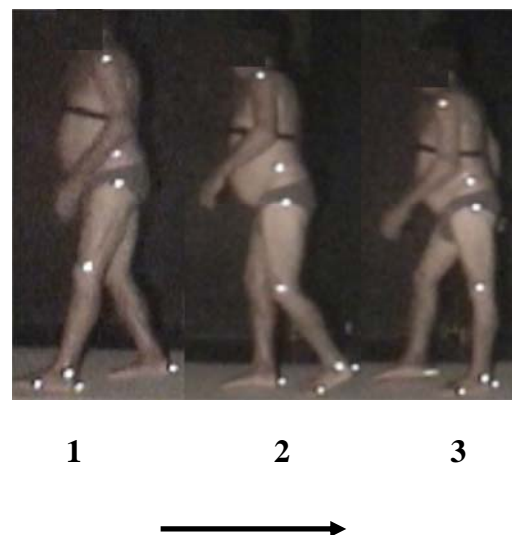


Figura 14: Divisões das fases da marcha no AT com o braço solto do MI afetado (1 pré-balanço; 2 toque dos dedos; 3 toque do calcanhar) .

Na Figura 14 podemos visualizar o AT com os braços soltos do MI afetado, o número 1 representa o pré-balanço (antes da retirada do pé), o número 2 representa o toque dos dedos e o número 3 representa o toque do calcanhar.

Percebe-se uma semelhança na representação das figuras 13 e 14. Pode-se dizer que se visualiza uma reprodução do padrão de movimento entre o AF e o AT, porém as fases da marcha são apresentadas de forma diferente. Tal diferença é representada pela ordem numérica e pela classificação das fases.

3.3 Verificar o tempo total para a coleta de dados;

O tempo necessário para a avaliação motora é de aproximadamente 90 minutos. A avaliação cinemática envolve aproximadamente 60 minutos para montagem e organização do laboratório, além de 30 minutos para preparação do sujeito (medidas antropométricas e posicionamento dos marcadores) e os dados cinemáticos envolvem mais 20 minutos de coleta.

O tempo total de envolvimento dos sujeitos durante os dois dias de coleta é de aproximadamente 140 minutos.

3.4 Caracterizar as variáveis do estudo;

Serão apresentados alguns resultados preliminares da avaliação motora e das variáveis cinemáticas angulares, lineares e temporais durante uma passada do AF e AT, com o objetivo de caracterizar os dados estudados.

Participaram do estudo dois sujeitos, sendo um homem e uma mulher, com média de idade de 49 ± 21 , após AVE, crônicos, hemiparéticos e com atestado médico liberando para prática de atividade física. Os resultados da avaliação motora, dos participantes, são representados pela tabela 04.

Tabela 04: Resultado da avaliação motora

Teste	Resultados	Sujeitos
Tônus – Extensores do Joelho (0-4)	0	1
	1	2
Fugl-Meyer (34)	27	1
	31	2
Equilíbrio (0-56)	56	1
	54	2
Velocidade de marcha (m/s)	1,0	1
	1,1	2

Os valores médios e desvio padrão encontrados para flexão máxima de joelho e extensão máxima do quadril nos sujeitos estudados, no AF e AT em ambos os MMII, são visualizados na tabela 05.

Tabela 05: Valores de flexão máxima do joelho e extensão máxima do quadril no AF e AT.

	MI não afetado		MI afetado	
	AF	AT	AF	AT
Joelho	69±2	56±1	44±5	43±7
Quadril	-11±2	-1±7	-13±2	1±0,3

A Figura 15 apresenta o resultado qualitativo de um sujeito representativo para as curvas da variável angular do joelho do MI afetado e não afetado. Pôde ser observado que a morfologia das curvas de deslocamento angular do joelho do AF e AT no MI não afetado e afetado é semelhante, no entanto, apresentam menores valores de flexão de joelho no andar para trás tanto no MI não afetado quanto no afetado.

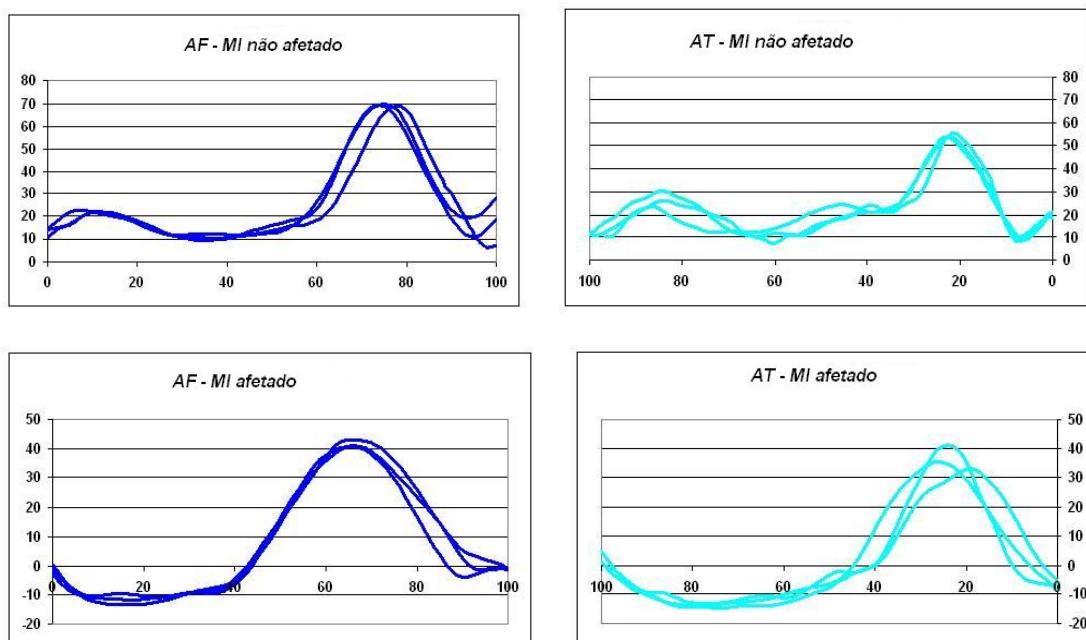


Figura 15: Exemplo das curvas de flexão joelho em um indivíduo com hemiparesia do MI não afetado e afetado.

Os valores da variável cinemática linear (comprimento da passada) e das variáveis temporais (duração do apoio, duração da oscilação e duração da passada) dos dois sujeitos estudados, no AF são apresentados na tabela 06 e no AT são apresentados na tabela 07. Através dos valores apresentados nas tabelas 06 e 07 percebe-se que o comprimento da passada no AF é maior do que no AT em ambos os MMII. Entretanto, a duração da passada do AF é menor do que o AT em ambos os MMII.

Tabela 06: Valores médios das cinco tentativas de uma passada completa do AF.

	MI não afetado		MI afetado		Sujeito
	Média	DP	Média	DP	
Comprimento (cm)	106	0,10	112	0,20	1
	113	0,04	112	0,02	2
Duração do Apoio (s)	0,77	0,08	0,67	0,09	1
	0,71	0,06	0,61	0,03	2
Duração da Oscilação(s)	0,67	0,06	0,76	0,08	1
	0,54	0,06	0,62	0,04	2
Duração da Passada (min)	1,44	0,06	1,43	0,01	1
	1,25	0,09	1,23	0,05	2

Tabela 07: Valores médios das cinco tentativas de uma passada completa do AT.

	MI não afetado		MI afetado		Sujeito
	Média	DP	Média	DP	
Comprimento (cm)	67,84	1,57	67,80	6,68	1
	86,28	7,06	91,64	3,84	2
Duração do Apoio (s)	1,37	0,05	1,08	0,13	1
	0,88	0,11	0,94	0,07	2
Duração da Oscilação(s)	0,57	0,04	0,75	0,08	1
	0,72	0,11	0,76	0,07	2
Duração da Passada (min)	1,93	0,07	1,82	0,15	1
	1,60	0,12	1,70	0,02	2

Na figura 16, visualizamos os valores em percentual da variável temporal (duração do apoio), no AF e no AT de uma passada do sujeito 1 e do sujeito 2. No AF a duração de apoio é maior no MI não afetado tanto no sujeito 1 quanto no sujeito 2. Entretanto, no AT, embora o sujeito 1 apresente o mesmo padrão (duração do apoio maior no MI não afetado) o sujeito 2 apresenta uma duração do apoio mais simétrica.

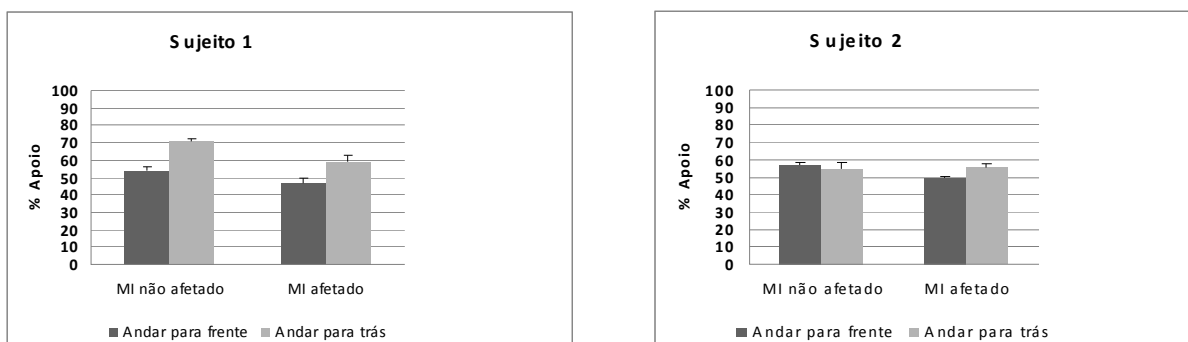


Figura 16: Valores da porcentagem da fase de apoio de um ciclo da marcha (CM) do AF e AT, comparando MI não afetado e MI afetado do sujeito 1 e sujeito 2.

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

3.4.1.1 Identificar as possíveis variáveis que possam interferir no estudo e devam ser controladas;

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

- Vestuário: todos os sujeitos executarão o movimento com uma bermuda e regata de cor preta confortáveis, a fim de destacar os marcadores reflexivos.
- Calçado: todos os sujeitos executarão o movimento, descalços a fim de padronizar as coleta
- Ambiente de coleta: as avaliações serão realizadas em ambiente de laboratório, com piso plano e regular e livre de qualquer risco à integridade física do sujeito. Em todos os momentos o pesquisador estava presente.
- Condição Física: o sujeito 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 sujeitos.

APÊNDICE II



UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA

CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS - CEFID

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: Comparação entre o treino de marcha para trás com suporte de peso e o treinamento específico de força muscular dos membros inferiores na melhora da função locomotora de indivíduos hemiparéticos

Este estudo visa investigar o efeito do treinamento específico, de força muscular (FORÇA) versus o treinamento funcional de marcha para trás na esteira rolante com suporte de peso corporal (FUNCIONAL), em indivíduos hemiparéticos, sobre a recuperação motora e funcional dos membros inferiores.

Sua participação no estudo tem como objetivo realizar uma avaliação clínica e biomecânica da recuperação motora e funcional antes e após um programa de treinamento de força muscular para a perna mais fraca ou treinamento funcional de marcha para trás na esteira rolante com suporte de peso corporal. Através de sorteio onde estarão contemplados todos os participantes do estudo, será definida sua participação em um dos grupos de treinamento. A avaliação clínica consiste em andar 10 metros, caminhar por 12 minutos, subir 5 degraus assim como um teste de equilíbrio. A avaliação biomecânica consiste em realizar movimentos, nas posições sentada e deitada, de extensão e flexão do joelho e do tornozelo contra uma força exercida por um equipamento, bem como, ser filmado caminhando em um espaço não superior a 10 metros, com marcadores reflexivos nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, que serão fixadas com fita adesiva. Após as avaliações iniciais você participará de um dos grupos de treinamento, este terá duração de seis semanas, com uma frequência semanal de três vezes e com tempo médio por seção de 30 minutos. Grupo de treinamento específico de força para membros inferiores, trabalhará com aparelhos de musculação e pesos livres. Grupo de treinamento funcional de marcha para trás, caminhará em esteira rolante, com um colete sobre o peito, chamado de suporte de peso, que auxiliara na segurança e também em seu suporte de peso corporal. Posteriormente, ao termino do treinamento você será convidado a realizar os testes iniciais, sendo estes uma re-avaliação e finalmente, após seis semanas será convidado novamente a realizar os testes iniciais, sendo estes uma forma de acompanhamento de sua evolução na recuperação motora. A data e horário para as avaliações e para o treinamento no CEFID/UDESC serão previamente marcados.

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 o avanço do conhecimento sobre os métodos de tratamento da função dos membros inferiores em pessoas que sofreram um acidente vascular cerebral.

As pessoas que estarão lhe acompanhando serão os mestrandos (Vanessa Herber e André Rocha) 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

Stella Maris Michaelsen

Telefone: 3244 8155, Endereço: Rua Pascoal Simone, 358, Coqueiros, Florianópolis/SC

TERMO DE CONSENTIMENTO

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

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

Nome por extenso _____.

Assinatura _____ Florianópolis, ____ / ____ / ____ .

APÊNDICE III
FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO – FUNÇÃO MOTORA

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

TABELA DE RESULTADOS

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
ESCALA EQUILÍBRIO DE BERG	
Teste de 10 Metros	Vel. Confortável (m/s)
	Vel. Rápida (m/s)

ANEXO A

UDESC

UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA EM SERES HUMANOS
Florianópolis, 26 de junho de 2007 N.º. de Referência 88/2007

Ao Pesquisador Prof. **Stella Maris Michaelsen**

Prezados Senhores,

Analizamos o projeto de pesquisa intitulado “**Comparação entre o treino de marcha para trás com suporte de pesos e o treinamento específico de força muscular dos membros inferiores na melhora da função locomotora de indivíduos hemiparéticos**” 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 sujeitos 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.  da Silva
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – UDESC

ANEXO B

ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA POR BOHANNON E SMITH (1997)

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	GRAU
Adutores de coxo-femoral	
Extensores de joelho	
Sóleo	
Gastrocnemios	

ANEXO C

AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

TESTE DE FUGL- MEYER

Parte II - Membro Inferior

Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1 2 3 4

Lado acometido: Esquerdo Direito **I. Atividade Reflexa**

Flexores (aquileo, flexores do joelho)

0 1 2

Extensores (reflexo rotuliano)

 Total 4*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

Adução

Joelho Extensão

Tornozelo Flexao Plantar

 *0: Nenhum movimento;**1: Movimento com pequena resistencia;**2: Movimento comparavel ao lado bom.* 14

0 1 2

III. Movimentos combinando a sinergia de flexão e de extensão

a. Flexão do joelho além de 90°

0 0 0

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (até 90°)

2: Movimento normal (além de 90°)

b. Dorsi-flexão do tornozelo

0 0 0

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)

2: Movimento normal (amplitude normal sem inversão do tornozelo)

Total

IV. Movimentos voluntários com pouca ou fora das sinergias

a. Flexão do joelho > 90° sem flexão da coxo-femoral

0 0 0

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou coxo-femoral flexiona)

2: Movimento normal

b. Dorsi-flexão do tornozelo

0 0 0

0: Nenhum movimento

1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou inversão do tornozelo)

2: Movimento normal

Total

TESTE DE FUGL- MEYER

0 1 2

V. Atividade Reflexa Normal

Aquileo, rotuliano e flexores do joelho

0 0 0

- 0: 2 a 3 reflexos fásicos são hiperativos*
1: um reflexo hiperativo, ou 2 reflexos estão ativos
2: nenhum está hiperativo

Total

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

a. Tempo para 5 repetições

Esquerda Direita

b. Tremor

0 0 0

c. Dismetria

- 0: incoordenação marcada*
1: ligeira incooedenação
2: movimento coordenado

0 0 0

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

0 0 0

Total

Grande total
34

ANEXO D

ESCALA DE EQUILÍBRIO FUNCIONAL DE BERG

Definição do item ESCORE (0-4)

Transição sentada para posição em pé _____

Maneja em pé sem apoio _____

Maneja sentado sem apoio _____

Transição em pé para posição sentada _____

Transferências _____

Maneja em pé com os olhos fechados _____

Maneja em pé com os pés juntos _____

Alcançar a frente com os braços estendidos _____

Pegar um objeto do chão _____

Virar-se para olhar para trás _____

Virar 360 graus _____

Posicionar os pés alternadamente no degrau _____

Maneja em pé com um pé à frente _____

Maneja em pé sobre um pé _____

ORIENTAÇÕES PARA O TESTE DE EQUILIBRIO

1. Sentado para em pé

Instruções: Fique em pé. Tente não usar as mãos para se apoiar.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de ficar em pé, não usa as mãos e a estabilidade é independente
- (3) capaz de ficar em pé independente-mente, usando as mãos
- (2) capaz de ficar em pé usando as mãos depois de várias tentativas
- (1) precisa de uma ajuda mínima para ficar em pé ou se estabilizar
- (0) precisa de uma ajuda moderada ou máxima para ficar em pé

2. Ficar em pé sem apoiar-se

Instruções: Fique em pé durante 2 minutos, sem se segurar.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de ficar em pé com segurança pelos 2 minutos
- (3) capaz de ficar em pé 2 minutos com supervisão
- (2) capaz de ficar em pé 30 segundos sem se apoiar
- (1) precisa de várias tentativas para ficar em pé 30 segundos sem se apoiar
- (0) incapaz de ficar em pé 30 segundos sem ajuda

SE O INDIVÍDUO CONSEGUIR FICAR EM PÉ POR 2 MINUTOS COM SEGURANÇA, MARQUE (4) NO ITEM SENTADO SEM APOIAR-SE. PROSSIGA PARA A MUDANÇA DE POSIÇÃO EM PÉ PARA SENTADO.

3. Sentado sem apoiar-se, pés no chão

Instruções: Fique sentado com os braços cruzados durante 2 minutos.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de ficar sentado com segurança pelos 2 minutos
- (3) capaz de ficar sentado 2 minutos com supervisão
- (2) capaz de ficar sentado 30 segundos
- (1) capaz de ficar sentado 10 segundos
- (0) incapaz de ficar sentado sem apoiar-se por 10 segundos

4. Em pé para sentado

Instruções: Sente-se.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) senta-se com segurança, com uso mínimo das mãos
- (3) controla a descida pelo uso das mãos
- (2) usa a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- (1) senta-se independentemente, mas com uma descida descontrolada
- (0) precisa de ajuda para sentar

5. Transferências

Instruções: Ande desde a cadeira até a cama e volte novamente. Uma das vezes, sente em uma cadeira com apoios para os braços e, na outra, em uma cadeira sem apoios.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) consegue transferir-se com segurança, com uso mínimo das mãos
- (3) consegue transferir-se com segurança, com evidente necessidade das mãos
- (2) consegue transferir-se com dicas verbais e/ou supervisão
- (1) precisa de uma pessoa para ajudá-lo
- (0) precisa de duas pessoas para ajudá-lo, ou de supervisão para sentir-se seguro

6. Ficar em pé sem apoio, com os olhos fechados

Instruções: Feche os olhos e fique em pé imóvel durante 10 segundos.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) consegue ficar em pé por 10 segundos com segurança
- (3) consegue ficar em pé por 10 segundos com supervisão
- (2) consegue ficar em pé por 3 segundos
- (1) incapaz de manter os olhos fechados por 3 segundos, mas fica estável
- (0) precisa de ajuda para não cair

7. Ficar em pé sem ajuda, com os pés juntos

Instruções: Junte os pés e fique em pé sem apoiar-se.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de juntar os pés independentemente, e ficar em pé por 1 minuto com segurança
- (3) capaz de juntar os pés independentemente, e ficar em pé por 1 minuto com supervisão
- (2) capaz de juntar os pés independentemente, mas incapaz de manter a posição por 30 segundos
- (1) precisa de ajuda para chegar na posição, mas consegue ficar em pé por 15 segundos
- (0) precisa de ajuda para chegar na posição e é incapaz de mantê-la por 15 segundos - pés juntos

OS ITENS A SEGUIR DEVEM SER EXECUTADOS COM O PACIENTE EM PÉ SEM APOIAR-SE.

8. Inclinar-se para a frente, com o braço esticado

Instruções: Erga o braço a 90°. Alongue os dedos e incline o corpo para frente o máximo que puder. (O examinador coloca uma régua nas pontas dos dedos, quando o braço está a 90°. Eles não devem tocar a régua quando o paciente inclina o corpo para frente. A medida registrada é a distância que os dedos atingem quando o paciente está na posição máxima de inclinação para frente).

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) consegue alcançar com confiança mais de 25 cm
- (3) consegue alcançar com confiança mais de 10 cm
- (2) consegue alcançar com confiança mais de 5 cm

- (1) inclina o tronco para frente,mas precisa de supervisão
- (0) precisa de ajuda para não cair

9. Pegar objetos do chão

Instruções: Pegue o sapato/chinelo colocado na frente dos seus pés.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) consegue pegar o chinelo com segurança e facilidade
- (3) consegue pegar o chinelo, mas precisa de supervisão
- (2) incapaz de pegar mas chega a 2,5 ou 5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- (1) incapaz de pegar e precisa de supervisão enquanto tenta
- (0) incapaz de tentar/precisa de ajuda para não cair

10. Virar para olhar para trás / sobre os ombros direito e esquerdo

Instruções: Vire-se para olhar para trás / sobre o ombro esquerdo. Repita com o direito.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) olha para trás, para ambos os lados e transfere bem o peso do corpo
- (3) olha para apenas um lado para o outro, mostra menos deslocamento de peso
- (2) vira para os lados, mas consegue manter o equilíbrio
- (1) precisa de ajuda enquanto vira
- (0) precisa de ajuda para não cair

11. Girar 360°

Instruções: Dê um giro completo. Faça uma pausa. Depois, execute um giro completo na direção oposta.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de girar 360° seguramente, em menos de 4 segundos para cada lado
- (3) capaz de girar 360° seguramente para um dos lados em menos de 4 segundos
- (2) capaz de girar 360° com segurança, mas lentamente
- (1) precisa de supervisão estreita ou dicas verbais
- (0) precisa de ajuda enquanto gira

DESLOCAMENTO DINÂMICO DO PESO ENQUANTO ESTÁ EM PÉ SEM APOIO.

12. Contar o número de vezes em que pisa em um banquinho

Instruções: Coloque cada um dos pés alternadamente sobre a banqueta. Continue, até que cada um deles tenha tocado a banqueta quatro vezes.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de ficar em pé independentemente e seguramente, e completa 8 passos dentro de 20 segundos
- (3) capaz de ficar em pé independentemente e completa os 8 passos em mais de 20 segundos
- (2) capaz de completar 4 passos sem ajuda, com supervisão
- (1) capaz de completar mais de 2 passos, mas precisa de ajuda mínima
- (0) precisa de ajuda para não cair /incapaz de tentar

13. Ficar em pé sem apoio, um dos pés à frente

Instruções: (Demonstre para o indivíduo). Coloque os pés diretamente na frente do outro. Se não conseguir colocá-lo diretamente na frente, tente dar o passo mais longo que conseguir à frente, de forma que o calcanhar de um dos pés fique além dos artelhos do outro.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) capaz de colocar o pé correta e independentemente e manter a posição por 30 segundos
- (3) capaz de colocar o pé à frente do outro independentemente e manter a posição por 30 segundos
- (2) capaz de dar um pequeno passo independentemente e manter a posição por 30 segundos
- (1) precisa de ajuda para dar o passo, mas consegue manter a posição por 15 segundos
- (0) perde o equilíbrio quando dá um passo à frente ou fica em pé

14. Ficar em pé sobre apenas uma das pernas

Instruções: Fique em pé sobre apenas uma das pernas, enquanto puder, mas sem apoiar-se.

Pontuação: Marque a categoria abaixo que se aplica.

- (4) consegue erguer a perna independentemente e manter a posição por mais de 10 segundos
- (3) consegue erguer a perna independentemente e manter a posição por 5-10 segundos
- (2) consegue erguer a perna independentemente e manter a posição por mais de 3 segundos
- (1) tenta erguer a perna; incapaz de manter a posição por 3 segundos, mas continua em pé independentemente
- (0) não consegue tentar ou precisa de ajuda para não cair

PONTUAÇÃO TOTAL _____

A pontuação máxima é de 56. Um índice igual ou menor a 36 está associado a 100% de risco de quedas.

ANEXO E

TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA

Velocidade = 10/t (m/s)

10 metros velocidade confortável _____ tempo em segundos

10 metros velocidade rápida _____ tempo em segundos

Auxílio para Marcha: () sim () não

Velocidade confortável: _____ m/s

Velocidade máxima: _____ m/s

ORIENTAÇÕES PARA O TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA

Utilizaremos o protocolo utilizado por Salbach et al, 2001, o teste deve ser realizado em um corredor de superfície nivelada, podendo ser um ambiente fechado ou ao ar livre, entretanto o percurso não pode ter obstáculos ou ser percorrido por outras pessoas durante o teste.

À distância na qual o indivíduo deve caminhar é determinada por uma marcação no chão, o mesmo caminha em um corredor de 14 metros, entretanto o tempo será mensurado somente nos 10 metros centrais. O avaliador acompanhará o sujeito para sua segurança, porém caminhará atrás do mesmo, para não influenciar em sua velocidade.

O tempo será mesurado através de um cronometro, o mesmo será disparado assim que um dos pés do sujeito cruzar a linha inicial e será parado assim que um dos pés do sujeito cruzar a linha final.

Serão utilizados os seguintes comandos padrões para orientar os sujeitos:

- Velocidade confortável: “Eu vou medir sua velocidade confortável de marcha. Quando eu disser “vai”, você caminhará em linha reta a uma velocidade segura e confortável até alcançar a linha final”.
- Velocidade rápida: “Eu vou medir sua velocidade máxima de marcha. Quando eu disser “vai”, você caminhará em linha reta a uma velocidade tão rápida quanto puder até alcançar a linha final”.