

**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**

NATALIA DUARTE PEREIRA

**EFEITO IMEDIATO DA ELETRO ESTIMULAÇÃO COMBINADA AO
ANDAR PARA TRÁS NA ESTEIRA NO PADRÃO LOCOMOTOR DE
PESSOAS COM HEMIPARESIA.**

FLORIANÓPOLIS - SC

2011

NATALIA DUARTE PEREIRA

**EFEITO IMEDIATO DA ELETRO ESTIMULAÇÃO COMBINADA AO
ANDAR PARA TRÁS NA ESTEIRA NO PADRÃO LOCOMOTOR DE
PESSOAS COM HEMIPARESIA.**

Dissertação de mestrado apresentada como pré
requisito para obtenção do título de Mestre em
Ciências do Movimento Humano.

Orientadora: Profa Dra Stella Maris Michaelsen

FLORIANÓPOLIS - SC

2011

AGRADECIMENTOS

O percurso até aqui, intenso e prazeroso, não foi percorrido apenas por mim. Tive companhia e principalmente apoio e incentivo de muitos.

Obrigada a Deus pelas oportunidades de crescimento diárias, pela minha saúde, e pelas pessoas que colocou em meu caminho. Agradeço imensamente a minha família que é parte integrante do que sou hoje, muitas vezes a razão de continuar com tudo. Especialmente aos meus pais e minhas irmãs que são meus maiores e melhores exemplos de vida.

Pelo carinho, companheirismo, atenção e compreensão agradeço ao Carlos Henrique que esteve ao meu lado desde que o mestrado era um projeto, e essa mudança uma loucura. Às amigas Carla, Andressa, Isabella e Sarah pela torcida e dedicação mesmo a distância. À Dna Gláucia pela receptividade e almoços de domingo.

Aos professores e colegas da Universidade Federal de São Carlos e aos companheiros de trabalho da Associação de Assistência à Criança Deficiente, meu muito obrigada por cada experiência dividida e contribuição para meu crescimento profissional.

Agradeço também os professores do CEFID, que me receberam muito bem. Ressalto alguns professores como Alexandro Andrade, Fernando Luiz Cardoso, Hélio Roesler, Lilian Gerdi Kittel Ries, Magnus Benetti, Marcio José dos Santos, Mario de Andrade, Ruy Jornada Krebs, Susana Cristina Domenech e Thais Silva Beltrame que colaboraram ativamente na minha formação pelas disciplinas cursadas ou contribuíram diretamente no projeto de mestrado.

Não menos importantes foram funcionários do CEFID como Solange da pós graduação e Vera do laboratório de Biomecânica. Um agradecimento especial à Tânia Brusque Crocetta pela dedicação e colaboração na análise dos dados desta dissertação.

Dedico esse momento também aos colegas e amigos que fiz durante esses dois últimos anos. Pessoas especiais como Rodrigo, Fábio, Caroline, André, Vanessa, Letícia e Nayara, meus companheiros de laboratório e de “San Jacques”. Aos amigos Alessandro e Janeisa que admiro e tive o prazer de trabalhar junto. Especialmente a amiga inseparável Angélica, não teria como relacionar tudo que fez por mim, a você e ao Jonathan, ofereço sempre a minha amizade como gratidão.

Um obrigada muito especial à todos os pacientes que participaram, e que não me deixaram esquecer nem por um dia o real propósito de tudo isso.

Por fim, a minha orientadora Stella Maris Michaelsen, que devo agradecer pelo momento em que me prestou a sua confiança, pelo exemplo de excelência e dedicação ao trabalho e até cada “puxão de orelha” que colaboraram para a minha formação.

“A felicidade aparece para aqueles que choram, para aqueles que se machucam, para aqueles que buscam e tentam sempre e para aqueles que reconhecem a importância das pessoas que passam por suas vidas”.

RESUMO

PEREIRA, Natalia Duarte. **Efeito Imediato da Eletro Estimulação Combinada ao Andar para Trás na Esteira no Padrão Locomotor de Pessoas com Hemiparesia.** 2010. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano: Comportamento Motor) Universidade do Estado de Santa Catarina. Florianópolis-SC.

A diminuição da flexão do joelho na fase de balanço presente em pessoas com seqüela de Acidente Vascular Encefálico (AVE) contribui para a diminuição da velocidade da marcha encontrada nesta população. Com a associação do andar para trás com estímulos sensoriais, através da eletro estimulação (FES) nos isquiotibiais, acredita-se que possa ocorrer um aumento da flexão de joelho durante o andar para trás e que esses benefícios sejam transferidos para o andar para frente. Objetivou-se avaliar os resultados imediatos no andar para frente (AF) de um curto treino no andar para trás (AT) em esteira combinado a eletro estimulação (EE) nos flexores do joelho. A cinemática de dez indivíduos ($54,4 \pm 14,7$ anos) com hemiparesia crônica ($51,8 \pm 49,8$ meses) foi realizada com câmeras de 30 Hz com marcadores durante a caminhada em esteira em 3 condições no AT (**Pré-AT**: antes do treino, **EE**: durante o andar para trás com FES e **Pós-AT**: 10 minutos após o treino e sem FES) e 2 condições de AF (**Pré-AF**: antes do treino e **Pós-AF**: após o término do treino). A intervenção foi AT por 20 minutos na esteira em velocidade confortável associada à EE nos flexores de joelho disparada na fase de balanço através de um sensor colocado na palmilha. As variáveis cinemáticas analisadas foram comprimento do passo, duração do apoio e do balance, e variáveis angulares de quadril e joelho. No AT foram analisadas pela ANOVA medidas repetidas e do AF através de teste *t*. A coordenação intra membro foi analisada pela quantificação do diagrama ângulo ângulo através do coeficiente de correlação (ACC) da técnica vector coding. No AT, o treino aumentou o valor de pico de flexão durante a EE ($p=0,01$) que se manteve após 10 min de repouso sem o FES ($p=0,02$). No AF, observou-se o aumento do pico de flexão do joelho ($p=0,005$) e da amplitude de flexão do quadril ($p=0,003$). Cinco entre os dez participantes melhorou o padrão de coordenação aumentando o valor do ACC, porém não foi significativo. Os resultados indicam que a associação entre esteira, andar para trás e FES pode ser um método eficaz para melhora do padrão de marcha em indivíduos com hemiparesia. Os efeitos de um treinamento de maior duração e o efeito deste na melhora do padrão locomotor em solo ainda devem ser avaliados.

Palavras Chave: hemiparesia. andar para trás. eletro estimulação. esteira.

ABSTRACT

PEREIRA, Natalia Duarte. **Immediate Effect of Electric stimulation associated to treadmill backward walking on locomotor pattern in individuals following stroke.**

2010. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano: Comportamento Motor) Universidade do Estado de Santa Catarina. Florianópolis-SC.

The decrease in knee flexion in swing phase present in chronic stroke individuals contributes to the decrease in gait velocity found in this population. With the association of backward walk to sensory stimulation through the electro-stimulation (FES) in the hamstrings, it is believed there may be an increase in knee flexion during walking back and that these benefits are transferred to move forward. The objective was to evaluate the immediate results in forward walking (FW) after a short backward walking (BW) training on a treadmill combined with electro stimulation (EE) in the knee flexors. The kinematics of ten individuals (54.4 ± 14.7 years) with chronic hemiparesis (51.8 ± 49.8 months) was performed with 30 Hz cameras with bullets while walking on a treadmill in three conditions in the BW (Pre-T: before training, EE : During the ride back with FES and Post-T: 10 minutes after training and without FES) and two conditions of FW (Pre-F: pre-training and post-F: after the training). The intervention was BW performed for 20 minutes on the treadmill at comfortable speed associated with EE in the knee flexors in the swing phase triggered by a sensor placed on the insole. The Kinematics variables analyzed were the step length, stance and swing phase duration, and angular variables of knee and hip. BW were analyzed by repeated measures ANOVA and FW by test t. Intra limb coordination was analyzed by quantifying the angle angle diagram through the correlation coefficient (ACC) of the vector coding technique. In the BW, the training increased the peak value of flexion during EE ($p = 0.01$) which remained after 10 min of rest without the FES ($p = 0.02$). In FW, there was increased peak knee flexion ($p = 0.005$) and range of hip flexion ($p = 0.003$). Five of the ten participants improved the coordination pattern of increasing the value of ACC but were not significant. The results indicate that the association between treadmill backward walking and electric stimulation may be an effective method to improve the gait pattern in subjects with hemiparesis. The effects of a training of longer duration and effect of this improvement in the locomotor pattern in the soil must still be evaluated.

Keywords: hemiparesis. Walking backwards. Electric Stimulation. Treadmill.

LISTA DE SIGLAS E ABREVIACÕES

ACC - Coeficiente de Correspondência

AF – Andar para Frente

AT – Andar para Trás

AVE – Acidente Vascular Encefálico

EE - Treino na esteira com eletro estimulação

EJ – Extensores de Joelho

FAC – *Functional Ambulatory Classification*

FES – Eletro Estimulação

FJ – Flexores de Joelho

FM – Fugl Meyer

MI – Membro Inferior

PF - Plantiflexores

PÓS-AF – Andar para frente após treino de eletro estimulação na esteira

PÓS-AT – Andar para trás após treino de eletro estimulação na esteira

PRÉ-AF- Andar para frente antes do treino de eletro estimulação na esteira

PRÉ-AT - Andar para trás antes do treino de eletro estimulação na esteira

R – Variabilidade entre os ciclos

SNC – Sistema Nervoso Central

LISTA DE FIGURAS

figura 1: Exemplo Da Fase Relativa De Um Indivíduo Saudável E De Um Indivíduo Com Hemiparesia.....	22
Figura 2: Exemplo Do Plano De Covariação Planar.	23
Figura 3: Representação Do Processo De Análise Do Vector Coding.....	25
Figura 4: Exemplo De Diagrama Ângulo Ângulo Entre Joelho E Quadril.....	26
Figura 5: Exemplo De Diagrama Ângulo Ângulo Entre Quadril E Joelho Em Um Sujeito Com Hemiparesia.....	27
Figura 6: Exemplo Do Coeficiente De Correspondência (Acc) Entre Quadril (Hip/H) E Joelho (Knee/K) Em Sujeitos Com Hemiparesia.....	28
Figura 7: Ilustração Do Arco De Movimento Testado Na Prova De Tônus De Plantiflexores.	42
Figura 8: Ilustração Do Teste De Thomas.....	43
Figura 9: Ilustração Exemplificando A Avaliação Da Amplitude Articular Do Joelho.....	44
Figura 10: Ilustração Exemplificando A Avaliação Da Amplitude Articular Do Joelho Com O Quadril Em Extensão.....	44
Figura 11: Ilustração Do Teste De Ely Duncan.....	45
Figura 12: Posicionamento Da Câmera Perpendicularmente À Esteira.....	46
Figura 14: Calibrador De 4 Pontos.....	47
Figura 13: Marcadores Reflexivos Passivos.....	47
Figura 15: Colocação Dos Eletrodos E Eletroestimulador Portátil.....	48
Figura 16: Eletro Estimulador, Sensor, Eletrodos E Bateria.....	49
Figura 17: Ilustração Da Colocação Dos Marcadores.....	51
Figura 19: Representação Dos Ângulos Que Serão Obtidos Para Análise Cinemática.....	55
Figura 20: Ângulo Θ Formado Pela Linha Entre Dois Pontos Do Diagrama Ângulo Ângulo E Uma Linha Horizontal.....	56
Figura 21: Resultado Das Médias E Desvios Padrão De Cinco Tentativas Do Pico De Flexão Do Joelho De Cada Participante No Andar Para Frente Antes (Pré Af) E Após (Pós Af) O Treino.....	62
Figura 22: Curva Do Ângulo De Joelho De Um Dos Sujeitos Da Amostra Que Mais Se Assemelha Com A Média Dos Valores De Pico De Flexão De Joelho.....	63

Figura 23: Diagrama Ângulo-Ângulo De Um Indivíduo Que Representa A Média Do Acc E Do R. Pré Af- Andar Para Frente Antes Do Treino E Pós Af –Andar Para Frente Após O Treino.	66
Figura 24: Diagrama Ângulo-Ângulo Do Indivíduo Que Obteve O Maior Aumento Do Acc E Do R. Pré Af- Andar Para Frente Antes Do Treino E Pós Af –Andar Para Frente Após O Treino.	67
Figura 25: Diagrama Ângulo-Ângulo Do Indivíduo Que Obteve O Maior Diminuição Do Acc E Do R. Pré Af- Andar Para Frente Antes Do Treino E Pós Af –Andar Para Frente Após O Treino.....	68

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1: Caracterização Da Amostra, Classificada Pelo Grau De Comprometimento Motor (Escala De Fugl-Meyer). 61
- Tabela 2: Resultado Das Médias E Desvios Padrão Das Variáveis Angulares De Quadril E Joelho Dos Participantes No Andar Para Trás Nas Situações Pré-Treino, Treino E Pós-Treino. 62
- Tabela 3: Resultado Das Médias E Desvios Padrão Das Variáveis Angulares De Quadril E Joelho Dos Participantes No Andar Para Frente Nas Situações Antes (Pré-Frente) E Após (Pós-Frente) O Treino Na Esteira. 64
- Tabela 4: Resultado Das Médias E Desvios Padrão Das Variáveis Espaço Temporais Dos Participantes No Andar Para Trás Nas Situações Pré-Treino, Treino E Pós-Treino.64
- Tabela 5: Resultado Das Médias E Desvios Padrão Das Variáveis Espaço Temporais Dos Participantes No Andar Para Frente Nas Situações Antes (Pré Af) E Após (Pós Af) O Treino Na Esteira..... 65
- Tabela 6: Valores Individuais, Média E Desvio Padrão Do Acc E R Nas Situações De Andar Para Frente Antes (Pré Af) E Depois Do Treino (Pós Af). 69

Sumário

I. INTRODUÇÃO	11
1.1 PROBLEMA	13
1.2 OBJETIVOS	13
1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	14
1.3 JUSTIFICATIVA	14
1.4 HIPÓTESES	15
II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	15
2.1 MARCHA DE INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA	16
2.1.1 PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS	17
2.1.2 PARÂMETROS ANGULARES	18
2.1.3 COORDENAÇÃO	19
2.2 ANÁLISE DA COORDENAÇÃO INTERSEGMENTAR NA MARCHA	20
2.3 ANDAR PARA TRÁS	28
2.4 A CINEMÁTICA DO ANDAR PARA TRÁS EM PESSOAS COM HEMIPARESIA	33
2.5 ELETRO ESTIMULAÇÃO	34
III. MÉTODOS	38
3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO	38
3.2 PARTICIPANTES	38
3.2.1 Critérios de inclusão:	39
3.2.2 Critérios de exclusão:	39
3.3 INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS	40
3.3.1 Instrumentos de caracterização da amostra	40
3.3.2 Instrumentos utilizados para os critérios de inclusão	42
3.3.3 Instrumentos utilizados na avaliação cinemática	45
3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS	49
3.5 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS	50
3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS	52
3.7 ANÁLISE DOS DADOS	53
3.8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	58
3.9 TRATAMENTO ESTATÍSTICO DOS DADOS	58
IV. RESULTADOS	60
4.1 AMOSTRA	60
4.2 VARIÁVEIS ANGULARES	61
4.3 VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS	64
4.4 COORDENAÇÃO	65
V. DISCUSSÃO	70
5.1 VARIÁVEIS ANGULARES	70
5.2 VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS	74
5.3 COORDENAÇÃO	76
VI. CONSIDERAÇÕES FINAIS	79
VII. BIBLIOGRAFIA	80
ANEXOS	90

I.INTRODUÇÃO

Uma das mais freqüentes lesões do Sistema Nervoso Central (SNC) é o Acidente Vascular Encefálico (AVE), uma síndrome clínica que abrange um número de doenças vasculares que causam isquemia ou hemorragia cerebral. O 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 (OMS, 2002). É uma condição tratável que requer o diagnóstico correto e intervenção precoce. (BATH, 2000).

Uma lesão no sistema nervoso central resulta em várias seqüelas e, segundo Freund et al (1992), a recuperação das funções motoras após dano cerebral é possível pela sobrevivência tecidual que possibilita a restituição das funções ou por reorganização funcional em caso de dano permanente.

A incapacidade funcional que mais afeta a vida dos indivíduos após uma AVE é o déficit da marcha (Lin, 2005) caracterizada por menor velocidade, cadência, comprimento da passada, amplitude articular, assimetria em variáveis espaço-temporais e diminuição na coordenação intra membros (Olney, Griffin *et al.*, 1994; Kwakkel e Wagenaar, 2002; Chen, Patten *et al.*, 2005).

Uma das principais alterações angulares é a diminuição da flexão do joelho na fase de balanço de 30 a 40% quando comparado ao membro menos afetado (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Olney, Griffin *et al.*, 1994; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Chen, Patten *et al.*, 2005).

A hiperatividade do reto femoral é muitas vezes citado como causador desse tipo de padrão de marcha juntamente a outros mecanismos, incluindo a fraqueza dos flexores do quadril, sinergia extensora anormal e hiperatividade dos flexores plantares do

tornozelo (Perry, 1992.). Riley e Kerrigan (2001) mostraram que a hiperatividade do músculo reto femoral pode ser o principal fator da redução da flexão do joelho no balanço e Sung e Bang (2000) confirmaram esta implicação medindo um aumento da flexão do joelho após bloqueio de ramo motor do reto femoral com fenol. Goldberg et al (2006) mostraram que o iliopsoas e gastrocnêmio têm potencial para aumentar a flexão do joelho no apoio terminal, e que isto pode auxiliar na flexão do joelho no balanço, mas que o principal fator da diminuição da flexão do joelho no balanço é realmente a hiperatividade do reto femoral associada a sinergia extensora anormal.

Essa diminuição da flexão do joelho no balanço da marcha de pessoas com hemiparesia se reflete na incoordenação intra membro (entre as articulações do mesmo membro como quadril e joelho). A coordenação intramembros pode ser definida como um processo em que componentes de movimento são seqüencialmente organizados no tempo, e sua magnitude relativa determinada no sentido de produzir um padrão de movimento funcional (Scholz, 1990). Para a sua mensuração existem algumas propostas de modelos matemáticos.

Na tentativa de minimizar o efeito das alterações do padrão de marcha nos indivíduos com hemiparesia, inclusive da coordenação, muitos autores encontraram resultados favoráveis nas pesquisas já realizadas com associação de treino da esteira em pessoas com hemiparesia e eletro estimulação (FES) (Hesse, Bertelt *et al.*, 1995; Field-Fote, 2001; Daly e Ruff, 2004; Lindquist, Silva *et al.*, 2005). Esses resultados são principalmente em relação às variáveis espaço temporais, existem poucos estudos sobre a alteração das variáveis angulares após treino de esteira com FES em pessoas com hemiparesia.

Além disto, um estudo concluiu que após realizar um treinamento adicional de andar para trás em indivíduos hemiparéticos por três semanas, que o padrão assimétrico

da marcha em indivíduos com hemiparesia pode ser melhorado com um treinamento adicional do andar para trás (Yang, 2005).

A proposta do andar para trás esta fundamentada na teoria de que o aprendizado pode se generalizar para tarefas similares, ou seja, pode existir transferência de ganhos obtidos em uma tarefa treinada para outra tarefa similar (Hikosaka, Rand *et al.*, 1995). Porém a associação do uso da esteira, da FES e do andar para trás não foi suficientemente explorado. Assim devido aos bons resultados já conhecidos do treino de marcha em esteira com FES no padrão de marcha e coordenação e dos possíveis efeitos positivos do andar para trás, surge a hipótese de que o uso concomitante das mesmas em um treinamento possa trazer maiores benefícios na marcha para frente de pessoas com hemiparesia. Este estudo então se propõe a investigar o efeito imediato do treino com FES nos isquiotibiais durante o andar para trás em esteira nas variáveis espaço temporais, angulares de quadril e joelho e na coordenação da marcha de indivíduos com hemiparesia.

1.1 PROBLEMA

Quais os efeitos no andar para frente da eletro estimulação nos isquiotibiais associada a um treino de andar para trás na esteira em pessoas com hemiparesia?

1.2 OBJETIVOS

Avaliar o efeito imediato da eletro estimulação (FES) nos flexores do joelho associada ao treino de andar para trás (AT) na esteira em indivíduos com hemiparesia no andar para frente (AF).

1.2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Avaliar os efeitos da eletro estimulação associada ao treino de andar para trás nas variáveis angulares do andar para trás e para frente.

2. Avaliar os efeitos da eletro estimulação associada ao treino de andar para trás nas variáveis espaço-temporais do andar para trás e para frente.

3. Avaliar os efeitos da eletro estimulação associada ao treino de andar para trás na coordenação no andar para frente.

1.3 JUSTIFICATIVA

Em torno de 80% dos indivíduos com hemiparesia após AVE recupera a independência para a marcha, porém persistem alterações em seu padrão, desta forma estudos que avaliem o efeito de abordagens de tratamento para minimizar essas alterações tornam-se necessários.

Com intuito de proporcionar aumento da flexão do joelho no balanço, propõe-se o treino de AT, pois para esta tarefa é necessária a coordenação da extensão do quadril com a flexão do joelho, componentes que estão comprometidos nos indivíduos com hemiparesia que apresentam sinergia extensora em membros inferiores. O exercício de AT foi utilizado para melhorar os componentes da marcha em indivíduos com hemiparesia (Yang, 2005). Entretanto os resultados de Herber (2009) e Ovando (2010) mostraram que durante o AT no solo e na esteira respectivamente, o ângulo de flexão de joelho no balanço é menor do que durante o AF.

O uso da FES nos flexores do joelho durante o treino de AT visa aumentar a flexão do joelho durante a extensão do quadril promovendo assim uma maior realimentação durante a contração. Alguns autores já descreveram a intervenção com

FES como sendo capaz de facilitar a movimentação ativa do paciente, podendo maximizar o reaprendizado motor (Chae e Yu, 2000; Soetanto, Kiio *et al.*, 2001).

Este estudo justificou-se pela importância de se conhecer os efeitos da FES associada ao treino de AT no padrão locomotor de indivíduos com hemiparesia para conhecer parâmetros de treinamento e progressão para um ensaio clínico randomizado. Assim os resultados deste estudo associado aos da literatura podem também contribuir para planejamento clínico.

1.4 HIPÓTESES

- Um dia de treino com FES na musculatura flexora de joelho associada ao andar para trás em esteira, aumenta os valores angulares de flexão de joelho no balanço do andar para trás e para frente.
- Um dia de treino com EE na musculatura flexora de joelho associada ao andar para trás em esteira, melhora as variáveis espaço temporais do andar para trás e para frente.
- Um dia de treino com FES na musculatura flexora de joelho de andar para trás em esteira, aumenta os valores quantitativos atribuídos ao diagrama da coordenação entre quadril e joelho no andar para frente.

II. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A seguir estão os tópicos mais pertinentes ao tema, com o intuito de embasar teoricamente os questionamentos do estudo e auxiliar na discussão dos resultados. Para tal objetivo foram revisados na literatura os estudos marcha na hemiparesia, andar para trás, eletro estimulação e coordenação intersegmentar na marcha.

2.1 MARCHA DE INDIVÍDUOS COM HEMIPARESIA

A locomoção humana é resultante de várias atividades musculares, as quais habilitam o indivíduo se mover de um local a outro, transportando o corpo seguramente e eficientemente no solo (Winter, 1991). Os distúrbios da marcha afetam uma grande proporção de indivíduos com hemiparesia, promovendo uma limitação na sua deambulação (Keenan, Perry *et al.*, 1984). O padrão do andar dos indivíduos com hemiparesia caracteriza-se por ser estereotipado e apresentar múltiplas alterações devido aos inúmeros prejuízos na força e tônus muscular, controle motor, mobilidade articular e equilíbrio (Mizrahi, Susak *et al.*, 1982; Segura, 2005).

As principais alterações presentes na marcha de indivíduos com hemiparesia são a menor velocidade, cadência, comprimento a passada, amplitude articular, assimetria em variáveis espaço-temporais e aumento de custo energético mecânico (Chen, Patten *et al.*, 2005). Para Olney (1994), o desempenho da marcha está diretamente relacionado com a execução de quatro tarefas: manutenção do equilíbrio do tronco, manutenção de suporte dos segmentos do membro durante a fase de apoio, capacidade de retirar o pé do chão durante a fase de balanço, suprimento de energia suficiente para o sistema corporal a cada passada para que o indivíduo avance a frente, e preferencialmente, com meios de conservação de energia. Os mesmos autores acima citam que a realização dessas tarefas pode representar desafios substanciais a um sistema de movimento lesionado.

Sendo assim, as principais alterações presentes são: redução da velocidade (Von Schroeder, Coutts *et al.*, 1995), redução da cadência (Dean, Richards *et al.*, 2001), habilidade em se adaptar as mudanças do meio (Said, Goldie *et al.*, 1999; Lamontagne e Fung, 2004) e a diminuição da flexão do joelho na fase de oscilação na perna parética

comparativamente a não parética (Sung e Bang, 2000; Riley, Della Croce *et al.*, 2001; Goldberg, Öunpuu *et al.*, 2006; Stoquart, Detrembleur *et al.*, 2008). De Quervain et al. (1996) relatam que os indivíduos com hemiparesia que apresentam diminuição da flexão do joelho na fase de pré balanço apresentam também as menores velocidades de marcha.

2.1.1 PARÂMETROS ESPAÇO TEMPORAIS

Uma das diferenças entre indivíduos saudáveis e com hemiparesia é a velocidade de marcha (Brandstater, De Bruin *et al.*, 1983; Nakamura, Watanabe *et al.*, 1988). A redução da velocidade da marcha em indivíduos com hemiparesia está relacionada com o menor comprimento do passo e um maior tempo de duração do ciclo da passada. O estudo de Roth et al. (1997) confirma mostrando que o comprimento da passada é mais curto nas pessoas com hemiparesia (0,70 m) comparado com sujeitos saudáveis (1,30 m), e a duração do ciclo é maior nestes pacientes (2,10 s) que em sujeitos saudáveis (1,10 s). Bayat et al. (2005) que avaliaram 10 indivíduos com hemiparesia, com média de idade de 63 ± 19 anos caminhando em velocidade de $0,55 \pm 0,17$ m/s 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 diferentes comparativamente a sujeitos controles.

O membro não afetado 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 o membro não afetado, para evitar que todo o peso do corpo seja suportado sobre o membro afetado. Este tempo reduzido de apoio sobre o membro afetado e passo encurtado no membro não afetado, resulta em significativa assimetria do passo (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Olney, Griffin *et al.*, 1994; Turnbull,

Charteris *et al.*, 1995). Alguns estudos relatam essa diferença na porcentagem de apoio para a perna não afetada e afetada e apresentaram os seguintes resultados sendo sempre o menor valor da perna afetada: Chen *et al.* (2003) 78,5% e 60,2%, por Olney *et al.* (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%.

Quando a fase de apoio é analisada separadamente em primeiro, segundo duplo apoio e apoio simples as porcentagens encontradas do membro inferior parético em relação ao não parético também são diferentes em relação aos indivíduos saudáveis. Em análise feita em solo a porcentagem do primeiro e segundo duplo apoio na perna parética foram 18,5 e 25,9% enquanto que na perna não parética foram de 26,5 e 16% respectivamente. Já o apoio simples foi de 21,3% para a perna parética e de 34,8% para a perna não parética (Barela, Whitall *et al.*, 2000).

2.1.2 PARÂMETROS ANGULARES

Durante a fase de apoio da marcha de indivíduos com hemiparesia as características encontradas são: diminuição da flexão no quadril e do joelho, redução da amplitude de extensão do quadril, flexão plantar reduzida do tornozelo para a impulsão (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Olney, Griffin *et al.*, 1994; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Chen, Patten *et al.*, 2005). Além disso, uma extensão excessiva de joelho também pode ser encontrada (Kim, Park *et al.*, 2004).

Na fase de balanço pode ser observada uma redução dos valores do pico de flexão de joelho e quadril no membro inferior. Esta redução da flexão do joelho na fase de balanço pode acontecer por contratura, encurtamento ou espasticidade do reto femoral, um músculo biarticular, que flexiona o quadril e estende o joelho. Um reto femoral curto ou espástico pode interferir na flexão do joelho durante a inter-relação

apoio e balanço do membro afetado (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Olney, Griffin *et al.*, 1994; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Chen, Patten *et al.*, 2005).

Chen *et al.* (2005), Teixeira-Salmela *et al.* (2001) e Olney, Griffin *et al.* (1991) e Olney e Griffin *et al.* (1994) relatam que os valores de flexão de joelho na fase de balanço 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. Portanto, torna-se mais difícil realizar o desprendimento dos dedos do pé com uma hiperextensão de joelho na fase de apoio e uma redução do pico de flexão do joelho na fase de balanço. Esta perda da flexão adequada do joelho da perna afetada no balanço inicial causa o arrastar dos dedos do pé com uma conseqüente incapacidade para avançar o membro. Um maior esforço flexor do quadril ou específico de flexão do joelho será necessário para elevar o pé no início do balanço inicial da perna afetada (Kim, Park *et al.*, 2004).

2.1.3 COORDENAÇÃO

A coordenação pode ser definida como um processo no qual componentes de movimento são seqüencialmente organizados no tempo, e sua magnitude relativa determinada no sentido de produzir um padrão de movimento funcional ou sinergia (Scholz, 1990).

A coordenação entre os movimentos das partes do corpo é essencial para a marcha e é modificada, muitas vezes de forma sutil, para acomodar variações requeridas pela tarefa, como por exemplo a velocidade (Donker, Daffertshofer *et al.*, 2005) curvas no caminho (Courtine e Schieppati, 2004) ou até um obstáculo no meio (Moraes, Lewis *et al.*, 2004). Se a coordenação da marcha está prejudicada pela seqüela de um AVE,

percebe-se também uma dificuldade na marcha funcional do dia a dia (Kwakkel e Wagenaar, 2002).

A diminuição da coordenação em indivíduos com hemiparesia está refletida na alteração do tempo relativo na movimentação entre os segmentos (intra membro) e na variabilidade do padrão coordenativo resultante na dificuldade de adaptação da marcha às variações demandadas pela tarefa (Kwakkel e Wagenaar, 2002).

De forma geral, o indivíduo com hemiparesia tem dificuldade no controle da combinação de movimentos mais complexos (sinergismo anormal), como extensão de quadril, flexão de joelho (Knutsson e Richards, 1979; Segura, 2005).

2.2 ANÁLISE DA COORDENAÇÃO INTERSEGMENTAR NA MARCHA

Ao identificar quais variáveis são críticas para a coordenação e como influenciam o padrão de movimento, o pesquisador aumenta sua habilidade de avaliar os efeitos da intervenção terapêutica na coordenação do movimento.

Nesse sentido já existem algumas propostas de métodos de caracterização do padrão locomotor. Para isso modelos matemáticos são utilizados para reproduzir ou prever o comportamento coordenativo observado (Ajemian, Bullock *et al.*, 2000).

Entre as várias técnicas, temos os retratos de fase e os ângulos de fase. Rosen (1970) sugeriu que o comportamento de um sistema dinâmico pode ser capturado por uma variável (e.g., posição angular) e sua primeira derivada com relação ao tempo (e.g., velocidade angular).

A utilização da técnica de retratos de fase conduz a uma análise topológica do movimento. Na análise topológica, o interesse principal é examinar o processo de mudança no estado do sistema e obter uma descrição da forma do movimento. O estado de um sistema em movimento, ou a trajetória do seu atrator, capturada via retratos de

fase, é uma evidência de que um sistema comportamental de alta ordem pode ser uma representação de baixa ordem (Weeks, Chua *et al.*, 2000) Além dos retratos de fase, outra ferramenta de análise utilizada em sistemas dinâmicos é o ângulo de fase (Barela, Whitall *et al.*, 2000). Os ângulos de fase são derivados de parâmetros angulares (posição e velocidade) plotados em um sistema de coordenadas polares e permitem restaurar o fator temporal (Weeks, Chua *et al.*, 2000).

A técnica de análise de relacionamento de fase, conhecida como fase relativa também é bastante utilizada. Fase é uma medida angular da posição de um oscilador dentro de um ciclo, e a fase relativa é simplesmente a diferença das fases entre dois osciladores (Kelso, 1995). Com esse tipo de análise é possível descrever a relação coordenativa entre sistemas acoplados (e.g., segmentos coxa e perna).

Esta técnica descreve o relacionamento do ciclo da passada de um membro em relação ao outro. No andar maduro a fase relativa de uma perna está 50% fora de fase com a outra. Isto quer dizer que o mesmo evento em uma perna ocorre na metade do caminho do ciclo da outra perna. Também é a medida proporcional de um ciclo de uma perna, em relação ao ciclo de outra perna. A fase relativa é um ótimo instrumento para descrever a essência do comportamento, apontando possíveis assimetrias espaciais ou temporais entre os membros e, além disso, a variabilidade desta medida reflete a estabilidade do sistema como um todo. A fase relativa, então, é um importante parâmetro para investigar o impacto de perturbações ou alterações na organização do sistema locomotor (Clark, Trully *et al.*, 1990).

Barela et al (2000) em um estudo da marcha com 4 grupos de 6 indivíduos, avaliou através da fase relativa entre a perna e a coxa a coordenação desses indivíduos. Três grupos eram compostos por pessoas saudáveis e o quarto grupo por hemiparéticos. Foi solicitado a um dos grupos de pessoas saudáveis que andassem em sua velocidade preferencial, ao outro grupo que andasse na velocidade das pessoas com hemiparesia e o

último que andasse com uma órtese anti eqüino no tornozelo. Os resultados mostraram uma assimetria na coordenação intra-membro do grupo com hemiparesia quando comparados os membros afetado e não afetado. Nos outros três grupos não foi notada diferença na coordenação, mas sim, um aumento da variabilidade com a velocidade controlada e com o uso da órtese. A diferença na variabilidade da fase relativa entre um indivíduo saudável e um indivíduo com hemiparesia caminhando na mesma velocidade pode ser visualizada na figura 1.

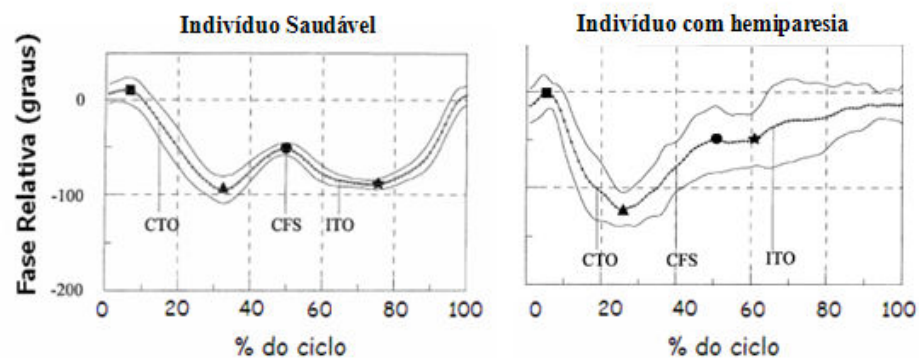


Figura 1: Exemplo da fase relativa de um indivíduo saudável e de um indivíduo com hemiparesia. 0 = contato ipsilateral do pé (IFS). A primeira reversão (□) da fase relativa ocorre muito perto do início do ciclo, depois do IFS (Contato do pé ipsilateral). A segunda reversão (Δ) ocorre no meio do apoio simples ipsilateral entre o CTO (retirada dos dedos do pé contralateral) e o CFS (Contato do pé contralateral). A terceira reversão (●) ocorre no contato do pé contralateral (CFS). A quarta reversão (*) ocorre após o ITO (retirada dos dedos do pé ipsilateral) na fase de balanço. Fonte: Barela, et al. (2000).

Outro exemplo de análise de coordenação é a co-variação planar de ângulos segmentares e articulares que foram testados em humanos durante o AF por Borghese (1996). Essa co-variação planar de ângulos segmentares foi observada em outros estudos durante o AT. A relação entre os dois achados, no andar pra frente e pra trás é de extrema semelhança (Grasso, Bianchi *et al.*, 1998). Lacquaniti e colaboradores

(1999) propuseram que o CPG (Gerador Central de Padrão) poderia controlar padrões de movimentos dos segmentos em vez de padrões de atividade muscular. E defendeu que a lei de co-variação planar é o que controla o movimento dos membros inferiores.

Na Figura 2 pode-se observar um exemplo do plano de covariação do AF e para trás em dois sujeitos diferentes (LB e DT) realizada em um estudo de comparação entre as variáveis de AF e para trás realizado por Grasso, Bianchi e Lacquaniti (1998).

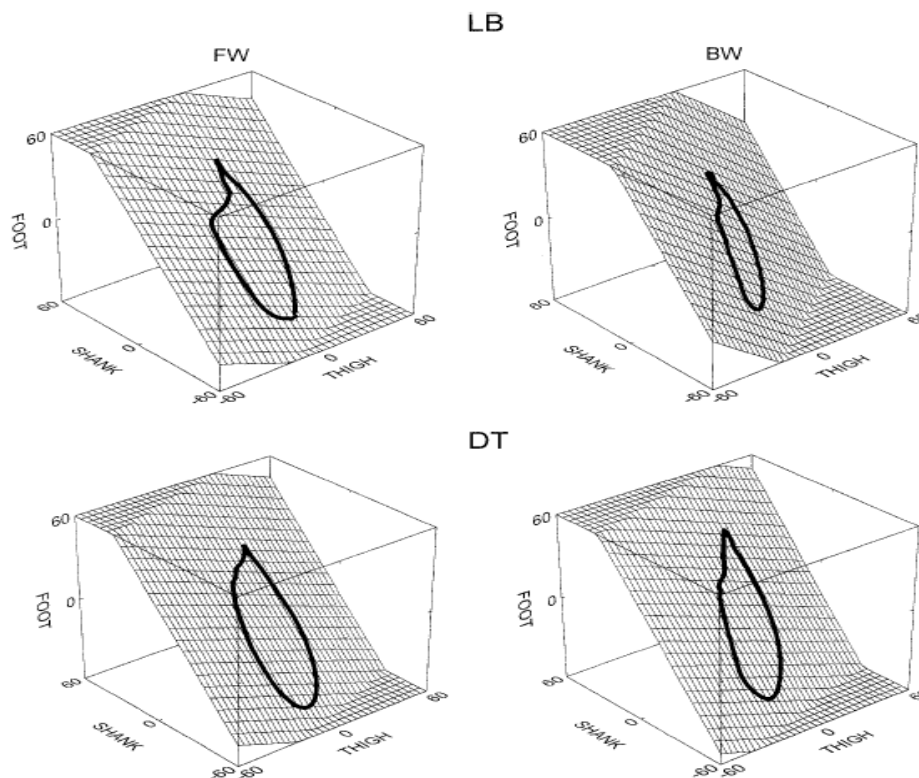


Figura 2: Exemplo do plano de covariação planar. Legenda: FW (marcha para frente) BW (Marcha para trás). LB (sujeito 1) e DT (sujeito 2). Representa um segmento em cada coordenada angular e o ciclo da marcha está em sentido anti horário para a marcha para frente e em sentido horário para a marcha para trás. Fonte: Grasso, Bianchi & Lacquaniti, 1998

Análise de componentes principais (PCA) é um poderoso método de análise de dados que visa a obtenção de uma aproximação de baixa dimensão dos processos de alta dimensão (Ivanenko, D'avella *et al.*, 2008). Essa técnica tem muito êxito na captura de redundâncias de dados e tem sido aplicada na locomoção humana visando discriminar

diferentes padrões de marcha (Troje, 2002; Das, Lazarewicz *et al.*, 2004; Courtine, Roy *et al.*, 2005; Ivanenko, D'avella *et al.*, 2008), determinar redundâncias na cinemática e eletromiografia (Daffertshofer, Lamoth *et al.*, 2004), e avaliar a coordenação intersegmentar (Borghese, Bianchi *et al.*, 1996; Thomas, Corcos *et al.*, 2005).

Troje (2002) sugere o uso da análise do componente principal (PCA) ou análise de fator (FA) como técnicas de multivariáveis para analisar o comportamento coordenativo, no intuito de poder analisar a marcha humana não só com as medidas convencionais, mas também com medidas dinâmicas que trariam maiores informações sobre as pequenas diferenças entre o padrão de marcha de indivíduos e sexo diferente por exemplo.

Outra forma de análise da coordenação intersegmentar é baseada na técnica “*chain-encoding*” descrita originalmente por Freeman (1961). Este outro modelo matemático chamado *Vector Coding* usa uma grade sobreposta e transforma a curva dos dados de um diagrama ângulo- ângulo, em uma seqüência de elementos digitais (Whiting e Zernicke, 1982; Tepavac e Field-Fote, 2001). Cada um dos elementos digitais que formam a seqüência é baseado no sentido e direção da linha formada pelo intervalo entre dois pontos de dados sucessivos.

Essa técnica representa uma alternativa à análise da fase relativa e tem se mostrado uma medida válida e confiável. Foi designada para auxiliar profissionais clínicos na interpretação dos dados porque acredita-se que é mais familiar pensar em movimentos através de ângulos do que através de valores de fases. Além disso, o método em questão pode ter uma vantagem em relação a outros que quantificam ângulo-ângulo, pois permite uma comparação simultânea de múltiplos ciclos, enquanto outras técnicas se limitam a comparação em pares. (Tepavac e Field-Fote, 2001).

Além disto, segundo Hamill (2000), o cálculo do movimento relativo de dois osciladores em um diagrama ângulo ângulo é vantajoso porque não são necessários

procedimentos de normalização. No entanto, este método tem a desvantagem de apresentar apenas as informações espaciais sem considerar a informação temporal.

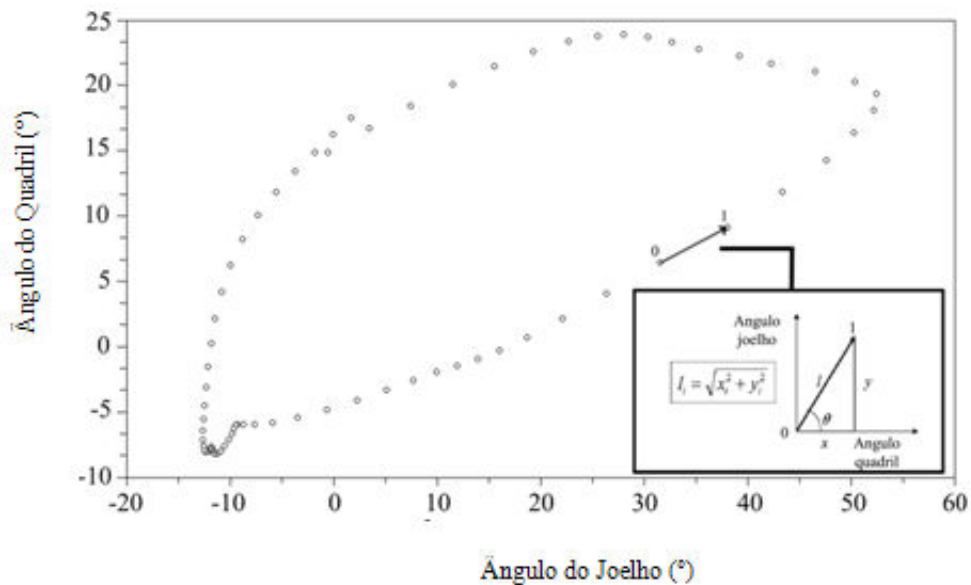


Figura 3: Representação do processo de análise do vector coding. Na figura de ampliação está o ângulo formado por cada reta entre dois pontos do diagrama ângulo-ângulo e uma linha horizontal que dará origem, após processamento dos dados, ao coeficiente de correlação. Legenda: θ : ângulo formado pela linha horizontal e a linha entre dois pontos do diagrama ângulo-ângulo; x e y catetos oposto e adjacente respectivamente e l é a hipotenusa do triângulo reto representado.

A seqüência de elementos digitais pode então ser correlacionada com uma corrente dos elementos digitais obtidos de outra curva do ângulo-ângulo e assim obter um coeficiente de correspondência. Esse coeficiente pode então ser interpretado da mesma maneira que o coeficiente de correlação cruzada (o *cross-correlation*). Assim esse tratamento dos dados exhibe o movimento relativo entre dois segmentos do membro. (Tepavac e Field-Fote, 2001).

Field-Fote e Tepavac (2002) realizaram um treinamento em esteira com FES em pacientes com lesão medular. A direção do movimento do joelho em relação ao quadril em cada intervalo de quadros foi quantificada pela técnica do Vector Coding. O coeficiente de correspondência que indica a variabilidade da relação entre quadril e

joelho para todos os ciclos coletados, demonstra maior consistência entre os ciclos quando está próximo do valor 1. Os autores acreditam que a consistência do padrão de coordenação em tarefas cíclicas como a marcha é uma maneira prática de mensurar o aumento do controle do movimento. Na figura 4 podemos observar qualitativamente a maior consistência do padrão de coordenação pós treinamento em relação ao pré treinamento além dos dados quantitativos que representam essa consistência através do coeficiente de correspondência (ACC).

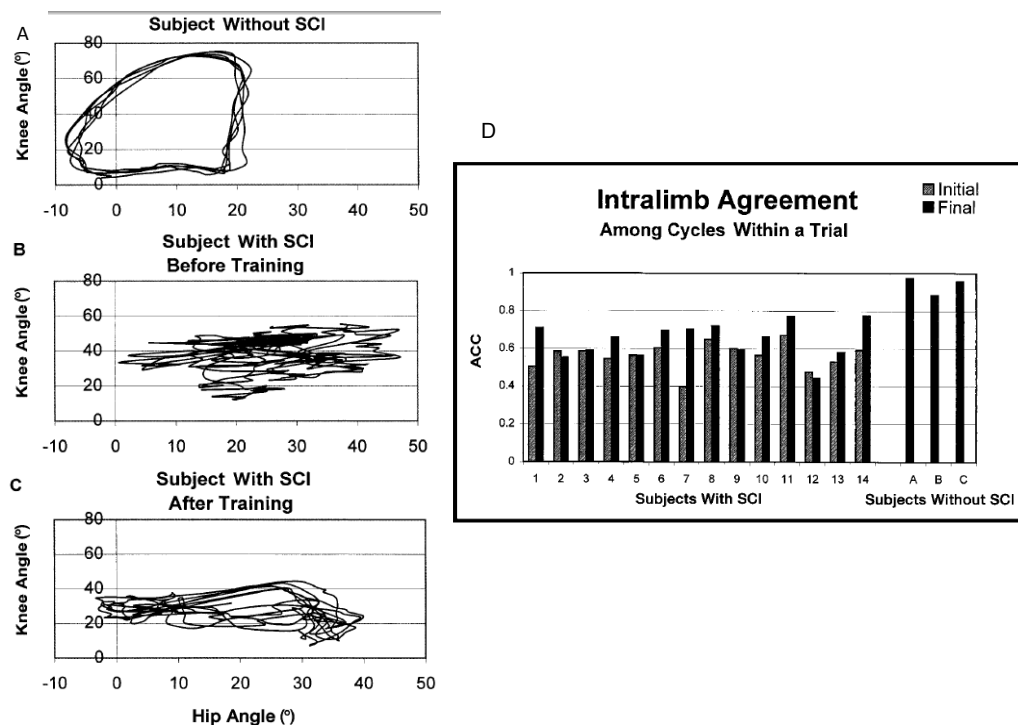


Figura 4: Exemplo de diagrama ângulo ângulo entre joelho e quadril. Na figuras A está o traçado de um sujeito saudável. Nas figuras B e C um sujeito com lesão na medula antes e depois do treinamento respectivamente. Na figura D está um exemplo da representação do coeficiente de correlação (ACC). As barras cinzas representam os sujeitos com lesão medular antes do treino e as barras pretas após o treino. As colunas ABC são de sujeitos saudáveis. Fonte: Field-Fote e Tepavac, 2002.

Daly e colaboradores (2007), também mediram o coeficiente de correspondência (ACC) em cinco sujeitos saudáveis e 29 hemiparéticos crônicos com objetivo de investigar a validade e sensibilidade do ACC para discriminar alterações em indivíduos

com hemiparesia, pré e pós um protocolo de treino de marcha com FES. Apenas cinco indivíduos saudáveis foram avaliados pela baixa variabilidade da coordenação entre quadril e joelho e do ACC nesse grupo. Os 29 participantes com hemiparesia foram divididos em dois grupos. Ambos os grupos realizaram treino de marcha por uma hora e meia, 4 vezes por semana durante 12 semanas. Durante esse período foi realizado treino em esteira com suporte de peso, treino de coordenação por cinesioterapia e treino de marcha no solo. Apenas um dos grupos recebeu ainda FES concomitante às três modalidades do tratamento. Os músculos estimulados foram glúteo médio, flexores de joelhos, extensores de joelho e dorsiflexores, ativados conforme o ciclo da marcha. Os parâmetros variaram segundo o conforto do paciente sempre em nível motor de estimulação. A cada três dias era avaliado o controle muscular voluntário e em caso de melhora a intensidade da FES era diminuída para aquele grupo muscular.

A análise dos resultados mostrou uma diferença significativa do ACC entre os controles e os sujeitos com hemiparesia ($p = 0,0001$, com uma média de $0,97 \pm 0,03$ e $0,86 \pm 0,10$, respectivamente).

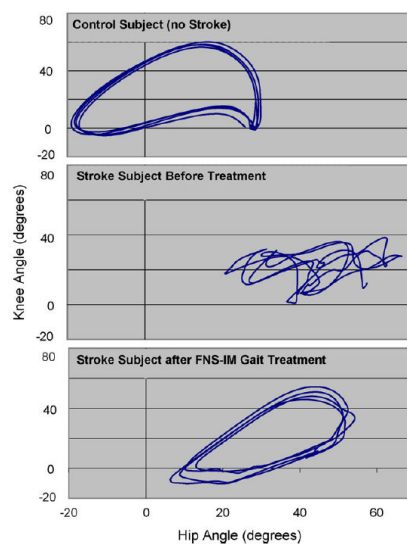


Figura 5: Exemplo de diagrama ângulo ângulo entre quadril e joelho em um sujeito com hemiparesia. A primeira representação é de um sujeito saudável, as duas seguintes são de um sujeito com sequela de AVE antes e após um treinamento de marcha na esteira com eletro estimulação. Fonte: (Daly, Sng *et al.*, 2007).

Em resposta ao tratamento, ACC mostrou que o grupo da FES apresentou melhora significativa, enquanto o grupo sem FES não teve sua melhora comprovada estatisticamente como ilustrado na figura 6.

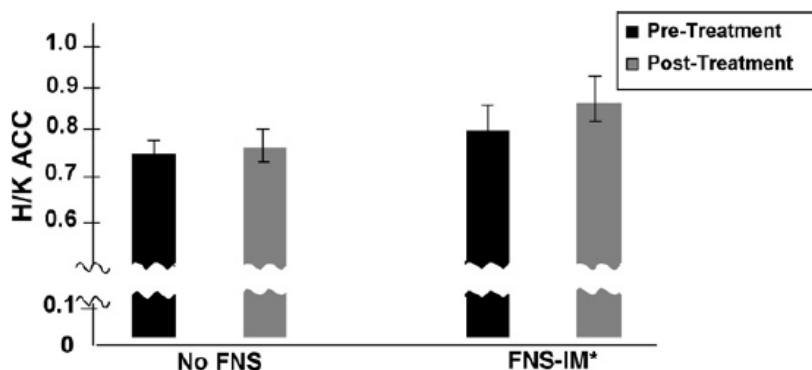


Figura 6: Exemplo do coeficiente de correspondência (ACC) entre quadril (hip/H) e joelho (knee/K) em sujeitos com hemiparesia. As barras pretas representam pré e a barra cinza pós-treino. No FNS o grupo de sujeitos com hemiparesia que treinou marcha sem eletro estimulação e FNS-IM o grupo de sujeitos com hemiparesia que treinou marcha associada a eletro estimulação. Fonte: Daly, 2007.

2.3 ANDAR PARA TRÁS

Andar para trás é classificado como um dos movimentos reversíveis por ser considerada por alguns autores (Thorstensson, 1986; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Earhart, Jones *et al.*, 2001), a inversão do AF e foi estudado principalmente no contexto das teorias de organização dos Centros Geradores de Padrão (CPG) (Grasso, Bianchi *et al.*, 1998).

Inversão da direção representa um tipo especial de transformação do movimento que pode ajudar na hipótese de que existem representações internas de padrões, para alguns movimentos específicos (Grasso, Bianchi *et al.*, 1998).

O CPG é uma rede neural que supostamente gera um padrão básico e cíclico de movimento mesmo na ausência de estímulos sensoriais da periferia. Centros supra espinhais são importantes para que a atividade do CPG se inicie e para controlar sua frequência, mas o padrão real do movimento faz parte dessa rede de neurônios que se localizam na medula espinhal (Kandel, Schwartz *et al.*, 2003).

Um conceito importante que nasce do estudo das redes neurais é a idéia que padrões motores em diferentes direções podem ser produzidos pelos mesmos circuitos a partir de mecanismos modulatórios apropriados. Estes mecanismos de modulação podem acontecer através de moduladores neurais, informações aferentes ou comandos supra-espinhais (Lamb e Yang, 2000).

O estudo dos CPG na inversão dos movimentos teve início em animais. Matsushima e Grillner (1992) perceberam ao estudar o nado das lampreias que quando segmentos rostrais da medula espinhal eram estimulados com uma concentração mais alta de um neurotransmissor comparada com os segmentos caudais, o nado fictício se assemelha com o nado para frente da lampreia. Entretanto, quando as porções caudais eram estimuladas com concentração mais altas de dessa mesma substância, a direção do nado era invertida e a lampreia nadava para trás.

As evidências que uma mesma rede neural (CPG) produz variações de uma mesma tarefa são menos diretas em organismos vertebrados.

As pesquisas que indicam que uma mesma rede neural pode ser responsável por diferentes comportamentos motores em vertebrados é baseada no estudo das diversas formas de resposta do reflexo de coçar em tartarugas. Foi demonstrado que as três formas básicas deste reflexo são obtidas através da estimulação de diferentes áreas da pele e os segmentos da medula espinhal envolvidos na geração das diferentes respostas do reflexo foram identificados e localizados na mesma região (Mortin e Stein, 1989; Lafreniere-Roula e McCreary, 2005).

Já em mamíferos, a idéia de uma rede neural comum é responsável por formas diferentes de um comportamento motor advêm de pesquisas de formas diferentes de locomoção em gatos. Porém as evidências são menos conclusivas que nos organismos invertebrado e vertebrados inferiores. A proposta da reconfiguração nos Geradores de Padrões Centrais (CPG) originalmente proposta por Grillner (1981) tenta explicar como os gatos podem modificar seu padrão de locomoção para produzir variações na velocidade (caminhada, trote e galope), na direção (andar para trás), e caminhar em superfícies com inclinação superior e inferior (Trank, Chen *et al.*, 1996; Grasso, Bianchi *et al.*, 1998; Smith, Carlson-Kuhta *et al.*, 1998).

Pearson, em 1976, demonstrou que gatos após uma lesão completa da medula espinhal torácica inferior, foram capazes de deambular em uma esteira rolante quando sustentados parcialmente. Então Grillner (1981) teve como hipótese que cada membro é controlado por uma rede de unidades CPG, a proposta é que cada unidade deveria guiar a ação do músculo sinergista de uma dada articulação (como os flexores de joelho). A ação total de um membro resultaria da ativação conjunta de diferentes unidades de CPG e o AT poderia ser produzida pela alternância dos sinais conjuntos de cada unidade do CPG controlando diferentes articulações do membro.

Para verificar se as diferentes direções do andar em humanos são controladas pelo mesmo gerador de padrão central, pesquisadores realizaram comparações dos padrões de ativação muscular, da cinemática, força de reação ao solo, variáveis espaço temporais e dos reflexos envolvidos na marcha em jovens e idosos (Thorstensson, 1986; Vilensky, Gankiewicz *et al.*, 1987; Winter, 1991).

Os autores que estudaram o padrão de ativação muscular nas diferentes direções do andar encontraram que o padrão de ativação muscular do AT tem pouca relação com o padrão do AF. No contato do pé no AT existe a ativação dos extensores de joelho e flexores plantares inexistentes nessa fase da marcha para frente. O principal propulsor

do balanço na marcha para frente é o tríceps sural, e no AT são os músculos do quadril e flexores de joelho. Por fim o tempo de ativação dos dorsiflexores e dos posteriores da coxa no AT é substancialmente maior que na marcha para frente sugerindo um maior gasto energético no padrão invertido (Thorstensson, 1986; Vilensky, Gankiewicz *et al.*, 1987; Winter, 1991).

O estudo de Grasso e colaboradores (1998) afirma com seus resultados após análise cinemática de 7 indivíduos jovens que a cinemática do AT é a reversão quase perfeita da cinemática da marcha para frente.

Em contrapartida Hicheur et al. (2006) em um estudo com 10 jovens que realizaram o andar nas duas direções com análise dos ângulos articulares e segmentares, encontrou que os ângulos do tornozelo e joelho são caracterizados por uma relação fora de fase nos dois períodos (apoio e balanço) do ciclo do AF, e em apenas um período (fase de balanço) para ângulos articulares no AT. Picos nos ângulos articulares de joelho e quadril estão sistematicamente associados à transição da fase de apoio para o balanço no AF e, no AT, picos no tornozelo e joelho é que estão associados a essas fases de transição.

Quanto à força de reação ao solo, Grasso, Bianchi e Lacquaniti, (1998) relataram que no AT a componente vertical de reação do solo é maior durante a fase de propulsão do que na fase de contato do calcanhar enquanto que no AF os dois picos de força da componente vertical são quase iguais. Resultado semelhante foi encontrado em estudo realizado no Brasil por Carneiro (2009) com uma amostra de 22 jovens.

Laufer (2005) objetivou investigar o efeito nas variáveis espaço-temporais da mudança de direção na marcha em jovens e idosos. Participaram do estudo, 40 idosos e 30 adultos jovens que caminharam nas duas direções em velocidade confortável e na mais rápida possível. Na velocidade confortável do AT houve diminuição do

comprimento da passada e da fase de balanço, e um aumento na fase de duplo apoio e nenhuma alteração na cadência.

Duysens et al (1996) avaliaram o padrão fase dependente do reflexo cutâneo através da EMG em 10 indivíduos jovens durante o andar para frente e para trás na velocidade de 4 km/h. A atividade eletromiográfica foi analisada nos músculos : Semitendinoso, Bíceps Femoral, Reto Femoral e Tibial Anterior nos dois membros inferiores. Foi encontrado que a alguns grupos musculares como o semitendinoso e o tibial anterior demonstraram a reversão na resposta, da facilitação para a inibição tanto no AF quanto no AT, porém esta reversão não ocorreu no mesmo tempo nem na mesma fase da marcha nessas duas direções.

Schneider et al. (2000) examinou a cinemática e eletromiográfica (EMG) durante as diferentes direções da marcha correlacionando-as com a modulação padrão do reflexo H. Os resultados demonstraram que durante a marcha normal, o reflexo é fortemente correlacionado com os eventos da EMG do sóleo e tibial anterior (TA), mas não com o quadril, joelho, tornozelo ou deslocamento angular e velocidade. Durante o AT, o reflexo H se inicia quando o joelho é fletido e aumenta no final do balanço o que destaca o controle central da amplitude do reflexo H. Por fim sugerem que o padrão de modulação desse reflexo observado durante a marcha difere de acordo com a direção da mesma.

Diante de tudo isso autores continuam afirmando que existem semelhanças suficientes nos padrões para sugerir que o mesmo gerador de padrão está envolvido no controle de diferentes direções da marcha, como por exemplo, AF e AT (Earhart, Jones *et al.*, 2001).

Já em uma visão baseada nos conceitos dos Sistemas Dinâmicos, Lacquaniti et al (1999) propõe que CPGs podem controlar cada segmento do membro durante o movimento. Em resposta a esta cinemática usada como sinais de referência, surgiriam as

sinergias musculares apropriadas subordinadas de maneira flexível para se adaptar as restrições da atividade. Assim o movimento se daria por meio de diferentes combinações de atividade muscular em diferentes condições ambientais.

Apesar dessa grande discussão apresentada na literatura foi encontrado apenas um estudo que aplica o AT como um treinamento e avalia seus resultados e uma população com seqüela de AVE.

Yang (2005) realizou um treinamento de AT em indivíduos com hemiparesia 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. Entretanto este estudo não explora as variáveis cinemáticas angulares de forma a não elucidar os mecanismos pelos quais o treino de AT possam produzir uma eventual melhora do padrão do AF.

2.4 A CINEMÁTICA DO ANDAR PARA TRÁS EM PESSOAS COM HEMIPARESIA

Herber (2009) descreveu o AT em indivíduos com hemiparesia no solo e encontrou redução do comprimento e velocidade da passada e aumento do percentual do apoio ($p=0,001$ para todos) no AT em relação ao AF. Quanto à cinemática tanto o pico de flexão do joelho, como o pico de extensão do quadril no AT foram significativamente menores na perna afetada em relação ao AF ($p=0,005$ e 0.001 respectivamente) A redução destas variáveis também foi encontrada no AT quando comparado ao AF na esteira (Ovando, 2010).

Apesar da diminuição do ângulo de flexão do joelho no balanço persistir tanto em solo como na esteira, para o treino associado ao FES com eletroestimulação o uso da esteira proporciona movimentos rítmicos e maior número de repetições da tarefa, além de permitir o controle da velocidade e maior segurança ao paciente.

2.5 ELETRO ESTIMULAÇÃO

A eletro estimulação neuromuscular (EENM) é uma técnica utilizada em Fisioterapia, que tem como objetivos principais a reeducação muscular, retardamento de atrofia, inibição temporária de espasticidade e a redução de contraturas e edemas (Villar, 1997). A FES é a estimulação elétrica do músculo privado do controle normal, para a produção de uma contração funcionalmente útil (Chae, Fang *et al.*, 2001; Kenney, Bultstra *et al.*, 2002; O'keeffe e Lyons, 2002).

FES, baseada nos conceitos de Lieberman (1961) usa sinais elétricos para ativar nervos periféricos intactos e controlar movimentos funcionais. Esse maior controle se dá pelo uso de retroalimentação durante a contração, um processo que com a movimentação ativa do paciente facilitada, pode maximizar o reaprendizado motor (Chae e Yu, 2000; Soetanto, Kiiro *et al.*, 2001).

Entende-se por retroalimentação as informações sensoriais geradas pela execução de movimentos que auxiliam na orientação do indivíduo sobre a sua interação com o meio ambiente e com os objetos e tarefas inseridos nesse contexto (Machado, 1993).

Essa técnica então é usada clinicamente para produzir mudanças fisiológicas dentro do músculo para ativação e movimento, o que permite que os indivíduos atuem melhor nas suas atividades diárias (Cameron, 2003).

Os inputs sensoriais que conseqüentemente aumentam a excitação dos motoneurônios alfa responsáveis pela ativação descendente proveniente de centros

corticais e subcorticais até a musculatura são os responsáveis pelo maior controle do movimento. Esse aumento na excitabilidade do motoneurônio pode intensificar a eficiência do controle do movimento dado que os pacientes com lesão em SNC podem ter tanto déficits sensoriais quanto dificuldades no recrutamento (Robinson e Snyder-Mackler, 2001).

Os efeitos da estimulação são quase que imediatos, porém, são de curta duração, e para que tenham um papel efetivo na reabilitação, faz-se necessária à repetição fundamental para o reaprendizado motor (Nelson, Hayes *et al.*, 2003).

Daly (2006) em uma revisão afirma que clinicamente existem melhoras significativas da marcha dos pacientes que utilizam aparelhos de FES continuamente e os efeitos podem se prolongar por muito tempo, proporcionando ao paciente, padrões de marcha mais adequados até mesmo após a retirada do equipamento.

Lieberson e colaboradores (1961) notaram que, quando foi corrigido o pé caído em pacientes com hemiparesia por meio da estimulação elétrica, alguns mantiveram a capacidade de dorsiflexão para diferentes períodos de tempo após o término da estimulação. Waters e colaboradores (1975) observaram o mesmo fenômeno em alguns de seus pacientes.

Na revisão de Burridge *et al.* (1998) também foi concluído que alguns estudos relataram um efeito de transição, que consistia de movimento voluntário após o uso da FES. Porém muitos dos estudos incluídos tinham amostras pequenas e metodologia usada de forma pouco convincente como, por exemplo, sem a presença de um grupo controle ou curto período de acompanhamento.

Bogotaj e colaboradores (1989) treinaram 20 pacientes com hemiparesia severa divididos em dois grupos. Um dos grupos recebeu três semanas de FES funcional com multicanais seguida de três semanas de terapia convencional. O outro grupo fez o mesmo protocolo em ordem invertida. Quando comparados os períodos de intervenção

houve maior melhora do comprimento do passo e da velocidade da marcha ($p=0,03$) no período da FES.

Alguns pesquisadores tentam encontrar teoricamente subsídios fisiológicos de que o uso da FES associado a contração voluntária é capaz de proporcionar reorganização cortical e plasticidade neuronal (Daly, Marsolais *et al.*, 1996; Burridge e Ladouceur, 2001; Rushton, 2003).

Kottink (2008), avaliou a contração máxima de tibial anterior, fibular e tríceps sural além da velocidade da marcha de 29 pacientes com hemiparesia pós AVE divididos em dois grupos. Um dos grupos recebeu um estimulador elétrico implantado para correção do “*foot drop*” e o outro grupo continuou usando órtese convencional (AFO). As avaliações foram realizadas em 4, 8, 12 e 26 semanas de uso. Não perceberam alteração na velocidade da marcha, mas observaram um aumento da contração máxima da musculatura avaliada no grupo que usou a FES.

Tong et al. (2006) recrutaram 46 pacientes com seqüela de AVE para 4 semanas de treinamento em 3 diferentes grupos: um de treino convencional de marcha em esteira, outro com treino eletromecânico em esteira e o último o treino eletromecânico associado ao FES. A terapia durava 20 minutos por dia, 5 dias por semana por 4 semanas. Além disso, todos os participantes receberam suas sessões de 40 minutos da terapia física. Os grupos de terapia não convencional melhoraram o desempenho em teste de marcha de cinco metros em relação ao grupo controle. E a melhora na velocidade da marcha do grupo com associação de FES foi ainda mais significativa que o outro.

O efeito da FES em dorsiflexores associada ao suporte parcial de peso comparado ao efeito do uso apenas do suporte em um treinamento de marcha na esteira em pacientes com hemiparesia foi avaliado por Lindquist et al. (2007) em 8 participantes.

Os resultados apontaram que a associação da FES proporcionou melhora mais intensa dos parâmetros espaço-temporais da marcha.

Yan et al. (2005) dividiram 43 indivíduos em fase aguda pós AVE em três grupos. O primeiro grupo recebeu reabilitação com FES por 30 minutos cinco dias por semana durante três semanas no dorsiflexores. O segundo grupo recebeu estimulação placebo por 60 minutos e o terceiro não recebeu nenhum tipo de tratamento. Os resultados encontrados indicam que o grupo que recebeu a FES teve uma diferença significativa no torque dos dorsiflexores, e na taxa de contração da eletromiografia. Os autores ainda afirmam uma melhora na capacidade de deambulação pois todos os participantes do grupo da FES recuperaram a marcha e voltaram para casa comparado a apenas 56 % do grupo placebo e 46% do grupo controle.

Segundo Sobrinho (1992), este tipo de estimulação permite a entrada seletiva e repetitiva aferente até o sistema nervoso central, ativando não só a musculatura local, mas também mecanismos reflexos necessários à reorganização da atividade motora. Além disso, o estímulo elétrico diminui o tônus do grupo muscular antagonista, pelo mecanismo de inibição recíproca.

Outro estudo realizado em 2003 com objetivo de verificar a relação entre a intensidade do estímulo elétrico e a ativação de diferentes áreas do córtex através de ressonância magnética funcional encontrou que a ativação do córtex é dependente da intensidade do estímulo e que a estimulação elétrica é capaz de influenciar na resposta hemodinâmica em diferentes áreas do cérebro (Smith, Alon *et al.*, 2003). A estimulação foi feita em sujeitos saudáveis em 4 níveis que ficaram entre o sensorial e o motor máximo. Quanto maior a intensidade da estimulação, maior a resposta hemodinâmica no córtex.

III. MÉTODOS

A coleta de dados foi realizada no laboratório de Biomecânica da Universidade do Estado de Santa Catarina entre junho de 2009 e março de 2010. Os procedimentos metodológicos do estudo estão separados em: características e participantes do estudo, instrumento de coleta de dados, controle de variáveis, procedimentos para coleta de dados, processamento, análise e tratamento dos dados.

3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

Caracteriza-se como um estudo quase experimental, pois não têm distribuição aleatória dos sujeitos, nem grupo-controle. Ao invés disso, será realizada a comparação entre as diferentes situações pré, durante e pós treinamento do mesmo participante. Nas etapas pré e pós treino serão avaliados o AF e para trás, e durante o treinamento somente o AT.

3.2 PARTICIPANTES

Os 10 sujeitos que fizeram parte deste estudo foram selecionados de forma não-probabilística intencional, pois eram escolhidos a partir de critérios pré estabelecidos (Richardson, 1999). Foram recrutados na clínica escola do curso de Fisioterapia da Universidade do Estado de Santa Catarina. Os participantes concordaram com o TCLE aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos – CEP da Universidade do Estado de Santa Catarina, protocolo número 43/2009. A média de idade dos participantes foi de 54,4 anos e do Fugl Meyer de membro inferior de 24 pontos.

3.2.1 Critérios de inclusão:

- Diagnóstico de hemiparesia por seqüela de AVE por pelo menos seis meses
- Liberação médica para realização de atividade física,
- Pertencer aos níveis 4 e 5 da Functional Ambulation Category (FAC). A FAC distingue seis níveis de suporte necessários durante a marcha. O teste foi realizado sem o uso de órteses. Os níveis são definidos como: 0 se o paciente não consegue deambular ou precisa da ajuda de duas ou mais pessoas; 1, caso o paciente precise de suporte contínuo de uma pessoa que auxilia a suportar o peso do paciente e com o equilíbrio; 2, o paciente é dependente de suporte contínuo de uma pessoa que ajuda com o equilíbrio e coordenação; 3, o paciente necessita apenas de orientação verbal; 4, é necessário ajuda de terceiros em escadas ou pisos instáveis; 5, o paciente pode deambular sozinho em qualquer lugar. A classificação é baseada em uma caminhada de 15 metros. (Holden, 1984).
- Concordar e assinar o termo de consentimento livre e esclarecido (anexo I).

3.2.2 Critérios de exclusão:

Não participaram do presente estudo: sujeitos que apresentavam:

- Teste de Thomas positivo maior que 15°,
- Deformidade em flexão residual dos joelhos ou limitação maior que 30° graus para flexão do joelho com o quadril em extensão
- Tônus de extensores de joelhos maior que 2 na escala de Ashworth modificada

- Outro diagnóstico neurológico associado ou seqüela bilateral de AVEs múltiplos

3.3 INSTRUMENTOS PARA COLETA DE DADOS

Um avaliador previamente treinado foi responsável e estava sempre presente na aplicação dos instrumentos para coletas de dados que foram divididos em três grupos: ficha de identificação, avaliação clínica e avaliação cinemática.

A ficha de identificação e a avaliação clínica são os instrumentos responsáveis pelas variáveis de caracterização da amostra e critérios de inclusão no estudo.

A avaliação cinemática é o instrumento utilizado para obtenção dos ângulos articulares de quadril e joelho. Um eletroestimulador também foi utilizado durante a avaliação cinemática e para o treino.

3.3.1 Instrumentos de caracterização da amostra

Ficha de identificação (apêndice I)

Contendo a data da avaliação, nome do avaliador, nome completo do paciente, data de nascimento, sexo, telefone para contato, diagnóstico médico, tempo de acometimento do (AVE), se faz ou não uso de órteses/aditamentos e lado acometido.

Avaliação Clínica (apêndice II)

Escala de Fugl-Meyer (anexo II)

Objetiva quantificar a recuperação motora após AVE. 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, (1) função parcial e (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 (Fugl-Meyer, Jaasko *et al.*, 1975). Duncan *et al.* (1983), verificaram uma reprodutibilidade inter-avaliadores de 0,83 a 0,95 para os do membro inferior. A versão brasileira apresenta uma confiabilidade de 0.94 para o MI (Maki, Quagliato *et al.*, 2006).

Velocidade de Marcha - Teste de 10 metros (Apêndice III)

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

Tônus de plantiflexores

Tem como objetivo verificar o grau de espasticidade do nos músculos responsáveis pela plantiflexão, o teste consiste em realizar uma mobilização passiva em velocidade rápida provocando um alongamento dos plantiflexores com o joelho em extensão e em flexão. A graduação se dá pela escala de Ashworth modificada (anexo III). O tônus foi graduado entre 0-4, sendo 0 sem aumento de tônus, 1 leve aumento do tônus muscular, manifestado na preensão e na liberação ou por resistência mínima, 1+ leve aumento do tônus muscular, manifestado pela preensão, seguido por resistência mínima em todo restante (menos da metade) da ADM, 2 aumento mais acentuado do tônus muscular em quase toda a ADM, 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). Como citado anteriormente tônus maior que 2 foi critério de exclusão.

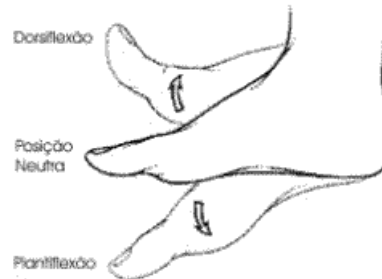


Figura 7: Ilustração do arco de movimento testado na prova de tônus de plantiflexores.
Fonte: BOHANNON & SMITH, (1987)

Força Muscular

Mensurada através de testes de força muscular graduados de 0 a 5 conforme o grau de contração do músculo avaliado (anexo IV). A força muscular foi medida através da contração ativa máxima dos extensores de quadril e flexores de joelho. (Kendall, McCreary *et al.*, 1995).

3.3.2 Instrumentos utilizados para os critérios de inclusão

As variáveis obtidas através da avaliação clínica utilizadas para os critérios de inclusão são: ângulo de extensão do quadril pelo teste de Thomas, ângulo de extensão do joelho, ângulo de flexão do joelho com o quadril em extensão máxima e tônus de extensores de joelho.

Para as medidas de amplitude articular foi utilizado um goniômetro universal Carci® com uma escala de 2 graus variando de 0° a 360° e para a avaliação de tônus a escala de Ashworth modificada. A seguir estão descritos os métodos de obtenção de cada uma dessas medidas:

Teste de Thomas

Ao mensurar o ângulo de extensão do quadril verifica-se a existência de encurtamento de flexores de quadril. Deve ter como posição inicial do paciente o decúbito dorsal, pelve em posição neutra e membros inferiores para fora da maca. Posicionar o fulcro do goniômetro no ápice do grande trocânter. O braço fixo é alinhado à coluna e o braço móvel na face lateral da coxa. Caso haja limitação da extensão do quadril maior que 15° o paciente apresentará deficiência para estender o quadril na fase de apoio médio e apoio terminal do AF, assim como de avançar o membro no balanço do AT. A flexão do quadril de até 15° é facilmente acomodada pela coluna pelo aumento da lordose lombar (Perry, 1992.).

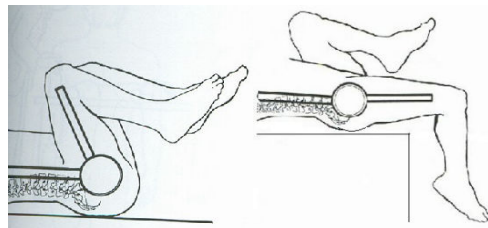


Figura 8: Ilustração do Teste de Thomas.
Fonte: LEHMKUHL e SMITH (1987)

Amplitude de flexão e extensão dos joelhos

Verifica a presença de flexão residual, limitação para flexão do joelho. Teste realizado em decúbito dorsal e fulcro do goniômetro posicionado na linha articular do joelho. Com limitação para extensão completa do joelho, a fase de apoio simples desse membro não dará estabilidade e sustentação necessária para que o balanço do lado contralateral ocorra normalmente podendo influenciar inclusive no tamanho do passo e posicionamento do tronco durante a marcha. (Lehmkuhl e Smith, 1987).

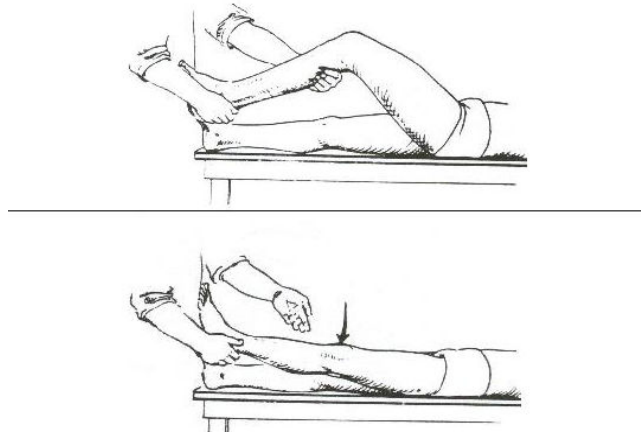


Figura 9: Ilustração exemplificando a avaliação da amplitude articular do joelho Fonte: LEHMKUHL and SMITH (1987).

Amplitude de flexão de joelho com o quadril em extensão

Para averiguar se a coordenação entre quadril e joelho no AT não está alterada por uma questão ortopédica a amplitude de flexão de joelho com o quadril em extensão é mensurada pelo goniômetro (Kendall, McCreary *et al.*, 1995).



Figura 10: Ilustração exemplificando a avaliação da amplitude articular do joelho com o quadril em extensão. Fonte: KISNER e COLBY (1998)

Teste de Ely Duncan

Com o objetivo de mensurar o tônus em extensores do joelho este teste foi realizado com o paciente em decúbito ventral, uma rápida flexão do joelho foi realizada pelo examinador enquanto mantém a extensão do quadril, que assim avalia a espasticidade do reto femoral. Com graduação elevada na escala modificada de Ashworth o paciente pode ter dificuldade na liberação do pé para o balanço por uma flexão de joelho deficitária impedindo o movimento pendular da fase de balanço (Marques, 1997).



Figura 11: Ilustração do Teste de Ely Duncan. Fonte: HOPPENFIELD (1980).

3.3.3 Instrumentos utilizados na avaliação cinemática

Cinemetria

Todo o procedimento de andar em ambas as direções, com e sem FES foi registrado através de câmera filmadora HSC – 180, com frequência de aquisição de 30 Hz posicionada perpendicularmente a esteira. Foram utilizadas duas câmeras não

simultaneamente, uma registrou o AF e a outra o AT. A opção pelas duas câmeras foi feita para simplificar o processo de calibração. A câmera utilizada estava conectada ao videocassete SVHS AG-5700 (Panasonic) do sistema da Peak Performance System, e este a uma placa de captura de vídeos Pixelview USB conectada a um microcomputador, sendo os vídeos capturados pelo software Play TV DR . A edição, bem como digitalização dos vídeos foi realizada por meio do software Ariel Performance Analysis System - APAS 1.4[®], sistema de análise de movimento baseado em imagem de vídeo, em ambiente Windows. Este software permite a digitalização de imagens capturadas e armazenadas no disco rígido de um computador de forma manual ou automática.

As câmeras foram posicionadas sobre tripés a uma distância de aproximadamente 3 metros perpendicularmente a esteira[®] modelo super ATL com dimensões da lona de 0,65x1,96 m (largura x comprimento) e capacidade para 200 kg. A velocidade da esteira foi dada em km/h com escala de 0,1 km/h. As barras de apoio lateral da esteira foram removidas, e foi colocada uma barra posterior ajustável em altura para ser utilizada durante o AT.

As filmagens foram realizadas em uma sala de paredes pretas, própria para aquisições de dados dessa natureza.

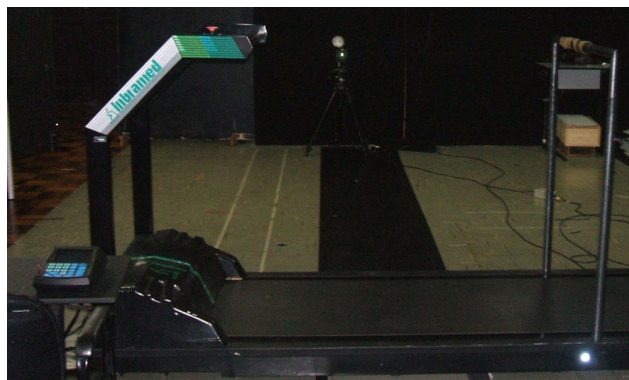


Figura 12: Posicionamento da câmera perpendicularmente à esteira.

Foram utilizados marcadores passivos, esses são refletores, portanto, podem refletir uma fonte de luz estrategicamente posicionada, foi utilizada uma fonte de luz posicionada na lateral da câmera. Esses marcadores em geral são bolas ou prismas altamente reflexivos. 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. Os marcadores utilizados para coleta de dados cinemáticos possuem diâmetro de 3 cm e podem ser visualizados na figura 13, representado pelo marcador maior.

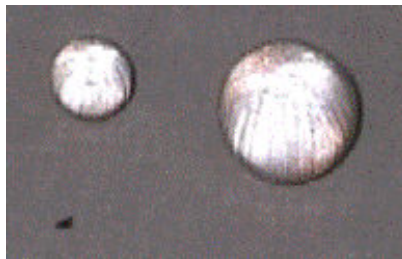


Figura 13: Marcadores Reflexivos Passivos

Fonte: Lab. Biomecânica CEFID/UEDESC

A calibração permite 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). O calibrador deve ser identificado sempre que se faz uma nova coleta, procurando posicioná-lo no mesmo local para todas as coletas.

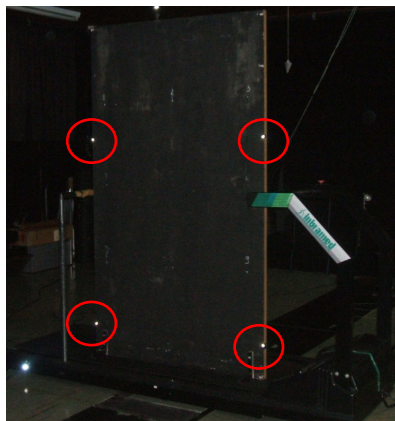


Figura 14: Calibrador de 4 pontos.

Eletro estimulador portátil

Durante o treino e avaliação do AT foi utilizado um eletro estimulador portátil acoplado a um sensor que o aciona durante a fase de balanço, ou seja, assim que o calcanhar perde o contato com o solo, uma corrente se inicia imediatamente até que o contato com o solo pelo calcanhar seja restabelecido.

A corrente tem duração de pulso de $250\mu\text{s}$, frequência de 50 Hz e ausência de rampa de subida. A intensidade é regulada no nível motor de resposta de acordo com a tolerância do paciente. Os eletrodos foram colocados com a técnica de ponto motor no grupo muscular dos isquiotibiais (figura 15).

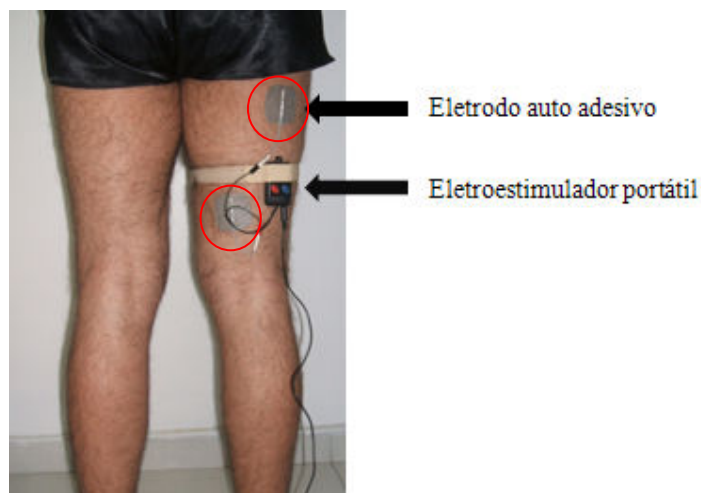


Figura 15: Colocação dos eletrodos e eletroestimulador portátil.

A frequência definida em Hertz, ou número de ciclos por segundo, é a frequência do trem de estímulo, na qual os pulsos são produzidos em intervalos regulares (Kitchen e Bazin, 1998). A frequência em FES é um parâmetro de suma importância, uma vez que as superiores a 15 Hz promovem contrações tetânicas e até o limite de 50 Hz, o aumento desse parâmetro conferirá uma maior força de contração (Guirro e Guirro, 2002). As frequências mais utilizadas em FES situam-se na faixa entre 30 a 50 Hz (Nunes, 2004).

Quanto ao conforto do paciente, a estimulação com pulsos de 200 a 500 μ s fornece os melhores resultados entre a efetividade da ativação do nervo com uma energia de ativação moderada (Guirro e Guirro, 2002).

A colocação dos eletrodos facilitou a ativação do músculo pelo estímulo no seu ponto motor, que é o local onde o músculo pode ser estimulado e contraído utilizando-se da menor quantidade de energia (Kitchen e Bazin, 1998).

Os eletrodos autoadesivos e o eletroestimulador de apenas 25g não poderiam alterar o padrão de marcha por serem acoplados a coxa do paciente durante todo o procedimento de filmagem sendo apenas ligado no momento do treinamento.



Figura 16: Eletro estimulador, sensor, eletrodos e bateria.

3.4 CONTROLE DAS VARIÁVEIS

Com a finalidade de diminuir fatores que possam influenciar nos resultados do estudo e assegurar a segurança dos participantes, as seguintes variáveis foram controladas durante os procedimentos de coleta:

- **Vestuário:** foi orientado a todos os sujeitos comparecerem vestindo uma bermuda e regata de cor preta confortáveis, a fim de destacar os marcadores reflexivos.
- **Calçado:** todos os sujeitos usaram um tênis ou outro sapato fechado de sua preferência, a fim de padronizar as coletas de dados.

- Ambiente de coleta: as avaliações foram realizadas em ambiente de laboratório, com aparato de segurança preso ao teto para evitar qualquer tipo de acidente durante a marcha na esteira.
- Condição Física: o sujeito deveria estar bem disposto, sem referir fadiga ou qualquer alteração de sinais vitais.
- Comando verbal: o avaliador forneceu instruções sobre o eletro estimulador para o participante. As informações contidas nas instruções foram quanto: intensidade da corrente respeitando o limite confortável de cada um e duração do treino.
- Período de adaptação: durante 15 minutos os pacientes andaram para frente e em seguida caminharam mais 15 minutos para trás para que o período de adaptação à esteira não influenciasse nos resultados.

3.5 PROCEDIMENTOS PARA COLETA DE DADOS

No primeiro dia foi realizada a avaliação clínica e preenchimento da ficha de identificação. No segundo dia todo o processo de filmagem foi realizado após a colocação dos marcadores.

Os marcadores foram colocados no paciente que estava vestindo roupas pretas no hemicorpo mais afetado nas seguintes regiões anatômicas: acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral no joelho, maléolo lateral do membro afetado e no maléolo medial do pé contralateral conforme representado na figura 17.

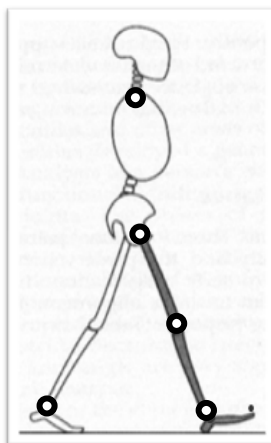


Figura 17: Ilustração da colocação dos marcadores.

Fonte: Adaptado de Perry, 1992

Após a colocação dos marcadores, o sujeito foi conduzido até a esteira, onde vestiu um colete conectado ao sistema de suporte de peso corporal preso ao teto. Assim foi garantida a segurança do indivíduo no momento da marcha na esteira, com fins de prevenção de quedas.

Seleção da Velocidade Confortável na Esteira

A velocidade confortável na esteira para trás e para frente foi estabelecida na coleta Pré, após familiarização do participante com a esteira. A marcha teve início com a esteira em velocidade de 0,6 km/h (0,166m/s), em seguida foi promovido um aumento gradual de 0,1 km/h a cada 20 s, sendo executado até o indivíduo indicar aquela como sendo sua velocidade confortável. Neste momento, esta velocidade confortável selecionada foi aumentada em 0,1 km/h e diminuída em 0,1 km/h, para que ele confirmasse ser esta a sua velocidade preferida.

A seguir a descrição de cada etapa da coleta de dados.

Pré Frente e Trás (Pré AF e Pré AT): o paciente caminhou para frente e para trás por 15 minutos em cada situação para familiarização com a esteira e determinação da velocidade confortável para o treino. Foram filmados os últimos três minutos do andar para trás e para frente.

Treino na esteira (EE): paciente permaneceu na esteira caminhando para trás por 20 minutos na velocidade confortável com o eletroestimulador. Nos últimos três minutos de treino, iniciou-se a filmagem para verificar o efeito da FES no AT.

Pós Treino (Pós AT): após 10 minutos de descanso sentado o paciente voltou a caminhar para trás na esteira com o eletroestimulador desligado para a realização de outra filmagem de 3 minutos e verificação da retenção dos resultados.

Transferência (Pós AF): para verificação da transferência dos resultados obtidos com o AT associado a FES, a última filmagem foi realizada na esteira, com o AF sem o eletroestimulador por 3 minutos.

3.6 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Após as filmagens, os vídeos foram editados através do software Ariel Performance Analysis System (APAS versão 1.4), e transformados em arquivos de vídeo individuais para cinco passadas de cada uma das cinco etapas de filmagem (Pré AF, Pré AT, EE, Pós AT e Pós AF). Assim, para cada sujeito foram criados 25 arquivos de vídeo divididos em 5 passadas de cada momento.

A passada para análise do AF se inicia com o contato do calcanhar do membro inferior acometido com o chão e termina com o contato do calcanhar do mesmo membro de volta ao chão. Este dois momentos foram identificados através da movimentação do marcador no eixo vertical.

No AT a passada inicia na retirada do pé do chão do membro inferior acometido e termina com a posterior retirada do mesmo segmento do chão (Herber 2009).

Em seguida foi elaborado um modelo com 4 pontos (acrômio, trocânter maior do fêmur, côndilo lateral do joelho e maléolo lateral) para digitalização dos dados no software APAS.

As etapas para a transformação em dados numéricos foram:

- 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 dos pontos a partir do modelo criado;
- Digitalização do ambiente de calibração;
- Seleção para cálculos dos parâmetros DLT (transformação dos pontos em coordenadas espaciais absoluta);
- Aplicação do filtro tipo Butterworth, com frequência de corte de 6Hz;
- Exportação dos arquivos de dados no formato “.txt”, dos valores de ângulos articulares e segmentares.

Os arquivos foram tratados por rotinas criadas no software Scilab. Foi criada uma rotina para a interpolação da curva para igualar o número de pontos e posterior normalização da curva pela porcentagem do ciclo da marcha. Assim, foi possível realizar o cálculo das curvas médias de cada sujeito e confecção das figuras e exportação das curvas médias e dos valores adquiridos para as variáveis a serem analisadas.

3.7 ANÁLISE DOS DADOS

Foram analisadas cinco variáveis espaço temporais e cinco cinemáticas angulares da marcha além da coordenação.

a) Variáveis espaço-temporais:

- Comprimento do passo: O passo é a distância entre os dois membros, sendo que existem dois passos em cada passada (Perry, 1992). Para cada uma das cinco passadas digitalizadas por extraído um vídeo com a imagem de um passo e este foi calculado pela distância no eixo ântero posterior dos dois pés tanto no AF como no AT.

- Duração do Apoio: período em que o pé está em contato com a superfície (Perry, 1992) e foi calculado com a duração do período entre o contato inicial e o balanço inicial do membro nas duas direções da marcha.

- Duração do Balanço: período em que o pé não está em contato com o solo (Perry, 1992) e foi calculado com a duração do período entre a perda de contato do pé com a esteira até o próximo contato do mesmo membro nas duas direções da marcha.

- Duração do Apoio Simples: iniciado quando o pé oposto é retirado para o balanço (Perry, 1992). Calculado através do intervalo de tempo entre o balanço inicial e contato inicial contralaterais.

- Duração do Duplo Apoio: O duplo apoio é o momento em que os dois pés estão em contato com a superfície. O primeiro duplo apoio é o início do ciclo da marcha e o segundo duplo apoio se inicia com o contato inicial contralateral

(Perry, 1992). O duplo apoio foi calculado através da soma desses dois períodos.

b) Variáveis angulares:

- Ângulo articular do quadril: ângulo interno formado entre tronco e coxa será medido em graus. As medidas analisadas foram amplitude de extensão, amplitude de flexão e extensão máxima. Número 1 Figura 19.
- Ângulo articular do joelho: ângulo interno formado entre a perna e coxa será medido em graus. As medidas analisadas foram o ângulo do joelho no contato inicial, amplitude de flexão, pico de flexão no balanço e extensão máxima. Número 2 Figura 19.

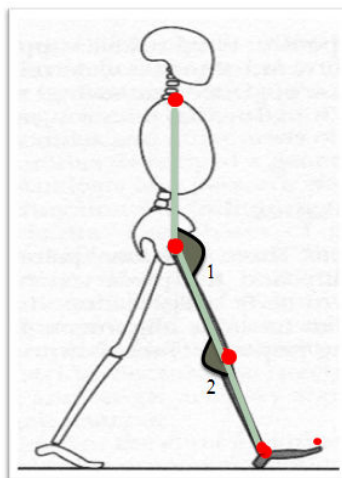


Figura 18: Representação dos ângulos que serão obtidos para análise cinemática.
Fonte: Adaptado de Perry, 1992

c) Coordenação

Para quantificação do diagrama ângulo ângulo e melhor representação da coordenação foi utilizado o método proposto por Tepavac e Field-Fote publicados em 2001 e 2002.

O cálculo foi realizado através da programação em visual basic em uma planilha do Excel feita por Tânia Brusque Crocetta. As variáveis utilizadas nesse tipo de análise são o ACC (que indica a variação global da relação quadril-jelho de todos os ciclos) e o r , (que seria a consistência entre os ciclos ou a variabilidade deles). As etapas do cálculo estão a seguir:

- 1- Os cálculos se iniciam com a obtenção do seno e do cosseno do ângulo formado pela linha entre dois pontos do diagrama ângulo ângulo e uma linha horizontal. Cada par de pontos terá o seu seno e cosseno calculados. Esse processo foi realizado para cada uma das cinco tentativas dos participantes.

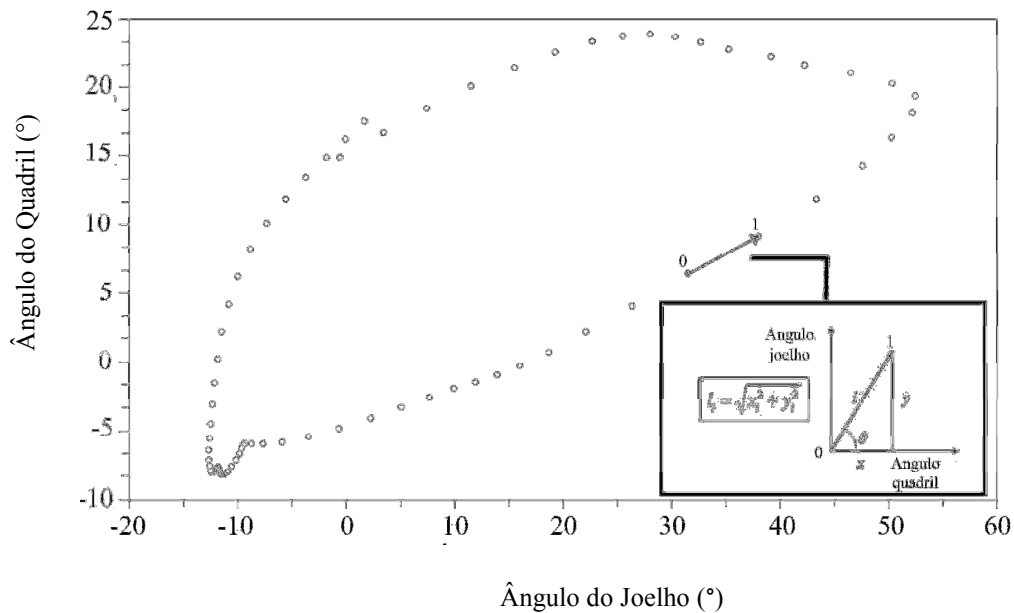


Figura 19: Ângulo θ formado pela linha entre dois pontos do diagrama ângulo ângulo e uma linha horizontal.

- 2- Em seguida, sem o processo de normalização, são feitas as médias dos valores de seno e cosseno de cada um dos ângulos do diagrama de fase e elevadas ao quadrado
- 3- Na próxima etapa é realizada a raiz quadrada da soma das médias do seno e cosseno de cada ângulo e está representada pela fórmula abaixo:

$$a_{1,2} = \sqrt{(\overline{\cos\Theta})^2 + (\overline{\sin\Theta})^2}$$

- 4- Então, são somadas todas as médias e divididas pelo número de pontos. Esse valor é o coeficiente de correlação ACC representado pela média de a na fórmula a seguir:

$$\bar{a} = \frac{1}{N} (a_{1,2} + a_{2,3} + \dots + a_{N-1,N})$$

Nesta fórmula N é o número de quadros por ciclo e o \bar{a} é o componente angular do ACC, que indica a variação global da relação quadril Joelho de todos os ciclos. Se o movimento relativo entre o quadril e Joelho for perfeito em todos os ciclos então $ACC = 1$.

- 5- Em seguida, calculou-se a média e desvio padrão dos vetores em cada intervalo de quadro a quadro. O desvio de magnitude média para todos os vetores quadro a quadro foi determinado através da fórmula:

$$\bar{m} = \frac{1}{N} (m_{1,2} + m_{2,3} + \dots + m_{N-1,N})$$

Quanto maior o valor de m , mais o vetor quadril / Joelho tem distâncias similares entre quadros consecutivos.

- 6- A fórmula que combina os dois parâmetros a e m determina o r , que seria a consistência entre os ciclos ou a variabilidade deles. O r pode assumir valores entre 0 e 1. Um valor de 1 significa que todos os ciclos são idênticos, enquanto

um valor próximo de 0 significa que os pontos de todos os ciclos têm natureza quase aleatória:

$$\bar{r} = \frac{1}{N} (a_{1,2} \cdot m_{1,2} + a_{2,3} \cdot m_{2,3} \cdots + a_{N-1,N} \cdot m_{N-1,N})$$

(Tepavac e Field-Fote, 2001).

3.8 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Alguns fatores não controlados pelo pesquisador podem ter de alguma maneira influenciado nos resultados configurando-se assim as limitações do estudo:

- O ambiente das coletas não ser habitual para os pacientes, podendo ocasionar alterações no padrão de movimento. Assim como o fato de ser uma situação de avaliação que pode gerar algum tipo de constrangimento;
- A análise bidimensional do movimento realizada apenas no plano sagital que dificultou a aquisição dos ângulos de tornozelo que poderiam ter contribuído para a discussão dos efeitos da FES no padrão locomotor.
- A ausência do grupo controle, que poderia evidenciar o efeito da FES em um treino de AT. Esse fator foi apenas minimizado com o período de familiarização na esteira de 15 minutos de AT.
- O curto período que os resultados foram reavaliados, assim como a necessidade da reavaliação em solo.

3.9 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).

Foi utilizado para verificar a normalidade dos dados o teste Shapiro Wilk.

Para as variáveis angulares e espaço temporais foram realizados o teste t de Student pareado para verificação dos efeitos pré e pós treino no AF e ANOVA medidas repetidas para as três situações do AT.

Para a coordenação foi realizado o teste t de student pareado para verificar os efeitos da FES combinado ao treino de AT no AF.

Para cada indivíduo ainda foram realizados testes t de students para comparar as cinco tentativas pré e as cinco tentativas pós treino do ângulo de flexão de joelho no balanço.

IV. RESULTADOS

A seguir serão apresentados os resultados obtidos. Inicialmente estão descritas as características da amostra e avaliações clínicas. A seguir os resultados das variáveis angulares, espaço temporais e por fim da coordenação.

4.1 AMOSTRA

Participaram do estudo dez indivíduos selecionados de forma não-probabilística intencional (Richardson, 1999) com média de idade de $54,4 \pm 14,7$ anos, ambos os sexos, com hemiparesia crônica ($51,8 \pm 49,8$ meses pós-AVE), deambuladores comunitários níveis 4 e 5 da *Functional Ambulation Category* - FAC (Holden, 1984), com liberação médica para realização de atividade física. Foram excluídos do estudo os indivíduos que apresentaram Teste de Thomas positivo maior que 15° graus (Perry, 1992.), espasticidade grau 4 de extensores de joelho segundo Escala de Ashworth modificada (Bohannon e Smith, 1987), outro diagnóstico neurológico associado e lesões ortopédicas limitantes nos membros inferiores. Não houve perda amostral.

Os dados de caracterização da amostra da avaliação clínica e critérios de inclusão no estudo estão representados na tabela 1.

Tabela 1: Caracterização da amostra, classificada pelo grau de comprometimento motor (Escala de Fugl-Meyer).

Sujeitos	Idade (anos)	Tempo de AVE (mês)	FMMI (34p)	Tônus EJ	Tônus PF	Força FJ	FAC	Velocidade treino (m/s)
1	44	10	33	0	0	5	5	0,36
2	59	38	32	0	0	4	5	0,28
3	61	17	28	0	0	3	5	0,28
4	64	54	27	0	0	4	5	0,28
5	61	60	25	1+	0	3	5	0,3
6	61	180	25	2	1	2	5	0,28
7	22	38	22	1+	0	4	5	0,47
8	60	41	22	2	1	3	4	0,25
9	72	8	15	0	0	2	4	0,28
10	40	72	11	2	3	1	4	0,28
Média	54,4	51,8	24	0,7	0,5	3,1	4,7	0,30
(SD)	(14,7)	(49,8)	(6,9)	(1,0)	(0,9)	(1,2)	(0,5)	(0,06)

FMMI = Escala de Fulg Meyer para membro inferior; EJ = Extensores de joelho; PF = Plantiflexores do pé; FJ = Flexores de joelho; FAC = *Functional Ambulation Category*.

4.2 VARIÁVEIS ANGULARES

Efeito da FES no AT:

O treino com FES nos isquiotibiais promoveu um aumento do pico de flexão do joelho no AT (ANOVA efeito principal de tempo; $F_{(2,18)}=6,76$; $p=0,006$). A análise post-hoc evidenciou que este aumento ocorreu durante a EE comparado com o PRÉ-AT ($p=0,01$). Além disso, este aumento se manteve no PÓS-AT ($p=0,02$), com a interrupção da FES, comparativamente a condição no PRÉ-AT (Tabela 2). A FES não influenciou os demais parâmetros angulares de joelho e quadril. Embora o ângulo inicial do joelho tenha aumentado ligeiramente, este aumento não foi significativo.

Tabela 2: Resultado das médias e desvios padrão das variáveis angulares de quadril e joelho dos participantes no andar para trás nas situações pré-treino, treino e pós-treino.

ANDAR PARA TRÁS			
Variáveis	PRÉ AT	EE	PÓS AT
Ângulo de Quadril			
Extensão máxima (°)	-0,5 ± 2,8	-2,7 ± 3,8	0,4 ± 4,0
Amplitude de flexão (°)	15,8 ± 6,1	16,0 ± 7,6	14,5 ± 8,2
Ângulo de Joelho			
Valor inicial (°)	0,7 ± 4,8	4,4 ± 8,4	1,6 ± 5,7
Menor valor no apoio (°)	-6,6 ± 5,9	-7,3 ± 5,3	-7,3 ± 5,5
Pico de flexão (°)	21,7 ± 11,5	36,1 ± 16,9*	33,2 ± 18,3*

* $p \leq 0,05$

PRE-AT = Coleta pré-treino; EE =Treino na esteira com eletro estimulação; POS-AT = Coleta pós-treino.

Efeito da FES no AF:

Quando comparando as tentativas realizadas antes (PRÉ-AF) e após (PÓS-AF) o treinamento com FES no AT na esteira através de teste t, observa-se que este aumento foi significativo em sete dos dez participantes. O aumento do valor da máxima flexão do joelho ocorreu independente do grau de severidade do déficit motor, conforme a pontuação no teste de recuperação motora de Fugl Meyer ilustrado na figura 21 apresentando os resultados individuais em ordem decrescente de pontuação do Fugl Meyer.

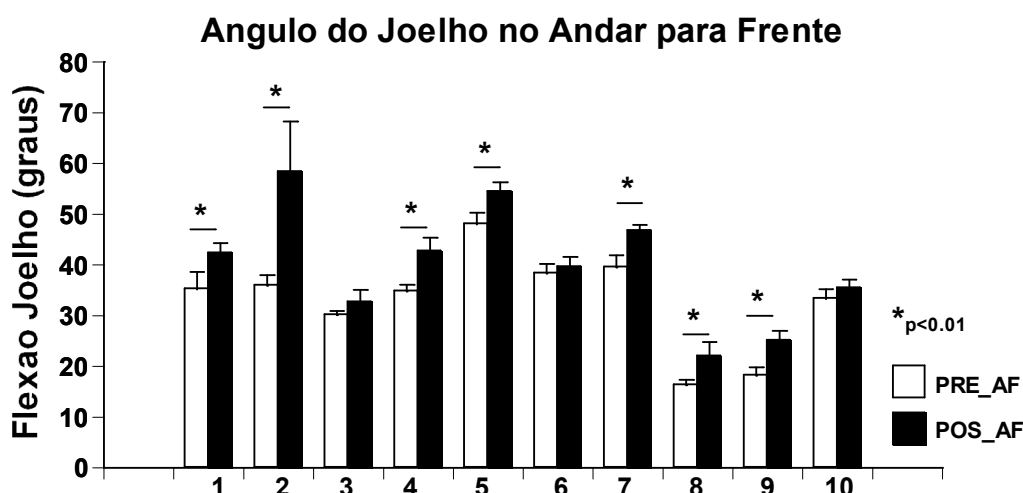


Figura 20: Resultado das médias e desvios padrão de cinco tentativas do pico de flexão do joelho de cada participante no andar para frente antes (PRÉ AF) e após (PÓS AF) o treino. O eixo X representa o número de cada participante ordenados da sua pontuação da escala motora de Fugl Meyer em ordem decrescente. O eixo y corresponde ao ângulo de joelho na máxima flexão durante a fase de balanço.

Em uma análise qualitativa das curvas do andar para frente de joelho antes e após o treino de um dos sujeitos (sujeito 1) que representa a média podemos perceber o aumento do pico de flexão de joelho (figura 22)

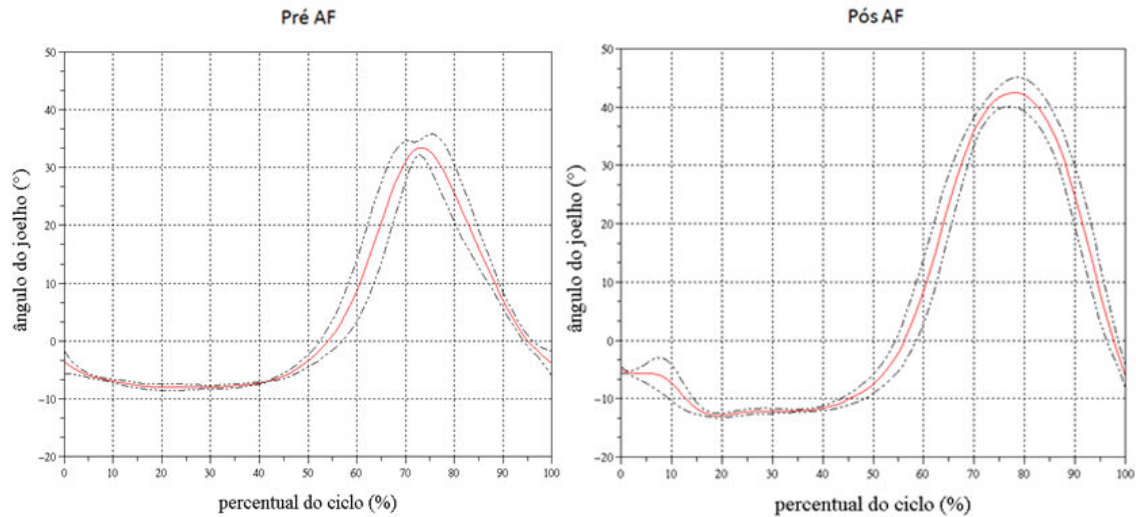


Figura 21: Curva do ângulo de joelho de um dos sujeitos da amostra que mais se assemelha com a média dos valores de pico de flexão de joelho. No eixo x a porcentagem do ciclo da marcha e no eixo y os valores angulares de joelho. Pré AF – andar para frente antes do treino; Pós AF – andar para frente depois do treino.

Analisando as médias dos participantes para as variáveis angulares no AF, observa-se o aumento do pico de flexão do joelho ($t_9 = -3,70, p=0,005$) e da amplitude de flexão do quadril ($t_9 = -4,14; p=0,003$) após o treino no AT com a FES (Tabela 3).

Tabela 3: Resultado das médias e desvios padrão das variáveis angulares de quadril e joelho dos participantes no andar para frente nas situações antes (pré-frente) e após (pós-frente) o treino na esteira.

ANDAR PARA FRENTE		
Variáveis	PRÉ AF	PÓS AF
Ângulo do Quadril		
Extensão máxima (°)	-7,9 ± 2,6	-10,2 ± 3,3
Amplitude de flexão (°)	23,8 ± 6,9	29,3 ± 7,3*
Ângulo do Joelho		
Valor inicial (°)	4,7 ± 5,3	5,9 ± 5,1
Menor valor no apoio (°)	-5,9 ± 4,4	-7,2 ± 5,4
Pico de flexão (°)	33,0 ± 9,5	40,3 ± 12,5*

* $p \leq 0,005$

Coleta Pré-treino no andar para frente (PRÉ AF); Coleta de transferência (PÓS AF).

As outras variáveis angulares de quadril e joelho não apresentaram alterações significativas.

4.3 VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS

As variáveis espaço temporais no AT não apresentaram alterações significativas segundo a ANOVA medidas repetidas, assim como no AF segundo o teste t pareado ($p > 0,05$). Nas tabelas a seguir estão as porcentagens de apoio e balanço assim como o comprimento do passo nas três etapas do AT (tabela 4) e nas duas etapas do AF (tabela 5).

Tabela 4: Resultado das médias e desvios padrão das variáveis espaço temporais dos participantes no andar para trás nas situações pré-treino, treino e pós-treino.

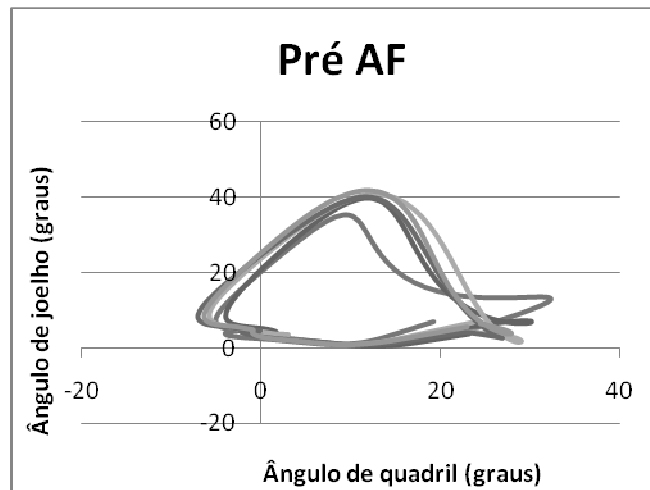
	Pré AT	EE	Pós AT
Espaço Temporais			
Primeiro duplo apoio (%)	26,9 ± 4,6	28,5 ± 5,7	26,9 ± 4,9
Apoio simples (%)	22,9 ± 4,8	20,8 ± 3,5	21,4 ± 5,3
Segundo duplo apoio (%)	18,5 ± 2,8	17,1 ± 3,5	17,7 ± 3,7
Balanço (%)	31,9 ± 3,0	33,7 ± 4,8	34 ± 4,39
Comprimento do passo (m)	0,28 ± 0,11	0,30 ± 0,11	0,28 ± 0,11

Tabela 5: Resultado das médias e desvios padrão das variáveis espaço temporais dos participantes no andar para frente nas situações antes (Pré AF) e após (Pós AF) o treino na esteira.

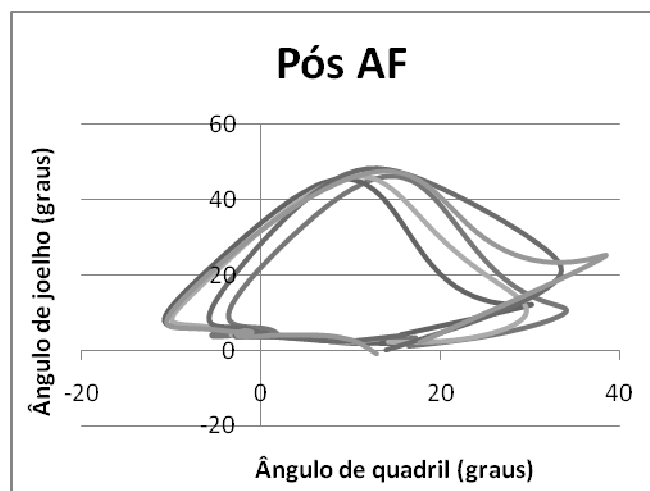
	Pré AF	Pós AF
Espaço Temporais		
Primeiro duplo apoio (%)	23,1 ± 2,7	22,9 ± 4,1
Apoio simples (%)	21,8 ± 4,3	22,7 ± 3,1
Segundo duplo apoio (%)	27,5 ± 5,8	26,2 ± 4,5
Balanço (%)	27,4 ± 2,9	28,3 ± 3,6
Comprimento do passo (m)	0,36 ± 0,11	0,37 ± 0,11

4.4 COORDENAÇÃO

A figura 23 apresenta os diagramas ângulo-ângulo (quadril e joelho) do andar para frente pré treinamento (PRÉ AF) e pós treinamento (PÓS AF) de um indivíduo (sujeito 7) representativo da média do dez indivíduos encontrada das variáveis ACC e r. No eixo horizontal estão os valores angulares do quadril durante todo o ciclo da marcha e no eixo vertical os valores angulares de joelho. Cada uma das curvas representa uma das cinco passadas analisadas do vídeo.



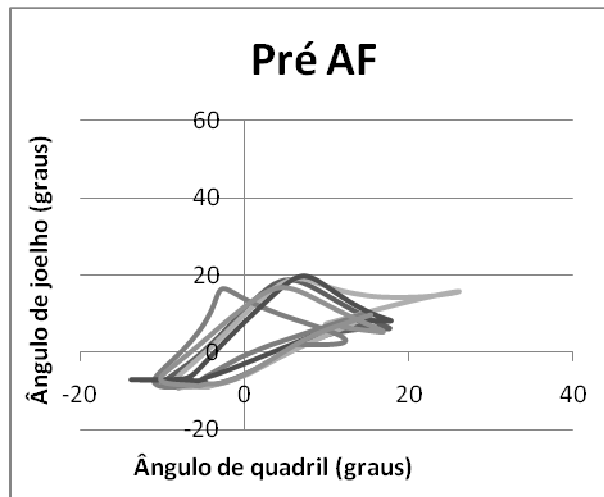
ACC = 0,90; r = 0,86



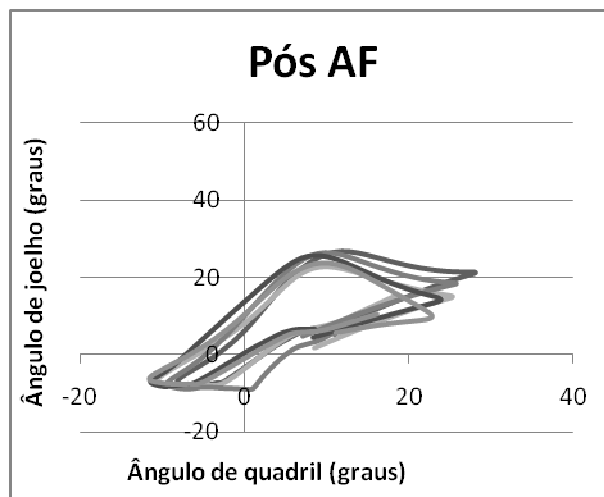
ACC = 0,91; r = 0,89

Figura 22: Diagrama ângulo-ângulo de um indivíduo que representa a média do ACC e do r. Pré AF- andar para frente antes do treino e Pós AF –andar para frente após o treino. No eixo x estão os valores angulares de quadril e no eixo y os valores angulares de joelho. O aumento dos valores dos ângulos nos eixos significa a flexão e a diminuição indica a extensão.

Na figura 24 estão os diagramas ângulo ângulo do indivíduo que mais aumentou o valor de ACC juntamente com o valor de r (sujeito 9).



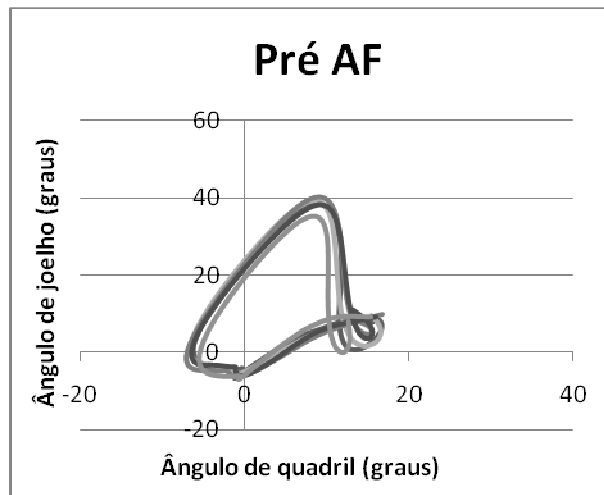
ACC=0,80 r=0,75



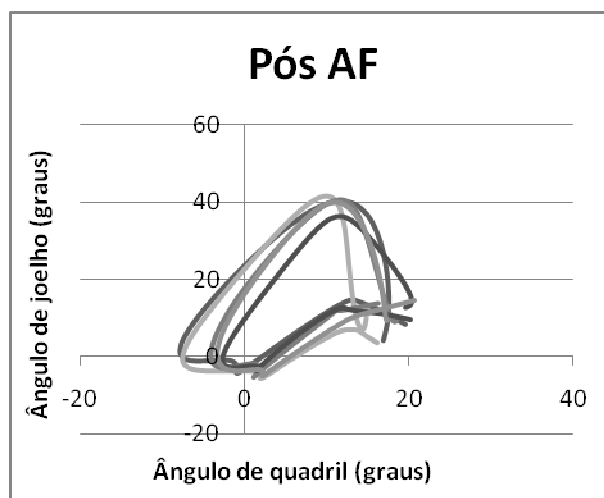
ACC=0,94 r=0,90

Figura 23: Diagrama ângulo-ângulo do indivíduo que obteve o maior aumento do ACC e do r. Pré AF- andar para frente antes do treino e Pós AF –andar para frente após o treino. No eixo x estão os valores angulares de quadril e no eixo y os valores angulares de joelho.

Na figura 25 estão os diagramas do indivíduo que teve a maior diminuição do valor do ACC juntamente com o r (sujeito 6).



ACC=0,92 r=0,86



ACC=0,80 r =0,71

Figura 24: Diagrama ângulo-ângulo do indivíduo que obteve o maior diminuição do ACC e do r. Pré AF- andar para frente antes do treino e Pós AF –andar para frente após o treino. No eixo x estão os valores angulares de quadril e no eixo y os valores angulares de joelho.

A tabela 6 apresenta os valores individuais de ACC e r Pré AF e Pós AF de cada um dos dez sujeitos assim como a média e o desvio padrão de todos eles. Os sujeitos estão ordenados do menos acometido para o mais acometido segundo a escala de Fugl-Meyer.

Tabela 6: Valores individuais, média e desvio padrão do ACC e r nas situações de andar para frente antes (Pré AF) e depois do treino (Pós AF).

	ACC		r	
	Pré AF	Pós AF	Pré AF	Pós AF
1	0,96	0,96	0,87	0,92
2	0,92	0,87	0,87	0,85
3	0,82	0,81	0,64	0,75
4	0,88	0,95	0,81	0,90
5	0,90	0,85	0,89	0,84
6	0,92	0,80	0,86	0,71
7	0,90	0,91	0,86	0,89
8	0,94	0,98	0,90	0,93
9	0,80	0,94	0,75	0,90
10	0,95	0,93	0,93	0,91
Média	0,90	0,90	0,84	0,86
(DP)	(0,05)	(0,06)	(0,08)	(0,08)

Não houve alteração significativa nos valores da coordenação segundo o teste t pareado realizado com os valores de ACC- Pré AF e Pós- AF ($p > 0,05$). Ainda na tabela 6 é possível observa a melhora do padrão de coordenação em quatro indivíduos (aumento médio de $0,06 \pm 0,04$ do ACC) que são os sujeitos 4,7,8 e 9, os mesmos que apresentaram uma boa consistência entre as tentativas aumentando também o valor de r (aumento médio de $0,07 \pm 0,05$). O sujeito 1 manteve o valor do ACC mas aumentou o valor de r. Os outros cinco sujeitos (2,3,6 e 10) tiveram uma diminuição no valor de ACC em média de $0,05 \pm 0,02$ assim como um aumento da variabilidade entre os ciclos (diminuição do valor de r em média $0,03 \pm 0,03$).

V. DISCUSSÃO

Este estudo objetivou avaliar os efeitos da FES associada a um curto treino AT na esteira em alterar o padrão do AF em indivíduos com hemiparesia. A discussão será dividida assim como os resultados em variáveis angulares e espaço temporais no andar para trás e para frente e coordenação no AF.

5.1 VARIÁVEIS ANGULARES

ANDAR PARA TRÁS

A máxima flexão de joelho no AT do membro inferior parético de indivíduos com hemiparesia na esteira foi estudado por Ovando (2010). Os resultados deste estudo mostram uma diferença de aproximadamente -10° comparativamente a média de sujeitos saudáveis pareados em sexo e idade. Neste mesmo estudo foi descrita a diferença entre a média da amplitude de flexão do quadril entre esses dois grupos em $3,3^{\circ}$ (menor nos sujeitos com hemiparesia). No presente estudo, durante a EE percebeu-se um aumento da média da máxima flexão de joelho no AT de 13° que se manteve em 10° após o período de repouso em indivíduos com hemiparesia. Já a amplitude de flexão do quadril não apresentou alteração após o FES combinado ao treino de AT na esteira. Nossos resultados sugerem que a diminuição do pico de flexão do joelho encontrada no membro inferior parético de indivíduos com hemiparesia pode ser reduzido com o uso da FES em isquiotibiais combinado ao treino de AT na esteira. Na literatura não foram encontrados estudos que descrevam a cinemática angular após treino de marcha para trás na esteira em sujeitos com hemiparesia.

ANDAR PARA FRENTE

No andar para frente, a máxima flexão do joelho no balanço de indivíduos com hemiparesia é menor quando comparada a sujeitos saudáveis (Olney, Griffin *et al.*, 1991; Olney, Griffin *et al.*, 1994; Teixeira-Salmela, Nadeau *et al.*, 2001; Chen, Patten *et al.*, 2005). Chen *et al.* (2005), em um estudo com seis indivíduos com hemiparesia, encontraram uma diferença de na 21° nos valores médios de máxima flexão do joelho no balanço comparada a sujeitos saudáveis. Nos resultados do presente estudo, a o pico de flexão do joelho no PÓS AF de apenas um dia, mostrou um aumento significativo de 7°. Resultados com ganhos semelhantes foram encontrados em estudos que aplicaram a toxina botulínica no reto femoral de pacientes com hemiparesia. No estudo de Robertson *et al.*(2009) os 10 participantes com hemiparesia crônica tiveram um aumento médio de 11° no pico de flexão do joelho durante a fase de balanço imediatamente após a aplicação do bloqueio anestésico. Os resultados permaneceram no primeiro mês com um aumento médio de 8° após a aplicação da toxina botulínica no reto femoral (flexão de joelho no balanço inicial de $27.4^{\circ} \pm 8.3^{\circ}$, após bloqueio anestésico = $38.2^{\circ} \pm 10.8^{\circ}$, após toxina botulínica = $35.0^{\circ} \pm 8.9^{\circ}$). No estudo de Stoquart *et al.* (2008) o aumento da flexão máxima do joelho foi em média de 5° para 19 pacientes (de $26^{\circ} \pm 13^{\circ}$ para $31^{\circ} \pm 14^{\circ}$) com diminuição da flexão do joelho avaliada dois meses depois da aplicação da toxina botulínica.

Em ambos os estudos com toxina botulínica citados o valor antes da intervenção do pico de flexão do joelho no balanço é menor do que no presente estudo ($33^{\circ} \pm 9,5$) que foi o que mais se aproximou dos valores de flexão do joelho em indivíduos saudáveis após o treino ($40,3^{\circ} \pm 12,5$). Esse menor valor inicial do pico de flexão do joelho no balanço pode ser devido ao grau de espasticidade dos participantes que eram caracterizados com marcha com joelho rígido (*stiff knee gait*). No estudo de Robertson

et al. (2009) a espasticidade avaliada pela escala de Ashworth modificada antes da intervenção com toxina botulínica variou entre 1 e 3 assim como no estudo de Stoquart et al. (2008) que teve média 3 no teste de Ely Duncan, já os participantes deste estudo tiveram avaliação entre 0 e 2 na mesma escala. Além disso, no presente estudo foi considerado critério de exclusão tônus maior que 2 e a diminuição maior que 30° graus para flexão do joelho com o quadril em extensão. Stoquart et al. (2008) também excluiu participantes com contratura de extensores de joelho e no estudo de Robertson et al. (2009) os participantes apresentaram diminuição de flexão passiva do joelho com o quadril em extensão variando entre 45° e 65°.

Quanto ao tempo de duração da FES e o local de sua aplicação, Kesar et al. (2009) avaliaram o efeito imediato de 40 segundos de estimulação caminhando na esteira em velocidade confortável em 12 adultos com hemiparesia em três situações diferentes: FES nos dorsiflexores e plantiflexores simultaneamente, apenas nos dorsiflexores e sem estimulação. Em seus resultados observou que os valores angulares de joelho diminuía mais com a FES apenas em dorsiflexores e os valores angulares de tornozelo se aproximavam dos valores de sujeitos saudáveis com as estimulações simultâneas (dorsiflexores na fase de balanço e plantiflexores nas fases de apoio terminal e pré balanço). Kesar e colaboradores (2010) estimulou eletricamente os dorsiflexores de 13 indivíduos por um período de 20 a 40 segundos em velocidade confortável na esteira e observou um aumento imediato da dorsiflexão em 2,9° e uma diminuição de 4° no pico de flexão de joelho no balanço. No presente estudo também ocorreram alterações imediatas ao uso da FES na variáveis angulares do quadril com o aumento da amplitude de flexão mesmo que a estimulação tenha sido nos flexores de joelho apenas.

Assim parece que essas alterações em variáveis angulares são dependentes do local da estimulação e podem ocorrer assim que a estimulação é iniciada. Nenhum

desses estudos citados acima avaliou a permanência dessas alterações nas variáveis angulares após a retirada do estímulo.

Em um estudo com 25 pacientes com hemiparesia (tempo desde o AVE de 2.4 ± 1.1 meses) divididos em grupo com FES em tibial anterior e grupo controle, Yavuzer et al (2006) avaliaram a cinemática da marcha. Com sessões de fisioterapia nos 5 dias da semana por quatro semanas para ambos os grupos, o grupo com FES recebeu além disso, apenas o estímulo por 10 minutos no tibial anterior e eram orientados a não realizarem a contração voluntária concomitante à FES. Não foram encontradas diferenças nos ângulos de tornozelo nem de joelho entre os grupos, ou antes e após tratamento. Yavuzer et. al. (2007) repetiram o protocolo com 30 pacientes porém dessa vez a FES do grupo intervenção durou 30 minutos e o grupo controle recebeu o mesmo tempo de terapia placebo. Mais uma vez os parâmetros angulares de tornozelo e joelho não tiveram diferença nem entre os grupos nem pré e pós intervenção.

Através dos resultados dos estudos apresentados por Yazuver em 2006 e em 2007 comparados aos resultados dos estudos, que como este, utilizaram a FES durante o treino de marcha (Kesar, 2009 e 2010), podemos atribuir os ganhos nos valores angulares à aplicação da FES durante o treino de marcha com movimentação ativa do membro estimulado e não apenas ao tempo de intervenção. Knutson (2010) também encontrou melhora de parâmetros cinemáticos do tornozelo de dois participantes que foram submetidos a eletroestimulação com intensidade proporcional ao grau de contração voluntária. (13° e 17° na fase de balanço), em treino de marcha com FES na esteira. Os ganhos desses dois participantes foram reavaliados e o grau de dorsiflexão foi mantido após 3 meses.

Além da movimentação ativa concomitante a FES no treino de marcha, parece que a cronicidade do paciente também pode ser um fator que influencia na alteração das variáveis angulares pois no presente estudo analisando os dados individuais 2 dos 3

pacientes que não obtiveram aumento significativo no pico de flexão do joelho foram os pacientes com maior cronicidade (72 e 180 meses).

Indivíduos saudáveis apresentam amplitude de flexão do quadril em torno de 30° (Perry, 2002), na avaliação pré treino do andar para frente (PRÉ-AF) os indivíduos participantes deste estudo tiveram média de 23,8° de amplitude de flexão de quadril. Enquanto que na avaliação do AF após um único treino de AT associado a eletro estimulação (PÓS-AF) essa média teve aumento significativo para 29,3, aproximando-se em muito da média descrita para sujeitos saudáveis.

5.2 VARIÁVEIS ESPAÇO TEMPORAIS

As porcentagens das fases de apoio e de balanço assim como o comprimento do passo não tiveram alteração significativa após um dia de treino de FES associado ao AT em ambas as direções da marcha. Entretanto, essas variáveis são comumente otimizadas em estudos de marcha associado à FES e em estudos de AT.

Bogotaj et al. (1995) utilizou corrente elétrica de multicanais em dorsiflexores, plantiflexores, isquiotibiais, quadríceps e glúteos durante 3 semanas. A estimulação dos isquiotibiais também foi feita durante o balanço, e observou que esta técnica promoveu benefícios nas variáveis espaço-temporais como velocidade da marcha, cadência e comprimento do passo e da passada. Lindquist et al. (2007) encontraram melhora da duração do ciclo, tempo de apoio, cadência e simetria após três semanas de treino na esteira com FES associado ao suporte parcial de peso. Em uma metanálise realizada em 2004 (Kottink, Oostendorp *et al.*, 2004), concluiu-se que o uso imediato da FES pode aumentar a velocidade de marcha em 0.13 m/s (0.07-0.2) ou 38% (22.18-53.8). Robbins e colaboradores realizaram outra metanálise em 2006 com 8 estudos que avaliaram a velocidade da marcha após terapia com FES, ou seja o efeito na velocidade da marcha

após a FES ter sido retirada. O resultado foi significativo a favor do treino com FES ($z=3.65$, $p<.01$). Cinco desses estudos também relatam melhora do tamanho do passo e cadência (Robbins, Houghton *et al.*, 2006).

Foi encontrado apenas um ensaio clínico randomizado que utilizou o treino de AT em adultos com hemiparesia (YANG *et al.* 2005). Neste estudo, Yang *et al.* (2005) utilizaram o treinamento de AT adicional ao da marcha para frente em vinte e cinco indivíduos hemiparéticos em solo por 3 semanas. Os resultados do estudo citado acima demonstraram um aumento no AF de vários parâmetros espaço temporais quando comparado com o grupo controle como no comprimento da passada (12,5%), na velocidade (34,7%), cadência (20,4%), índice de simetria (74,6%), além de redução de 20% na duração do ciclo da marcha. No presente estudo nenhum desses valores apresentaram alteração no PRÉ e PÓS AF. Além do tempo de tratamento que foi de três semanas no estudo de Yang e de apenas 20 minutos no presente estudo, a cronicidade da amostra também difere muito entre os dois estudos. Os 13 participantes do estudo de Yang *et al.* (2005) apresentaram cronicidade de $5,45 \pm 3,03$ meses enquanto que no presente estudo foi de $51,8 \pm 49,8$ meses.

Marden-Lokken (2006) realizou um estudo de caso onde o participante caminhou na esteira para trás por 30 minutos, três vezes por semana por seis semanas. Como resultado foi observado o aumento de 17% do comprimento do passo do lado acometido e diminuição da assimetria da marcha além de melhora 9% em testes clínicos como o de caminhada de 6 minutos.

Na literatura, tanto o treino na esteira com FES (Bogotaj, Gros *et al.*, 1995; Kottink, Oostendorp *et al.*, 2004; Robbins, Houghton *et al.*, 2006; Lindquist, Prado *et al.*, 2007) como o treino de AT (Yang, 2005; Marden-Lokken, 2006) mostraram ser efetivos na melhora dos parâmetros espaço-temporais, principalmente na velocidade de marcha do AF em pessoas com hemiparesia. No presente estudo tanto o treino como a

avaliações pré e pós AF foram realizadas na esteira com velocidade pré estabelecida por cada indivíduo como confortável. Este pode ser um dos motivos para não terem sido encontradas alterações significativas nos parâmetros espaço temporais, pois a velocidade da esteira foi sempre a mesma. Pohl et al (2002) já evidenciou a relação entre o aumento da velocidade da esteira e a melhora dos parâmetros espaço temporais da marcha. Em 2010 Ovando comparou as variáveis espaço-temporais em três velocidades diferentes no andar para trás (0,2; 0,3m/s e a máxima velocidade atingida por cada indivíduo) em indivíduos com hemiparesia na esteira e houve diferença significativa do comprimento da passada, velocidade da passada, cadência, duração do apoio e do balanço. Em relação ao comprimento da passada, este aumentou em 15% com o aumento da velocidade da esteira de 0,2 para 0,3 m/s e de 25% da velocidade 0,2 para a máxima atingida por cada indivíduo).

Sendo assim, acredita-se que para otimizar os parâmetros espaço temporais para indivíduos com hemiparesia em um treino com FES na esteira associado ao AT seria interessante aumentar a velocidade da esteira gradualmente durante o treino. Além disso, sugere-se também avaliar a velocidade de marcha no solo desses pacientes após a conclusão do período de treino.

5.3 COORDENAÇÃO

Barela e Barela (1997) propõem que uma maneira de examinar como as restrições influenciam o comportamento motor é verificar o grau de estabilidade dos padrões observados. Uma maior instabilidade no comportamento é indicativa de que o indivíduo está prestes a transitar para um novo padrão de coordenação ou de movimento.

Baseado então nessa teoria o treino de marcha para adultos com hemiparesia pode conter restrições que perturbem o padrão de coordenação até um ponto de saturação

capaz de emergir um novo comportamento. Nos resultados do presente estudo foi observada a melhora do padrão de coordenação em cinco indivíduos (aumento médio de $0,06 \pm 0,04$ do ACC e um deles com aumento do r), os mesmos que apresentaram uma boa consistência entre as tentativas aumentando também o valor de r (aumento médio de $0,07 \pm 0,05$). Os outros cinco sujeitos tiveram uma diminuição no valor de ACC em média de $0,05 \pm 0,02$ assim como um aumento da variabilidade entre os ciclos (diminuição do valor de r em média $0,03 \pm 0,03$). Uma das hipóteses para esse comportamento tão ambíguo pode ser que os cinco indivíduos que aumentaram a variabilidade e pioraram o padrão de coordenação sofreram influência da restrição imposta, no caso AT com FES, mas o tempo ou intensidade não foram suficientes para atingir o ponto de saturação e apresentarem um novo padrão coordenativo. Qualitativamente isto pode ser representado pelas figuras 24 e 25 que apresentam os diagramas ângulo ângulo do sujeito que mais aumentou os valores de ACC e r e do que mais diminuiu os mesmos valores respectivamente. Comparando o PRÉ e PÓS AF da figura 24 percebe-se um aumento dos valores angulares de joelho durante o balanço e uma diminuição na variabilidade entre as cinco tentativas no PÓS AF que refletiu então no aumento do valor de ACC. Já na figura 25, pode-se observar que não houve grande diferença nos ângulos do joelho durante o balanço e no PÓS AF existe um aumento da variabilidade entre as cinco tentativas desse participante, que levou a uma diminuição nos valores de ACC e r. É importante salientar que o indivíduo que apresenta o maior aumento do ACC foi o com menor cronicidade (8 meses) e os que diminuíram e aumentaram a variabilidade foram os pacientes mais crônicos. Com isso é possível que o tempo de treinamento tenha que ser maior para pacientes com mais tempo de AVE.

Já com um treino também na esteira com FES por um período maior (12 semanas), Daly e colaboradores (2007), encontraram uma diferença significativa do ACC antes e após o treino em sujeitos com hemiparesia com tempo após o AVE entre 1

e 2 anos (de $0,81 \pm 0,08$ para $0,87 \pm 0,07$ com $p=0,03$). É importante ressaltar que neste estudo, tanto os parâmetros da FES como a velocidade da esteira foram ajustados durante o treinamento. Ainda foi observada nesse mesmo estudo uma correlação positiva do ACC com a velocidade de marcha mensurada através do teste de caminhada de 6 minutos ($r=0,70$).

Em 2009 Lewek e colaboradores encontraram melhora significativa da média do ACC (de $0,80 \pm 0,12$ para $0,84 \pm 0,09$) de 19 indivíduos com hemiparesia pós AVE após treino de marcha assistido pela terapeuta por 4 semanas ($p=0,02$). Além disso, altas velocidades de marcha foram significativamente associados com maiores valores de ACC ($r=0,785$, $p < 0,001$) (Lewek, Cruz *et al.*, 2009).

Os resultados de Daly (2007) e Lewek (2009) comparados ao do presente estudo sugerem que o tempo de treinamento, a intensidade da FES e a velocidade da esteira são fatores determinantes na melhora do padrão de coordenação da marcha de indivíduos com hemiparesia. Além disso, existe uma discussão sobre a grande influência do r no valor do ACC, ou seja, alguns autores (Patten, Gonzalez-Rothi *et al.*, 2009) acreditam que o ACC caracteriza a coerência da coordenação intra-membro ao invés da coordenação real, pois seu valor é baseado também na variabilidade entre os ciclos (Patten, Gonzalez-Rothi *et al.*, 2009). Já os autores originais acreditam que o ACC mede a qualidade do padrão de coordenação e o r a variabilidade do mesmo (Field-Fote e Tepavac, 2002). Ainda como crítica a essa técnica de mensuração, Patten e colaboradores apontam que em trabalhos anteriores (Field-Fote e Tepavac, 2002; Daly, Sng *et al.*, 2007) foi relatado que o ACC varia entre 0,94 e 0,97 em participantes sem deficiência. Assim, a consistência perfeita (ou seja, o $ACC = 1.0$) não é observada nem mesmo no movimento normal e não pode ser considerado um objetivo adequado de reabilitação da marcha. Como o ACC ainda não foi utilizado amplamente nos estudos

de reabilitação, existem poucos dados disponíveis para ajudar na interpretação acerca do significado da uma mudança na magnitude do ACC.

Com relação aos resultados do presente estudo, sugerimos que para estudos de novas intervenções para melhora do padrão locomotor como a associação da FES com o AT, o ACC assim como o r podem ser boas medidas para a influência na estabilidade do padrão locomotor, indicando se o sistema está ou não seguindo em direção a um novo padrão de comportamento. Desta forma mesmo sem apresentar diferenças significativas, o ACC e o r podem ser boas referências na tomada de decisão de realizar ou não um ensaio clínico randomizado de maior duração.

VI. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados indicam que a associação entre esteira, AT e FES pode ser um método eficaz para melhora das variáveis angulares de joelho em indivíduos com hemiparesia. É possível que o treinamento possa ser otimizado com o aumento gradual da velocidade da esteira assim como da intensidade do estímulo. As variáveis espaço-temporais devem ser reavaliadas após um período maior de intervenção e em solo.

O padrão de coordenação intra membro parece sofrer influência desse método de intervenção, aumentando a sua variabilidade em alguns casos. São necessários mais estudos com esse método de mensuração da coordenação para que a sua efetividade seja comprovada.

Ainda devem ser avaliados os efeitos no padrão locomotor no solo de um treinamento de maior duração de FES associado ao AT.

VII. BIBLIOGRAFIA

AJEMIAN, R.; BULLOCK, D.; GROSSBERG, S. Kinematic coordinates in which motor cortical cells encode movement direction. **J Neurophysiol**, v. 84, n. 5, p. 2191-203, Nov 2000.

BARELA, A. M. F.; BARELA, J. A. Restrições Ambientais no Arremesso de Ombro. . **Motriz**, v. 3, n. 2, p. 65-72, 1997.

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

BAYAT, R.; BARBEAU, H.; LAMONTAGNE, A. Speed and temporal-diapoi adaptations during treadmill and overground walking following stroke. . **Neurorehabil Neural Repair** ., v. 19, p. 115-124, 2005.

BOGATAJ, U. et al. Restoration of gait during two to three weeks of therapy with multichannel electrical stimulation. **Phys Ther**, v. 69, n. 5, p. 319-27, May 1989.

BOGOTAJ, U. et al. The rehabilitation of gait in patients with hemiplegia: A comparison between conventional therapy and multichannel functional electrical stimulation therapy. **Phys Ther**, p. 490-502, 1995.

BOHANNON, R. W.; SMITH, M. B. Interrater Reliability of a modified ashworth spastic scale os muscle spasticity. . **Phys Ther** v. 67, p. 206-7, 1987.

BORGHESE, N. A.; BIANCHI, L.; LACQUANITI, F. Kinematic determinants of human locomotion. **J Physiol**, v. 494 (Pt 3), p. 863-79, Aug 1 1996.

BRANDSTATER, M. E. et al. Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 64, n. 12, p. 583-7, Dec 1983.

BURRIDGE, J. H.; LADOUCEUR, M. Clinical and Therapeutic Applications of Neuromuscular Stimulation: A review of current use and speculation into future developments. **Neuromodulation**, v. 4, n. 4, p. 147-154, 2001.

BURRIDGE, J. H.; SWAIN, I. D.; TAYLOR, P. N. Functional electrical stimulation, a review of the literature published on common peroneal nerve stimulation for the correction of dropped foot. **Rev Clin Cerontol** v. 8, p. 155-61, 1998.

CAMERON, M. H. **Physical Agents in Rehabilitation – from research to practice**. . 2. Missouri: Saunders, 2003.

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

- CHAE, J. et al. Intramuscular electromyographically controlled neuromuscular electrical stimulation for ankle dorsiflexion recovery in chronic hemiplegia. . **Am. J. Phys. Med. Rehabilitation**, v. 80, p. 842-847, 2001.
- CHAE, J.; YU, D. A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia. **Assist Technol**, v. 12, n. 1, p. 33-49, 2000.
- CHEN, C. L. et al. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 12, p. 925-35, Dec 2003.
- CHEN, G. et al. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait & Posture**, v. 22, p. 51-56, 2005.
- CLARK, J. E.; TRULY, T.; PHILLIPS, S. J. **A dynamical systems approach to understanding the development of lower limb coordination in locomotion**. Dordrecht: The Netherlands: Kluwer Academic Publishers, 1990.
- COURTINE, G. et al. Kinematic and EMG determinants in quadrupedal locomotion of a non-human primate (Rhesus). **J Neurophysiol**, v. 93, n. 6, p. 3127-45, Jun 2005.
- COURTINE, G.; SCHIEPPATI, M. Tuning of a basic coordination pattern constructs straight-ahead and curved walking in humans. . **J Neurophysiol**, v. 91, p. 1524 - 1533, 2004.
- DAFFERTSHOFER, A. et al. PCA in studying coordination and variability: a tutorial. **Clin Biomech (Bristol, Avon)**, v. 19, n. 4, p. 415-28, May 2004.
- DALY, J. J. Response of gait deficits to neuromuscular electrical stimulation for stroke survivors. **Expert Rev Neurother**, v. 6, n. 10, p. 1511-22, Oct 2006.
- DALY, J. J. et al. Therapeutic neural effects of electrical stimulation. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 4, n. 4, p. 218-30, Dec 1996.
- DALY, J. J.; RUFF, R. L. Feasibility of combining multi-channel functional neuromuscular stimulation with weight-supported treadmill training. **J Neurol Sci**, v. 225, n. 1-2, p. 105-15, Oct 15 2004.
- DALY, J. J. et al. Intra-limb coordination deficit in stroke survivors and response to treatment. **Gait Posture**, v. 25, n. 3, p. 412-8, Mar 2007.
- DAS, S.; LAZAREWICZ, M.; FINKEL, L. H. Principal component analysis of temporal and spatial information for human gait recognition. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 6, p. 4568-71, 2004.
- DE QUERVAIN, I. A. et al. Gait pattern in the early recovery period after stroke. **J Bone Joint Surg Am**, v. 78, n. 10, p. 1506-14, Oct 1996.

DEAN, C. M.; RICHARDS, C. L.; MALOUIN, F. Walking speed over 10 metres overestimates locomotor capacity after stroke. **Clin Rehabil**, v. 15, n. 4, p. 415-21, Aug 2001.

DONKER, S. F.; DAFFERTSHOFER, A.; BEEK, P. J. Effects of velocity and limb loading on the coordination between limb movements during walking. **Mot Behav.**, v. 37, p. 217 - 230, 2005.

DUNCAN, P. W.; PROPST, M.; NELSON, S. G. Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. **Phys Ther**, v. 63, n. 10, p. 1606-10, Oct 1983.

DUYSENS, J. et al. Backward and forward walking use different patterns of phase-dependent modulation of cutaneous reflexes in humans. **J Neurophysiol** v. 76, p. 301–310, 1996.

EARHART, G. M. et al. Forward versus backward walking: transfer of podokinetic adaptation. **J Neurophysiol**, v. 86, n. 4, p. 1666-70, Oct 2001.

FIELD-FOTE, E. Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 818-24, 2001.

FIELD-FOTE, E. C.; TEPAVAC, D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. **Phys Ther**, v. 82, n. 7, p. 707-15, Jul 2002.

FREEMAN, H. **A technique for the classification and recognition of geometric patterns**. Namur: In Proceedings of the 3rd International Congress on Cybernetics., 1961.

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

GOLDBERG, S. R. et al. Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait. **Journal of Biomechanics** v. 39, p. 689-698, 2006.

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

GRILLNER, S. Control of Locomotion in bipeds, tetrapods and fish. **Motor Control**, v. 2, p. 1179-1236, 1981.

GUIRRO, E.; GUIRRO, R. **Fisioterapia dermatofuncional: fundamentos, recursos e patologias**. São Paulo: Manole, 2002.

HAMILL, J.; HADDAD, J. M.; MCDERMOTT, W. J. Issues in Quantifying Variability From a Dynamical Systems Perspective. **Journal Of Applied Biomechanics** v. 16, p. 407-418, 2000.

HARRIS-LOVE, M. L. et al. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 15, n. 2, p. 105-12, 2001.

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

HESSE, S. et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic subjects. . **Stroke**, v. 26, p. 976 -981, 1995.

HICHEUR, H.; TEREKHOV, A. V.; BERTHOZ, A. Intersegmental coordination during human locomotion: does planarcovariation of elevation angles reflect central constraints? **J Neurophysiol** v. 96, p. 1406 -14019, 2006.

HIKOSAKA, O. et al. Learning of sequential movements in monkey process of learning and retention of memory **Journal of Neurophysiology**, v. 74, p. 1652 -1661, 1995.

HOLDEN, M. K. Clinical gait assessment in the neurologically impaired: reliability and meaningfulness. **Phys Ther.**, v. 64, p. 35-49, 1984.

IVANENKO, Y. P. et al. On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion. **J Neurophysiol**, v. 99, n. 4, p. 1890-8, Apr 2008.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Princípios da Neurociências**. 4. Barueri: Ed. Manole, 2003.

KEENAN, M. A.; PERRY, J.; JORDAN, C. Factors Affecting Balance and Ambulation Following Stroke. **Clin Orthop.**, v. 182, p. 165-171, 1984.

KELSO, J. A. S. **Dynamic patterns: The self-organization of brain and behavior**. Massachusetts Institute of Technology 1995.

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

KENNEY, L. et al. An Implantable Two Channel Drop Foot Stimulator: Initial Clinical Results. **Artificial Organs**, v. 26, n. 3, p. 267-270, 2002.

KESAR, T. M. et al. Novel Patterns of Functional Electrical Stimulation Have an Immediate Effect on Dorsiflexor Muscle Function During Gait for People Poststroke. **Phys Ther**, v. 90, n. 1, p. 55-66, 2010.

_____. Functional electrical stimulation of ankle plantarflexor and dorsiflexor muscles: effects on poststroke gait. **Stroke**, v. 40, n. 12, p. 3821-7, Dec 2009.

KIM, Y. H. et al. Plastic changes of motor network after constraint-induced movement therapy. **Yonsei Med J**, v. 45, n. 2, p. 241-6, Apr 30 2004.

KITCHEN, S.; BAZIN, S. **Eletroterapia de Clayton**. 10. São Paulo: Editora Manole, 1998

KNUTSON, J. S.; CHAE, J. A novel neuromuscular electrical stimulation treatment for recovery of ankle dorsiflexion in chronic hemiplegia: a case series pilot study. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 89, n. 8, p. 672-82, Aug 2010.

KNUTSSON, E.; RICHARDS, C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. **Brain**, v. 102, n. 2, p. 405 - 430, 1979.

KOTTINK, A. I. et al. Therapeutic effect of an implantable peroneal nerve stimulator in subjects with chronic stroke and footdrop: a randomized controlled trial. **Phys Ther**, v. 88, n. 4, p. 437-48, Apr 2008.

_____. The orthotic effect of functional electrical stimulation on the improvement of walking in stroke patients with a dropped foot: a systematic review. **Artif Organs**, v. 28, n. 6, p. 577-86, Jun 2004.

KWAKKEL, G.; WAGENAAR, R. C. Effect of duration of upper- and lower-extremity rehabilitation sessions and walking speed on recovery of interlimb coordination in hemiplegic gait. **Phys Ther**, v. 82, n. 5, p. 432-48, May 2002.

LACQUANITI, F.; R., G.; ZAGO, M. Motor Patterns in Walking News. . **Physiol. Sci.**, v. 14, p. 168 - 174, 1999.

LAFRENIERE-ROULA, M.; MCCREA, D. A. Deletions of rhythmic motoneuron activity during fictive locomotion and scratch provide clues to the organization of the mammalian central pattern generator. **J Neurophysiol**, v. 94, n. 2, p. 1120-32, Aug 2005.

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.

LAMONTAGNE, A.; FUNG, J. Faster Is Better Implications for Speed-Intensive Gait Training After Stroke **Stroke**, v. 35, p. 2543 - 2548, 2004.

LAUFER , Y. Effect of age on characteristics of forward and backward gait at preferred and accelerated walking speed. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci** v. 60, n. 5, p. 627 - 632, 2005.

LEHMKUHL, L. D.; SMITH, L. K. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Ed. Manole, 1987.

LEWEK, M. D. et al. Allowing intralimb kinematic variability during locomotor training poststroke improves kinematic consistency: a subgroup analysis from a randomized clinical trial. **Phys Ther**, v. 89, n. 8, p. 829-39, Aug 2009.

LIEBERSON, W. T. et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 42, p. 101-5, Feb 1961.

LIN, S. I. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 86, n. 2, p. 197-203, Feb 2005.

LINDQUIST, A. R. et al. Gait training combining partial body-weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on poststroke gait. **Phys Ther**, v. 87, n. 9, p. 1144-54, Sep 2007.

LINDQUIST, A. R. R. et al. A Influência da Estimulação Elétrica Funcional Associada ao Treinamento em Esteira com Suporte Parcial de Peso na Marcha de Hemiplégicos. **Rev Bras de Fisio**, v. 9, p. 109-112, 2005.

MACHADO, A. **Neuroanatomia Funcional**. 2. São Paulo: Editora Atheneu 1993.

MAKI, T. et al. ESTUDO DE CONFIABILIDADE DA APLICAÇÃO DA ESCALA DE FUGL-MEYER NO BRASIL. **Rev. bras. fisioter.**, v. 10, n. 2, p. 177-83, 2006.

MARDEN-LOKKEN, S. M. Effects of Backward Walking Training on Neuromuscular Efficiency in Gait in An Individual Post-Stroke. **Journal of Neurologic Physical Ther**, v. 30, n. 4, p. 213, 2006.

MARQUES, A. P. **Manual de Goniometria** São Paulo Ed Manole. , 1997.

MATSUSHIMA, T.; GRILLNER, S. Neural mechanisms of intersegmental coordination in lamprey: local excitability changes modify the phase coupling along the spinal cord. **J Neurophysiol**, v. 67, n. 2, p. 373-88, Feb 1992.

MIZRAHI, J. et al. Variation of time-distance parameters of the stride as related to clinical gait improvement in hemiplegics. **Scand Journal Rehabilitation Medical.**, v. 14, p. 133-140, 1982.

MORAES, R.; LEWIS, M. A.; PATLA, A. E. Strategies and determinants for selection of alternate foot placement during human locomotion: influence of spatial and temporal constraint. **Exp Brain Res**, v. 159, p. 1 - 13, 2004.

MORTIN, L. I.; STEIN, P. S. Spinal cord segments containing key elements of the central pattern generators for three forms of scratch reflex in the turtle. **J Neurosci**, v. 9, n. 7, p. 2285-96, Jul 1989.

NAKAMURA, R. et al. The relationship between walking speed and muscle strength for knee extension in hemiparetic stroke patients: a follow-up study. **Tohoku J Exp Med.**, v. 154, n. 2, p. 111-113, 1988.

NELSON, R. M.; HAYES, K. W.; CURRIER, D. P. **Eletroterapia Clínica**. São Paulo: Editora Manole, 2003.

NUNES, L. C. B. G. **Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos** 2004. ((Mestre em Engenharia Elétrica. Área de Concentração: Engenharia Biomédica)). Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas., Campinas.

O'KEEFFE, D. T.; LYONS, G. M. A versatile drop foot stimulator for research applications. **Med Eng Phys**, v. 24, n. 3, p. 237-42, Apr 2002.

OLNEY, S. J.; GRIFFIN, M. P.; MCBRIDE, I. D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. **Phys Ther**, v. 74, n. 9, p. 872-85, Sep 1994.

OLNEY, S. J. et al. Word and power in gait of stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, p. 309-314, 1991.

OVANDO, A. C. **Efeito da velocidade da esteira sobre o padrão locomotor, frequência cardíaca e percepção de esforço subjetiva durante o andar para trás em indivíduos com hemiparesia**. 2010. (Mestrado em Ciências do Movimento Humano.). Centro de Ciências da Saúde e do Esporte - CEFID, Universidade do Estado de Santa Catarina., Florianópolis.

PATTEN, C. et al. Invited Commentary. **Phys Ther**, v. 89, n. 8, p. e7-8, Aug 2009.

PERRY, J. **Gait analysis: normal and pathological function**. Throfare: SLACK,, 1992. .

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

RICHARDSON, R. J. **Pesquisa social: métodos e técnicas**. São Paulo: Atlas, 1999.

RILEY, P. O.; DELLA CROCE, U.; KERRIGAN, D. C. Propulsive adaptation to changing gait speed. **J Biomech**, v. 34, n. 2, p. 197-202, Feb 2001.

ROBBINS, S. M. et al. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, n. 6, p. 853-9, Jun 2006.

ROBERTSON, J. V. et al. Relevance of botulinum toxin injection and nerve block of rectus femoris to kinematic and functional parameters of stiff knee gait in hemiplegic adults. **Gait Posture**, v. 29, n. 1, p. 108-12, Jan 2009.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia Clínica – Eletroterapia e teste eletrofisiológico**. 2. Porto Alegre: Editora Artmed, 2001.

ROSEN, R. **Dynamical system theory in biology: stability theory and its application.** . New York: Wiley, 1970.

ROTH, E. J. et al. HEMIPLEGIC GAIT: Relationships Between Walking Speed and Other Temporal Parameters. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 76, n. 2, p. 128 - 133, 1997.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation and rehabilitation- an hipotesis. **Medical engineering & Physics**, v. 25, p. 75-78, 2003.

SAID, C. M. et al. Obstacle crossing in subjects with stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, p. 1054-1059, 1999.

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

SCHNEIDER, C.; LAVOIE, B. A.; CAPADAY, C. On the origin of the soleus H-reflex modulation pattern during human walking and its task-dependent differences. **J Neurophysiol**, v. 83, n. 5, p. 2881-90, May 2000.

SCHOLZ, J. P. Dynamic Pattern Theory – Some Implications for Therapeutics. **Phys Ther.** , v. 70, p. 827 - 843, 1990.

SEGURA, M. S. P. **O andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso.** . 2005. 150 (Dissertação (Mestrado em Motricidade)). Instituto de biociência., Universidade Estadual Paulista. , Rio Claro.

SMITH, G. V. et al. Functional MRI determination of a dose-response relationship to lower extremity neuromuscular electrical stimulation in healthy subjects. **Exp Brain Res**, v. 150, n. 1, p. 33-9, May 2003.

SMITH, J. L.; CARLSON-KUHTA, P.; TRANK, T. V. Motor patterns for different forms of walking: cues for the locomotor central pattern generator. **Ann N Y Acad Sci**, v. 860, p. 452-5, Nov 16 1998.

SOBRINHO, J. B. R. **Hemiplegia: reabilitação.** São Paulo: Atheneu., 1992.

SOETANTO, D.; KIIO, C.; BABIC, D. Stabilization of human standing posture using functional neuromuscular stimulation. **J Biomech.**, v. 34, p. 1590-1597, 2001.

STOQUART, G. G. et al. Effect of botulinum toxin injection in the rectus femoris on stiff-knee gait in people with stroke: a prospective observational study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, n. 1, p. 56-61, Jan 2008.

SUNG, D. H.; BANG, H. J. Motor branch block of the rectus femoris: its effectiveness in stiff-legged gait in spastic paresis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, n. 7, p. 910-5, Jul 2000.

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

TEPAVAC, D.; FIELD-FOTE, E. C. Vector coding: a technique for quantification of intersegmental coupling in multicyclic behaviors. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 17, p. 259 - 270, 2001.

THOMAS, J. S.; CORCOS, D. M.; HASAN, Z. Kinematic and kinetic constraints on arm, trunk, and leg segments in target-reaching movements. **J Neurophysiol**, v. 93, n. 1, p. 352-64, Jan 2005.

THORSTENSSON, A. How is the normal locomotor program modified to produce backward walking? **Exp Brain Res.**, v. 61, p. 664 - 668, 1986.

TONG, R. K. Y. et al. Gait Training of Patients After Stroke Using an Electromechanical Gait Trainer Combined With Simultaneous Functional Electrical Stimulation. **Phys Ther.**, v. 86, n. 9, p. 1286 - 1294, 2006.

TRANK, T. V.; CHEN, C.; SMITH, J. L. Forms of forward quadrupedal locomotion. I. A comparison of posture, hindlimb kinematics, and motor patterns for normal and crouched walking. **J Neurophysiol**, v. 76, n. 4, p. 2316-26, Oct 1996.

TROJE, N. F. Decomposing biological motion: a framework for analysis and synthesis of human gait patterns. **J Vis**, v. 2, n. 5, p. 371-87, 2002.

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

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

VILLAR, F. A. S. **Avaliação da capacidade de aferir torque voluntários da cadeira de bonnet adaptada e comparação de torques gerados por dois tipos de estimulação elétrica neuromuscular.** Congresso Brasileiro de Biomecânica: Anais. 7: 465 - 472 p. 1997.

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

WATERS, R. L.; MCNEAL, D.; PERRY, J. Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve. **J Bone Joint Surg Am**, v. 57, n. 8, p. 1047-54, Dec 1975.

WEEKS, D. J.; CHUA, R.; ELLIOT, D. **Perceptual-motor behavior in Down syndrome.** Champaign: Human Kinetics, 2000.

WHITING, W. C.; ZERNICKE, R. F. Correlation of movement patterns via pattern recognition. **J Mot Behav**, v. 14, n. 2, p. 135-42, Jun 1982.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. University of Waterloo Press, 1991.

YAN, T.; HUI-CHAN, C. W. Y.; LI, L. S. D. Functional Electrical Stimulation Improves Motor Recovery of the Lower Extremity and Walking Ability of Subjects With First Acute Stroke. A Randomized Placebo-Controlled Trial. **Stroke**, v. 36, p. 80-85, 2005.


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.

YAVUZER, G. et al. Neuromuscular electric stimulation effect on lower-extremity motor recovery and gait kinematics of patients with stroke: a randomized controlled trial. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, n. 4, p. 536-40, Apr 2006.

_____. Effect of sensory-amplitude electric stimulation on motor recovery and gait kinematics after stroke: a randomized controlled study. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n. 6, p. 710-4, Jun 2007.

ANEXOS

Anexo I

	<p>UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO – PROPPG</p> <p>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA</p> <p>EM SERES HUMANOS - CEP SH</p>
---	--

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: “Efeito imediato do treino de andar para trás na esteira com eletro-estimulação no padrão locomotor de pessoas com hemiparesia.”

O(a) senhor(a) está sendo convidado a participar de um estudo que fará uma entrevista com dados pessoais, avaliação física e filmagem com objetivo de avaliar a resposta a um treinamento de 25 minutos andando para trás na esteira com um aparelho de eletro estimulação nos flexores de joelho. Serão previamente marcados a data e horário para avaliação e treinamento, utilizando a esteira, filmadora e eletro estimulador portátil. Estas medidas serão realizadas no CEFID/UDESC. Não é obrigatório responder a todas as perguntas.

Os riscos destes procedimentos serão mínimos por envolver medições não-invasivas.

A sua identidade será preservada, pois cada indivíduo será identificado por um número.

Os benefícios e vantagens em participar deste estudo serão o possível impacto positivo na locomoção e a possibilidade de aumentar a independência no dia a dia. Caso os benefícios de um dia de treino sejam comprovados, seria interessante então realizar uma pesquisa que avalie o efeito do treino por um número maior de dias para que com a repetição da tarefa, esses benefícios possam possivelmente ser mantidos por um maior período de tempo.

As pessoas que estarão acompanhando serão estudantes de graduação e mestrado (Natalia Duarte Pereira, mestranda) e um professor responsável (Stella Maris Michaelsen).

O(a) senhor(a) poderá se retirar do estudo a qualquer momento.

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

Agradecemos a vossa participação e colaboração.

PESSOA PARA CONTATO
Stella Maris Michaelsen

NÚMERO DO TELEFONE (48) 3211 8789
ENDEREÇO Rua Pascoal Simone, 358 Coqueiros

Anexo II

Fugl Meyer (FUGL-MEYER et al, 1975)

AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MOTORA

TESTE DE
FUGL-MEYER

Parte II - Membro Inferior

Identificação

Nome:

Data:

Sessão: 1 2 3 4

Lado acometido: Esquerdo Direito

I. Atividade Reflexa

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

0: Ausência de reflexos;

2: Presença de reflexos.

II. Sinergias de Flexão

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

0: Nenhum movimento;
1: Movimento parcialmente realizado;
2: Movimento normal.

Extensão

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

0: Nenhum movimento;

1: Movimento com pequena resistência;

2: Movimento comparável ao lado bom.

14

0 1 2

III. Movimentos combinando a sinergia de flexão e de extensão

a. Flexão do joelho além de 90° 0 1 2

- 0: Nenhum movimento
- 1: Movimento parcial (até 90°)
- 2: Movimento normal (além de 90°)

b. Dorsi-flexão do tornozelo 0 1 2

- 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 1 2

- 0: Nenhum movimento
- 1: Movimento parcial (amplitude parcial e/ou coxo-femoral flexiona)
- 2: Movimento normal

b. Dorsi-flexão do tornozelo 0 1 2

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

Total

0 1 2

V. Atividade Reflexa Normal

Aquileo, rotuliano e flexores do joelho 0 1 2

- 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-joelho lado oposto, 5 vezes)

a. Tempo para 5 repetições Esquerda Direita

b. Tremor 0 1 2

c. Dismetria 0 1 2

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

d. Velocidade 0 1 2

- 0: 6 segundos a mais do que no lado não afetado
- 1: 2 _ 5 segundos a mais do que no lado não afetado
- 2: < 2 segundos de diferença

Total

Grande total

34

Anexo III

Ashworth Modificada (BOHANNON & SMITH, 1987)

- 0 - Nenhum aumento no tônus
- 1- Leve aumento do tônus muscular no final da ADM.
- 1+ - Leve aumento do tônus muscular em menos da metade da ADM
- 2 - Aumento marcante do tônus muscular durante a maior parte da ADM
- 3 - Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil
- 4 - Parte afetada rígida em flexão ou extensão

Anexo IV

Teste de Força Muscular (KENDAL, 1995)

- 0 -Nula: ausência de contração
- 1 -Traço: há uma leve contração porém incapaz de produzir movimento
- 2 -Fraco: há movimento somente na ausência da gravidade
- 3 -Regular: consegue realizar movimento vencendo a gravidade
- 4 -Bom: consegue realizar movimento vencendo a gravidade e também uma resistência externa moderada
- 5 -Normal: consegue realizar movimento superando uma forte resistência

Apêndice I

Ficha de Identificação

Nome: _____

Sexo: _____ Peso: _____ Altura: _____

Data de Nascimento: _____

Lateralidade: _____ Lado acometido: _____

Diagnóstico médico: _____

Data do AVE: _____ Órteses: _____

Data da avaliação: _____ Contato: _____

Avaliador: _____

Apêndice II

Avaliação Clínica

Fugl Meyer de MI	_____ pontos		
Velocidade de marcha	Confortável	Rápida	
	_____ m/s	_____ m/s	
Tônus de plantiflexores	Joelho em extensão	Joelho em flexão	
	Ashworth: _____	Ashworth: _____	
Força Muscular	Direito	Esquerdo	
Dorsiflexores			
Flexores joelho			
Extensores joelho			
Glúteos			
Flexores de quadril			
Plantiflexores			
Teste de Thomas	Positivo	Negativo	
	_____ graus		
Amplitude articular do joelho		Direito	Esquerdo
	Flexão		
	Extensão		
	Flexão com quadril em extensão		
Teste de Ely Duncan	Positivo	Negativo	
	Ashworth: _____		

Apêndice III

Velocidade de Marcha - Teste de 10 metros (SALBACH et al, 2001)

Confortável-Tempo: _____ segundos Velocidade = 10/ Tempo : _____ m/s

Tempo: _____ segundos

Tempo: _____ segundos

Rápida- Tempo: _____ segundos Velocidade = 10/ Tempo : _____ m/s

Tempo: _____ segundos

Tempo: _____ segundos