

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

ESTUDO COMPARATIVO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS NO SOLO E NA ESTEIRA

LUCIANA DE ANDRADE MENDES

Natal
2009

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ESTUDO COMPARATIVO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS NO
SOLO E NA ESTEIRA**

LUCIANA DE ANDRADE MENDES

Dissertação apresentada à Universidade Federal do Rio Grande do Norte – Programa de pós-graduação em Fisioterapia, para a obtenção do título de Mestre em Fisioterapia.

Orientador: Prof^a. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

**Natal
2009**

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia:
Prof. Pós Dr. Ricardo Oliveira Guerra

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA**

**ESTUDO COMPARATIVO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS NO
SOLO E NA ESTEIRA**

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist, Presidente - UFRN
Prof. Dr. José Ângelo Barela - UNICSUL
Prof^a. Dra. Roberta de Oliveira – UFRN

Aprovada em 07 / 07/ 2009

Dedicatória

Aos meus saudosos pais, Petrócio e Lúcia, pelo imenso amor que me dedicaram. Especialmente minha amada mãe, que foi a minha maior incentivadora a participar do processo de seleção deste mestrado e que tanto vibrou com a minha aprovação nele.

Ao meu querido avô, Emiliano, que sempre se fez presente em minha vida.

Agradecimentos

À Deus, por me conceder o dom da vida e por me dar forças para nunca desistir frente às adversidades.

À minha orientadora, Ana Raquel, que soube me conduzir nestes dois anos com muita competência, compreensão e delicadeza. Agradei todos os dias poder fazer parte deste mestrado, e mais ainda por ser sua orientanda. Muito obrigada pela confiança e por construir este sonho comigo!

À toda minha família que tanto me apoiou e ergueu minha cabeça quando eu quis fraquejar. Em especial meus tios Mano e Tércia, e meus primos Ingrid e Gustavo, que me acolheram com todo amor e com os braços abertos no seio do seu lar.

À minha grande amiga e companheira de mestrado, Cínthia, que foi meu braço direito nesta caminhada, dividindo conhecimentos, alegrias, angústias e expectativas. “Cri-cri” foi muito bom compartilhar todas estas etapas com você, e nunca se esqueça, que é para frente que se anda!

Aos pacientes que prontamente se disponibilizaram a participar desta pesquisa. Obrigada pela colaboração e por acreditarem no nosso trabalho.

Aos professores Jamilson Brasileiro, Ricardo Guerra e Tânia Campos não apenas por contribuírem para a minha formação acadêmica, mas por todo apoio fornecido.

Às minhas amigas Paulinha e Lu Protásio pela amizade, carinho e solidariedade. Sim, e como esquecer aquelas maravilhosas “reuniões” no Mangai?

À Emilia, Helô e Thayse pela imensa colaboração no árduo processo de coleta de dados, e por dividirem comigo os sucessos e angústias durante este percurso.

À minha turma de mestrado, carinhosamente conhecida como Turma Top de Linha, que com muita garra e dedicação está conseguindo finalizar esta etapa e lançar no mercado os primeiros mestres em Fisioterapia fora da região sudeste do Brasil.

À Túlio, por todo o incentivo, por se fazer tão presente nesta reta final e por me lembrar a cada dia que o equilíbrio é fundamental.

Aos meus colegas de disciplina, os professores Ricardo Lins e Roberta de Oliveira, pelo incentivo e pela compreensão.

Aos meus grandes amigos Raquelzinha, Jana, Didoca e Renato que tanto torceram, incentivaram e souberam entender a minha ausência.

À Prof. Renata Kirkwood e seu aluno Renan que me receberam na UFMG e me auxiliaram no processo de aprendizagem, fornecendo treinamento para a utilização dos softwares de análise de movimento.

À Ortorio pela confecção das marcas de rastreamento.

Ao professor Marcos Eugênio que pacientemente me auxiliou na análise estatística dos dados desta pesquisa.

A todos os fisioterapeutas que colaboraram no recrutamento dos pacientes.

Aos funcionários do Departamento de Fisioterapia: Marcos, João, Patrícia e Suely, por sempre estarem dispostos a ajudar.

Resumo

Este estudo teve como objetivo comparar a marcha de indivíduos hemiparéticos no solo e em diferentes períodos na esteira. Foram incluídos 17 indivíduos hemiparéticos crônicos, os quais deambularam sobre a esteira e solo com a mesma velocidade. O sistema de análise do movimento Qualisys Medical AB foi utilizado para quantificar as variáveis angulares referentes ao membro inferior parético e as variáveis espaço-temporais nas duas condições: marcha no solo e marcha na esteira, sendo esta última realizada em 3 coletas de 5 minutos. Durante a primeira coleta os sujeitos deambularam na esteira com maior cadência, menor comprimento da passada, menor tempo de passo com o membro inferior parético, maior amplitude de movimento para as articulações do quadril e joelho, maior flexão do joelho no contato inicial, maior extensão do joelho e menor dorsoflexão do tornozelo no apoio. Vale ressaltar que a máxima flexão do joelho e a máxima dorsoflexão do tornozelo no balanço ocorreram tardiamente na esteira. Comparações entre as coletas sobre esteira não demonstraram mudança na marcha no decorrer do tempo, entretanto, quando confrontada a terceira coleta na esteira com o solo, algumas variáveis revelaram equivalência entre os meios como a amplitude total do quadril, o ângulo do joelho no contato inicial e sua máxima extensão no apoio. Desta forma, a marcha em esteira mesmo demonstrando uma certa influência do processo de familiarização, não apresentou uma mudança completa em suas características em indivíduos com hemiparesia crônica.

Palavras chave: Cinemática, análise de marcha, esteira, solo, Acidente Vascular Encefálico

Abstract

The purpose of the study was to compare hemiparetic gait overground and on the treadmill. Seventeen chronic stroke patients were included in the study. They walked overground and on a treadmill level at the same speed. The Qualisys Medical AB motion analysis system was used to quantify the joint kinematic of the paretic lower limb and the spatio-temporal parameters on the two conditions: overground walking and treadmill walking on three samples of 5-minutes. During the first sample, the subjects walked on the treadmill with greater cadence, shorter stride length, shorter step time on the lower paretic limb, greater range of motion in the hip and knee, greater knee flexion at the initial contact, more extension of the knee and lower dorsiflexion of the ankle at the stance phase. It is important to emphasize that the maximal knee flexion and ankle dorsiflexion just occurred later on the treadmill. Comparisons between each walking sample on the treadmill hadn't revealed any changes on the gait parameters over time. Nonetheless, when analyzing the third walking sample on the treadmill and overground, some variables showed equivalence as such as the total range of motion of the hip, the knee angle at the initial contact and its maximal extension at the stance phase. In summary, walking on a treadmill, even though having some influence on the familiarization process, haven't demonstrated a complete change in its characteristics of hemiparetic chronic patients.

Keywords: Kinematic, gait analysis, treadmill, overground, stroke

Sumário

Listas de figuras	x
Resumo	xi
Abstract	xii
1 INTRODUÇÃO	13
1.1 Acidente Vascular Encefálico	14
1.2 Marcha normal e hemiparética	15
1.3 Marcha em esteira	17
1.4 Justificativa	21
1.5 Objetivo geral	21
1.6 Objetivos específicos	22
1.7 Hipóteses	22
2 MATERIAIS E MÉTODOS	23
2.1 Desenho do estudo	24
2.2 População e amostra	24
2.3 Aspectos éticos	25
2.4 Local e data da realização do estudo	25
2.5 Instrumentos de medida para a avaliação	25
2.5.1 Avaliação da incapacidade	25
2.5.2 Avaliação da capacidade de deambulação	26
2.5.3 Avaliação do equilíbrio	26
2.5.4 Sistema de análise do movimento	26
2.5.5 Esteira elétrica	28
2.6 Procedimentos de coleta	29
2.7 Redução dos dados	34
2.7.1 Parâmetros cinemáticos, espaciais e temporais	34
2.8 Análise estatística	36
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	38
4 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	58
5 REFERÊNCIAS	60
Anexo 1: Escala de Ashworth Modificada	69

Anexo 2: Carta de aprovação do Comitê de Ética	70
Anexo 3: Medida de Independência Funcional	72
Anexo 4: Categoria de Deambulação Funcional	73
Anexo 5: Escala de Equilíbrio Funcional de Berg	74
Apêndice 1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	
Apêndice 2: Ficha de avaliação	
Apêndice 3: Ficha de acompanhamento da coleta de dados	

Lista de Figuras

FIGURA 1:	Posicionamento de câmeras e do indivíduo para a captura de movimento na esteira e no solo	27
FIGURA 2:	Procedimento de calibração no solo	28
FIGURA 3:	Sistema de avaliação da marcha na esteira	29
FIGURA 4:	Posição de referência para a captura estática e disposição dos marcadores	30
FIGURA 5:	Marcha no solo	31
FIGURA 6:	Marcha na esteira	32
FIGURA 7:	Modelo esquemático dos procedimentos de coleta de dados	33

1 INTRODUÇÃO

1.1 Acidente Vascular Encefálico

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma doença cerebrovascular caracterizada por uma lesão no encéfalo em virtude da instalação de um déficit neurológico focal, possuindo duração maior que 24 horas e apresentando ocorrência súbita.¹

Pode ser classificado etiologicamente como isquêmico ou hemorrágico de acordo com o fator desencadeante. O primeiro, corresponde à maioria, cerca de 61 a 81% dos casos, sendo caracterizado por uma oclusão de um vaso sanguíneo cerebral por trombose ou embolia. O AVE hemorrágico, por sua vez, corresponde ao rompimento de um vaso sanguíneo intracraniano, em virtude de um fenômeno hipertensivo, provocando um extravasamento de sangue para o parênquima intracerebral e/ou para o espaço subaracnóideo^{1,2}

Esta afecção apresenta uma elevada incidência anual na população mundial. Dados de estudos realizados em países da América Latina indicam números variando entre uma média de 0,89 a 1,83 indivíduos acometidos a cada 1000 habitantes.³ No Brasil, mais precisamente no estado do Rio Grande do Norte (RN), estatísticas do governo estadual apontam uma taxa de internação de 25,46 indivíduos acometidos por cada 10000 habitantes na população acima de 40 anos, no ano de 2007.⁴ Em uma pesquisa realizada em um hospital de Emergência da cidade de Natal-RN, capital do estado, foi constatada a predominância de AVE em indivíduos mais idosos, apresentando uma média de idade de 64 anos. Vale ressaltar também que 74,7% dos casos foram de AVE isquêmico e o maior fator de risco foi a hipertensão arterial sistêmica (HAS).⁵

As doenças cerebrovasculares são consideradas as principais causas de morte no Brasil.⁶ No entanto, há demonstrativos que apontam uma diminuição gradativa e mais pronunciada da taxa de mortalidade por estas afecções entre os anos de 1980 e 2003 nas regiões sul e sudeste do país. Achado este justificado pela redução dos fatores de risco, ocasionada por mudanças nos hábitos de vida, como detecção e controle da HAS e do diabetes mellitus, diminuição do sedentarismo e de hábitos tabagistas, e instauração de hábitos alimentares saudáveis.⁷

Os indivíduos que não vão a óbito podem vir a apresentar desordens no movimento, decorrentes não apenas do dano neurológico primário, como também, vinculadas ao processo compensatório secundário, e à localização e tamanho do

infarto ou hemorragia. Estas desordens, por sua vez, podem refletir em dificuldade ou incapacidade na realização de atividades funcionais de vida diária, incluindo nelas a marcha. ^{8,9}

1.2 Marcha normal e hemiparética

A marcha é definida como a forma de locomoção habitual do ser humano, permitindo o deslocamento do corpo de um local para outro. ¹⁰ Ela apresenta um padrão cíclico, no qual uma seqüência de movimento é repetida pelos membros inferiores. O ciclo de marcha, ou passada, corresponde à unidade utilizada para descrever o intervalo de tempo delimitado em uma perna entre dois contatos iniciais seguidos do mesmo membro, sendo o contato inicial, o primeiro impacto do pé com a superfície de caminhada. ^{10,11} Cada ciclo é dividido em dois períodos: apoio e balanço. O primeiro refere-se ao intervalo no qual o pé está em contato com a superfície, e o segundo, ao período onde o pé encontra-se no ar para realizar o avanço do membro. ¹⁰

Cada passada compreende dois passos, sendo estes definidos como o intervalo de tempo ou distância entre o contato inicial de um pé até o contato consecutivo do outro pé com a superfície. A passada ainda apresenta oito padrões funcionais, os quais são considerados as fases de marcha. No período de apoio se fazem presente as fases contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio terminal e pré-balanço, enquanto que no período de balanço encontram-se as fases balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. ¹⁰

A marcha está susceptível a alterações decorrentes de processos patológicos que dificultem a mobilidade e a eficiência muscular. Sendo assim, para que seja mantida após uma lesão, modificações no seu padrão podem ser adotadas na tentativa de preservar sua funcionalidade e diminuir o gasto energético. ¹⁰

Indivíduos com seqüelas de AVE normalmente apresentam um padrão de locomoção denominado marcha hemiparética. Esta é caracterizada pelo ressurgimento de padrões motores primitivos, em virtude da não ativação da seqüência de ações musculares necessárias às combinações de movimentos normais. Os sujeitos hemiparéticos podem apresentar um fenótipo com diferentes graus de comprometimento, variando desde um padrão de marcha mais próximo do

normal, apresentado por aqueles pacientes que possuem um controle motor seletivo, até a adoção de padrões utilizando sinergias musculares em massa, presente naqueles que tem um controle motor pobre.^{12,13}

Além da alteração na motricidade voluntária, várias outras podem ser encontradas na marcha hemiparética como alterações no tônus muscular, na estabilidade postural e no equilíbrio. A combinação destes diversos fatores pode culminar em modificações nos valores relativos às variáveis espaço-temporais envolvidas na marcha, levando a uma diminuição na velocidade, na cadência e no comprimento da passada. A fim de manter a estabilidade sob um membro inferior instável (parético) e permitir a progressão do corpo para frente, estratégias compensatórias podem ser adotadas, levando a uma diminuição no tempo despendido no período de apoio pelo membro inferior parético e aumento no tempo em apoio duplo, ao passo que, o outro membro, o não parético, demanda maior tempo no período de apoio, assim como em apoio simples. Nestes sujeitos também podem ser vistas alterações no comprimento e na simetria dos passos e passadas.

13-16

Em relação às variáveis angulares, podem ser notados vários desvios nos segmentos corporais durante o desencadeamento das fases da marcha. Ao analisar o membro inferior parético, durante o período de apoio, um dos principais problemas encontra-se vinculado à diminuição da ação do músculo tibial anterior e ao início prematuro da atividade muscular do gastrocnêmio e do sóleo, em virtude da espasticidade. Estes fatores podem gerar uma flexão plantar excessiva no contato inicial do pé, promovendo um apoio com a superfície por meio do antepé ou por toda a planta do pé. Não se deve esquecer que a espasticidade normalmente ocasiona uma redução do rolamento do calcanhar na fase de resposta à carga e dificuldade de desprendimento dos dedos do pé no pré-balanço.^{12,15} Ainda no apoio, pode estar presente uma flexão aumentada do joelho no contato inicial, seguida por uma extensão excessiva desta articulação, a qual geralmente está relacionada com fraqueza do músculo quadríceps e/ou espasticidade dos músculos flexores plantares.^{17,18} Perry apud Lucareli e Greve¹⁸ acrescenta que este aumento na extensão do joelho pode levar a uma diminuição seqüencial na flexão do quadril, que, por sua vez, ocasiona diminuição no comprimento da passada. Outro achado chave, em indivíduos hemiparéticos, é uma propulsão inadequada do membro inferior parético no final do período de apoio, a qual desencadeia uma dificuldade na

iniciação do balanço. Durante o balanço, geralmente são vistas a circundação do membro, a diminuição da flexão do joelho e da dorsiflexão do tornozelo.¹⁹

A análise da marcha é uma ferramenta clínica importante que possibilita o entendimento das variáveis envolvidas na produção da locomoção, a detecção de possíveis desvios para subsequente interpretação e entendimento da sua natureza.²⁰ Ela ainda pode auxiliar servindo como um guia para a terapia e como forma de monitorar a evolução dos pacientes.¹⁵ Esta avaliação pode ser realizada de forma menos precisa, por meio do uso de protocolos que através da observação pontuam os níveis de suporte necessários para a sua realização. São exemplos deles a Categoria de Deambulação Funcional (Functional Ambulatory Classification - FAC) e o item locomoção presente no domínio motor do protocolo Medida de Independência Funcional (MIF).²¹⁻²³ Por outro lado, é por meio da análise instrumentada de marcha que se faz possível mensurar com precisão as variáveis envolvidas na locomoção,^{17,24} assim, a análise cinemática da marcha aparece neste cenário como um instrumento poderoso para prever disfunções através da análise e descrição do movimento articular associado às características espaciais e temporais desta tarefa.^{25,26}

1.3 Marcha em esteira – treinamento e avaliação

O treino de marcha em esteira é uma abordagem terapêutica empregada para a reabilitação da marcha destes indivíduos. Esta estratégia vem ganhando, a cada dia, mais aceitação e está sendo alvo de muitas pesquisas. Possui enfoque nos conceitos da aprendizagem motora e utiliza a esteira elétrica como meio para aumentar a intensidade da prática, propiciando aprendizagem e memória através da repetição de uma tarefa específica, a marcha.²⁷⁻³¹

Este recurso terapêutico foi desenvolvido tomando como base alguns experimentos animais onde foram alcançados padrões de locomoção próximos do normal com o auxílio da esteira. Está fundamentado pela conceituação sobre a existência de uma rede de neurônios, localizada na medula espinhal, capaz de produzir padrões de comportamento auto-sustentado na ausência de retroalimentação sensorial, o gerador central de padrões (GCP) locomotor. Este gerador proporciona a movimentação rítmica e alternada dos membros inferiores por

meio dos sistemas de neurônios denominados meio-centros flexor e extensor, os quais inibem mutuamente um ao outro e são responsáveis pelos movimentos ora de flexão, e ora extensão, respectivamente. A ativação do meio-centro extensor tem início quando ocorre a detecção do peso corporal pelas aferências cutâneas do pé, pelo órgão tendinoso de Golgi e pelo fuso muscular presente na musculatura extensora durante o início do período de apoio. Sua ação cessa, ao final deste período, com a excitação do meio-centro flexor, que capta através de aferências do fuso muscular, a informação sobre o estiramento dos músculos flexores do quadril. ⁹

32-35

O padrão básico produzido pelo GCP é modulado por aferências sensoriais e por sinais supra-espinhais. As principais aferências advêm dos proprioceptores, exteroceptores, projeções visuais e do aparelho vestibular. Os sistemas descendentes possuem uma importância especial em humanos, dado o seu papel no refinamento do movimento locomotor, são exemplos a região locomotora mesencefálica, responsável pela ativação do GCP e controle da velocidade de locomoção; o cerebelo, capaz de elaborar correções e refinar o movimento como um todo; e o córtex motor, por guiar o movimento dos membros em resposta a sinais visuais. ³⁴

Em indivíduos hemiparéticos o programa locomotor espinhal básico parece intacto, no entanto, em virtude da lesão encefálica, há uma modificação no controle supra-espinhal. Assim, a ativação muscular torna-se danificada devido a desordem nas entradas aferentes e no tônus muscular. ⁹

O treino de marcha na esteira provê uma aferência sensorial adequada para alcance de uma resposta locomotora ótima por este circuito neuronal medular. ⁹ Todavia, como a meta final dos pacientes é andar no solo, é de suma importância que a estratégia de controle motor utilizada durante cada tipo de modalidade seja similar, possibilitando que a marcha na esteira possa ser transferida para a marcha no solo. ³⁶

Além de seu uso para o treinamento, a esteira vem sendo utilizada como ferramenta para a análise de marcha em muitos estudos. ³⁷⁻⁴¹ O respaldo defendido por pesquisadores reside em que a ela possibilita a utilização de um ambiente controlado em espaço reduzido e a avaliação de uma maior quantidade de ciclos de marcha quando comparado com a análise realizada no solo. Entretanto, a comunidade científica começou a se questionar até que ponto a marcha na esteira

poderia reproduzir de modo similar a marcha no solo.^{16,36-38,42-47} Para responder esta pergunta foram desenvolvidos estudos com diferentes populações como adultos saudáveis, crianças, idosos, pacientes parkinsonianos e hemiparéticos. Foram então analisadas as variáveis envolvidas na marcha nestes dois meios (marcha no solo e na esteira) por meio de análise estatística de significância das variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas.^{16,36-38,42-55}

No que concerne à comparação entre marcha na esteira e no solo em sujeitos hemiparéticos, pesquisas observaram as variáveis espaço-temporais, angulares e eletromiográficas na tentativa de entender se a marcha na esteira poderia reproduzir de forma fidedigna a marcha no solo.^{16,44-47} Em relação à atividade eletromiográfica entre os dois meios, foi verificado que a esteira induziu mudanças imediatas na ativação do músculo vasto lateral, favorecendo uma simetria no padrão de marcha através da ativação precoce deste músculo no membro inferior parético, e tardia, no membro não parético.⁴⁵

Os resultados dos estudos que avaliaram as variáveis espaço-temporais, comprovaram que há diferença entre os dois meios no desencadeamento destas variáveis, sendo gasto maior período em apoio no membro inferior parético na esteira, bem como maior apoio simples e maior simetria entre membros.^{16,44,46} No entanto, há discordância entre os autores no que se refere à cadência da marcha, a qual foi vista em uns estudos que é a mesma entre os dois meios,¹⁶ assim como que a esteira pode levar ao seu aumento⁴⁶ ou diminuição.⁴⁷ Outra discordância encontrada foi em relação ao tempo da passada da perna parética na esteira que se encontrou maior em uma pesquisa⁴⁷ e menor em outra.⁴⁶

Para as comparações das variáveis angulares, apenas um estudo piloto foi realizado nesta população, demonstrando em seus resultados, que há diferença entre os meios nas angulações da articulação do quadril no plano sagital. Eles observaram que a esteira promoveu uma menor extensão do quadril no período de apoio e uma maior flexão no balanço. Esta diferença nos deslocamentos angulares não esteve presente para as articulações do joelho e tornozelo, no entanto, os momentos no ciclo da marcha onde ocorreu o alcance das amplitudes máximas destas articulações encontravam-se tardios na esteira para a extensão máxima do joelho e a flexão plantar máxima do tornozelo.⁴⁷

Existem divergências também no que diz respeito às variáveis cinemáticas em estudos com outras populações, como adultos saudáveis.^{37,42} Desta forma, em

meio a este cenário, pesquisadores buscaram estabelecer se após uma dada quantidade de tempo de exposição à marcha em esteira, diferentes indivíduos poderiam demonstrar maior similaridade nas variáveis analisadas entre os contextos solo e esteira.

Vale salientar que a marcha em esteira pode ser uma tarefa inicialmente não familiar para aqueles indivíduos que nunca se locomoveram neste meio, e que há relatos na literatura científica, que após o fornecimento de um tempo adequado para adaptação, os dados relativos às variáveis espaço-temporais e angulares envolvidas na marcha na esteira podem se tornar semelhantes à marcha no solo.⁵⁵

No que concerne a este processo adaptativo à esteira com adultos saudáveis, há relatos divergentes sobre a estimativa de quanto tempo seria suficiente para que a marcha no solo se torne reproduzível na esteira. Alguns estudos apontam a necessidade de um tempo entre 30 a 75 minutos de caminhada na esteira para o alcance desta meta.⁵²⁻⁵⁴ Mas é interessante ressaltar, que o padrão de marcha após este tempo em atividade aeróbica pode não ser representativo do padrão real, em virtude da fadiga que os sujeitos possam vir a apresentar.

Recentemente, outros pesquisadores realizaram estudos observando este processo adaptativo à esteira em um intervalo de tempo mais curto com jovens saudáveis. Há relatos mostrando que após 6 minutos de marcha esteira, as variáveis cinemáticas encontradas relativas ao membro inferior podem ser generalizadas para a marcha no solo, demonstrando que não é mais apresentada diferença significativa nestas variáveis entre as duas condições.³⁹ Outros estudos descreveram a necessidade de tempo maior, estimado em 10 minutos de caminhada na esteira para haver reproduzibilidade entre as variáveis cinemáticas do joelho e variáveis espaço-temporais neste meio.⁴⁰ Ao analisar movimentos pélvicos e da coluna lombar, em população semelhante, o tempo delimitado para promover tais mudanças reduziu ainda mais, ficando em torno de 4 minutos.⁵⁵

Uma população de idosos saudáveis também participou de um estudo semelhante, no entanto, foi visto que após 15 minutos ininterruptos de marcha na esteira ainda não havia sido promovida similaridade entre as variáveis cinemáticas nas condições esteira e solo. Este achado foi atribuído a uma provável lentidão que os idosos demonstrariam na aprendizagem de uma nova tarefa motora, neste caso, a marcha em esteira.⁴¹

1.4 Justificativa

Considerando a abordagem acima, surgiu o seguinte questionamento: Será que indivíduos hemiparéticos crônicos podem desempenhar na esteira um padrão de marcha semelhante ao realizado no solo após dado um período para adaptação à marcha na esteira?

Deve-se levar em consideração que a utilização da esteira vem crescendo amplamente em centros de reabilitação e de pesquisa do mundo inteiro, tanto como meio para aumentar a intensidade da prática em sessões de treinamento de marcha, quanto para propiciar um ambiente favorável para a avaliação das variáveis envolvidas na locomoção. Como pouco se sabe sobre o processo de adaptação de indivíduos neste meio, principalmente em populações com necessidades especiais que vêm sendo foco de várias pesquisas na esteira, o presente estudo teve a intenção de observar este processo através da análise cinemática da marcha na esteira e no solo em indivíduos hemiparéticos crônicos por seqüela de Acidente Vascular Encefálico.

Este projeto se reveste de importância por fornecer informações valiosas no tocante à análise de variáveis envolvidas no desempenho da marcha no solo e em diferentes momentos no decorrer de um período de tempo de exposição à marcha em esteira. Seus achados deverão permitir um conhecimento sobre o processo de adaptação de sujeitos hemiparéticos à esteira, o que, por sua vez, poderá auxiliar tanto na reflexão de quanto tempo é necessário de caminhada na esteira para promover uma reprodutibilidade do padrão de marcha adotado no solo, além de fornecer subsídios para guiar a transferência do treinamento de marcha na esteira para o solo.

1.5 Objetivo Geral

Este estudo possuiu como objetivo principal examinar o processo de adaptação de sujeitos com hemiparesia crônica durante a marcha em esteira, buscando verificar se pode haver similaridade entre as variáveis angulares e espaço-temporais da marcha na esteira e no solo.

1.6 Objetivos Específicos

- 1- Comparar as variáveis espaço-temporais envolvidas no ciclo de marcha no solo e na esteira;
- 2- Comparar os deslocamentos angulares no plano sagital das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior parético durante a marcha no solo e na esteira.
- 3- Analisar a resposta apresentada pelos sujeitos durante a marcha no solo com a desempenhada após 5, 10 e 15 minutos de marcha na esteira;
- 4- Analisar a resposta apresentada pelos sujeitos entre as coletas realizadas na esteira após 5, 10 e 15 minutos de marcha na esteira;

1.7 Hipóteses

As hipóteses desse estudo foram as seguintes:

- 1- Hemiparéticos crônicos podem desempenhar na esteira um padrão de marcha equivalente ao solo no que diz respeito às variáveis angulares e espaço-temporais dentro de um período de 15 minutos.
- 2- Hemiparéticos crônicos não podem desempenhar na esteira um padrão de marcha equivalente ao solo no que diz respeito às variáveis angulares e espaço-temporais dentro de um período de 15 minutos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Desenho do estudo

Trata-se de um estudo observacional do tipo descritivo. A denominação estudo observacional é reservada à investigação de situações que ocorrem naturalmente, não havendo intervenção promovida pelo pesquisador. Os estudos do tipo descritivos, por sua vez, objetivam informar sobre a distribuição de um evento na população, em termos quantitativos.⁵⁷

2.2 População e amostra

A amostra foi recrutada em listas de espera ou de atendimento em centros de reabilitação de referência do Sistema Único de Saúde (SUS) e clínicas de fisioterapia privadas da cidade de Natal-RN. Para participar do estudo, os indivíduos deveriam preencher os seguintes critérios de inclusão: apresentar seqüela de hemiparesia decorrente de um único Acidente Vascular Encefálico isquêmico ou hemorrágico; tempo de lesão superior a 6 meses; faixa etária igual ou inferior a 76 anos; ser classificados entre os níveis 1 e 2 da Escala de Ashworth Modificada para o membro inferior parético (ANEXO 1);²³ capacidade de deambular sem qualquer tipo de órtese ou dispositivo de auxílio à marcha em superfície plana; ausência de sinais clínicos de alterações cardíacas, arritmia ou angina (*New York Heart Association* grau I);⁵⁸ ausência de outro prejuízo ortopédico ou neurológico que altere a marcha; capacidade de obedecer a comandos; e pouca ou nenhuma experiência prévia na esteira.

Um total de 23 indivíduos se enquadraram nos critérios de inclusão, no entanto apenas 17 fizeram parte da amostra. Foram excluídos do estudo os indivíduos que no decorrer da pesquisa apresentaram incapacidade de completar os 15 minutos de marcha na esteira, quer por fobia, por ultrapassarem os 75% da frequência cardíaca máxima de acordo com a fórmula proposta por Tanaka et al.⁵⁹ ou por apresentarem um aumento de 10 mmHg na pressão arterial sistólica após o início do procedimento de avaliação.⁶⁰ Também foram excluídos àqueles nos quais houve perda de pelo menos uma das múltiplas capturas cinemáticas pelo sistema de análise do movimento durante o procedimento de coleta.

2.3 Aspectos éticos

Foram respeitados os aspectos éticos através do respaldo na Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Os participantes foram informados e instruídos quanto à pesquisa, seus objetivos e procedimentos, e estes, só tiveram início após a assinatura de um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1). O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, sob o parecer número 266/2008 (ANEXO 2).

2.4 Local de data da realização do estudo

Os dados do presente estudo foram coletados no Laboratório de Análise do Movimento Humano do Departamento de Fisioterapia da Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), em Natal-RN, no período compreendido entre novembro de 2008 e março de 2009.

2.5 Instrumentos de medida para avaliação

2.5.1 Avaliação da incapacidade

A quantificação da dependência funcional dos indivíduos em atividades de vida diária foi verificada através da Medida de Independência Funcional (MIF), a qual consiste em um instrumento amplamente difundido no mundo e possui uma versão brasileira validada em pacientes com lesões medular e encefálica. Esta escala é composta por dois domínios, o motor e o cognitivo. Neste estudo, foi avaliado apenas o domínio motor, o qual possui 13 itens subdivididos em quatro categorias: autocuidados, transferência, locomoção e controle esfinteriano. Para cada item são atribuídas pontuações para a carga de cuidados demandada para a realização de uma série de tarefas, variando de 1 (dependência total) a 7 (independência completa). O escore da MIF motora varia de 13 a 91 pontos. Pontuações maiores demonstram maior independência do indivíduo (ANEXO 3).²¹

2.5.2 Avaliação da capacidade de deambulação

A capacidade de realizar a marcha foi avaliada pelo protocolo de Categoria de Deambulação Funcional (Functional Ambulatory Classification - FAC), o qual consiste em uma medida amplamente utilizada e com validade e confiabilidade comprovadas em população de pacientes com hemiparesia crônica decorrente de AVE.⁶¹ Trata-se de uma escala ordinal que pontua os níveis de suporte necessários para a realização marcha (ANEXO 4). Suas pontuações variam de 0 (deambulação não-funcional) a 5 (independente na marcha).^{22,23}

2.5.3 Avaliação do equilíbrio

A avaliação do equilíbrio foi realizada por meio da Escala de Equilíbrio Funcional de Berg (*Berg Balance Scale* - BBS) que avalia o desempenho do equilíbrio funcional durante a realização de atividades comuns da vida diária e tem sido apontada como uma estimativa apropriada e efetiva em pacientes com AVE.⁶² Possui uma versão brasileira validada⁶³ e apresenta 14 itens pontuados em uma escala ordinal com cinco alternativas que vão de zero a quatro pontos. O escore da BBS varia de 0 a 56 pontos, sendo que, quanto maior o valor obtido, melhor o equilíbrio do sujeito avaliado (ANEXO 5).^{64,65}

2.5.4 Sistema de análise do movimento – Cinemetria

A análise da marcha foi realizada no solo e na esteira por meio do Sistema de Análise do Movimento *Qualisys Motion Capture Systems* (Qualisys Medical AB, 411 13 Gothenburg, Suécia), que consiste em um sistema fotogrametria baseado em vídeo composto por câmaras (unidades de captura) interligadas em série. O sistema foi composto por 3 câmeras *Qualisys ProReflex MCU 240* que emitem luz infravermelha através de refletores localizados ao redor de suas lentes. A luz projetada é então refletida para as câmeras por marcadores passivos posicionados em locais específicos do corpo dos participantes. Os dados captados em imagem bidimensional (2D) são processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 2.1* - QTM. A partir da combinação das imagens de pelo menos 2 câmeras visualizando cada marcador torna-se possível a obtenção das coordenadas deste e a reconstrução do movimento (cinemetria) em 3 dimensões (3D).⁶⁶ (FIGURA 1)

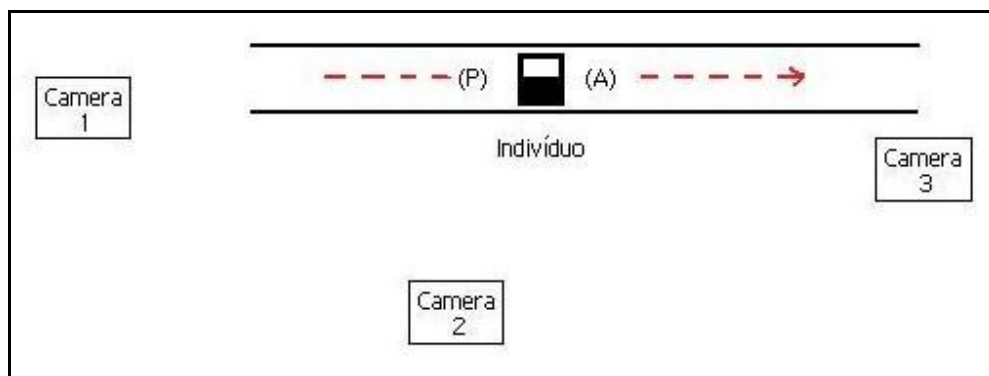


Figura 1: Posicionamento das câmeras e do indivíduo para a captura do movimento na esteira e no solo – (A) representa a porção anterior do corpo, e (P), a posterior. A seta em vermelho indica a direção do movimento.

A fim de permitir o rastreamento acurado dos marcadores e transformação dos dados em 3D, o sistema necessita obter informações sobre o posicionamento e orientação de cada câmera. Para tanto, foi realizado o processo de calibração do sistema, por meio da utilização de uma estrutura metálica em forma de “L” posicionada no local onde os participantes andaram, inicialmente no solo, e posteriormente na esteira. Nesta estrutura encontravam-se fixados 4 marcadores passivos com distância entre eles conhecida pelo sistema, possibilitando a definição das coordenadas de referência global representadas pelo eixo X (médio-lateral), o eixo Y (ântero-posterior) e o eixo Z (próximo-distal). Sobre estes eixos foi feita a varredura da área de coleta com uma haste em forma de “T” contendo dois marcadores reflexivos fixados em suas extremidades, sendo a distância entre eles de 749,4 mm. A haste foi movida por 20 segundos em todos os planos de acordo com as instruções contidas no manual.⁶⁶ Nas coletas foram utilizados marcadores passivos esféricos com 19 e 15 mm de diâmetro e os parâmetros de predição de erro e residual máximo foram estabelecidos em 15 mm e 5 mm respectivamente. Os dados foram capturados em uma frequência de 120 Hz. (FIGURA 2).

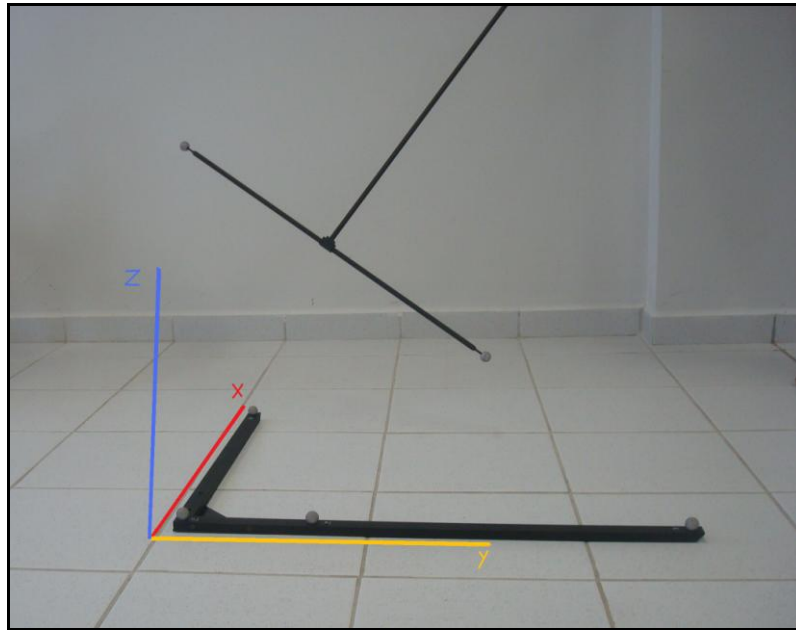


Figura 2: Procedimento de calibração no solo – as retas coloridas representam os eixos das coordenadas de referência global

Antes da coleta dinâmica da marcha, foi realizada uma coleta estática do indivíduo em posição ortostática (posição de referência), a fim de oferecer dados para posterior criação do seu modelo biomecânico. Para tanto, foram colocados marcadores passivos esféricos sobre proeminências ósseas nas extremidades proximais e distais dos segmentos, denominadas marcas anatômicas, que delimitaram os segmentos de interesse do estudo. Além destas marcas, foram utilizadas marcas para rastreamento (*clusters*) dos segmentos no espaço durante o movimento. Estas foram colocadas no terço médio e na face lateral dos segmentos da coxa e perna, contendo 4 marcadores posicionados de forma não-colinear em uma base quadrada fixada com velcro a uma faixa elástica de neoprene.⁶⁷⁻⁶⁹

2.5.5 Esteira elétrica

Para avaliação da marcha na esteira foi utilizado o sistema para treinamento de marcha *Gait Trainer System 2* (Biodex Medical Systems, NY, EUA), composto por uma esteira elétrica paramentada. Ela possui área para caminhada de 160 x 51 cm, barra anterior, monitoração cardíaca por sensores de bio-impedância localizados na barra anterior e pelo monitor *Polar Telemetry* (Polar, EUA) fixado ao tórax do paciente. Possibilita incrementos na velocidade de 0.04 m/s e velocidade máxima de

4,7 m/s. Juntamente com a esteira, foi utilizado o sistema de suspensão dinâmica do corpo *Unweighing System* (Biodex Medical Systems, NY, USA), composto por um colete acoplado a um mecanismo de suspensão do peso corporal. Este colete foi utilizado apenas para evitar o medo de queda que o participante pudesse vir a sentir durante a coleta neste meio, além de garantir a segurança dele caso ocorresse algum tropeço, desta forma, não foi permitida nenhuma porcentagem de suporte de peso corporal.^{46,48} (FIGURA 3).



Figura 3: Sistema de avaliação de marcha na esteira

2.6 Procedimentos de Coleta

Os participantes foram instruídos sobre os objetivos e os procedimentos da pesquisa, e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Àqueles que atenderam aos critérios de inclusão, foram convidados a fazerem parte da amostra do estudo. Inicialmente foram avaliados quanto a dados sobre sua identificação pessoal, medidas antropométricas, dados relacionados ao seu diagnóstico, experiência com a marcha em esteira, uso de medicamentos e sinais vitais (APÊNDICE 2).

A avaliação foi realizada em dois dias. No primeiro foi feita a avaliação subjetiva da marcha com o uso da FAC e aplicação dos questionários MIF motora e

BBS diretamente com os participantes. No dia seguinte, foi realizada a avaliação biomecânica da marcha no solo e na esteira.

Antes do início das coletas foi necessário preparar os participantes, os quais deviam estar descalços e vestindo um short padronizado fornecido pela pesquisadora, estando a lateral deste presa com velcro para permitir a visualização de todo o membro inferior parético. Neste, foram inseridas as marcas anatômicas e de rastreamento através de fita adesiva dupla face. Para garantir a fidedignidade no posicionamento das marcas, todas elas foram colocadas pelo mesmo pesquisador, assim como foi demarcada a sua localização precisa com caneta dermatográfica. As primeiras marcas que possibilitaram a formação dos segmentos coxa, perna e pé foram: trocânter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, calcâneo, cabeça do 5º metatarso e do 1º metatarso. Como marcas de rastreamento, foram posicionadas as bases quadradas com quatro marcadores, descritos na sessão anterior, no terço médio da coxa e perna, assim como marcadores colocados no calcâneo e cabeça do 1º metatarso do pé não-parético (FIGURA 4).



(A)



(B)

Figura 4: Posição de referência para a captura estática e disposição dos marcadores – (A) vista frontal e (B) vista lateral.

Foi realizada a calibração do Sistema *Qualisys* no solo conforme descrito anteriormente, e em seguida, foi capturada uma coleta estática. Para isto, os voluntários foram instruídos a permanecerem parados, em posição ortostática, com todos os marcadores descritos anteriormente (FIGURA 4). A captura do dado teve uma duração de 5s. Posteriormente foram retiradas as marcas anatômicas, exceto as do calcâneo, maléolo lateral e cabeça do 5º metatarso, as quais juntamente com as duas bases quadradas da coxa e perna, permaneceram para rastreamento dos segmentos durante as capturas dinâmicas da marcha.

Os sujeitos foram instruídos a caminhar em velocidade auto-selecionada, tida como usual e confortável para eles, no espaço de 8 m delimitado para as coletas dinâmicas da marcha no solo (S).^{39,41,45} Eles também foram instruídos a segurar o braço parético caso este obstruísse a visualização dos marcadores pelas câmeras. Cada voluntário deambulou no mínimo 8 vezes (repetições) por toda a extensão do local. (FIGURA 5).



Figura 5: Marcha no solo – coleta dinâmica.

Após o término das coletas no solo, foi processada a média de velocidade dos ciclos obtidos na região central da passarela de 2 coletas que apresentassem boa qualidade, geralmente escolhidas entre a 4ª e a 6ª repetição. O valor desta média foi utilizado como parâmetro para ajuste da velocidade na esteira. O acompanhamento de todos os procedimentos, seja no solo, ou na esteira, foi

registrado em uma ficha de acompanhamento do paciente (APÊNDICE 3).

Para a coleta sobre a esteira, inicialmente foi realizada a calibração do sistema de forma similar ao solo, no entanto, o *kit* de calibração foi colocado em cima da esteira (FIGURA 2). Posteriormente os participantes foram posicionados na esteira, onde foi fixado o monitor de frequência cardíaca em seu tórax, aferida a sua pressão arterial, e ajustado o colete do sistema suspensão do peso corporal com porcentagem de suporte de peso igual a zero. A captura estática ocorreu nos mesmos moldes da coleta realizada no solo.

Antes do início da coleta dinâmica, os participantes foram instruídos a segurarem a barra anterior (FIGURA 6). Àqueles que não conseguiam segurar com o membro superior parético, foram auxiliados a fim de não obstruir a visualização das marcas pelas câmeras. Antes do início da coleta foram dadas as seguintes orientações: “A velocidade da esteira será igual à velocidade que você andou no solo. Você vai andar na esteira por um tempo total de 15 minutos, com 2 intervalos para descanso. Lembre-se de que se você sentir qualquer desconforto ou cansaço poderá pressionar o botão vermelho ou falar para o pesquisador que estará ao seu lado para parar a esteira. A esteira vai começar a mover em poucos segundos e você deverá andar nela como se estivesse andando no chão.”⁴¹



Figura 6: Marcha na esteira – coleta dinâmica

Durante toda a coleta, um auxiliar ficou ao lado do paciente, inicialmente ajustando o parâmetro de velocidade, e posteriormente, observando os valores de frequência cardíaca. O indivíduo andou na esteira por um tempo total de 15 minutos, sendo este subdividido em 3 coletas de 5 minutos (C1, C2 e C3). Entre cada coleta foram aferidas a frequência cardíaca e a pressão arterial, assim como foi permitido descanso em média de 3 minutos. Em cada uma das 3 coletas, após ser assumida a velocidade pré-estabelecida, foram feitas capturas de imagens com duração de 25s no 4º minuto de caminhada na esteira (FIGURA 7).

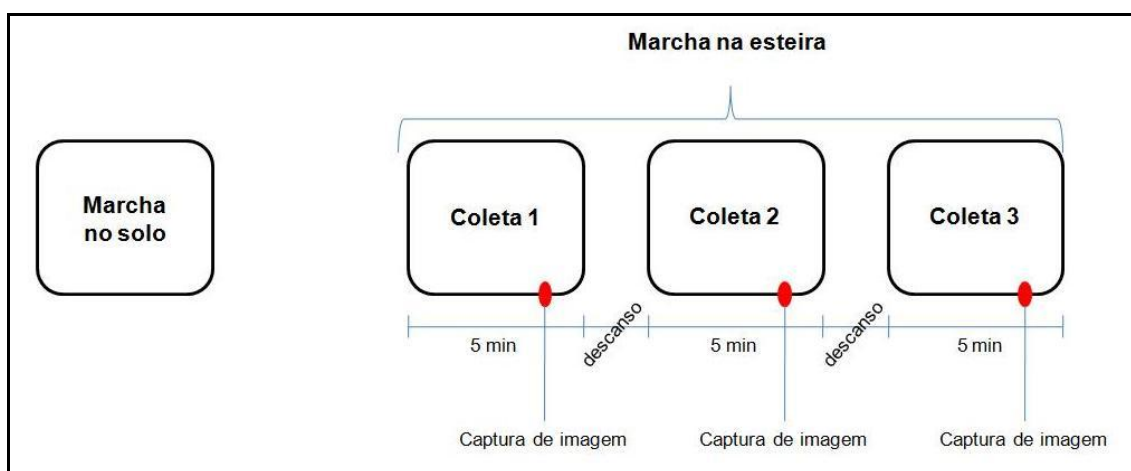


Figura 7: Modelo esquemático dos procedimentos de coleta de dados.

A escolha deste desenho para a coleta de dados foi baseada em estudos que investigaram o processo adaptativo de indivíduos à esteira,^{39,41} entretanto, como este processo foi avaliado em jovens e idosos saudáveis, pôde ser permitido um período de 15 minutos seguidos (sem descanso) de marcha neste meio. Vale ressaltar que muitos dos integrantes da atual pesquisa apresentaram uma faixa etária elevada acrescida às conseqüências físicas geradas não só pela lesão encefálica, mas também decorrentes de um processo compensatório secundário, assim, de forma semelhante à amostra de idosos pesquisada no estudo de Wass et. al.⁴¹, supôs-se que a nossa poderia vir a necessitar de um período maior para se familiarizar a este ambiente. Como a estruturação de uma sessão com um tempo maior e ininterrupto de marcha na esteira poderia levar a fadiga, exaustão e conseqüente sobrecarga no sistema cardiovascular destes sujeitos, o presente estudo foi estruturado para promover a análise de marcha na esteira em múltiplos pequenos intervalos de caminhada nela dentro de uma única sessão, assim como

propôs Wass et. al. ⁴¹ para estudos subseqüentes com idosos que apresentem algum processo patológico.

Para delimitar o tempo que os participantes do estudo deveriam andar na esteira de forma ininterrupta antes dos intervalos para descanso, foi realizado um estudo piloto precedente no Laboratório de Análise do Movimento Humano da UFRN. Indivíduos hemiparéticos com características clínicas e critérios de inclusão idênticos aos adotados por esta pesquisa foram instruídos a caminhar na esteira com um protocolo experimental semelhante, no entanto, não foi estipulado o tempo determinado para a caminhada. Observou-se em média que com 5 minutos de marcha na esteira, os sujeitos relatavam fadiga ou apresentavam aumento expressivo nos valores referentes à frequência cardíaca. Desta forma, estipulou-se que o tempo máximo que eles deveriam andar na esteira sem período para descanso seria de 5 minutos, sendo a captura de dados realizada 1 minuto antes do final da coleta para fornecer uma margem suficiente para evitar qualquer efeito adverso vinculado à fadiga.

2.7 Redução dos dados

2.7.1 Parâmetros cinemáticos, espaciais e temporais

Para processamento dos dados no solo, foram selecionados 5 ciclos de marcha do membro inferior parético, os quais apresentaram média de velocidade igual a que foi selecionada como parâmetro para a coleta na esteira. Nas 3 capturas de imagens na esteira (C1, C2 e C3) foram processados os 5 melhores ciclos de marcha da perna parética entre os 10 primeiros realizados nos 25s de captura de dados.

As variáveis espaço-temporais da marcha investigadas no solo e na esteira foram: velocidade da marcha (m/s), cadência (passos/min), comprimento da passada (m), tempo do ciclo (s), tempo do passo da perna parética e da não-parética (s), e a razão de simetria entre o tempo do passo, razão esta obtida através da divisão do tempo do passo (s) dado com a perna parética pelo tempo do passo (s) dado pela perna não-parética. ¹⁹

No que diz respeito às variáveis angulares, foram investigados os deslocamentos angulares ($^{\circ}$) das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior parético no plano sagital, assim como as porcentagens do ciclo da marcha onde eles foram encontrados. Para o joelho e quadril foram analisadas: angulação na fase de contato inicial (CI), máxima extensão no apoio, e máxima flexão no balanço. Para o tornozelo consistiram em: angulação na fase de contato inicial (CI), máxima flexão no apoio, máxima extensão na transição entre apoio e balanço, e máxima flexão no balanço.^{39,41,47} Também foi avaliada a amplitude alcançada por cada uma das articulações no decorrer do ciclo, valor este obtido pela angulação mínima ($^{\circ}$) subtraída da angulação máxima ($^{\circ}$).

Os dados captados foram inicialmente processados através do *software Qualisys Track Manager 2.1 - QTM*. Nele, foram nomeados os marcadores e feita a seleção automática das trajetórias pertencentes a cada um deles, caso ocorresse alguma obstrução ou impossibilidade do marcador ser visto por pelo menos 2 câmeras, foi permitida interpolação por no máximo 20 quadros. O processo de interpolação utiliza um algoritmo que reconstrói a possível trajetória do marcador perdido.

Em seguida, os dados foram exportados para o *software Visual 3D (C-Motion, Rockville, MD, EUA)*, versão Basic/RT 3.99.25.8, o qual permite a construção do modelo biomecânico do indivíduo e a análise das variáveis. O modelo biomecânico foi construído utilizando as coletas estáticas com suas marcas e os dados antropométricos. As marcas anatômicas localizadas no trocânter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur, juntamente com o a base quadrada fixada na coxa, foram utilizadas para definir o segmento coxa. As marcas anatômicas dos epicôndilos medial e lateral do fêmur, dos maléolos medial e lateral, somadas à base quadrada da perna, definiram o segmento perna. Por fim, as marcas anatômicas localizadas nos maléolos medial e lateral, no calcâneo e nas cabeças do 5^o metatarso e do 1^o metatarso, definiram o pé. Neste segmento, algumas marcas anatômicas serviram para rastreamento.⁷⁰

Para obtenção dos deslocamentos angulares de cada articulação, foi necessária a associação dos segmentos, que neste modelo biomecânico são considerados como corpos rígidos, com um sistema de coordenadas que utiliza a seqüência dos ângulos de Cardan.⁷¹ Vale salientar que foi usada a regra da mão direita para a definição de valores positivos e negativos relativos aos deslocamentos

angulares⁷⁰. Neste estudo, apenas os ângulos do plano sagital foram considerados, assim como a posição de referência ou ortostática foi utilizada para alinhar os segmentos e consecutivamente possibilitar a construção do modelo biomecânico. O ângulo do quadril foi obtido pela associação do segmento coxa com o sistema de coordenadas virtuais do laboratório. O ângulo do joelho, por sua vez, foi obtido pelos deslocamentos entre a coxa e a perna. Para obtenção da angulação do tornozelo, foi necessária primeiramente a construção de um segmento virtual do pé que permitiu o alinhamento deste com a perna. O ângulo desta articulação foi obtido pela união do pé virtual com a perna.

A fim de eliminar ruídos provocados pela movimentação das marcas, foi usado um filtro passa-baixa (*low pass Butterworth*) com frequência de corte estabelecida em 6 Hz às trajetórias dos marcadores.^{19,72,73}

Os deslocamentos angulares do quadril, joelho e tornozelo, tanto no solo quanto na esteira, foram normalizados em porcentagem no decorrer do ciclo de marcha (0% a 100%). Para delimitar o início e fim do ciclo foi necessária a demarcação de dois eventos consecutivos de CI no pé parético. Como os participantes deste estudo apresentaram tipo de contato com o solo bastante heterogêneo, variando de contato com o calcâneo, com o antepé, à contato com a planta do pé como um todo, o evento CI foi considerado pela observação dos marcadores inseridos no calcâneo, cabeça do 5º metatarso, ou estas 2 marcas em conjunto, respectivamente. O evento foi delimitado tomando como base a representação gráfica desses marcadores no eixo Y e Z.⁷⁴ Esta demarcação foi também realizada no pé não parético para oferecer dados para a análise de variáveis relacionadas ao passo.

2.8 Análise Estatística

A análise estatística foi realizada utilizando os programas SPSS (*Statistical Package for the Social Science*) versão 16.0 e Statistica versão 7.0. O nível de significância foi estabelecido em 5%. Inicialmente utilizou-se a análise estatística descritiva das variáveis idade, sexo, peso, estatura, dimídio parético, tempo de lesão e velocidade de marcha no solo.

Foi realizada a análise estatística de significância para a comparação das variáveis angulares e espaço-temporais em cada uma das condições (solo e diferentes coletas na esteira). O primeiro passo foi utilizar o teste de *Shapiro-Wilk* para verificar a normalidade das variáveis. Quando estas apresentaram distribuição normal foi usado o teste paramétrico ANOVA de medidas repetidas, que serviu para comparar a variabilidade de médias das diferentes condições com a variabilidade dentro de cada condição. Como este teste só demonstra a se há ou não a diferença, para detectar quais as médias são estatisticamente diferentes das demais, foi utilizado o teste de *Tukey*. Quando os dados não apresentaram distribuição normal, foram lançados mão os testes não paramétricos correspondentes, teste de *Friedman* e teste de *Wilcoxon*.

As hipóteses levantadas durante a realização dos testes ANOVA de medidas repetidas ou *Friedman* foram:

- 1- Hipótese nula (H_0) – Não há diferença entre cada uma das variáveis analisadas na marcha no solo (S) e entre o 4º minuto das coletas de marcha na esteira C1, C2 e C3.
- 2- Hipótese 1 (H_1) - Há diferença entre cada uma das variáveis analisadas na marcha no solo (S) e entre o 4º minuto das coletas de marcha na esteira C1, C2 e C3.

Quando foi rejeitada a H_0 , ou seja, quando foi detectada diferença estatisticamente significativa entre os meios (solo e diferentes coletas na esteira) foi realizado o teste de *Tukey* ou o de *Wilcoxon* para determinar onde realmente ocorreu a diferença.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados e discussão a respeito dos achados desse estudo estão dispostos no artigo intitulado: “Análise cinemática da marcha de indivíduos hemiparéticos crônicos em solo e diferentes períodos na esteira”.

ESTUDO COMPARATIVO DA MARCHA DE INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS NO SOLO E NA ESTEIRA

LUCIANA DE ANDRADE MENDES ^a; ANA RAQUEL RODRIGUES LINDQUIST ^a.

^a Departamento de Fisioterapia, Curso de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal-RN, Brasil

RESUMO

Este estudo teve como objetivo comparar a marcha de indivíduos hemiparéticos no solo e em diferentes períodos na esteira. Foram incluídos 17 indivíduos hemiparéticos crônicos, os quais deambularam sobre a esteira e solo com a mesma velocidade. O sistema de análise do movimento Qualisys Medical AB foi utilizado para quantificar as variáveis angulares referentes ao membro inferior parético e as variáveis espaço-temporais nas duas condições: marcha no solo e marcha na esteira, sendo esta última realizada em 3 coletas de 5 minutos. Durante a primeira coleta os sujeitos deambularam na esteira com maior cadência, menor comprimento da passada, menor tempo de passo com o membro inferior parético, maior amplitude de movimento para as articulações do quadril e joelho, maior flexão do joelho no contato inicial, maior extensão do joelho e menor dorsiflexão do tornozelo no apoio. Vale ressaltar que a máxima flexão do joelho e a máxima dorsiflexão do tornozelo no balanço ocorreram tardiamente na esteira. Comparações entre as coletas sobre esteira não demonstraram mudança na marcha no decorrer do tempo, entretanto, quando confrontada a terceira coleta na esteira com o solo, algumas variáveis revelaram equivalência entre os meios como a amplitude total do quadril, o ângulo do joelho no contato inicial e sua máxima extensão no apoio. Desta forma, a marcha em esteira mesmo demonstrando uma certa influência do processo de familiarização, não apresentou uma mudança completa em suas características em indivíduos com hemiparesia crônica.

1 INTRODUÇÃO

Após um Acidente Vascular Encefálico (AVE), os indivíduos acometidos podem apresentar dificuldades na realização da marcha em virtude de uma série de alterações na motricidade voluntária, no tônus muscular, na estabilidade postural e no equilíbrio¹.

O treino de marcha em esteira é uma abordagem terapêutica utilizada na reabilitação da marcha destes sujeitos e vem apresentando resultados favoráveis por aumentar a intensidade da prática propiciando um treinamento tarefa-específica^{2,3}. A esteira também vem sendo usada como ferramenta para análise da marcha por possibilitar avaliação de uma maior quantidade de ciclos com velocidade controlada em um espaço reduzido⁴⁻⁶. Entretanto, é questionável se a marcha sobre ela pode reproduzir fielmente a marcha no solo⁷. A caminhada na esteira pode ser uma tarefa inicialmente não familiar para indivíduos que nunca se locomoveram neste meio, entretanto, após o fornecimento de um tempo adequado de exposição, estudos apontaram que às variáveis espaço-temporais e angulares envolvidas na marcha na esteira poderiam ser similares aos reproduzidos no solo^{8,9}. Em jovens saudáveis este achado foi encontrado para as variáveis cinemáticas relativas ao membro inferior após 6 minutos de marcha na esteira⁹, e após 4 minutos para os movimentos pélvicos e da coluna lombar⁸, entretanto, em idosos saudáveis, mesmo após 15 minutos de exposição, não foi promovida similaridade entre as variáveis cinemáticas do membro inferior entre esteira e solo⁶.

Em indivíduos hemiparéticos foram constatadas diferenças entre a marcha no solo e na esteira, contudo, as análises realizadas foram pontuais e não observaram o comportamento das variáveis envolvidas no decorrer do tempo. Considerando as variáveis espaço-temporais, foi observada maior simetria, maior período em apoio simples e em apoio no membro inferior parético durante a marcha na esteira¹⁰⁻¹². No entanto, há discordância entre os autores no que se refere à cadência da marcha, a qual foi considerada igual entre os dois meios¹², maior na esteira¹⁰ e maior no solo¹³. O mesmo aconteceu com o tempo do ciclo da perna parética onde foi visto que a esteira levou ao seu aumento em um estudo¹³ e a sua diminuição em outro¹⁰. Em relação às variáveis cinemáticas angulares, apenas um estudo piloto foi realizado nesta população¹³, sendo observado que a esteira levou a uma menor extensão do quadril no período de apoio e uma maior flexão no balanço, assim como promoveu

um atraso na ocorrência da extensão máxima do joelho e a flexão plantar máxima do tornozelo no ciclo durante a marcha neste meio.

Tendo em vista a ampla utilização da esteira para avaliação e tratamento da marcha de sujeitos hemiparéticos por AVE, aliado ao desconhecimento sobre o processo adaptativo desta população à esteira, o presente estudo teve como objetivo observar se pode haver similaridade entre as variáveis angulares do membro inferior parético no plano sagital e espaço-temporais da marcha no solo e em diferentes períodos na esteira.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Participantes

Um total de 23 indivíduos foi recrutado em centros de reabilitação de acordo os seguintes critérios de inclusão: apresentar seqüela de hemiparesia decorrente de um único AVE isquêmico ou hemorrágico; tempo de lesão superior a 6 meses; níveis 1 e 2 da Escala de Ashworth Modificada para o membro inferior parético¹⁴; capacidade de deambular sem órtese ou dispositivo de auxílio à marcha em superfície plana; ausência de sinais clínicos de alterações cardíacas, arritmia ou angina (New York Heart Association grau I)¹⁵; ausência de outro comprometimento neurológico ou ortopédico que alterasse a marcha; capacidade de obedecer a comandos verbais simples; e pouca ou nenhuma experiência prévia na esteira. Destes, 6 indivíduos foram excluídos por apresentaram inabilidade de completar os 15 minutos de marcha na esteira por fobia, por ultrapassarem os 75% da frequência cardíaca máxima¹⁶ ou por apresentarem um aumento de 10 mmHg na pressão arterial sistólica após o início da avaliação¹⁷, ou ainda, se houvesse perda de capturas cinemáticas pelo sistema de análise do movimento durante a coleta.

Este estudo foi inicialmente aprovado pelo Comitê de Ética local, e cada participante assinou um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

2.2 Instrumentação

Os dados cinemáticos e espaço-temporais foram obtidos pelo *Qualisys Motion Capture System* (Qualisys Medical AB, 411 13 Gothenburg, Suécia), composto por 3 câmeras que capturaram os dados a 120 Hz. Foram utilizados marcadores esféricos

passivos nos seguintes pontos anatômicos do membro inferior parético: trocânter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, calcâneo, cabeça do 5º metatarso e do 1º metatarso. Foram posicionados *clusters* no terço médio da coxa e perna com quatro marcadores dispostos de forma não-colinear. No membro inferior não parético foram colocados marcadores no calcâneo e cabeça do 1º metatarso.

A marcha na esteira foi avaliada com o sistema *Gait Trainer System 2* (Biodex Medical Systems, NY, EUA), composto por uma esteira elétrica acoplada a um mecanismo de suspensão, *Unweighing System* (Biodex Medical Systems, NY, USA), que foi usado apenas para garantir a segurança dos participantes, não sendo provida nenhuma porcentagem de suporte de peso corporal¹⁰.

2.3 Procedimento de teste

Foram aplicados os protocolos Categoria de Deambulação Funcional¹⁸, Escala de Equilíbrio Funcional de Berg¹⁹ e o domínio motor da Medida de Independência Funcional²⁰ para caracterizar a amostra em termos de capacidade de realizar a marcha, equilíbrio durante a realização de atividades funcionais e dependência funcional, respectivamente.

Antes da captura de dados, as câmeras foram posicionadas e o sistema calibrado de acordo com instruções contidas no manual²¹. Foi realizada uma captura estática com o indivíduo em posição ortostática e com todos os marcadores anteriormente descritos, sucedida pelas coletas em movimento realizadas apenas com os *clusters* e com os marcadores no calcâneo, maléolo lateral e cabeça do 5º metatarso do membro inferior parético, e os marcadores inseridos no membro inferior não parético.

2.3.1 Marcha no solo

A coleta no solo foi realizada enquanto os sujeitos caminhavam em velocidade confortável sobre uma passarela de 8 m^{6,9}. Cada voluntário deambulou no mínimo 8 vezes, sendo instruídos a segurar o braço parético caso ele obstruísse a visualização dos marcadores pelas câmeras. A média de velocidade dos ciclos obtidos na região central da passarela foi utilizada como parâmetro para ajuste da velocidade na esteira.

2.3.2 Marcha na esteira

Os participantes andaram na esteira segurando a barra anterior por 15 minutos, subdivididos em 3 coletas de 5 minutos (C1, C2 e C3). Entre cada coleta foi permitido descanso em média de 3 minutos, e foi verificada a frequência cardíaca e a pressão arterial. Em cada uma das 3 coletas, após assumida a velocidade pré-estabelecida, foram feitas capturas de imagens no 4º minuto de caminhada.

2.4 Redução dos dados

Foram analisados 5 ciclos de marcha do membro inferior parético no solo e nas coletas na esteira. As variáveis espaço-temporais investigadas foram: velocidade, cadência, comprimento da passada, tempo do ciclo, tempo do passo da perna parética e da não-parética, e a razão de simetria entre o tempo do passo obtida pela divisão do tempo do passo dado com a perna parética pelo tempo do passo da perna não-parética. As variáveis angulares foram: amplitude total das articulações do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior parético no plano sagital; seus deslocamentos angulares e as porcentagens do ciclo onde eles foram encontrados. Para o joelho e quadril foram investigadas: angulação na fase de contato inicial, máxima extensão no apoio, e máxima flexão no balanço. Para o tornozelo consistiram em: angulação no contato inicial, máxima flexão no apoio, máxima extensão na transição entre apoio e balanço, e máxima flexão no balanço.

O processamento dos dados e a análise das variáveis foram obtidos pelo *software* Visual 3D (C-Motion, Rockville, MD, EUA), versão Basic/RT 3.99.25.8. Os marcadores localizados no trocânter maior do fêmur, epicôndilo medial e lateral do fêmur e a base quadrada fixada na coxa foram utilizados para definir o segmento coxa. Os marcadores dos epicôndilos medial e lateral do fêmur, dos maléolos medial e lateral, somados à base quadrada da perna, definiram o segmento perna. Por fim, as marcas localizadas nos maléolos medial e lateral, no calcâneo e nas cabeças do 5º metatarso e do 1º metatarso, definiram o pé. Para obtenção dos deslocamentos angulares de cada articulação, foi necessária a associação dos segmentos sendo o ângulo do quadril obtido pela associação do segmento coxa com o sistema de coordenadas virtuais do laboratório, o ângulo do joelho e tornozelo, pelos deslocamentos entre a coxa com a perna, e perna com o pé, respectivamente. A regra da mão direita foi utilizada para definir os ângulos²².

Foi permitida interpolação de trajetórias até 20 quadros e utilizado filtro low

pass Butterworth com freqüência de corte de 6 Hz. Para delimitar o ciclo de marcha e eventos relativos ao passo, foram demarcados os eventos de contato inicial em ambos os pés com base na representação gráfica dos marcadores do calcâneo e cabeça do 5º metatarso no eixo Y e Z.

A análise estatística foi realizada para comparar das variáveis angulares e espaço-temporais em cada uma das condições (solo e diferentes coletas na esteira) por meio do programa SPSS (Statistical Package for the Social Science) versão 16.0. O nível de confiança foi estabelecido em 5%. A normalidade das variáveis foi verificada pelo teste Kolmogorov-Smirnov. Quando estas apresentaram distribuição normal, foi usado o teste ANOVA de medidas repetidas e o teste de Tukey. Quando os dados não apresentaram distribuição normal, foram utilizados os testes não paramétricos correspondentes, teste de Friedman e de Wilcoxon.

3 RESULTADOS

3.1 Avaliação Clínica

A amostra foi composta por 17 indivíduos, sendo 10 homens e 7 mulheres, 10 com hemiparesia direita e 7 com esquerda. Outras características clínicas e demográficas estão dispostas na Tabela 1.

Tabela 1. Características clínicas e demográficas dos participantes (n=17).

	Média ± DP	Amplitude
Idade (anos)	56.24 ± 9.56	39-76
Massa corpórea (Kg)	71.23 ± 10.67	50-91,5
Altura (m)	1.61 ± 0.10	1.47-1.76
Tempo de Lesão (meses)	31.12 ± 20.92	7-84
Velocidade (m/s)	0.58 ± 0.26	0.21-1.16
FAC	4 ± 0.70	3-5
MIF motora	79 ± 6.34	70-88
BBS	50 ± 8.34	22-54

Abreviações: FAC, Categoria de Deambulação Funcional; MIF motora, domínio motor na Medida de Independência Funcional; BBS, Escala do Equilíbrio Funcional de Berg.

3.2 Variáveis espaço-temporais

As médias das variáveis espaço-temporais nas condições solo (S) e esteira (C1, C2 e C3) estão representadas na tabela 2.

Tabela 2. Variáveis espaço-temporais durante a marcha no solo (S) e na coleta 1 (C1), coleta 2 (C2) e coleta 3 (C3) de marcha na esteira.

	Solo	Esteira		
		C1	C2	C3
Cadência (passos/min)	85.41 ± 16.22	88.65 ± 16.75^b	88.96 ± 15.88^c	88.52 ± 14.93^b
Comprimento da passada (m)	0.80 ± 0.25	0.76 ± 0.24^c	0.76 ± 0.25^d	0.76 ± 0.25^c
Tempo do ciclo (s)	1.46 ± 0.33	1.41 ± 0.32	1.40 ± 0.30	1.40 ± 0.27
Tempo de passo com o MIP (s)	0.82 ± 0.23	0.78 ± 0.21^a	0.77 ± 0.19^a	0.77 ± 0.17^b
Tempo de passo com o MINP (s)	0.64 ± 0.13	0.63 ± 0.13	0.63 ± 0.12	0.63 ± 0.12
Razão de Simetria do passo (s)	1.28 ± 0.25	1.22 ± 0.21	1.23 ± 0.20	1.23 ± 0.19

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Abreviações: MIP, membro inferior parético; MINP, membro inferior não parético. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre solo e condição de análise de marcha na esteira: ^a $P < 0.05$, ^b $P = 0.01$, ^c $P < 0.01$, ^d $P = 0.001$.

Foram encontradas diferenças significativas nas variáveis espaço-temporais quando as condições C1, C2 e C3 foram confrontadas com a condição S. Observou-se que os indivíduos na esteira andaram com uma maior cadência (S x C1 e S x C3: $p = 0.01$; S x C2: $p < 0.01$), menor comprimento da passada (S x C1 e S x C3: $p < 0.01$; S x C2: $p = 0.001$) e menor tempo de passo com o membro inferior parético (S x C1 e S x C2: $p < 0.05$; S x C3: $p = 0.01$).

3.3 Variáveis angulares

As médias dos ângulos articulares do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital encontram-se representadas na figura 1.

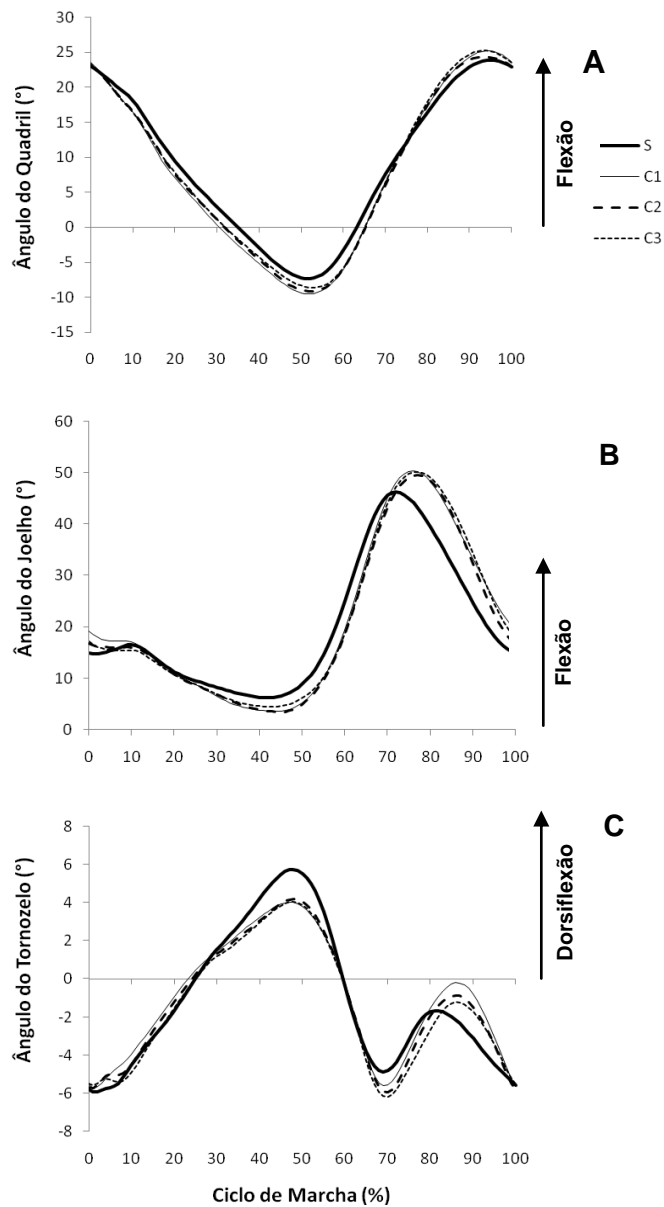


Figura 1. Média de flexão/extensão do quadril e joelho, dorsiflexão/flexão plantar do tornozelo - (S) marcha no solo, (C1) coleta 1 de marcha na esteira, (C2) coleta 2 de marcha na esteira, (C3) coleta 3 de marcha na esteira. Gráficos representativos das articulações quadril (A), joelho (B) e tornozelo (C).

A análise estatística do deslocamento angular da articulação do quadril (Tabela 3) evidenciou que a condição C1 apresentou uma amplitude articular maior quando comparado com a condição S ($p=0.01$).

Tabela 3. Variáveis angulares do quadril durante a marcha no solo (S) e na coleta 1 (C1), coleta 2 (C2) e coleta 3 (C3) de marcha na esteira.

	Solo	Esteira		
		C1	C2	C3
Ângulo no CI (°)	23.05 ± 5.71	23.63 ± 6.90	23.09 ± 7.25	23.36 ± 7.21
Máx. extensão no apoio (°)	-8.26 ± 7.33	-10.34 ± 6.07	-9.92 ± 6.23	-9.61 ± 6.13
Máx. flexão no balanço (°)	24.79 ± 6.12	26.04 ± 7.37	25.36 ± 8.10	26.10 ± 7.99
Amplitude (°)	33.22 ± 6.38	36.43 ± 7.44^a	35.37 ± 7.79	35.90 ± 8.10

Valores representados em média (± desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre solo e condição de análise de marcha na esteira: ^a $P=0.01$.

Os dados angulares da articulação do joelho (Tabela 4) mostraram que a esteira levou a um aumento da flexão no contato inicial (S x C1: $p<0.01$), na extensão máxima de joelho no apoio (C1 x S e C2 x S: $p<0.05$) e na amplitude de movimento (S x C1 e S x C3: $p<0.01$; S x C2: $p=0.01$). Também foi demonstrado que o alcance da flexão máxima no balanço encontrou-se tardio no decorrer do ciclo de marcha nas condições C1 (76% do ciclo), C2 (77% do ciclo) e C3 (76% do ciclo) quando confrontados com a condição S (72% do ciclo). Visualizar figura 1B (C1 x S, C2 x S e C3 x S: $p<0.001$).

Tabela 4. Variáveis angulares do joelho durante a marcha no solo (S) e na coleta 1 (C1), coleta 2 (C2) e coleta 3 (C3) de marcha na esteira.

	Solo	Esteira		
		C1	C2	C3
Ângulo no CI (°)	14.93 ± 8.71	19.20 ± 10.09^c	16.78 ± 9.99	17.05 ± 10.21
Máx. extensão no apoio (°)	5.15 ± 12.11	1.99 ± 8.98^a	1.87 ± 9.29^a	2.70 ± 9.75
Máx. flexão no balanço (°)	48.17 ± 13.50	51.88 ± 14.09	51.41 ± 15.73	52.44 ± 16.20
Amplitude (°)	43.64 ± 12.63	49.89 ± 12.06^b	49.54 ± 13.59^c	49.74 ± 14.19^b

Valores representados em média (± desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre solo e condição de análise de marcha na esteira: ^a $P<0.05$, ^b $P=0.01$, ^c $P<0.01$.

Considerando a articulação do tornozelo (Tabela 5), observa-se que a

condição S levou a uma maior dorsiflexão no apoio quando comparada com as condições C1, C1 e C3 (C1 x S e C2 x S: $p < 0.05$; S x C3: $p = 0.01$). A dorsiflexão máxima do tornozelo no balanço ocorreu tardiamente no ciclo nas condições C1 (86% do ciclo), C2 (86% do ciclo) e C3 (86% do ciclo) quando comparadas com S (83% do ciclo). Visualizar figura 1C (C1 x S: $p = 0.01$; C2 x S e C3 x S: $p = 0.05$).

Tabela 5. Variáveis angulares do tornozelo durante a marcha no solo (S) e na coleta 1 (C1), coleta 2 (C2) e coleta 3 (C3) de marcha na esteira.

	Solo	Esteira		
		C1	C2	C3
Ângulo no CI (°)	-5.78 ± 7.76	-5.55 ± 7.32	-5.68 ± 8.09	-5.51 ± 8.43
Máx. dorsiflexão no apoio (°)	6.67 ± 5.33	5.07 ± 4.63^a	5.01 ± 5.11^a	4.84 ± 5.20^b
Máx. flexão plantar no pré-balanço (°)	-6.81 ± 5.80	-8.04 ± 6.66	-8.38 ± 7.25	-8.92 ± 7.64
Máx. dorsiflexão no balanço (°)	-0.97 ± 8.27	0.38 ± 7.06	-0.13 ± 7.75	-0.61 ± 8.42
Amplitude (°)	15.88 ± 4.31	14.81 ± 4.30	15.04 ± 4.83	15.36 ± 5.53

Valores representados em média (\pm desvio padrão). Abreviação: CI, contato inicial. Ajuste em negrito significa que os valores foram significativos. Comparações significativas entre solo e condição de análise de marcha na esteira: ^a $P < 0.05$, ^b $P = 0.01$.

4 DISCUSSÃO

4.1 Variáveis espaço-temporais

O presente estudo mostrou que indivíduos hemiparéticos crônicos andaram em todas as condições na esteira com maior cadência, menor comprimento da passada e menor tempo de passo com o membro inferior parético, desta forma, mesmo após 3 exposições intervaladas à marcha em esteira, o tempo provido não foi suficiente para levar a uma equivalência nas variáveis espaço-temporais na esteira e no solo⁶.

Confrontando estes resultados com os de outras pesquisas que efetuaram esta comparação entre marcha na esteira e no solo com indivíduos hemiparéticos, observamos que os achados de cadência corroboraram com os achados de alguns

autores^{10,11}, sendo opostos, no entanto, aos de outros^{12,13}. Puh et al.¹³ observaram uma diminuição na cadência com consecutivo aumento no comprimento da passada. Este resultado pode ser justificado pelo fato de que os sujeitos analisados no estudo deles apresentavam uma média de idade inferior e capacidade de marcha na esteira sem o apoio dos membros superiores na barra anterior, sugerindo desta forma, um melhor equilíbrio durante esta atividade. Vale ressaltar também que eles forneceram familiarização prévia ao protocolo experimental, e sua amostra, provavelmente, apresentava um condicionamento físico e cardio-respiratório melhor, confirmado pela maior velocidade de marcha e pela capacidade de permanecer caminhando na esteira por um período de 15 minutos sem intervalo, fazendo com que eles conseguissem manter a velocidade da esteira igual a do solo sem necessitar utilizar a estratégia que nossos pacientes requisitaram por meio do aumento de cadência e diminuição do comprimento da passada.

No estudo de Harris-Love et al.¹² os participantes também andaram na esteira com apoio na barra anterior, no entanto, a cadência entre os dois meios foi igual, o que pode ter sido ocasionado pela familiarização prévia à esteira fornecida aos participantes antes do protocolo experimental. Estudos comparativos entre a marcha nestes dois meios com indivíduos saudáveis também encontraram um aumento na cadência durante a marcha em esteira^{5,7,23}. Alton et. al.⁷ atribuíram este aumento a um possível senso de urgência em colocar o pé em balanço ocasionado pela movimentação passiva que a esteira promove ao levar o membro em suporte para trás, assim como ao estiramento facilitatório dos músculos flexores do quadril e flexores plantares no final do período de apoio²⁴.

O tempo do passo com o membro inferior parético foi menor nas condições na esteira. Sugerimos que esta facilidade em avanço deste membro pode ser advinda do aumento da cadência e da diminuição do comprimento da passada, ou ainda, oriunda do apoio na barra anterior pelos membros superiores, facilitando a estabilidade e a manutenção do posicionamento dos sujeitos na esteira em movimento²⁵.

4.2 Variáveis angulares

Ao analisar os deslocamentos angulares do quadril, joelho e tornozelo do membro inferior parético entre as condições S e C1, observamos maior flexão do joelho no contato inicial, maior extensão do joelho e menor dorsiflexão do tornozelo

no apoio. Estes achados foram diferentes dos encontrados por Puh et al.¹³ que observaram menor angulação da articulação do quadril durante a extensão máxima no apoio e maior flexão no balanço na esteira quando comparada com o solo. No nosso estudo, a maior flexão do quadril no balanço foi vista apenas como uma tendência. Deve-se levar em consideração que após um AVE, os indivíduos podem apresentar um padrão de marcha heterogeneo¹. Tomando com base este princípio, supomos que a amostra do estudo de Puh et al.¹³ pode ter adotado um padrão de ativação muscular mais próximo do normal²⁶ que pode ter refletido em menores alterações nas variáveis angulares, ou ser apenas um reflexo da velocidade de marcha maior que eles deambularam na esteira, em média de 0,73m/s.

Em relação a articulação do joelho, observamos que a condição C1 desencadeou uma maior flexão no contato inicial e extensão no apoio em comparação com a condição S. Harris-Love et al.²⁷, analisando a atividade eletromiográfica da musculatura extensora do joelho, observaram um início precoce de sua ativação na preparação para o apoio durante a marcha em esteira, indicando que este meio poderia favorecer a uma maior extensão no contato inicial. Isso não foi visto no nosso estudo, podendo estar associado ao menor comprimento da passada, ou ainda representar um reflexo de não familiaridade com este ambiente, corroborando assim, a equivalência entre a flexão do joelho no contato inicial entre as condições S, C2 e C3.

Os estudos de Parvataneni et. al.²⁸ e Riley et. al.⁴ mostraram que, em indivíduos saudáveis, ocorreu uma maior extensão do joelho durante a marcha no solo quando comparada à esteira. No presente estudo o aumento na extensão do joelho na esteira pode estar vinculado ao somatório da espasticidade da musculatura extensora desta articulação, aliado à movimentação passiva que a esteira promove levando o membro inferior para trás durante o apoio.

No que se refere aos deslocamentos angulares máximos da articulação do tornozelo, nenhuma pesquisa referiu diferenças entre a marcha na esteira e no solo^{4,7,13,28}. No nosso estudo foi observada uma maior dorsiflexão no apoio durante a marcha no solo, assim como uma tendência a maior flexão plantar no final do apoio durante a marcha em esteira, atribuído por nós a uma possível estimulação de exteroceptores localizados na planta do pé ocasionada pela movimentação da esteira, levando em consideração que a amostra deste estudo apresentava espasticidade leve na musculatura do membro inferior e deambulou descalça. Hesse

et. al.¹¹ mostraram que a marcha na esteira não favoreceu uma atividade prematura do músculo gastrocnêmio do membro inferior parético, entretanto, sua amostra deambulou na esteira com uma velocidade inferior à do solo. Como não analisamos atividade eletromiográfica, não podemos precisar se esta tendência a uma flexão plantar excessiva durante a marcha em esteira foi advinda de um aumento da espasticidade da musculatura flexora plantar.

Vale ressaltar que alguns eventos relativos a fase de balanço ocorreram tardiamente em todas as coletas na esteira em relação ao solo, como a máxima flexão do joelho e a máxima dorsiflexão do tornozelo. Este fenômeno pode ser decorrente de um possível encurtamento da fase de balanço do membro inferior parético provocado pela movimentação da esteira, que levaria a um aumento no tempo de apoio deste membro, ou mesmo desencadeado em virtude de uma alteração no tônus muscular. É interessante sinalizar que mesmo em estudos comparativos com adultos jovens notou-se que o sincronismo das fases de apoio e balanço na esteira pode ser executado de forma diferente no solo pelo gerador central de padrão⁵. Puh el at.¹³ também encontraram um atraso em alguns eventos durante a marcha na esteira, entretanto, estes estavam vinculados à fase de apoio.

A amplitude total de movimento mostrou-se maior durante a marcha em esteira apenas para as articulações do quadril e joelho. Alton et. al.⁷ também observaram achado semelhante vinculado a articulação do quadril, porém de forma idêntica ao nosso estudo, não foi rastreada a movimentação do tronco. Levando em consideração que a realização da marcha na esteira pode provocar uma maior inclinação do corpo para frente¹⁰, não se pode precisar se este aumento da amplitude de movimento do quadril esteve relacionado à movimentação da coxa ou do tronco. Murray et. al.²³ notaram uma diminuição na amplitude do joelho na esteira, entretanto, eles realizaram comparações com adultos jovens saudáveis com velocidades diferentes entre os meios, e não foi provido um detalhamento metodológico suficiente para fornecer subsídios a uma comparação entre estudos. No nosso, esta maior amplitude total de movimento da articulação do joelho na esteira foi ocasionada pelo aumento da extensão no apoio e pela tendência a uma flexão maior no balanço.

Ao analisar o comportamento das variáveis angulares no decorrer do tempo, notamos que mesmo após 15 minutos de marcha na esteira, algumas variáveis como a amplitude do joelho e a máxima dorsiflexão no apoio continuaram divergindo

da condição S. Outras variáveis como a amplitude total do quadril, o ângulo do joelho no contato inicial e sua máxima extensão no apoio, demonstraram equivalência com a marcha no solo durante a condição C3. Sugerindo que, de alguma forma, este período de exposição à esteira possibilitou uma influência de processos adaptativos⁸. Desta forma, os indivíduos hemiparéticos desta pesquisa podem ter utilizado estratégias compensatórias que adultos e idosos saudáveis, em outros estudos, utilizaram, na tentativa de promover uma semelhança entre algumas variáveis cinemáticas envolvidas na marcha na esteira e no solo, como uma modificação em parâmetros cinéticos e eletromiográficos, todavia, estes não foram analisados no presente estudo^{4,29}.

A principal justificativa para a permanência de discrepâncias entre as variáveis espaço-temporais e angulares na esteira e no solo é de que o tempo de 15 minutos não foi suficiente para promover similaridade nos parâmetros de marcha, de forma semelhante aos idosos participantes da pesquisa de Wass et. al.⁶.

A esteira facilita uma movimentação passiva nos membros inferiores, levando-os para trás, fazendo o indivíduo caminhar sem que seu corpo progrida no espaço¹⁰, e sem o fluxo óptico adequado³⁰. Desta forma, a caminhada neste meio pode induzir informações conflitantes, não só visuais, assim como vestibulares e proprioceptivas, as quais somadas, possuem uma influência poderosa no padrão de marcha³¹. Estas informações sensoriais contraditórias providas pela esteira podem ser facilmente resolvidas em sujeitos saudáveis^{8,9}, no entanto, os participantes da atual pesquisa, em virtude da lesão encefálica, possuem uma modificação na integração sensorio-motora³⁰ e podem ter apresentado dificuldades em integrar estas informações tão importantes na modulação do gerador central de padrões³². Vale salientar que muitos dos participantes da atual pesquisa também eram idosos, portanto, apresentavam uma provável lentidão na aprendizagem de uma nova tarefa motora⁶.

Este estudo foi realizado com sujeitos com hemiparesia crônica, independentes na locomoção e com um bom equilíbrio em atividades funcionais, portanto, os seus resultados não podem ser extrapolados para toda uma população com AVE, visto a heterogeneidade no padrão de marcha que esta pode apresentar, especialmente para aqueles pacientes que possuem um maior dano no controle motor, os quais possivelmente necessitariam da implementação do suporte de peso e assistência manual para desempenharem a marcha na esteira. Outra limitação

encontrada foi que a análise cinemática angular foi realizada apenas no membro inferior parético, não levando em consideração as estratégias compensatórias adotadas pelo outro membro inferior.

Levando em consideração que das 19 variáveis cinemáticas analisadas entre os meios, 8 divergiram do solo durante a primeira coleta na esteira, e ao final da terceira coleta, este número reduziu para 5 variáveis. Portanto, concluímos que sujeitos hemiparéticos apresentaram equivalência na grande maioria das variáveis espaço temporais e angulares durante a marcha na esteira e no solo, embora não completamente em um período de 15 minutos, visto que cadência e amplitude total do joelho continuaram maiores na esteira, enquanto que comprimento da passada, tempo do passo com o membro inferior parético e dorsiflexão máxima no apoio permaneceram maiores no solo. Concluímos que a esteira pode ser utilizada para treinamento e avaliação da marcha, todavia, a interpretação das variáveis produzidas nela deve ser realizada com cautela, pois podem ser um pouco diferentes das geradas durante a marcha no solo. Futuras pesquisas devem ser realizadas para fornecer mais subsídios sobre comparações da marcha no solo e esteira, tanto aumentando o tempo de exposição à marcha em esteira, quanto analisando outras variáveis envolvidas como as estratégias compensatórias utilizadas pelo membro inferior não parético e a ativação muscular.

REFERÊNCIAS

1. Perry J. Análise da Marcha: Marcha Patológica. Barueri: Manole; 2005. v. 2.
2. Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. Arch Phys Med Rehabil 2003;84(10):1458-65.
3. Lindquist ARR, Prado CL, Barros RML, Mattioli R, Costa PHL, Salvini TF. Gait training combining partial body weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on post-stroke gait. Phys Ther 2007;87:1144-1154.
4. Riley PO, Paolini G, Croce UD, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. Gait Posture

2007;26:17-24.

5. Stolze H, Kutzt-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, Illert M. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997;105:490-497.

6. Wass E, Taylor NF, Matsas A. Familiarization to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture* 2005;21:72-79.

7. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clin Biomech* 1998;13:434-440.

8. Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clin Biomech* 1996;11(8):484-486.

9. Matsas A, Taylor NF, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 2000;11:46-53.

10. Bayat R, Barbeau H, Lamontagne A. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2005;19:115-124.

11. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1998;80:421-427.

12. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KH, Smith GV. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2001;15(2):105-112.

13. Puh U, Baer GD. A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: a pilot study. *Disabil Rehabil*

2009;31(3):202-210.

14. Wade DT. Measurement in neurological rehabilitation. New York, NY: Oxford University Press; 1992.

15. Remme WS, Swedberg K. Guidelines for the diagnosis and treatment of chronic heart failure. Eur Heart J. 2001;22:1527-1560.

16. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age – Predicted Maximal Heart Revisited. J Am Coll Cardiol. 2001;37:153-6.

17. Werner C, Frankenberg SV, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill Training With Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients: A Randomized Crossover Study. Stroke 2002;33:2895-2901.

18. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meibner D, Pohl M. Predictive validity and responsiveness of the Functional Ambulation Category in hemiparetic patients after stroke. Arch Phys Med Rehabil 2007;88:1314-1319.

19. Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. Braz J Med Biol Res 2004;37:1411-1421.

20. Riberto M, Miyazaki MH, Jucá SSH, Sakamoto H, Pinto PPN, Battistella LR. Validação da Versão Brasileira da Medida de Independência Funcional Acta Fisiatr 2004;11(2):72-76.

21. Qualisys Track Manager User Manual. Qualisys AB. Suécia, 2006.

22. Visual3D Online Documentation. C-Motion, Inc. Disponível em: <<http://www.c-motion.com/help/>> Acesso em: 15 de janeiro de 2009.

23. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, et al. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. J Appl Physiol 1985;59:87-91.

24. Shepherd R, Carr J. Treadmill walking in neurorehabilitation. *Neurorehabil Neural Repair* 1999;13:171-173.
25. Goldberg EJ, Kautz SA, Neptune RR. Can treadmill walking be used to assess propulsion generation? *J Biomech* 2008;41:1805-1808.
26. Hesse S, Werner C, Paul T, Bardeleben A, Chaler J. Influence of walking speed on lower limb muscle activity and energy consumption during treadmill walking of hemiparetic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 2001;82:1547-1550.
27. Harris-Love ML, Macko RF, Whitall J, Forrester LW. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2004;18:154-160.
28. Parvataneni K, Ploeg L, Olney SJ, Brouwer B. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clin Biomech* 2009;24:95-100.
29. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* 2008;104:747-755.
30. Prokop T, Schubert M, Berger W. Visual influence on human locomotion. Modulation to changes in optic flow. *Exp. Brain Res* 1997;114:63-70.
31. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther* 1994;9:872-881.
32. Dietz V. Spinal Cord Pattern Generations for Locomotion. *Clin Neurophys* 2003;114:1379-1389.

4 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a demonstração dos resultados encontrados pelo nosso estudo chegamos às seguintes considerações:

- 1- Há diferenças entre as variáveis espaço-temporais na esteira e no solo em uma população de sujeitos hemiparéticos. Eles andaram na esteira com uma maior cadência, menor comprimento da passada e menor tempo de passo com o membro inferior parético.
- 2- As variáveis angulares também demonstraram diferenças entre os meios para sujeitos hemiparéticos. Durante a marcha em esteira foi constatada maior amplitude de movimento para as articulações do quadril e joelho, maior flexão do joelho no contato inicial, maior extensão do joelho e menor dorsiflexão do tornozelo no apoio. Assim como a máxima flexão do joelho e a máxima dorsiflexão do tornozelo no balanço ocorreram tardiamente na esteira.
- 3- Sujeitos hemiparéticos apresentaram uma tendência a apresentarem equivalência nas variáveis envolvidas na marcha na esteira e no solo, embora não de forma completa dentro de um período de 15 minutos, visto que cadência e amplitude total do joelho continuaram maiores na esteira, enquanto que comprimento da passada, tempo do passo com o membro inferior parético e dorsiflexão máxima no apoio permaneceram maiores no solo.
- 4- Sujeitos hemiparéticos não demonstraram modificações no decorrer do tempo nas variáveis espaço-temporais e angulares entre as coletas na esteira, demonstrando uma constância no padrão de marcha desempenhado neste meio.

Este estudo apresentou algumas limitações como a realização da análise cinemática apenas no membro inferior parético, não considerando possíveis estratégias compensatórias em outras partes do corpo que indivíduos hemiparéticos normalmente empregam para facilitar a locomoção. Como sugestão, outros estudos devem ser realizados para fornecer maiores subsídios para discussão do processo comparativo entre marcha na esteira e no solo em sujeitos hemiparéticos crônicos. Estas pesquisas devem focar na análise de outras variáveis envolvidas como a atividade eletromiográfica da musculatura de membros inferiores e a avaliação deste processo por um período de tempo maior.

5 REFERÊNCIAS – 1° E 2° CAPÍTULO

1. Alvarenga RMP, Braga JL, Moraes Neto JBM. Como diagnosticar e tratar: Acidente Vascular Cerebral. Revista Brasileira de Medicina 2003; 60(3): 88-96.
2. O' SULLIVAN SB. Acidente Vascular Encefálico. In: _____, SCHMITZ TJ. Fisioterapia: Avaliação e Tratamento. 4. ed. Barueri: Manole, 2004. p. 519-581.
3. Camargo ECS, Bacheschi LA, Massaro AR. Stroke in Latin America. Neuroimag Clin N Am 2005; 15: 283-296.
4. Ministério da Saúde. Indicadores do Pacto pela Vida no RN. Disponível em: http://www.saude.rn.gov.br/contentproducao/aplicacao/sesap/saude_destaque/gerados/indicadores.asp. Acesso em: Maio, 2009.
5. Martins Jr ANN, Figueiredo MM, Rocha OD, Fernandes MAF, Jeronimo SMB, Dourado Jr ME. Frequency of Stroke Types at an Emergency Hospital en Natal, Brazil. Arq Neuropsiquiatr 2007; 65(4-B): 1139-1143.
6. Pan-American Health Organization. Regional Core Health Data Initiative. Available at: www.paho.org/english/dd/ais/coredata.htm. Accessed by may, 2009.
7. Curioni C, Cunha CB, Veras RP, André C. The decline in mortality from circulatory diseases in Brazil. Rev Panam Salud Publica. 2009; 25(1): 9-15.
8. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Gait Posture 1996; 4: 136-148.
9. Dietz V. Spinal Cord Pattern Generations for Locomotion. Clin Neurophys 2003; 114: 1379-1389.
10. Perry J. Análise da Marcha: Marcha Normal. Barueri-SP: Manole, 2005. v. 1.
11. Magee DJ. Avaliação Musculoesquelética. 3 ed. Barueri: Manole, 2002.
12. Perry J. Análise da Marcha: Marcha Patológica. Barueri-SP: Manole, 2005. v. 2.

13. Chen CL, Chen HC, Tang SF, Wu CY, Cheng PT, Hong WH. Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *Am J Phys Med Rehabil* 2003; 82: 925-935.
14. Hsu AL, Tang PF, Jan MH. Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 1185-1193.
15. Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Billings Jr E, Nickel VL. Gait parameters following stroke: A practical assessment. *J Rehabil Res Dev* 1995; 32: 25-31.
16. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KH, Smith GV. Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2001; 15(2): 105-112.
17. Lucareli PRG, Greve JMA. Alteration of the load-response mechanism of the knee joint during hemiparetic gait following stroke analyzed by 3-dimensional kinematic. *Clinics* 2006; 61(4): 295-300.
18. Lucareli PRG, Greve, JMA. Knee joint dysfunctions that influence gait in cerebrovascular injury. *Clinics* 2008; 63: 443-450.
19. Chen G, Patten C, Kothari DH, Zajac FE. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait Posture* 2005; 22: 51-56.
20. Olney SJ, Griffin MP, McBride ID. Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Phys Ther* 1994; 9: 872-881.
21. Riberto M, Miyazaki MH, Jucá SSH, Sakamoto H, Pinto PPN, Battistella LR. Validação da Versão Brasileira da Medida de Independência Funcional Acta Fisiatr 2004; 11(2): 72-76.

22. Holden MK, Gill KM, Magliozzi MR, Nathan J and Piehl-Baker L: Clinical gait assessment in the neurologically impaired. *Phys Ther* 1984, 64: 35-40.
23. Wade DT. *Measurement in neurological rehabilitation*. New York, NY: Oxford University Press; 1992.
24. Taylor NF, Evans MO, Goldie PA. Angular Movements of Lumbar Spine and Pelvis can be reliably measured after four minutes of treadmill walking. *Clin Biomech* 1996; 11(8): 484-486.
25. Duward RB, Baer WD, Rowe PJ. *Movimento funcional humano: mensuração e análise*. São Paulo: Manole, 2001.
26. Rose J, Gamble JG. *Marcha Humana*. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998.
27. Finch L, Barbeau H. Hemiplegic gait: new treatment strategies. *Physiother Can* 1986; 38: 362-341.
28. Dobkin B, Fowler E, Gregor R. A strategy to train locomotion in patients with chronic hemiplegic stroke. *Ann Neurol* 1991; 30: 278.
29. Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84(10): 1458-65.
30. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke* 1998; 29: 1122-1128.
31. Lindquist ARR, Prado CL, Barros RML, Mattioli R, Costa PHL, Salvini TF. Gait training combining partial body weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on post-stroke gait. *Phys Ther* 2007; 87: 1144-1154.
32. Dietz V, Colombo G. *Recovery from spinal cord injury-underlying mechanisms*

and efficacy of rehabilitation. *Acta Neurochir Suppl* 2004; 89: 95-100.

33. Dietz V, Wirz M, Jansen L. Locomotion in patients with Spinal Cord Injuries. *Phys Ther* 1997; 77:508-516.

34. Kandel ER, Schwartz JH, Jessel TM. *Princípios da Neurociência*. 4 ed. Barueri, SP: Manole, 2003.

35. Van de Crommert HW, Mulder T, Duysens J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern Generator and its relation to treadmill training. *Gait Posture* 1998; 7: 251-263.

36. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *J Appl Physiol* 2008; 104: 747-755.

37. Riley PO, Paolini G, Croce UD, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2007; 26: 17-24.

38. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Mondwurf C, Boczek-Funcke A, Jöhnk K, Deuschl G, Illert M. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; 105: 490-497.

39. Matsas A, Taylor NF, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarized treadmill walking can be generalized to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait Posture* 2000; 11: 46-53.

40. Van de Putte M, Hagemester N, St-Onge N, Parent G, de Guise JA. Habituation to treadmill walking. *Biomed Mater Eng* 2006; 16: 43-52.

41. Wass E, Taylor NF, Matsas A. Familiarization to treadmill walking in unimpaired older people. *Gait Posture* 2005; 21: 72-79.

42. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of

overground and treadmill walking. *Clin Biomech* 1998; 13: 434-440.

43. Greig C, Butler F, Skelton D, Mahmud S, Young A. Treadmill walking in old age may not reproduce the real life situation, *J Am Geriatr Soc* 1993, 41: 15-18.

44. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 80: 421-427.

45. Harris-Love ML, Macko RF, Whitall J, Forrester LW. Improved hemiparetic muscle activation in treadmill versus overground walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2004; 18: 154-160.

46. Bayat R, Barbeau H, Lamontagne A. Speed and temporal-distance adaptations during treadmill and overground walking following stroke. *Neurorehabil Neural Repair* 2005; 19: 115-124.

47. Puh U, Baer GD. A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: a pilot study. *Disabil Rehabil* 2009; 31(3): 202-210.

48. Bello O, Sanchez JA, Fernandez-del-Olmo. Treadmill walking in Parkinson's disease patients: adaptation and generalization effect. *Mov Disord* 2008; 23(9): 1243-1249.

49. Parvataneni K, Ploeg L, Olney SJ, Brouwer B. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. *Clin Biomech* 2009; 24: 95-100.

50. Zanetti C, Schieppati M. Quiet stance control is affected by prior treadmill but not overground locomotion. *Eur J Appl Physiol* 2007; 100: 331-339.

51. Strathy GM, Chao EY, Laughman RK. Changes in knee function associated with treadmill ambulation. *J Biomech* 1983; 16: 517-22.

52. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, et al. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J Appl Physiol* 1985; 59: 87-91.
53. Savelberg HHCM, Vorstenbosch MATM, Kamman EH, Van de Weijer JGW, Schambardt HC. Intra-stride belt-speed variation affects treadmill locomotion. *Gait Posture* 1998; 7: 26-34.
54. Wall JC, Charteris J. A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics* 1981; 24(7): 531-542.
55. Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clin Biomech* 1996; 11(8): 484-486.
56. Lavcanska V, Taylor NF, Schache AG. Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Hum Mov Sci* 2005; 24: 544-557.
57. Pereira MG. *Epidemiologia: Teoria e prática*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan; 1995 p. 550.
58. Remme WS, Swedberg K. Guidelines for the diagnosis and treatment of chronic heart failure. *Eur Heart J*. 2001; 22: 1527-1560.
59. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age – Predicted Maximal Heart Revisited. *J Am Coll Cardiol*. 2001; 37: 153-6.
60. Werner C, Frankenberg SV, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill Training With Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients: A Randomized Crossover Study. *Stroke* 2002; 33: 2895-2901.
61. Mehrholz J, Wagner K, Rutte K, Meibner D, Pohl M. Predictive validity and responsiveness of the Functional Ambulation Category in hemiparetic patients after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 1314-1319.

62. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Phys Ther* 2008; 88(5): 559-566.
63. Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res* 2004; 37: 1411-1421.
64. Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Aust J Physiother* 2001; 47: 29-38.
65. Wee JXM, Bagg SD, Palepu A. The Berg Balance Scale as a Predictor of Length of Stay and Discharge Destination in an Acute Stroke Rehabilitation Setting. *Arch Phys Med Rehabil* 1999; 80: 448-452.
66. Qualisys Track Manager User Manual. Qualisys AB. Suécia, 2006.
67. Cappozzo A, Cappello A, Croce UD, Pensalfini F. Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Trans Biomed Eng* 1997; 44(12): 1165-1174.
68. Holden JP, Orsini JA, Siegel, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ. Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait Posture* 1997; 5: 217-227.
69. Capozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech* 1996; 11(2): 90-100.
70. Visual3D Online Documentation. C-Motion, Inc. Disponível em: <<http://www.c-motion.com/help/>> Acesso em: 15 de janeiro de 2009.
71. Cole GK, Nigg BM, Ronsky JL, Yeadon MR. Application of the joint coordinate system to three-dimensional joint attitude and movement representation: a standardization proposal. *J Biomech Eng* 1993; 115(4A): 344-349.

72. Winter DA. Kinematics. In: _____ Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2. ed. New York: Wiley Interscience, 1990. C.2, p.11-50.

73. Robertson DGE, Dowling JJ. Design and responses of Butterworth and critically damped digital filters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2003; 13: 569-573.

74. Mickelborough J, Van der Linden ML, Richards J, Ennos AR. Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait Posture* 2000; 11: 32-37.

ANEXO 1 – Escala de Ashworth Modificada

EXAME DO TÔNUS: ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA

GRAU 0	Nenhum aumento do tônus muscular	
GRAU 1	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por uma tensão momentânea ou por resistência mínima, no final da amplitude de movimento articular (ADM), quando a região é movida em flexão ou extensão	
GRAU 1+	Leve aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da ADM restante	
GRAU 2	Aumento mais marcante do tônus muscular, durante a maior parte da ADM, mas a região é movida facilmente	
GRAU 3	Considerável aumento do tônus muscular, o movimento passivo é difícil	
GRAU 4	Parte afetada rígida em flexão ou extensão	

ANEXO 2 – Carta de aprovação do Comitê de Ética



MINISTÉRIO DE EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE – UFRN
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA – CEP

PARECER Nº 266/2008

Prot. nº	105/08 – CEP-UFRN
CAAE	0119.0.051.000-08
Projeto de Pesquisa	Mudança adaptativas no padrão locomotor Hemiparético durante a marcha em esteira
Área de Conhecimento	Ciência da Saúde - Grupo III
Pesquisador Responsável	Ana Raquel Rodrigues Lindquist
Instituição Onde Será Realizado	Universidade Federal do Rio Grande do Norte
Instituição Sediadora	Departamento de Fisioterapia – UFRN
Nível de Abrangência do projeto de Pesquisa	Término de conclusão de curso
Período de realização	Início: Novembro 2008 – Término: Maio de 2009
Revisão ética em	10 de outubro de 2008

RELATO

1. RESUMO

1.1. Objetivo Geral:

> observar o processo de adaptação de sujeitos com hemiparesia crônica durante a marcha em esteira, comparando as características cinemáticas e espaço temporais da locomoção em esteira e solo.

1.2. Objetivos Específicos:

- > observar a quantidade de tempo despendida pelos sujeitos para se adaptar à esteira.
- > Comparar as características espaços-temporais do ciclo da marcha na esteira e solo.
- > Comparar as variáveis angulares do quadril, joelho e tornozelo do lado parético durante a marcha na esteira e no solo.
- > Correlacionar a marcha na esteira e no solo com a incapacidade funcional e o equilíbrio funcional e estático.

1.3. Metodologia:

- > preenchimento de uma ficha com dados de identificação e questionários sobre seu grau de compreensão, sobre a forma de realização de atividades do dia-a-dia e sobre a forma que se equilibra em pé.
- > no dia seguinte, serão aferidos os sinais vitais e a análise estabilométrica no baropodômetro e as análises de marcha na esteira e no solo.
- > a avaliação da marcha no solo será realizado em uma passarela de 8m, e da marcha na esteira, através do sistema Treino de Marcha *Gait Trainer System*.
- > serão analisadas informações das variáveis espaços-temporais (velocidade, comprimento do ciclo, cadência, duração do ciclo e tempo de apoio e balanço).
- > a pressão arterial será monitorada antes, durante e após o procedimento de coleta e a frequência cardíaca será monitorada durante todo o protocolo na esteira.
- > os dados serão publicados e armazenados durante o período de 5 anos após o término da pesquisa.
- > serão arrolados 20 sujeitos (de 40 a 75 anos).

1.4. Justificativa:

> o Acidente Vascular Encefálico (AVE) apresenta uma elevada incidência na população mundial como também no Brasil. Após o seu acometimento muitos indivíduos podem apresentar seqüelas funcionais consideráveis oriundas ao dano cerebral, demonstradas pela dificuldade ou incapacidade na realização de atividades da vida diária, incluindo nelas a marcha. Por isso, para auxiliar e guiar estratégias de tratamento de suas seqüelas, bem como proporcionar um maior entendimento sobre o processo de adaptação à esteira (meio bastante utilizado para tratamento dos distúrbios de marcha na esteira e no solo).

2. ENTENDIMENTOS E RECOMENDAÇÕES

> Entendemos que o projeto está bem instruído do ponto de vista ético, segundo as normas da resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde – CNS.

3. PARECER

Protocolo Aprovado


4. ORIENTAÇÕES AO PESQUISADOR

Em conformidade com a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP) através do Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa (Brasília, 2002) e Resol. 196/96 – CNS o pesquisador responsável deve:

1. entregar ao sujeito da pesquisa uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), na íntegra, por ele assinada (Resol. 196/96 – CNS – item IV.2d);
2. desenvolver a pesquisa conforme foi delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após a análise das razões da descontinuidade pelo CEP/UFRN (Resol. 196/96 – CNS – item III.3z);
3. apresentar ao CEP/UFRN eventuais emendas ou extensões ao protocolo original, com justificativa (Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa – CONEP – Brasília – 2002 – p.41);
4. apresentar ao CEP/UFRN relatório final após conclusão da pesquisa (Manual Operacional para Comitês de Ética em Pesquisa – CONEP – Brasília – 2002 – p.65);

O formulário para o Relatório Final está disponível na página do CEP/UFRN (www.etica.ufrn.br).

Natal, 17 de outubro de 2008.



Dulce Almeida
COORDENADORA DO CEP-UFRN

ANEXO 3 – Medida de Independência Funcional - MIF

N Í V E I S	7 – Independência completa (com segurança, em tempo normal)	Sem Ajuda
	6 – Independência modificada (ajuda técnica)	
	Dependência modificada	Ajuda
	5 – Supervisão	
	4 – Ajuda mínima (indivíduo ≥ 75%)	
	3 – Ajuda (indivíduo ≥ 50%)	
	2 – Ajuda máxima (indivíduo ≥ 25%)	
	1 – Ajuda total (indivíduo ≥ 0%)	
Autocuidados		
A- Alimentação		
B- Higiene pessoal		
C- Banho (banhar o corpo)		
D- Vestir metade superior		
E- Vestir metade inferior		
F- Utilização do vaso sanitário		
Controle de esfínteres		
G- Controle da diurese		
H- Controle da defecação		
Mobilidade		
Transferências		
I- Leito, cadeira, cadeira de rodas		
J- Vaso sanitário		
K- Banheira, chuveiro		
Locomoção		
L- Marcha / Cadeira de rodas		
M- Escadas		
Comunicação		
N- Compreensão		
O- Expressão		
Cognição Social		
P- Interação social		
Q- Resolução de problemas		
R- Memória		
Total		
Nota: Não deixe nenhum item em branco; se não for possível de ser testado, marque 1.		

ANEXO 4 – Categoria de Deambulação Funcional - FAC

NÍVEL		
0	Incapaz de andar ou necessita de duas ou mais pessoas	
1	Necessidade de suporte contínuo de uma pessoa para carregar o sujeito e manter seu equilíbrio e/ou coordenação	
2	Dependência contínua ou intermitente de outra pessoa para ajudar no equilíbrio ou coordenação	
3	Necessidade apenas de supervisão verbal. Precisam de alguém ao lado para ganhar confiança	
4	Move-se de forma independente, mas necessita de ajuda para subir degraus, rampas ou em piso irregular	
5	Independente na locomoção	

ANEXO 5 – Escala de Equilíbrio Funcional de Berg

VERSÃO BRASILEIRA

Local _____

Descrição do item ESCORE (0-4)

1. Posição sentada para posição em pé _____
2. Permanecer em pé sem apoio _____
3. Permanecer sentado sem apoio _____
4. Posição em pé para posição sentada _____
5. Transferências _____
6. Permanecer em pé com os olhos fechados _____
7. Permanecer em pé com os pés juntos _____
8. Alcançar a frente com os braços estendidos _____
9. Pegar um objeto do chão _____
10. Virar-se para olhar para trás _____
11. Girar 360 graus _____
12. Posicionar os pés alternadamente no degrau _____
13. Permanecer em pé com um pé à frente _____
14. Permanecer em pé sobre um pé _____

Total _____

Instruções gerais

Por favor, demonstrar cada tarefa e/ou dar as instruções como estão descritas. Ao pontuar, registrar a categoria de resposta mais baixa, que se aplica a cada item.

Na maioria dos itens, pede-se ao paciente para manter uma determinada posição durante um tempo específico. Progressivamente mais pontos são deduzidos, se o tempo ou a distância não forem atingidos, se o paciente precisar de supervisão (o examinador necessita ficar bem próximo do paciente) ou fizer uso de apoio externo ou receber ajuda do examinador. Os pacientes devem entender que eles precisam manter o equilíbrio enquanto realizam as tarefas. As escolhas sobre qual perna ficar em pé ou qual distância alcançar ficarão a critério do paciente. Um julgamento pobre irá influenciar adversamente o desempenho e o escore do paciente.

Os equipamentos necessários para realizar os testes são um cronômetro ou um relógio com ponteiro de segundos e uma régua ou outro indicador de: 5; 12,5 e 25 cm. As cadeiras utilizadas para o teste devem ter uma altura adequada. Um banquinho ou uma escada (com degraus de altura padrão) podem ser usados para o item 12.

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- () 4 capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- () 3 capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- () 2 capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas

- 1 necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- 0 necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- 4 capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 1 necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- 0 incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item No. 3. Continue com o item No. 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- 4 capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos
- 3 capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- 2 capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- 1 capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- 0 incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- 4 senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 controla a descida utilizando as mãos
- 2 utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- 1 senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- 0 necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- 4 capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- 3 capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- 2 capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão
- 1 necessita de uma pessoa para ajudar
- 0 necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- 4 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- 3 capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- 2 capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- 1 incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- 0 necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

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

- 4 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- 3 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- 2 capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- 1 necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- 0 necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível.

(O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90°. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível, peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- 4 pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- 3 pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança
- 2 pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- 1 pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- 0 perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

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

- 4 capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- 3 capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- 2 incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- 1 incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.

(O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento)

- () 4 olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- () 3 olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- () 2 vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- () 1 necessita de supervisão para virar
- () 0 necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- () 4 capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos
- () 3 capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- () 2 capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- () 1 necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- () 0 necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- () 4 capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- () 3 capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- () 2 capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- () 1 capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- () 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha; se você achar que não irá conseguir, coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- () 4 capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 3 capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 2 capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- () 1 necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos

() 0 perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

() 4 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos

() 3 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos

() 2 capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 3 segundos

() 1 tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente

() 0 incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

() Escore total (Máximo = 56)

APÊNDICE 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE FISIOTERAPIA

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

TÍTULO DA PESQUISA: Mudanças Adaptativas no Padrão Locomotor Hemiparético Durante a Marcha em Esteira

INVESTIGADORES: Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Luciana de Andrade Mendes

Natureza da pesquisa: Você é convidado para participar da pesquisa “Mudanças Adaptativas no Padrão Locomotor Hemiparético Durante a Marcha em Esteira” que é coordenada pela Prof. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist. Esta pesquisa procura avaliar o processo de adaptação à esteira em pessoas que tiveram derrame há mais de 6 meses. Para tanto serão avaliadas as características da forma de caminhar na esteira e no solo, as atividades de vida diária e o equilíbrio.

Participantes da pesquisa: Participarão deste estudo 20 indivíduos com dificuldade em movimentar um lado do corpo, de ambos os sexos, com idade entre 40 e 75 anos.

Envolvimento na pesquisa: Caso decida aceitar o convite, você será submetido aos seguintes procedimentos: preenchimento de uma ficha com dados de identificação, e questionários sobre seu grau de compreensão, sobre a forma de realização de atividades do dia-a-dia e sobre a forma que você se equilibra em pé. Será realizada uma avaliação da forma de andar enquanto você caminha num espaço de 10 metros e depois em uma esteira.

Procedimentos: Depois de avaliado, você será submetido a caminhar no chão e em uma esteira elétrica por um tempo de 15 minutos com intervalos para descanso.

Riscos: Esta pesquisa apresenta riscos mínimos. No entanto pode acontecer leve irritação da pele (vermelhidão) pelo uso da fita adesiva nos marcadores que serão colocados na pele. Caso isto ocorra, você deve comunicar o pesquisador. Se por acaso você se queixar de dor muscular após o teste, procure o pesquisador que tomará os procedimentos necessários como profissional qualificado.

Confidencialidade: Todas as informações coletadas neste estudo são confidenciais. Apenas os

pesquisadores terão conhecimento dos dados. Nos relatórios ou publicações resultantes deste trabalho, sua identificação não será revelada. Os resultados serão escritos de forma geral e a pessoa não será identificada. Serão cumpridas as exigências da Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde que trata sobre a bioética.

Benefícios: Ao participar desta pesquisa você será beneficiado pela realização de um exame bastante preciso que mostrará de forma bem detalhada como está a sua caminhada e quais aspectos precisam ser enfatizados no seu treinamento, desta forma você poderá entrar em contato com o pesquisador e solicitar o resultado de sua avaliação. Os benefícios ainda se estendem pelo conhecimento de como está a realização de suas atividades do dia-a-dia e o seu equilíbrio em pé.

Dano advindo da pesquisa: Se houver algum dano decorrente deste estudo e devidamente comprovado os pesquisadores e a instituição serão responsáveis, e tratamento médico será fornecido sem ônus para o participante.

Ressarcimento: Você não vai ter qualquer tipo de despesa por participar desta pesquisa. No entanto, você poderá ser ressarcido se tiver algum gasto que seja devido à sua participação na pesquisa.

Participação voluntária: Toda participação é voluntária. Não há penalidade para alguém que decida não participar neste estudo.

Perguntas: Você ficará com uma cópia deste Termo e se houver alguma pergunta, por favor, entre em contato com a Fisioterapeuta Luciana de Andrade Mendes no departamento de Fisioterapia da UFRN.

CONCETIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO

Estou de acordo com a participação no estudo descrito acima, sendo devidamente esclarecido(a) quanto aos objetivos da mesma, aos procedimentos a que serei submetido(a) e aos possíveis riscos que podem ser decorrentes de tal participação. Esclarecimentos solicitados durante o curso da pesquisa e a liberdade de recusar a participar desta foram garantidos. Fui igualmente informado(a) que a participação na pesquisa não implicará custos ou prejuízos adicionais, sejam estes de caráter social, psicológico ou moral. Estando garantido o anonimato e o sigilo da minha identificação. Tendo em vista os itens acima apresentados, eu, de forma livre e esclarecida, manifesto meu interesse em participar da pesquisa.

(Nome do participante – letra de forma)

Assinatura _____

Data: ___/___/___

Em caso de dúvida ou necessidade de entrar em contato com os pesquisadores:

Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

E-mail: araquel@ufrnet.br

Fisioterapeuta Luciana de Andrade Mendes

E-mail: lumendes_pe@hotmail.com

(Assinatura do pesquisador responsável)

Dúvidas a respeito da ética dessa pesquisa poderão ser questionadas ao Comitê de Ética em Pesquisa da UFRN no endereço: Praça do Campus Universitário, Caixa Postal 1666. Bairro Lagoa Nova, Natal-RN.

Telefone: 3215-3135 E-mail: cepufn@reitoria.ufrn.br

APÊNDICE 2 – Ficha de avaliação

FICHA DE AVALIAÇÃO

1. IDENTIFICAÇÃO

Nº _____

Nome do paciente: _____

Idade: _____ Data de Nascimento: ____/____/____ Sexo: _____

Altura: _____ Peso: _____ Número do calçado: _____

Profissão: _____ Escolaridade: _____

Endereço: _____

Telefone (s): _____ Data que sofreu o AVE: ____/____/____

Dimídio Afetado: _____ Dispositivo auxiliar: _____

Faz fisioterapia: S () N () Local: _____ Quanto tempo não faz: _____

Já andou na esteira: S () N () Há quanto tempo não anda: _____

Medicamentos em uso: _____

Data da avaliação: ____/____/____

2. SINAIS VITAIS

PA ____ x ____ mmHg FC _____ bpm

FC máx (208 – (0,7 x idade)) _____ FC 75% _____

APÊNDICE 3 – Ficha de acompanhamento da coleta de dados

INFORMAÇÕES ADICIONAIS – COLETA DE DADOS

1. AVALIAÇÃO NO SOLO

Data da Avaliação: ____/____/____

Observações:

Intercorrências:

Velocidade da marcha no solo: _____ m/s

2. AVALIAÇÃO NA ESTEIRA

C1	C2	C3