



# EFEITOS DE UMA INTERVENÇÃO CINESIOTERAPÊUTICA E ELETROTERRAPÊUTICA NA CINEMÁTICA DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS

*Effects of a single intervention of kinesitherapy associated with FES  
on gait kinematics of hemiparetic individuals*

Richard Wagner Züge<sup>[a]</sup>, Elisangela Ferretti Manffra<sup>[b]</sup>

<sup>[a]</sup> Professor do Curso de Fisioterapia do CESCAGE, Ponta Grossa, PR - Brasil, e-mail: richardfisioterapia@hotmail.com

<sup>[b]</sup> Professora do Programa de Pós-Graduação em Tecnologia em Saúde da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Curitiba, PR - Brasil, e-mail: elisangela.manffra@pucpr.br

---

## Resumo

**INTRODUÇÃO:** O treino da marcha é um dos objetivos mais importantes e complexos na reabilitação do Acidente Vascular Encefálico para o qual são aplicadas cinesioterapia e estimulação elétrica. Porém, na realidade clínica, a análise da marcha é realizada qualitativamente, sem recursos que forneçam parâmetros objetivos sobre os efeitos das intervenções. **OBJETIVO:** Avaliar os efeitos de um único atendimento cinesioterapêutico e eletrotterapêutico na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. **MÉTODOS:** Nove voluntários com hemiparesia secundária à AVE, em fase crônica, tiveram marcadores adesivos posicionados em pontos anatômicos e foram filmados simultaneamente com duas câmeras posicionadas em cada lado do seu corpo, enquanto caminhavam a uma velocidade de sua escolha. Os parâmetros da marcha foram obtidos a partir de um modelo bidimensional de quatro segmentos. A intervenção fisioterapêutica foi composta por mobilizações e alongamentos musculares de membros inferiores e estimulação elétrica funcional, em músculo tibial anterior do hemicorpo parético. **RESULTADOS:** Os parâmetros da marcha que sofreram alterações, foram as amplitudes de movimento dos joelhos parético (de  $60,66 \pm 8,66$  para  $62,44 \pm 8,15$  graus) e não parético (de  $39,54 \pm 15,40$  para  $43,61 \pm 18,13$  graus), o comprimento do passo do lado não parético (de  $0,28 \pm 0,13$  para  $0,31 \pm 0,12$  m) e a velocidade da marcha (de  $0,40 \pm 0,16$  para  $0,44 \pm 0,14$  m/s). **CONCLUSÃO:** O método de análise de marcha aqui utilizado, apesar de suas limitações, foi capaz de fornecer valores coerentes com a literatura e de revelar alterações em alguns parâmetros funcionalmente importantes como a velocidade da marcha.

**Palavras-chave:** Acidente cerebral vascular. Estimulação elétrica. Marcha. Biomecânica.

## Abstract

**INTRODUCTION:** Gait training is one of the most important and difficult aims in post stroke rehabilitation, for which kinesitherapy and electrical stimulation are usually employed. However, in clinical reality, gait analysis is usually done qualitatively, without resources that can provide the therapist with an objective assessment of the therapeutic intervention. **OBJECTIVE:** analyse the effects of a single intervention associating kinesitherapy and functional electrical stimulation on the gait kinematics of hemiparetic individuals. **METHODS:** Nine volunteers with chronic hemiparesis secondary to stroke, had adhesive markers were placed at anatomical landmarks and were videotaped by two digital cameras, one at each body side, while walked at a speed chosen by themselves. The gait parameters were obtained using a two-dimensional, four segment kinematical model. The physiotherapeutic intervention was composed by mobilizations and stretching of lower limbs muscles and functional electrical stimulation on the anterior tibial muscle of the paretic side. **RESULTS:** The gait parameters whose values have changed after intervention were range of motion of paretic (from  $60,66 \pm 8,66$  to  $62,44 \pm 8,15$  degrees) and non-paretic ( $39,54 \pm 15,40$  to  $43,61 \pm 18,13$  degrees) knees, non-paretic step length (from  $0,28 \pm 0,13$  to  $0,31 \pm 0,12$ ) and gait speed (from  $0,40 \pm 0,16$  to  $0,44 \pm 0,14$  m/s). **CONCLUSION:** The method adopted for gait analysis, in despite of its limitations, was able to provide gait parameters values according to the literature as well as to show the effect of the intervention in parameters such as the gait speed.

**Keywords:** Stroke. Electric Stimulation. Gait. Biomechanics.

## INTRODUÇÃO

O Acidente vascular encefálico é a maior causa de incapacidade crônica nos países desenvolvidos e em desenvolvimento (1). No Brasil, segundo dados do ministério da Saúde, as doenças cerebrovasculares constituem uma das principais causas de morte, sendo sua taxa de mortalidade superior à das doenças isquêmicas do coração nos anos de 2001 a 2004 (2). A doença cerebrovascular ou acidente vascular encefálico (AVE) geralmente causa hemiparesia caracterizada por déficits motores incluindo diminuição na ativação muscular e aumento anormal no tônus muscular. A hemiparesia leva à realização de compensações, dificuldade de manutenção da postura e alterações na marcha (3-5). Dessa forma, as pessoas que sofreram um AVE e sobreviveram têm capacidade limitada de retorno ao trabalho, de participação na comunidade entre outras atividades do cotidiano (6).

O hemiparético apresenta marcha com restrições angulares em tornozelo, joelho e quadril por causa da hipertonía extensora de membros inferiores (7, 8). Esta se torna desalinhada porque obriga o indivíduo a realizar movimento lateral de membro inferior durante fase de oscilação, caracterizando a marcha ceifante (7, 8). A dificuldade em dorsifletir o pé, definida como pé equino, altera a distribuição do peso na fase de apoio e aumenta o atrito do pé contra o solo na fase do balanço (9, 10). Com a instabilidade do membro inferior parético durante a fase de apoio, altera-se o equilíbrio, ocasionando aumento da velocidade da fase de oscilação do membro não-parético (11, 12). As estratégias adotadas por um indivíduo ao realizar a marcha podem ser diferentes e, quanto maior a deficiência do membro inferior acometido, maior será o gasto energético (13, 5).

Na reabilitação do hemiparético é necessário um treinamento motor para possibilitar a realização de movimentos funcionais de forma adequada, dentro das limitações impostas pela doença (14). O treinamento repetido de atividades motoras gera padrões de estimulação sensorial e proprioceptiva que levam a um recrutamento de neurônios adjacentes à lesão (15). Sendo assim, é importante que padrões de movimento indesejados não sejam estimulados na fase de reabilitação (15).

O treinamento motor pode ser realizado com exercícios passivos (realizados pelo terapeuta), ativos (realizados pelo paciente) e ativos assistidos (realizados pelo paciente com algum auxílio externo, como pelo terapeuta ou por eletroestimulação) (14, 16, 10). Os exercícios executados com movimentos funcionais proporcionam um melhor desenvolvimento da aprendizagem motora (16), pois, entre outros fatores, são mais motivadores para os pacientes.

Porém, antes de realizar movimentos funcionais, recomenda-se preparar o paciente com adequação do tônus muscular pois os músculos hipertônicos restringem a amplitude de movimento da articulação (17-19). Para tanto, um trabalho de mobilização articular e alongamento muscular pode ser realizado para diminuir a espasticidade de musculatura antagonista, visando aumentar a mobilidade articular e facilitar a contração da musculatura agonista ao movimento (20-23). Esta preparação auxilia os programas de reabilitação voltados ao aprendizado motor, buscando automatismo de movimentos (14). Estes exercícios devem, portanto, ser realizados em forma de repetições em séries para uma melhor aprendizagem motora (24).

A utilização da cinesioterapia como forma de tratamento é bastante conhecida dentro da neurologia, mas, entre outras técnicas, pacientes espásticos também podem ser tratados com a utilização de eletroestimulação, obtendo bons resultados quanto à diminuição do tônus excessivo e quanto à sua melhora funcional (25). A Estimulação Elétrica Funcional (FES do inglês "*Functional Electrical Stimulation*") se utiliza de uma corrente elétrica aplicada com auxílio de eletrodos para produzir a despolarização do nervo motor, resultando em uma contração muscular capaz de produzir movimentos funcionais (26, 3). A FES pode melhorar a força, diminuir espasticidade, melhorar a marcha e sua velocidade em pacientes com seqüelas de acidente vascular encefálico (16, 10). Dados demonstram que os pacientes com lesões cerebrais crônicas que foram sujeitos a FES recuperaram as funções de agarrar ou de andar mais rapidamente que os pacientes que não receberam este tratamento (27).

Para os hemiparéticos, a estimulação elétrica funcional para melhorar a contração voluntária pode ser direcionada ao aumento da flexão do joelho e a redução do equinismo do tornozelo (7, 9). A estimulação elétrica do nervo fibular comum possibilita a melhora da distribuição do peso plantar ao melhorar o equilíbrio agonista-antagonista, proporcionando diminuição do tônus muscular de tríceps sural pelo princípio da inibição recíproca (7-10). A espasticidade pode ser diminuída após tratamentos com eletroestimulação de 15-30 minutos com efeito terapêutico de 24 a 48 horas após a primeira sessão e de até algumas semanas, quando as sessões são repetidas (18). Os tratamentos podem ser realizados por longos períodos de tempo (períodos de meses) (28, 16, 24, 28-30) mas também podem ser obtidas vantagens imediatas a partir de uma única sessão de tratamento (18). Contudo, há a necessidade de identificar protocolos de estimulação elétrica que proporcionem melhor resposta motora, resultando em um menor tempo de tratamento. A falta de protocolos de estimulação estabelecidos, por exemplo, retarda o desenvolvimento de novos tratamentos e de tecnologias de Estimulação Elétrica Funcional (27). Para determinação de tratamentos, deve-se testar e avaliar procedimentos que se encaixem na realidade clínica, fazendo uso de equipamentos acessíveis aos profissionais da saúde.

Para os hemiparéticos, a restauração da marcha desempenha um papel primordial na reabilitação, pois torna o indivíduo mais independente, facilitando seus cuidados. Se o tratamento da marcha é fundamental, sua avaliação torna-se igualmente importante. De fato, a avaliação sistemática da capacidade motora dos pacientes é fundamental para compreender o mecanismo fisiopatológico, ajustar objetivos da reabilitação, avaliar a efetividade da terapia proposta e auxiliar o planejamento terapêutico (30, 31). As alterações na marcha, causadas pelo AVE, podem ser observadas através de parâmetros quantitativos tais como velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento de passo e passada (6) que podem ser observados com uma análise cinemática (32).

Nesse contexto, o objetivo principal desta pesquisa foi avaliar os efeitos de um único atendimento cinesioterapêutico e eletroterapêutico na cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos. Especificamente desejou-se propor uma metodologia de análise cinemática da marcha para pacientes hemiparéticos a fim de possibilitar o acesso a esta avaliação na prática clínica, além de propor um atendimento com associação de cinesioterapia e eletroterapia, determinando e comparando os parâmetros cinemáticos da marcha antes e após uma sessão de atendimento.

## MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo foi realizado com aprovação do Comitê de Ética da PUCPR (sob registro n.1544). Os critérios de inclusão foram: lesão isquêmica unilateral em fase crônica (mínimo de seis meses de lesão); capacidade de realização de marcha de forma independente (sem necessidade do uso de órteses ou de auxílio externo) por no mínimo 10 metros; grau de força de dorsiflexores de no mínimo um na escala de Kendall. Foram excluídos da pesquisa indivíduos que apresentassem: alterações de marcha não oriundas da hemiparesia, ausência de sensibilidade, déficits cognitivos (score no teste “Mini Mental State Examination” menor que 22); doenças cardíacas instáveis (como angina pectoris ou insuficiência cardíaca).

A amostra constituiu-se de nove voluntários, sendo cinco homens e quatro mulheres, selecionados dentro da população de pacientes da clínica-escola do curso de Fisioterapia do CESCAGE em Ponta Grossa, PR. Dessa forma, os voluntários já possuíam avaliação médica ao serem engajados no estudo. Os nove voluntários analisados possuíam idade média de  $54 \pm 6$  anos e um tempo de lesão de  $18,6 \pm 11,4$  meses.

Todos os indivíduos passaram por uma avaliação fisioterapêutica. Esta avaliação consistia de exame do estado mental através do teste “Mini Mental State Examination” (33), exame do tônus muscular (pela escala de Ashworth), teste de sensibilidade com auxílio de pincel e agulha, teste de força muscular (escala de Kendall), avaliação de encurtamentos musculares de membros inferiores, e avaliação qualitativa da marcha.

Para avaliação qualitativa da marcha, foram observadas as principais características da mesma: presença do movimento de “ceifar”, comprimento dos passos dos lados não-parético e parético, dissociação de cinturas, assimetrias, posição em que o pé toca o solo e sua forma de oscilação.

Após esta avaliação inicial, os pacientes foram submetidos a uma avaliação cinemática da marcha, realizaram uma intervenção fisioterapêutica e, logo em seguida, eram submetidos a uma nova avaliação cinemática para observação dos resultados imediatos da intervenção.

A intervenção fisioterapêutica consistiu de exercícios passivos de mobilização articular, realizados de forma lenta e direção proximal para distal, em região cervical, ombro, cotovelo, punho e dedos, quadril, joelho, tornozelo e pé. Também foram realizados alongamentos em membros inferiores de flexores, adutores, abdutores e extensores de quadril e plantiflexores de tornozelo, em três séries de trinta segundos. Os alongamentos foram realizados em decúbito dorsal e decúbito lateral, na máxima amplitude possível sem queixa algica. Tais técnicas foram utilizadas bilateralmente, com finalidade de reduzir tônus, aumentar amplitude de movimento e facilitar movimentação ativa.

Após a mobilização, foi aplicada estimulação elétrica (FES) em membro inferior parético, realizada em ortostatismo, com o voluntário apoiado em barras paralelas. Dois eletrodos foram posicionados nos pontos motores da musculatura dorsiflexora de tornozelo. Foram então realizados movimentos de simulação do passo, colocando e retirando o membro inferior parético sobre um banco de 10 cm de altura. Era solicitado aos indivíduos que, quando a corrente fosse aplicada, este posicionasse o pé sobre o banco, buscando realizar a dorsiflexão, flexão do joelho e de quadril simultaneamente. Foram utilizadas três séries de 20 repetições, com tempo ON de 3 segundos, tempo OFF de 6 segundos e frequência de pulso de 40 Hz, sendo que a intensidade foi a máxima suportada abaixo do limiar da dor.

A avaliação cinemática da marcha aqui proposta consiste de dupla análise bidimensional. Adotou-se um modelo biomecânico simples, no plano sagital, com quatro segmentos corporais (34). Os membros superiores e o tronco são representados como um único segmento, denominado CBT (cabeça, braços e tronco), e o membro inferior dividido em três segmentos: coxa, perna e pé. O modelo permite avaliar ângulos de joelho, tornozelo e quadril conforme mostrado na Figura 1. Para isso, foi necessária a marcação de cinco pontos anatômicos: articulação gleno-umeral, trocânter maior, côndilo lateral do fêmur, maléolo lateral da fíbula e base lateral do quinto metatarso, delimitando os segmentos.

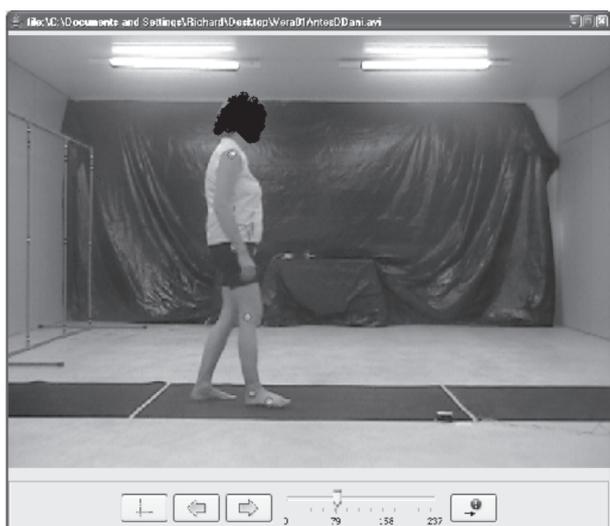


FIGURA 1 - Hemiparético deambulando sobre a passarela durante avaliação por Cinematria. Imagem mostra tela do software utilizado para análise de marcha (35) com pontos anatômicos (destacados com circunferências vermelhas)

Marcadores adesivos de cor branca foram posicionados nos pontos anatômicos definidos pelo modelo biomecânico (34) nos dois lados do corpo dos voluntários. Cada voluntário foi orientado a caminhar a uma velocidade de sua própria escolha, da maneira mais natural possível, do início ao fim em uma passarela demarcada no piso, de 6 m x 1,10 m de comprimento e largura respectivamente. Os indivíduos realizaram quatro passagens sobre o percurso dentro do campo de visão das câmeras pré-intervenção e quatro passagens pós-intervenção.

Os voluntários foram filmados utilizando duas câmeras digitais sincronizadas (uma JVC GRD-72U e uma PANASONIC PV-GS12LB-5), posicionadas uma de cada lado dos voluntários para adquirir imagem do plano sagital, possibilitando avaliação simultânea dos dois hemisferos de pacientes hemiparéticos. As imagens das câmeras foram sincronizadas com auxílio de um sinal luminoso. Um objeto de dimensões conhecidas (calibrador) era posicionado no centro da passarela e filmado antes que o indivíduo realizasse o movimento da marcha. Esse objeto tem como função possibilitar a recuperação das coordenadas espaciais dos pontos anatômicos (calibração do espaço).

Os filmes obtidos foram editados com auxílio do software Adobe-Premiere-Pro e foram criados vídeos contendo uma passada completa de cada hemisfero. Na edição foram descartados o primeiro e último metros na passarela, eliminando a aceleração e a frenagem da marcha.

Dentre os vídeos obtidos foram selecionados aleatoriamente três vídeos pré e três vídeos pós-intervenção de cada hemisfero para análise. A partir de cada um dos vídeos eram recuperadas as coordenadas dos pontos anatômicos e eram calculados os ângulos e outros parâmetros da marcha com auxílio de um software desenvolvido em ambiente Mat Lab pelo próprio grupo de pesquisa (35). Para análise e comparação dos valores pré e pós-intervenção, foram utilizados os valores médios obtidos a partir dos três vídeos de cada hemisfero.

Foram analisados os seguintes parâmetros lineares: comprimento de passo, tempo de execução do passo e velocidade da marcha. Os parâmetros angulares avaliados foram as amplitudes de movimento (ADM's) de quadril, joelho e tornozelo, definidas como sendo a diferença entre os valores máximo e mínimo atingidos pelos ângulos articulares durante os ciclos de marcha. Todas as variáveis foram obtidas para os lados parético e não-parético. Foi avaliado também, um índice de simetria, definido como a razão entre os valores das variáveis obtidos no lado não-parético e parético (8, 36).

Para análise estatística, os resultados obtidos no estudo foram expressos por médias e desvios-padrão. A condição de normalidade das variáveis foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilks. Para as comparações entre a avaliação pré e a avaliação pós-intervenção fisioterapêutica, foi usado o teste t de Student para amostras pareadas ou o teste não-paramétrico de Wilcoxon, dependendo do resultado do teste de normalidade. Testou-se a hipótese nula de que os resultados são iguais nos dois momentos de avaliação, *versus* a hipótese alternativa de resultados diferentes. Valores de  $p < 0,05$  indicaram significância estatística.

## RESULTADOS

Todos os voluntários apresentavam hipertonia, sendo que cinco apresentaram grau um e quatro apresentaram grau dois na escala de Ashworth. Em relação ao Mini-Mental, o grupo apresentou índice de  $26,8 \pm 3,8$  (caracterizando normalidade). Nenhum voluntário apresentava alteração de sensibilidade que impedisse a realização da eletroestimulação. A presença de encurtamentos foi verificada durante avaliação inicial, sendo detectado encurtamento muscular em tríceps sural em oito voluntários. Na análise qualitativa

da marcha, foi detectada a presença de movimento de “ceifar” de membro inferior lesado em seis voluntários, todos possuíam diminuição de dissociação de cinturas e de balanço dos membros superiores.

Os resultados obtidos para os principais parâmetros lineares e angulares da marcha estão mostrados na Tabela 1. Os índices de simetria entre um hemicorpo e outro estão expostos na Tabela 2.

Como se observa nas Tabelas 1 e 2 foram verificadas alterações significativas após a intervenção somente no comprimento do passo não-parético e ADM dos joelhos. Os índices de simetria não sofreram alterações significativas.

TABELA 1 - Principais variáveis lineares e angulares analisadas neste estudo. Valor de p obtido na comparação entre valores pré e pós-intervenção. Em negrito, valores estatisticamente significativos

Variável	Lado Não-parético		Valor de p	Lado Parético		Valor de p
	Pré	Pós		Pré	Pós	
Comprimento do Passo (cm)	0,28±0,13	0,31±0,12	<b>0,016</b>	0,35±0,11	0,37±0,12	0,090
Tempo do passo (s)	0,65±0,21	0,65±0,20	0,862	1,02±0,28	0,98±0,28	0,282
ADM joelho (graus)	60,66±8,66	62,44±8,15	<b>0,043</b>	39,54±15,40	43,61±18,13	<b>0,008</b>
ADM quadril (graus)	41,64±8,38	41,87±8,80	0,810	29,56±10,51	29,82±10,29	0,374
ADM Tornozelo (graus)	32,14±7,4	34,92±7,31	0,0504	28,84±7,42	28,46±5,25	0,812

TABELA 2 - Principais índices de simetria analisados no estudo

Variável	Índice de Simetria pré	Índice de Simetria pós	Valor de p
Comprimento do Passo (cm)	0,84±0,37	0,85±0,30	0,869
Tempo do passo (s)	0,65±0,14	0,69±0,20	0,178
ADM joelho (graus)	1,85±1,04	1,80±1,12	0,110
ADM quadril (graus)	1,55±0,57	1,56±0,67	0,884
ADM Tornozelo (graus)	1,14±0,24	1,25±0,29	0,205

Foi observado um aumento estatisticamente significativo ( $p=0,026$ ) na velocidade da marcha que era de  $0,40 \pm 0,16$  m/s pré-intervenção e passou para  $0,44 \pm 0,14$  m/s após a intervenção.

## DISCUSSÃO

A análise bidimensional permitiu a identificação e a quantificação de algumas características da marcha do hemiparético. Por exemplo, a presença de hiperextensão e semiflexão de joelhos observadas qualitativamente em alguns voluntários foi confirmada com esta análise. Quanto ao tornozelo, também se confirmou diminuição na amplitude de movimento, principalmente em relação à diminuição da dorsiflexão durante início da fase de apoio. Este equinismo durante a fase inicial de apoio causa um efeito de hiperextensão de joelho, como uma forma de compensação, da mesma forma, esta hiperextensão de joelho pode favorecer a manutenção do equinismo (6). Neste estudo, foi encontrado que a maioria dos pacientes que apresentam hiperextensão também apresenta diminuição de dorsiflexão.

No entanto, é preciso mencionar que esta avaliação não possibilita captar movimentos realizados fora do plano sagital, portanto, os movimentos rotacionais não podem ser mensurados. A rotação de tronco, a diminuição de dissociação de cinturas e o movimento rotatório de membro inferior, característicos da marcha hemiparética (37) não são possíveis de ser caracterizados na avaliação bidimensional, a qual não permite detectar movimentos no plano transversal (6). Para tanto, seria necessária uma análise tridimensional (37, 38, 23). No entanto, o espaço necessário, o número de câmeras e o custo de um sistema para análise de movimento tridimensional tornam a cinemetria bidimensional uma alternativa mais adaptada à realidade da maioria das clínicas de fisioterapia do país.

Com relação ao número de segmentos, o modelo demonstrou outra limitação: a alteração da oscilação de membro superior, que esteve presente em todos os pacientes, não pôde ser mensurada pela escolha do modelo de quatro segmentos não contemplar os membros superiores isoladamente. No entanto, um modelo com mais segmentos poderia facilmente suprir esta carência (39).

Apesar destas limitações, a análise realizada foi capaz de fornecer valores de variáveis relevantes para análise da marcha, como mostra a Tabela 1. Além disso, estes valores concordam com aqueles apontados pela literatura sobre marcha dos hemiparéticos (37).

No momento pré-intervenção, os comprimentos do passo dos lados parético e não-parético foram semelhantes aos fornecidos pela literatura (37). Após a intervenção, o comprimento do passo não-parético apresentou aumento significativo. Isto pode ser explicado por uma melhora na estabilidade do membro inferior parético durante a fase de apoio, possibilitando que a oscilação do membro contralateral (não parético) possa ser aumentada (8). A assimetria no comprimento dos passos entre lado parético e não-parético aqui obtida é semelhante àquela obtida em outro estudo em que os passos ao lado parético também foram maiores que os do lado não-parético (36). O membro inferior não-parético pode ter um menor comprimento de passo em relação ao parético pela capacidade de força propulsora do membro inferior não-parético ser maior que o lado parético (36). Como o comprimento do passo do lado não-parético no atual estudo mostrou aumento significativo pós-intervenção, pode-se suspeitar que tenha acontecido um aumento da força propulsora do membro inferior lesado, muito embora não se possa comprovar. Para esta comprovação seria necessário avaliar as forças de reação do solo (40). Quanto ao tempo de passos, foi encontrado pré-intervenção, um tempo maior de passos no membro inferior lesado que no membro inferior não-parético, corroborando com a revisão (36). Após a intervenção fisioterapêutica, o comprimento de passo do lado parético e o índice de simetria de comprimento de passos não apresentaram alterações significativas. Para que isso tivesse acontecido, o protocolo de intervenção deveria estar mais voltado para aumento da estabilidade e da força de propulsão do membro inferior não-parético (8, 36).

O tempo do passo não-parético e parético e o índice de simetria do tempo de passos não sofreram alterações significativas na pós-intervenção. Sendo assim, o aumento do comprimento do passo do lado parético resultou em aumento na velocidade da marcha.

O valor médio da velocidade de marcha pré-intervenção obtido neste estudo (0,4 m/s) concorda com aqueles obtidos por Higginson (6) para a marcha de hemiparéticos (entre 0,1 m/s e 1,0 m/s). Estes valores estão abaixo daqueles observados para marcha de idosos hábeis que segundo Gérin-Lajoie (41) é de  $1,38 \pm 0,17$  m/s, para idosos de  $69,7 \pm 3,2$  anos e segundo Barela e Duarte (42) seria de  $1,2 \pm 0,2$  m/s. Como resultado da intervenção fisioterapêutica realizada neste estudo, houve um aumento significativo na velocidade da marcha para 0,44 m/s. Apesar deste valor ainda estar aquém do obtido para marcha de idosos, este é um resultado encorajador, já que a velocidade da marcha é um parâmetro importante para avaliar a funcionalidade da marcha.

O fato de não ter sido visualizado aumento significativo em ADM de tornozelo gera um conflito de ideias, pois o local de utilização dos eletrodos para eletroestimulação foi o músculo tibial anterior, o qual é um dorsiflexor de tornozelo. Em parte, isto pode ser explicado pelo encurtamento muscular de tríceps sural, funcionando assim, como um limitador da dorsiflexão de tornozelo (8). O alongamento passivo de tríceps sural realizado na terapia pode ter um efeito imediato, muito embora, não necessariamente permanente. Sendo assim, o alongamento realizado neste estudo não obteve resultado positivo, mesmo com os alongamentos associados à eletroestimulação, a diferença entre os valores pré e pós-intervenção na articulação de tornozelo não foi significativa. Para que os efeitos sejam mais satisfatórios, sugere-se realizar estudo com utilização de alongamentos por um período de tratamento maior, utilizando de várias sessões.

A explicação para o aumento de ADM de Joelho parético pode estar no protocolo de cinesioterapia, o qual visava diminuição de tônus do membro inferior. A hipertonía pode causar limitação dos movimentos articulares (43). Com a diminuição do tônus de extensores de Joelho, há facilitação de movimento (44, 45,

18). A justificativa para a melhora do ângulo do joelho não-parético também pode estar na maior capacidade do membro inferior parético de estabilização e propulsão para facilitar o avanço do membro não-parético, aumentando assim o ângulo de joelho não-parético (8, 36). As variações nos valores de angulação máxima de joelho (flexão) e mínima de joelho (extensão), máxima de tornozelo (dorsiflexão) e mínima de tornozelo (plantiflexão) e máxima de quadril (flexão) e mínima de quadril (extensão) não foram significativas.

## CONCLUSÃO

Quanto à metodologia de análise cinemática da marcha para pacientes hemiparéticos, pode-se concluir que ela foi capaz de fornecer parâmetros funcionais importantes tais como a velocidade da marcha, bem como as ADMs no plano sagital, de forma objetiva. A análise cinemática permite observar variações sutis, que não seriam observadas em uma avaliação qualitativa e, portanto, fornece ao profissional um panorama mais preciso sobre os efeitos de sua intervenção. A metodologia aqui proposta pode ser facilmente implementada na realidade dos profissionais da saúde. Deve-se levar em conta, porém, a principal limitação desta metodologia que é a impossibilidade de avaliar movimentos fora do plano sagital. A presença destes movimentos não acarreta erros nos parâmetros lineares da marcha (tempo do passo, comprimento do passo e velocidade da marcha) mas pode levar a erros nos parâmetros angulares. Tais erros poderiam ser avaliados realizando-se a coleta de dados com o modelo bidimensional aqui proposta simultaneamente à coleta tridimensional com auxílio de um sistema mais complexo e de maior custo. Isto deve ser feito em um momento futuro, com a colaboração de uma instituição em que este sistema de análise tridimensional esteja disponível.

Com relação à avaliação dos efeitos da intervenção realizada observou-se aumento na velocidade da marcha, um parâmetro importante do ponto de vista funcional. Dentre os parâmetros angulares, a amplitude de movimento do joelho apresentou aumento após intervenção tanto nos lados parético como não parético. Estes resultados permitem concluir que a intervenção realizada produz um efeito positivo logo após a sua realização. Não se pode falar aqui, no entanto, por quanto tempo perduram estes efeitos e se são cumulativos de uma sessão para outra. Isto pode ser feito em um estudo futuro em que se avalie o paciente em vários momentos após a intervenção, no mesmo dia da sessão e também quando da sua volta em outro dia para outra sessão. O fato de ter havido aumento da ADM de ambos os joelhos e nenhum efeito ter sido observado na ADM de tornozelo sugere que foi a manipulação cinesioterapêutica e a principal responsável pelas alterações observadas, e não a estimulação elétrica. Estas conclusões quanto aos dados angulares estão, no entanto, sujeitas à revisão após a determinação dos erros introduzidos pela análise bidimensional.

## REFERÊNCIAS

1. Teixeira-Salmela LF, Faria CDCM, Guimarães CQ, Goulart F, Parreira VF, Inácio EP, et al. Treinamento físico e destreinamento em hemiplégicos crônicos: impacto na qualidade de vida. *Rev Bras Fisioter.* 2005;9(3):347-53.
2. Ministério da Saúde/SVS. Sistema de informações de mortalidade (SIM) e IBGE. [ acesso 2008 maio 08]. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?idb2006/c08.def>
3. Robbins SM, Houghton PE, Woodbury MG, Brown JL. The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006;87(6):853-9.
4. Gilbertoni F, Lopes J, Scoton MK. Análise da marcha hemiplégica após a eletroestimulação funcional. *Reabilitar.* 2003;5(18):11-6.
5. Veronezi AMG, Bachiega GL, Augusto VS, Carvalho AC. Avaliação da performance da marcha de pacientes hemiplégicos do projeto hemiplegia. *Fisioter Mov.* 2004;17(1):31-38.
6. Higginson JS, Zajac FE, Neptune RR, Kautz SA, Burgar, CG, Delp, SL. Effect of equinus foot placement and intrinsic muscle response on knee extension during stance. *Gait Posture.* 2006;23(1):32-6.
7. Martins FLM, Guimarães LHCT, Vitorino DFM, Souza LCF. Eficácia da eletroestimulação funcional na amplitude de movimento de dorsiflexão de hemiparéticos. *Revista Neurociências.* 2004;12(2):103-109.

8. Schuster RC, Sant CR, Dalbosco V. Efeitos da estimulação elétrica funcional (FES) sobre o padrão de marcha de um paciente hemiparético. *Acta Fisiátrica*. 2007;14(2):82-6.
9. Nunes, LCBG, Quevedo AAF. Efeitos da eletroestimulação neuromuscular no músculo tibial anterior de pacientes hemiparéticos espásticos. [dissertação]. Campinas: Unicamp; 2004.
10. Hart DJ, Taylor PN, Chappell PH, Wood DE. A microcontroller system for investigating the catch effect: functional electrical stimulation of the common peroneal nerve. *Med Eng Phys*. 2006;28(5):438-48.
11. Manfio EF, Muniz AM, Rabello BV. Relação entre equilíbrio estático e a força de reação do solo. *Anais do 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica*. Brasil, João Pessoa; 2005.
12. Mochizuki L, Andrade MC Machado DB, Avila AOV, Serrão, JC, Amadio AC. Efeito da instabilidade durante a fase de apoio na marcha. *Anais do 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica*. João Pessoa; 2005.
13. Detrembleur C, Vanmarsenille J, Cuyper F, Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait and Posture*. 2005;21(21):333-3.
14. Teixeira-Salmela LF, Augusto ACC, Silva PC, Lima RCM, Goulart F. Musculação e condicionamento aeróbio em hemiplégicos: impacto no desempenho motor. *Rev Bras Fisioter*. 2003;7(3):209-15.
15. Diniz L, Abranches MHS. Neuroplasticidade na terapia de restrição e indução do movimento em pacientes com acidente vascular encefálico. *Med Reabil*. 2003;22(3):53-5.
16. Hanlon RE. Motor learning following unilateral stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 1996;77(8):811-5.
17. Nadeau S, Gravel D, Arsenault AB, Bourbonnais D. Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clin Biomech*. 1999;14(2):125-35.
18. Isakov E, Bowker P. Influence of a single FES treatment on hemiparetic legs. *Physiother*. 2002;88(1):269-72.
19. Morasso PG, Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? *J Neurophysiol*. 1999;82(3):1622-6.
20. Brech G. Lesão raquimedular: uso de piscina terapêutica para minimizar a espasticidade. *Fisioter Bras*. 2005;6(2):119-23.
21. Conceição A. Alongamento muscular: uma versão atualizada. *Lato e Sensu*. 2004;5(1):136-41.
22. Kakihara C. Avaliação do grau de funcionalidade de pacientes que sofreram acidente vascular encefálico antes e após intervenção fisioterapêutica no solo e na hidroterapia. *Fisioter Bras*. 2005;6(5), 332-8.
23. Santana J. Eletroestimulação funcional no controle da espasticidade em paciente hemiplégico. *Bebedouro: Hispeci e Lema*; 2004/2005.
24. Byl NRJ, Mohamed O, Hanny M, Kotler J, Smith A, Tang M, et al. Effectiveness of sensory and motor rehabilitation of the upper limb following the principles of neuroplasticity: patients stable poststroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2003;17(3):176-91.
25. Armutlu K, Meriç A, Kirdi N, Yakut E, Karabudak R. The effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity in multiple sclerosis patients. *Neurorehabil Neural Repair*. 2003;17(2):79-82.
26. Cacho EWA, Melo FRLV, Oliveira R. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico Fugl Meyer. *Rev neurociênc*. 2004;12(2):94-102.
27. Popovic MR, Keller T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. *Med Eng Phys*. 2005;27(1):81-92.

28. Kautz AS, Duncan PW, Perera S, Neptune RR, Studenski SA. Coordination of hemiparetic locomotion after stroke rehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair*. 2005;19(3):250-8.
29. Bayat R, Barbeau H, Lamontagne A. Speed and temporal distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabil Neural Repair*. 2005;19(2):115-24.
30. Harris-Love ML, Macko FR, Whittall J, Forrester LW. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. *Neurorehabil Neural Repair*. 2004;18(3):154-60.
31. Gavia M, D'Angelib P, Chaveta CJ, Pelissierb E, Peruchona P. Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. *Gait & Posture*. 1996;4(4):297-305.
32. Saad M, Battistella LR, Masiero D. Técnicas de análise de marcha. *Acta Fisiátrica*. 1996;3(2):23-6.
33. Folstein MF, Folstein SE, MCHugh PR. Mini mental state: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res*. 1975 [cited 2007 mar. 15];12(3):189-98. Available from: <http://www.clinicadememoria.com/docs/Mini%20Mental%20State%20Examination.pdf>
34. Winter D. Biomechanics and motor control of human movement. 3rd ed. New York: A Wiley Interscience Publication JohnWiley & Sons; 2005.
35. Vazatta L, Mello RG, Araújo CC, Manffra EF. Software para análise cinemática da marcha humana em ambiente terrestre e aquático. *Anais do 20º Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*. Brasil, São Pedro; 2006.
36. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007;88(1):43-9.
37. Kim CM, Enga JJ. Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed. *Gait Posture*. 2004;20(2):140-6.
38. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clin Biomech*. 2002;17(2):162-5.
39. Ning H, Tan TN, Wang L, Hu WM. Kinematics-based tracking of human walking in monocular video sequences. *Image and Vision Computing*. 2004;22(5):429-41.
40. Bowden MG, Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Anterior-posterior ground reaction forces as a measure of paretic leg contribution in hemiparetic walking. *Stroke*. 2006;37(3):872-6.
41. Gérin-Lajoie M, Richards CL, MCFadyen BJ. The circumvention of obstacles during walking in different environmental contexts: a comparison between older and younger adults. *Gait & Posture*. 2005;24(3):2180-86.
42. Barela AMF, Duarte M. Aspectos biomecânicos do andar de adultos e idosos nos ambientes terrestre e aquático. *Anais do 11º Congresso Brasileiro de Biomecânica, João Pessoa: Sociedade Brasileira de Biomecânica; 2005. 1CD-ROM. TAG Multimídia e Sistemas*.
43. Brown LA, Gage WH, Polych MA, Sleik RJ, Winder TR. Central set influences on gait Age-dependent effects of postural threat. *Exp Brain Res*. 2002;145(3):286-96.
44. Remy-Neris O, Tiffreau V, Bouilland S, Bussel B. Intrathecal baclofen in subjects with spastic hemiplegia: assessment of the antispastic effect during gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(5):643-50.
45. Cunha IT, Lim PA, Qureshy H, Henson H, Monga T, Protas EJ. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002;83(9):1258-65.

Recebido: 19/03/2009  
*Received:* 03/19/2009

Aprovado: 21/07/2009  
*Approved:* 07/21/2009

Revisado: 06/12/2009  
*Reviewed:* 12/06/2009