

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

EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE
INDIVÍDUOS HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS

CINTHIA DE CARVALHO MORENO

Natal
2009

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

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

**EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS**

CINTHIA DE CARVALHO MORENO

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

Orientadora: Prof^a. Dr^a. 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**

**EFEITOS DA INCLINAÇÃO DA ESTEIRA NA MARCHA DE INDIVÍDUOS
HEMIPARÉTICOS CRÔNICOS**

BANCA EXAMINADORA

Prof^a. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist, Presidente – UFRN

Prof^a. Pós Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela – UFMG

Prof. Pós Dr. Ricardo Oliveira Guerra – UFRN

Aprovada em 29/07/2009

Agradecimentos

Agradeço principalmente a Deus por capacitar-me e dar-me ânimo nos momentos difíceis e por ter colocado em minha vida as pessoas certas para contribuírem com este trabalho. Tudo que foi feito não seria realidade, hoje, se eu estivesse sozinha.

À minha família, por todo o apoio. Eu não teria chegado aonde cheguei sem a ajuda de meus pais e meus irmãos.

À minha orientadora, Prof^a. Ana Raquel, por ter me “adotado” e aceitado me orientar. Obrigada pela paciência e por conduzir-me na busca pelo conhecimento necessário para a conclusão desse trabalho! Suas cobranças, sempre acompanhadas de um sorriso, foram um grande estímulo principalmente na reta final.

Aos Professores da Pós-graduação pelas contribuições no projeto e pela motivação constante.

Aos membros da banca de qualificação, Prof. Dr. Jamilson Simões Brasileiro e Profa. Dra. Roberta de Oliveira, e da banca de defesa, Profa. Dra. Luci Fuscaldi Teixeira-Salmela e Prof. Dr. Ricardo Oliveira Guerra, por suas preciosas contribuições para os ajustes desse trabalho

Aos amigos da primeira turma de Pós-graduação em Fisioterapia da UFRN por todas as experiências compartilhadas. Nunca me esquecerei de vocês. Seremos sempre “Tops de Linha”!

À Luciana Protásio, minha amiga desde a graduação, por todo o incentivo. Lulis, sem você eu teria desistido antes mesmo de começar.

À Luciana Mendes, minha companheira de laboratório que se tornou uma grande amiga, por tudo o que compartilhamos juntas, pelas discussões metodológicas e desabafos pessoais. Lu, você é um exemplo de determinação. Aprendi muito com você!

À Paula, por me compreender perfeitamente e ter sempre palavras de ânimo. Paulinha, você foi usada por Deus constantemente!

À Thaise por dividir comigo os momentos de tensão da reta final e por ter sempre palavras que acalmavam e davam ânimo.

Ao meu melhor amigo e meu amor, Eryton, por toda a sua tolerância nos momentos de estresse, pelo encorajamento, pela ajuda e por sempre transmitir tranqüilidade.

Aos meus colegas de trabalho, Angélica, Naxson e Gleyce, por terem me substituído todas as vezes que precisei ausentar-me da clínica e a Gerlane por permitir minhas “folgas”.

À Emília, Heloísa e Thayse pelo grande auxílio e contribuição nas coletas de dados.

À OrtoRio, pela confecção e doação do material necessário para o estudo.

Ao Prof. Marcos Eugênio por contribuir com a análise estatística e tratamento dos dados.

Aos colegas Fisioterapeutas que auxiliaram indicando pacientes para compor a amostra.

Aos pacientes que aceitaram participar do estudo.

Aos que incentivaram, torceram e oraram para que tudo desse certo.

Sumário

Agradecimentos	v
Listas de figuras	ix
Resumo	x
Abstract	xi
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Acidente Vascular Encefálico	2
1.2 Marcha hemiparética	3
1.3 Reabilitação da marcha após AVE	4
1.4 Marcha em superfícies inclinadas	6
1.5 Justificativa	7
1.6 Objetivos	8
1.7 Hipóteses	9
2 MATERIAIS E MÉTODO	10
2.1 caracterização da pesquisa	11
2.2 Caracterização dos sujeitos	11
2.3 Aspectos éticos	12
2.4 Local e data da realização do estudo	12
2.5 Instrumentos de medidas para a avaliação	12
2.6 Protocolo experimental	17
2.7 Redução dos dados	20
2.8 Análise estatística	23
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	25
3.1 Anexação do artigo	26
4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	50
5 REFERÊNCIAS	52
6 ANEXOS	59
Anexo A: Escala de Ashworth Modificada	60
Anexo B: Categoria de Deambulação Funcional	61
Anexo C: Parecer do Comitê de Ética	62

Anexo D: Medida de Independência Funcional	63
Anexo E: Escala de Equilíbrio Funcional de Berg	64
Apêndice 1: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	
Apêndice 2: Ficha de Avaliação	

Lista de Figuras

FIGURA 1:	Sistema para treinamento de marcha	14
FIGURA 2:	Câmera Qualisys ProReflex MCU 240	15
FIGURA 3:	Posicionamento das câmeras durante as coletas	15
FIGURA 4:	Procedimento de calibração	16
FIGURA 5:	Disposição dos marcadores	18
FIGURA 6:	Modelo esquemático do protocolo experimental	19
FIGURA 7:	Marcha na esteira com inclinação	20
FIGURA 8:	Processamento de coleta estática no QTM	21
FIGURA 9:	Processamento de coleta dinâmica no QTM.	21
FIGURA 10:	Modelo biomecânico formado no <i>Visual 3D</i>	22

Resumo

Objetivo: Analisar os efeitos da inclinação da esteira elétrica na marcha de indivíduos com hemiparesia crônica. **Desenho:** Estudo observacional descritivo. **Local:** Laboratório de análise do movimento humano da UFRN. **Participantes:** Foram avaliados 18 indivíduos, 10 homens e 8 mulheres, com média de idade de $55,3 \pm 9,3$ anos e tempo de lesão de $36 \pm 22,8$ meses. **Intervenção:** Não se aplica. **Medidas:** Todos os sujeitos foram avaliados quanto à independência funcional (Medida de Independência Funcional - MIF) e equilíbrio (Escala de Equilíbrio de Berg). Foi observada a variação angular do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e também a velocidade da marcha (m/s), cadência (passos/min), comprimento da passada (m), tempo do ciclo (s), tempo do passo da perna parética e não-parética (s), tempo de apoio e tempo de balanço da perna parética (s) e razão de simetria entre membros enquanto os indivíduos caminhavam na esteira em três condições de inclinação (0%, 5% e 10%). **Resultados:** houve aumento do ângulo no contato inicial do quadril, joelho e tornozelo, aumento da amplitude do quadril entre 0% e 10% ($37,83 \pm 5,23$ versus $41,12 \pm 5,63$; $p < 0,001$) e 5% e 10% ($38,80 \pm 5,96$ versus $41,12 \pm 5,63$; $p = 0,002$), aumento da amplitude do joelho entre 0% e 10% ($47,51 \pm 15,07$ versus $50,30 \pm 12,82$; $p = 0,040$), diminuição da extensão do quadril, aumento da dorsiflexão no balanço e aumento no tempo de apoio entre 0% e 5% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,87 \pm 0,20$; $p = 0,011$) e 0% e 10% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,88 \pm 0,23$; $p = 0,021$). **Conclusão:** A inclinação da esteira promoveu alterações angulares como o aumento do ângulo do quadril, joelho e tornozelo durante o contato inicial e a fase de balanço e aumento da ADM do quadril e joelho, bem como aumento do tempo de apoio do membro inferior parético.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico, Superfícies inclinadas, Reabilitação, Cinemática.

Abstract

Objective: To examine the effects of treadmill inclinations on the walking of hemiparetic chronic subjects. **Design:** Observational descriptive study. **Location:** Laboratory of human movement analysis. **Participants:** Eighteen subjects, 10 men and 8 women were evaluated, with a mean age of 55.3 ± 9.3 years and the time since the injury of about 36 ± 22.8 months. **Intervention:** Not applicable. **Main Outcome Measures:** All subjects were evaluated for functional independence (Functional Independence Measure - FIM) and balance (Berg Balance Scale). Angular variations of the hips, knees and ankles in the sagittal plane were observed, as well as the speed of the movement (m/s), cadence (steps/min), stride length (m), cycle time (s), step time on the paretic leg and on the non-paretic leg (s), support phase time and balance phase time on the paretic leg (s) and the ratio of symmetry inter-limb as subjects walked on a treadmill at three conditions of inclination (0%, 5% and 10%). **Results:** There were angular increases in the initial contact of the hip, knee and ankle, amplitude increase in the hip between 0% and 10% (37.83 ± 5.23 versus 41.12 ± 5.63 , $p < 0,001$) and 5% and 10% (38.80 ± 5.96 versus 41.12 ± 5.63 , $p = 0,002$), amplitude increases in the knee between 0% and 10% (47.51 ± 15.07 versus $50, 30 \pm 12.82$, $p = 0,040$), extension decreases in the hip, dorsiflexion increases in the balance phase and in the time of support phase from 0% to 5% (0.83 ± 0.21 versus $0.87 \pm 0, 20$, $p = 0,011$) and 0% and 10% (0.83 ± 0.21 versus 0.88 ± 0.23 , $p = 0,021$). **Conclusion:** The treadmill inclination promoted angle changes as such as the increase of the angle of the hip, knee and ankle during the initial contact and the balance phase and the increase of the range of motion of the hip and knee; furthermore, it also promoted the increase of the support time of the paretic lower limb.

Keywords: Stroke, Slope surface, Rehabilitation, Kinematic.

1 INTRODUÇÃO

1.1 Acidente Vascular Encefálico

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é caracterizado por sinais e sintomas decorrentes de uma lesão no encéfalo em virtude da instalação de um déficit neurológico focal, de ocorrência súbita, com duração maior que 24 horas, podendo ter origem vascular isquêmica ou hemorrágica.^{1,2} É uma das principais causas de deficiência em indivíduos adultos e pode causar sérias dificuldades na realização de tarefas aparentemente simples como sentar, ficar de pé, vestir-se, deambular, ou mesmo lembrar-se de um nome ou reconhecer um objeto. As consequências funcionais decorrentes de um déficit neurológico primário levam os indivíduos acometidos pelo AVE a um estilo de vida sedentário com muitas limitações nas atividades da vida diária.³

A incidência anual é elevada na população que vive nos países da América Latina, variando de 0,89 a 1,83 indivíduos acometidos a cada 1000 habitantes.⁴ No Brasil, as doenças cerebrovasculares são consideradas como as principais causas de morte⁵. No Rio Grande do Norte, de acordo com um estudo realizado no Hospital Walfredo Gurgel, entre dezembro de 2004 e maio de 2005, foram admitidos 328 pacientes com diagnóstico de AVE.⁶ A taxa de internação em 2005 foi de aproximadamente 25 a cada 10000 habitantes e se manteve no ano de 2006 e 2007, de acordo com o Demonstrativo dos Indicadores do Sistema Único de Saúde no Rio Grande do Norte.⁷

O AVE causa uma lesão no motoneurônio superior e, dessa forma, ficam comprometidas as conexões com a medula espinhal, o tronco encefálico e o cerebelo. Com exceção das influências corticais diretas, as demais áreas motoras supramedulares continuam a exercer algum controle sobre a atividade dos motoneurônios inferiores, o que provoca a hiperatividade dos músculos antigravitacionais na postura ereta.⁸

A ativação muscular anormal ocorre devido à perda das aferências córtico-espinhais e privação da facilitação cortical normal promovida pelo trato retículo-espinhal lateral, o que deixa o trato retículo-espinhal medial e os tratos vestibulo-espinhais relativamente livres de oposição para facilitar os extensores.⁸

O comprometimento motor e sensitivo causado pelo AVE depende de sua localização e extensão, entretanto como efeito imediato, tem-se a redução da força

(paresia) ou incapacidade de gerar contrações musculares voluntárias no lado contralateral à lesão. Isso ocorre porque há uma redução na capacidade de ativar unidades motoras, redução no número de unidades motoras funcionantes e também diminuição na taxa de disparo dessas unidades.⁹ Algumas semanas depois, surge a espasticidade e mudanças nas propriedades mecânicas dos músculos que causam extensibilidade anormal.⁹

A espasticidade é considerada como uma das mais frequentes sequelas encontradas nas lesões do motoneurônio superior e é caracterizada por um aumento na velocidade-dependente nos reflexos de estiramento tônicos gerando uma resistência ao movimento passivo de um membro. É observada, principalmente, em músculos antigravitacionais, então, dessa forma, a espasticidade está presente nos músculos flexores do membro superior e extensores do membro inferior² promovendo uma redução da velocidade angular dos músculos espásticos durante o movimento articular isolado.^{10,11}

Em conjunto, todos esses fatores mencionados (ativação muscular anormal, alterações sensitivas, redução de força, espasticidade e extensibilidade anormal dos músculos) provocam alterações no equilíbrio postural e comprometem a marcha.⁹

1.2 Marcha hemiparética

A marcha normal é o resultado de uma série cíclica de movimentos que movem o corpo à frente e promovem o deslocamento de um local para outro. O ciclo da marcha corresponde a uma passada, sendo determinado pelo contato inicial de um membro inferior ao próximo contato inicial do mesmo membro. A passada é dividida em fase de apoio, na qual o pé está em contato com a superfície, e fase de balanço, na qual o pé está no ar para o avanço do membro. O passo refere-se ao intervalo de tempo ou distância entre o contato inicial de um pé e o contato inicial seguinte do outro pé. Assim, dois passos correspondem a uma passada (um ciclo de marcha).¹²

Dentro da fase de apoio, que corresponde a aproximadamente 60% do ciclo, ocorrem as subfases de contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio

terminal e pré-balanço. A fase de balanço corresponde aos 40% restantes e se subdivide em balanço inicial, médio e final.¹²

A forma de locomoção dos indivíduos com sequela de AVE é comumente denominada de marcha hemiparética e caracteriza-se pelo ressurgimento de padrões motores primitivos em virtude da não ativação da sequência de ações musculares necessárias às combinações de movimentos normais. Os indivíduos podem apresentar diferentes graus de comprometimento, variando desde um padrão de marcha mais próximo do normal até a adoção de padrões em massa utilizando sinergias musculares anormais.¹⁰

O comprometimento motor gera uma série de alterações nas características espaço-temporais da marcha do indivíduo hemiparético, como a redução na velocidade, comprimento do ciclo, cadência e fase de apoio da perna parética. A fase de apoio do membro não acometido ocupa maior proporção do ciclo, devido à maior sustentação do peso corporal e à dificuldade de deslocar o membro parético. Há também alterações na simetria do comprimento ciclo e nos tempos de apoio e balanço.^{9,13-16} A variabilidade nessas características aumenta de acordo com o comprometimento do indivíduo.¹⁶

A espasticidade pode estar presente nos músculos que realizam a flexão plantar, nos isquiossurais e flexores do quadril, a qual juntamente com os outros fatores também promovem alterações no deslocamento angular do membro acometido.¹⁰ No contato inicial, observa-se a diminuição da flexão do quadril, aumento da flexão do joelho e da flexão plantar quando comparadas com saudáveis. Já durante o balanço, há uma diminuição da flexão do quadril e do joelho e aumento da flexão plantar.^{9,10,14} Como existe uma dificuldade em iniciar o balanço com o membro parético, estratégias compensatórias, como a circundução do quadril podem ser utilizadas, o que aumenta o custo energético da marcha.¹⁵

1.3 Reabilitação da marcha após AVE

A melhora funcional desses indivíduos está relacionada à neuroplasticidade do sistema nervoso, que permite uma reorganização estrutural (anatômica) e funcional por meio de estímulos apropriados que promovem a ativação de sinapses

latentes, brotamento axonal e dendrítico, invasão de áreas adjacentes a lesão e modificações na sensibilidade para determinados neurotransmissores.^{2,8,17} A recuperação da função nervosa é influenciada por fatores ambientais e de aprendizado, assim como pela intensidade e o tempo de início da reabilitação.^{2,8}

Outro fator importante é a existência de geradores centrais de padrão (GCP) que são redes neurais, localizadas na medula espinal, capazes de gerar atividade motora rítmica na ausência de retroalimentação sensória. Eles são ativados e modulados por estruturas encefálicas e informações sensoriais e produzem movimentos alternados de flexão e extensão nos membros inferiores. A ativação de neurônios flexores inibe a ativação dos extensores e vice-versa.^{18,19}

De acordo com Kandel *et al.*¹⁸ os GCP são ativados inicialmente pela região locomotora do mesencéfalo. O córtex motor guia a locomoção usando sinais visuais (coordenação visuomotora) e o cerebelo corrige e faz o ajuste fino do movimento. As informações sensoriais regulam o padrão motor por meio da ação dos proprioceptores e exteroceptores e são responsáveis pela sinalização do fim da fase de apoio permitindo o início do balanço. Quando o membro está no final da extensão, os músculos extensores estão encurtados, sendo, desta forma, incapazes de produzir força ótima e o peso do corpo está no outro membro o que estimula os neurônios flexores que darão início à fase de balanço.¹⁸

Qualquer distúrbio de interação entre as informações aferentes e a geração de padrão, como ocorre no caso de lesão central, como o AVE, conduz a uma desordem de movimento. O treinamento da tarefa motora fornece estimulação suficiente para iniciar uma reorganização das redes neurais dentro da medula espinal, podendo gerar a locomoção. Dessa forma, a plasticidade desempenha um importante papel no processo de reabilitação e deve explorada com a finalidade de promover uma melhora no desempenho por meio de um treinamento específico após a lesão.¹⁹

Grande progresso tem sido obtido no que diz respeito à reabilitação da marcha de indivíduos com hemiparesia. Entretanto, a busca por técnicas que potencializem esse processo continua sendo o foco de muitas das pesquisas realizadas atualmente.

O uso da esteira elétrica com suporte parcial de peso no treino de marcha de indivíduos com hemiparesia tem, a cada dia, obtido maior aceitação por parte de pesquisadores.²⁰⁻²⁴ Esse recurso terapêutico é utilizado para aumentar a intensidade

da prática, de acordo com os conceitos de aprendizagem motora, que defendem a importância da repetição de uma tarefa específica para gerar aprendizagem e memória,²⁰⁻²⁴ melhorando assim os parâmetros espaço-temporais e a qualidade motora da marcha.²⁵

Os benefícios do treino de marcha na esteira incluem um treino da tarefa em sua totalidade habilitando o indivíduo para praticar o ciclo de marcha completo^{2,26} e uma prática segura sem o perigo de quedas, que pode ser realizada mesmo que o indivíduo ainda não tenha força muscular suficiente para sustentar o peso do corpo. Além disso, a prática pode ser feita pelo paciente sozinho ou com supervisão mínima de acordo com o seu grau de comprometimento.² Protocolos experimentais já utilizados na reabilitação dos indivíduos hemiparéticos incluem o treino do aumento do comprimento do passo,^{22,27} aumento da velocidade da esteira,^{22,28,29} ajuste do percentual de suporte parcial de peso^{22,23} e treino aeróbico.³⁰ Dessa forma, o treino em esteira tem se mostrado eficaz e eficiente para o retreinamento do andar.^{2, 26}

1.4 Marcha em superfícies inclinadas

Como o padrão de locomoção humano é altamente adaptável a diferenças no ambiente, alguns pesquisadores observaram as mudanças que ocorrem durante a marcha em superfícies inclinadas e mostraram que há adaptações relacionadas à postura e aos membros inferiores.³¹⁻³⁸

Estudos com indivíduos saudáveis mostraram que as principais adaptações encontradas ocorrem nos membros inferiores e correspondem ao aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial.^{33,35,36} Prentice *et al.*³⁵ avaliando a transição solo-rampa observaram um aumento da flexão dessas três articulações do balanço médio até o contato com a rampa e viram que a elevação do membro era similar com a elevação necessária para transpor um obstáculo ou subir degraus. Leroux *et al.*³³ observaram também que o aumento da flexão do quadril no balanço gerou um aumento no comprimento da passada. Além das alterações nos membros inferiores, houve um aumento na inclinação do tronco e da pelve, mas isso só ocorreu durante a marcha na esteira. Quando os indivíduos estavam posicionados

de forma estática (parados), não houve modificação, o que indica, segundo os autores, que as adaptações são tarefa-específicas.

Outros estudos avaliaram a atividade muscular, durante a marcha em superfícies inclinadas, e viram que há um aumento na duração e na magnitude da atividade eletromiográfica nos membros inferiores.^{31,37} Lay *et al.*³⁷ sugeriram que as estratégias de controle para caminhada em superfícies inclinadas são diferentes das estratégias exigidas no nível da superfície (0%).

Alguns estudos compararam indivíduos saudáveis com indivíduos com seqüela de lesão medular durante marcha na esteira inclinada e observaram a utilização de estratégias adaptativas. Houve um aumento acentuado da inclinação do tronco à medida que aumentava a inclinação da esteira³⁴ e um aumento apenas no ângulo do quadril à medida que aumentou a inclinação.³² As alterações no joelho e tornozelo não foram consistentes e isso pode ter ocorrido por limitações biomecânicas ou neurais.³² Nos dois estudos,^{32,34} não ocorreram alterações nas variáveis espaço-temporais dos indivíduos com seqüela de lesão medular. A atividade eletromiográfica registrada nos músculos vasto lateral, semimembranoso, semitendinoso, sóleo e gastrocnêmio medial foi minimamente afetada. Já nos saudáveis, houve um aumento progressivo na amplitude do sinal eletromiográfico do vasto lateral, semimembranoso e semitendinoso.³²

Werner *et al.*³⁸ em seu estudo, avaliaram indivíduos com hemiparesia e observaram várias alterações nas variáveis espaço-temporais durante a marcha em esteira com inclinação. Houve uma diminuição da cadência, aumento do comprimento da passada, aumento do tempo de apoio e diminuição do tempo de balanço à medida que aumentava a inclinação (0% a 8%). A atividade eletromiográfica foi registrada, mas, assim como em indivíduos com seqüela de lesão medular, foi minimamente afetada.

1.5 Justificativa

A reabilitação de indivíduos com alterações neurológicas envolvem diversas estratégias cujo objetivo é possibilitar maior funcionalidade e independência, de modo a permitir sua reinserção social. Uma delas é o treino da marcha em esteira

que tem sido amplamente utilizado e mostrado bons resultados na recuperação da marcha. Outra estratégia é o treino de marcha em rampas ou superfícies inclinadas que tem sido frequentemente utilizado na prática clínica de reabilitação desses indivíduos para promover acessibilidade, mas pouco se sabe sobre os efeitos da inclinação na marcha hemiparética, já que os estudos são escassos e não apresentam concordância. Desta forma, surgiu o seguinte questionamento: Superfícies inclinadas promovem alterações na marcha de indivíduos com hemiparesia crônica?

É importante que se saiba o efeito da inclinação sobre a marcha hemiparética, bem como que sejam compreendidas as possíveis estratégias de adaptação, para que, dessa forma, a prática clínica seja enriquecida, bem direcionada e baseada em evidências científicas. Por esse motivo, esse estudo teve a intenção de observar se haveriam alterações no padrão de marcha desses indivíduos enquanto eles caminhavam na esteira com diferentes inclinações.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo Geral

Analisar os efeitos da inclinação da esteira elétrica na marcha de indivíduos com hemiparesia crônica.

1.6.2 Objetivos Específicos

- Avaliar as variáveis espaço-temporais da marcha (velocidade, cadência, comprimento da passada, tempo do ciclo, tempo do passo da perna parética e não-parética, tempo de apoio e tempo de balanço da perna parética, razão de simetria entre membros) em esteira com inclinações de 0%, 5% e 10%;
- Comparar as variáveis angulares, no plano sagital, das articulações do

quadril, joelho e tornozelo do membro inferior comprometido com inclinações de 0%, 5% e 10%.

1.7 Hipóteses

As hipóteses desse estudo foram as seguintes:

Ho- A inclinação da esteira elétrica não provoca alteração nas variáveis espaço-temporais e angulares da marcha de indivíduos com hemiparesia crônica.

H1- A inclinação da esteira elétrica provoca alteração nas variáveis espaço-temporais e angulares da marcha de indivíduos com hemiparesia crônica.

2 MATERIAIS E MÉTODO

2.1 Caracterização da pesquisa

Trata-se de um estudo observacional do tipo descritivo, ou seja, não houve intervenção do pesquisador e os dados serão informados de forma quantitativa.³⁹

2.2 Caracterização dos sujeitos

A amostra foi composta por indivíduos com hemiparesia crônica por sequela de AVE, isquêmico ou hemorrágico, que estavam realizando tratamento fisioterapêutico em clínicas particulares ou em unidades de referência do Sistema Único de Saúde (SUS). Os indivíduos deveriam obedecer aos seguintes critérios de inclusão:

- a. Espasticidade classificada entre os níveis 0 e 2 da Escala de Espasticidade de Ashworth Modificada⁴⁰ para o membro inferior comprometido (ANEXO A);
- b. Capacidade de deambular classificada ente os níveis 3 e 5 de acordo com o protocolo de Categoria de Deambulação Funcional (*Functional Ambulatory Classification - FAC*).⁴⁰ (ANEXO B);
- c. Tempo mínimo de sequela igual a 6 meses para assegurar que os indivíduos estavam em fase crônica;
- d. Ausência de sinais clínicos de alterações cardíacas, arritmia ou angina (*New York Heart Association* grau I)⁴¹ de acordo com informações contidas no prontuário;
- e. Ausência de outro prejuízo ortopédico ou neurológico que provocasse alteração na marcha;
- f. Não fazer uso de órtese no membro inferior parético;
- g. Capacidade de obedecer a comandos verbais simples.

Foram excluídos os indivíduos que tiveram aumento de 10mmHg na pressão arterial sistólica durante a avaliação na esteira⁴² ou uma frequência cardíaca que ultrapasse 75% da frequência cardíaca máxima ajustada à idade, de acordo com a fórmula proposta por Tanaka *et al.*⁴³, e os que tiveram fobia e, por esses motivos,

não conseguiram completar a avaliação.

2.3 Aspectos éticos

Foram respeitados os aspectos éticos da Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde. Todos os indivíduos foram informados quanto à pesquisa, seus objetivos e procedimentos e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando com a participação. (APÊNDICE 1). O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Onofre Lopes, da Universidade Federal do Rio Grande do Norte, sob o parecer número 007/07. (ANEXO C)

2.4 Local e data da realização do estudo

Os dados do 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 medidas para avaliação

2.5.1 Avaliação da Independência Funcional

A independência funcional para realização das atividades da vida diária dos indivíduos foi avaliada por meio da Medida de Independência Funcional – MIF⁴⁴, que consiste em um instrumento de avaliação validado no Brasil⁴⁴, cujo objetivo é mensurar de forma quantitativa a carga de cuidados que uma pessoa necessita para

realização de uma série de atividades da vida diária. Esse instrumento é dividido em dois domínios: motor e cognitivo. Nesse estudo, foram utilizados apenas os itens relativos ao domínio motor (MIF motora) que incluem 13 itens divididos em quatro categorias (autocuidados, transferência, locomoção e controle esfinteriano). O escore de cada item varia de 1 (dependência total) a 7 (independência completa) e o escore total da MIF motora varia de 13 a 91 e quanto maior o escore, menor a necessidade de ajuda para o desempenho das tarefas, ou seja, o indivíduo será mais independente. (ANEXO D)

2.5.2 Avaliação do Equilíbrio

Foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (*Berg Balance Scale* - BBS), que avalia o desempenho do equilíbrio funcional estático e dinâmico baseado em 14 itens comuns na vida diária. O escore total é de 56 pontos e cada item possui uma escala ordinal com cinco alternativas que vão de zero a quatro pontos. Quanto maior o escore, melhor o equilíbrio. Essa escala é validada⁴⁵ e tem demonstrado ser um instrumento efetivo para avaliar o equilíbrio de indivíduos com hemiparesia.⁴⁶⁻⁴⁸ (ANEXO E)

2.5.3 Esteira elétrica

A avaliação da marcha foi feita utilizando o sistema para treinamento de marcha *Gait Trainer System 2* (Biodex Medical Systems, NY, EUA) composto por uma esteira elétrica com área para caminhada de 160 x 51 cm, barra anterior, monitoração cardíaca por sensores de bio-impedância localizados na barra anterior e por monitor *Polar Telemetry* (Polar, EUA). A esteira possibilita uma variação na velocidade de 0.04 m/s a 4,7 m/s, bem como uma variação na inclinação de 0% a 15%. Foi também 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. (Figura 1)



Figura 1 - Sistema para treinamento de marcha

2.5.4 Sistema de Análise do Movimento – Cinemetria

A análise da marcha foi realizada com o indivíduo sobre a esteira. Foi utilizado o *Qualisys Motion Capture System* (Qualisys AB, 411 13 Gothenburg, Suécia), que consiste em um sistema de análise tridimensional do movimento com câmeras interligadas em série. Foram utilizadas três câmeras Qualisys ProReflex MCU 240 que emitem luz infravermelha (Figuras 2 e 3). A luz é refletida por marcadores passivos que foram fixados aos segmentos corporais com o objetivo de tornar conhecidas a posição e a orientação dos segmentos. Os dados captados em imagem bidimensional (2D) foram processados pelo *software* de aquisição *Qualisys Track Manager 2.1 - QTM*. A partir da combinação das imagens de pelo menos duas câmeras visualizando cada marcador foi possível a obtenção das coordenadas permitindo a reconstrução do movimento (cinemetria) em três dimensões (3D).⁴⁹



Figura 2 – Câmera Qualisys ProReflex MCU 240



Figura 3 – Posicionamentos das câmeras durante as coletas.

Para permitir o rastreamento dos marcadores e a transformação dos dados em 3D, o sistema necessita obter informações sobre o posicionamento e orientação de cada câmera, bem como sobre o volume onde são capturados os dados. Para isso, foi realizado o processo de calibração do sistema, utilizando uma estrutura

metálica em forma de “L” posicionada na área de caminhada da esteira. Nesta estrutura encontram-se fixados quatro marcadores passivos com a distância entre eles conhecida pelo sistema, possibilitando a definição das coordenadas de referência global representadas pelo eixo X (médio-lateral), o eixo Y (antero-posterior) e o eixo Z (próximo-distal). Sobre esses eixos foi feita a varredura da área de coleta com uma haste em forma de “T” contendo dois marcadores reflexivos fixados nas extremidades com 749,4 mm de distância entre eles. A haste foi movida por 20 segundos em todos os planos de acordo com as instruções contidas no manual.⁴⁹ (Figura 4) Nas coletas foram utilizados marcadores passivos esféricos com 15 e 19 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.

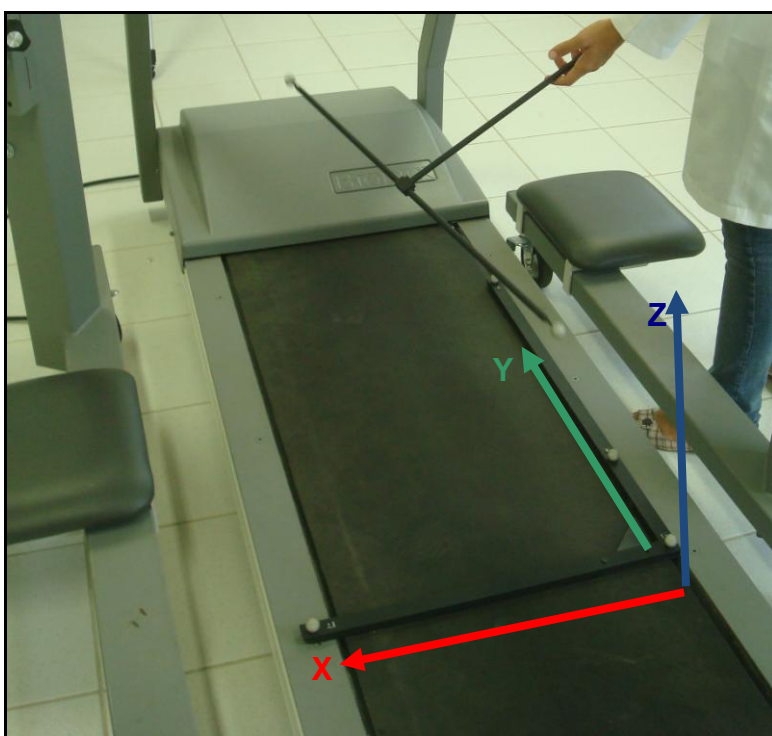


Figura 4 – Procedimento de calibração na esteira com representação esquemática dos eixos de coordenadas.

Os dados gerados pelo *Qualisys* foram exportados para o *Visual 3D* versão Basic/RT 3.99.25.8 (*C-Motion, USA*). Esse sistema possibilita a construção de um

modelo biomecânico e a avaliação das variáveis espaço-temporais da marcha (velocidade, comprimento do ciclo, cadência, duração do ciclo e tempo de apoio e balanço), assim como a variação angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo.⁵⁰

2.6 Protocolo Experimental

Inicialmente os indivíduos foram avaliados quanto aos critérios de inclusão e, obedecendo a todos os critérios, eram recrutados para fazer parte da amostra. Foram coletados dados clínicos e demográficos sobre a identificação pessoal, tempo de lesão, medidas antropométricas e sinais vitais (frequência cardíaca e pressão arterial) (APÊNDICE 2), e em seguida foram feitas as avaliações da independência funcional e do equilíbrio para caracterização da amostra.

A avaliação da marcha na esteira foi feita com os indivíduos descalços e todos utilizaram um short fornecido pelo laboratório, que tinha a lateral ajustada com velcro para permitir a visualização de todo o membro inferior parético, onde foram fixados marcadores passivos com fita dupla face.

Esses marcadores foram colocados sobre proeminências ósseas nas extremidades proximais e distais dos segmentos: trocânter maior, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, calcâneo, cabeça do 5º metatarso e do 1º metatarso. Essas marcas anatômicas foram utilizadas para delimitar os segmentos de interesse do estudo (coxa, perna e pé). Além desses marcadores, foram utilizadas marcadores para rastreamento dos segmentos no espaço durante o movimento. Esses foram colocadas no terço médio e na face lateral da coxa e da perna, contendo quatro marcadores posicionados de forma não-colinear em uma base quadrada fixada com velcro a uma faixa elástica de neoprene. Também foram colocados marcadores no calcâneo e cabeça do 1º metatarso do pé não-parético.⁵¹⁻

⁵³ (Figura 5)

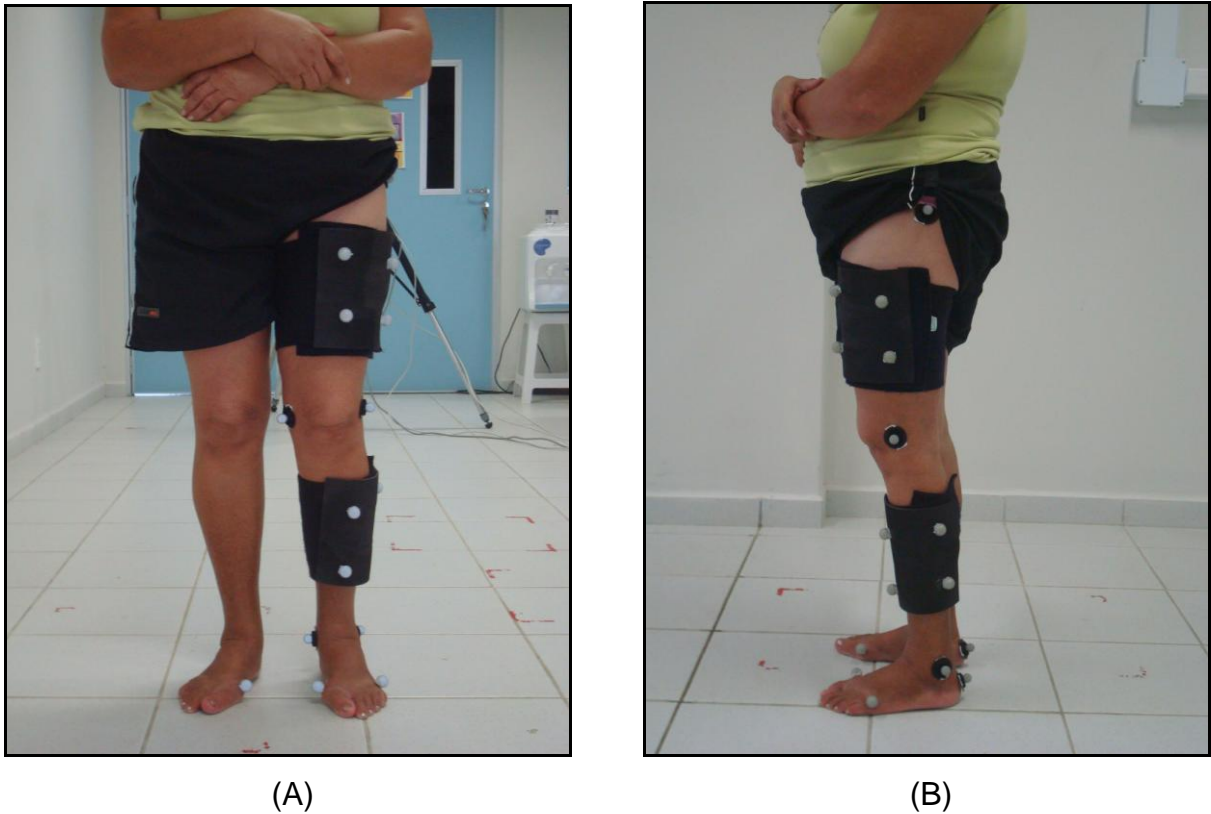


Figura 5 – Disposição dos marcadores – vista frontal (A) e vista lateral (B).

A velocidade utilizada na esteira foi calculada durante a marcha no solo em uma passarela de 10 metros de comprimento.³⁸ Os indivíduos foram instruídos a caminhar a uma velocidade confortável. A velocidade média de cada indivíduo foi calculada com auxílio de um cronômetro.

Posteriormente, foi feita uma familiarização com o protocolo experimental na esteira, na qual os indivíduos foram orientados quanto à postura do tronco e posicionamento dos membros superiores. O tronco deveria permanecer na postura ereta e as mãos deveriam ser posicionadas na barra anterior, com o cotovelo flexionado a aproximadamente 90°. Foi dado o seguinte comando: “A velocidade da esteira será igual à velocidade que você andou no solo. 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.”⁵⁴

O sistema foi calibrado, como descrito anteriormente, e foi realizada uma coleta estática com o indivíduo em posição ortostática (posição de referência), a fim

de fornecer dados para posterior criação do seu modelo biomecânico. A coleta estática é necessária para que o sistema possa identificar o tamanho dos segmentos, a localização dos eixos articulares e desta forma atribuir um sistema de coordenadas para cada segmento de maneira coerente com a definição de planos e eixos anatômicos. A duração dessa coleta foi de cinco segundos.

Logo após, a esteira era ligada e a velocidade era aumentada gradativamente até atingir a velocidade calculada no teste de 10 metros. Após 2 minutos era realizada uma captura com duração de 30 segundos (coleta dinâmica). (Figura 6) Todos os indivíduos foram submetidos a coletas na esteira com inclinações de 0%, 5% e 10%, de acordo com estudos prévios³²⁻³⁴. (Figura 7) Para evitar fadiga, foi dado um período de repouso de três minutos entre as condições.³⁸ Eram aferidas a pressão arterial e a frequência cardíaca em cada período de repouso e no final da coleta.

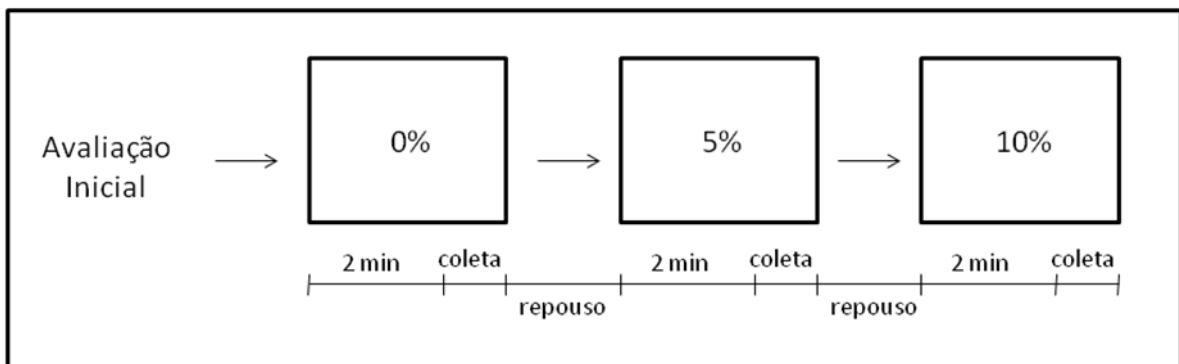


Figura 6 – Modelo esquemático do protocolo experimental.



Figura 7 – Marcha na esteira com inclinação de 10% durante coleta dinâmica.

Todos os indivíduos usaram o sistema de suspensão dinâmica do peso corporal, mas nenhuma porcentagem do peso foi suportada pelo sistema. O uso foi apenas para promover segurança, evitando quedas ou tropeços.

A frequência cardíaca (FC) foi mensurada, durante todas as coletas dinâmicas, por meio de um monitor de frequência cardíaca, posicionado sobre o tórax dos indivíduos, ao nível do apêndice xifóide.

2.7 Redução dos dados

Os dados captados foram inicialmente processados no *software Qualisys Track Manager 2.1 - QTM*. Nele foram nomeados os marcadores e feita a seleção automática das trajetórias de cada um deles (Figuras 8 e 9). Caso ocorresse alguma obstrução ou impossibilidade do marcador ser visto por pelo menos 2 câmeras, foi permitida interpolação de no máximo 20 quadros. O processo de interpolação utiliza um algoritmo que reconstrói a possível trajetória do marcador perdido. Foram selecionados 10 ciclos de marcha de cada coleta dinâmica para o processamento.

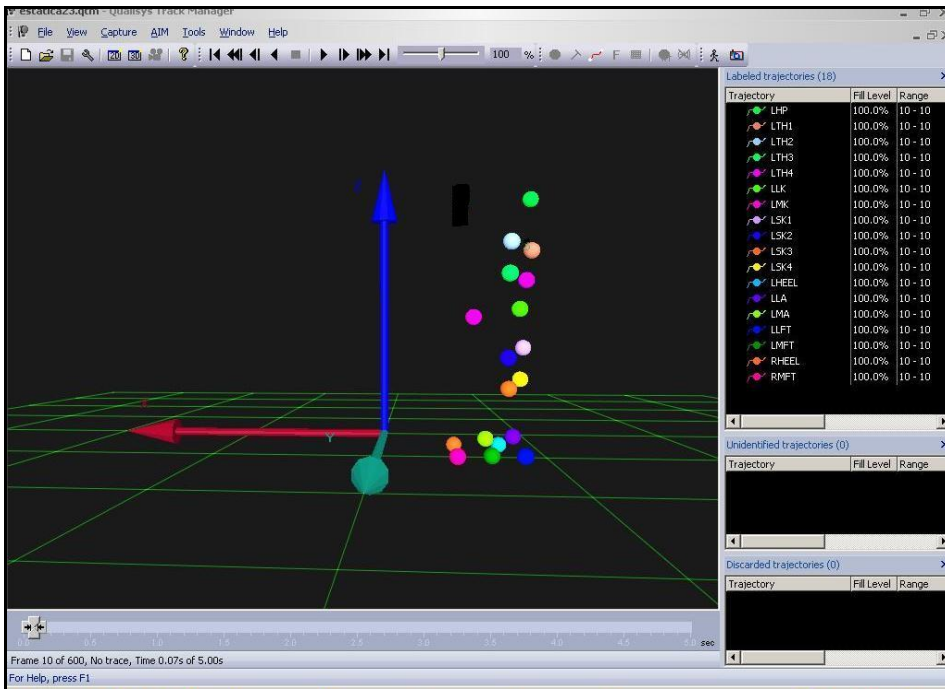


Figura 8 – Processamento de coleta estática no QTM.

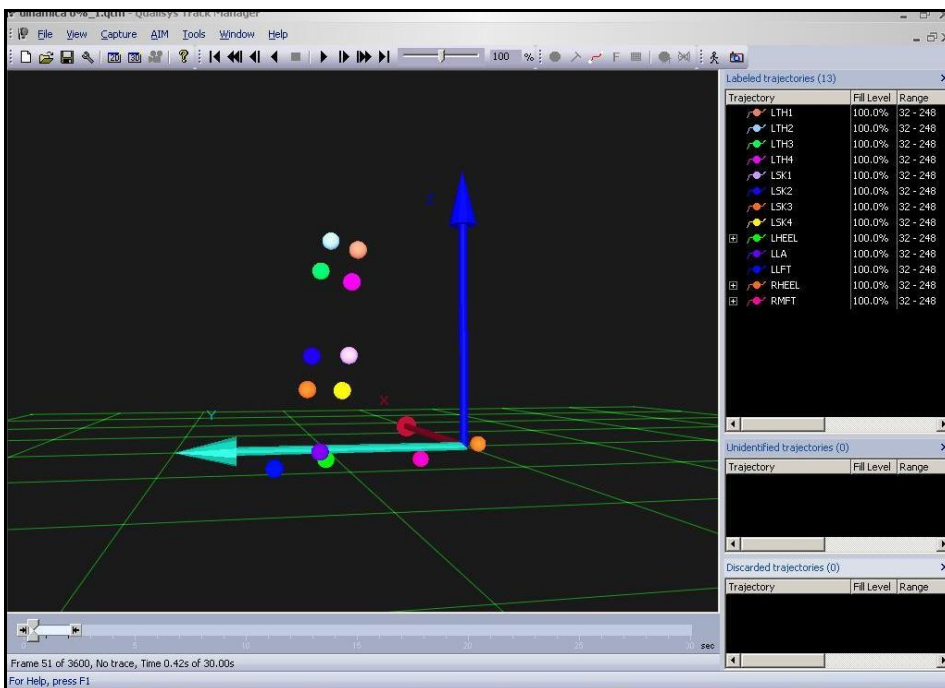


Figura 9 - Processamento de coleta dinâmica no QTM.

Em seguida, os dados foram exportados para o *software Visual 3D*. O modelo biomecânico foi construído utilizando as coletas estáticas com os marcadores e os

dados antropométricos. As marcas anatômicas localizadas no trocânter maior, 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 5º metatarso e do 1º metatarso, definiram o pé. Nesse segmento, algumas marcas anatômicas serviram para rastreamento.⁵⁰ (Figura 10)

Para obter os deslocamentos angulares de cada articulação, foi necessária a associação dos segmentos, que nesse modelo biomecânico são considerados como corpos rígidos, com um sistema de coordenadas que utiliza a sequência dos ângulos de Cardan.⁵⁵ Nesse estudo, a posição de referência ou ortostática foi considerada como posição neutra. 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 desse com a perna. O ângulo desta articulação foi obtido pela união do pé virtual com a perna.

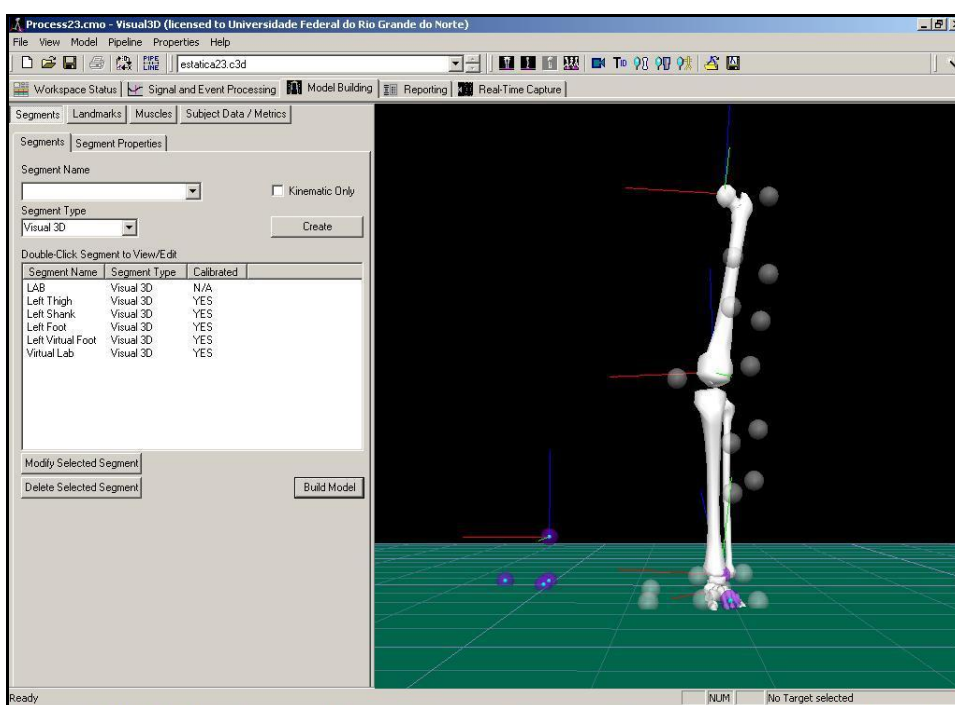


Figura 10 – Modelo biomecânico formado no *Visual 3D*.

A fim de eliminar ruídos provocados pela movimentação dos marcadores, foi usado um filtro passa-baixa (*low pass Butterworth*) com frequência de corte estabelecida em 6 Hz às trajetórias dos marcadores.⁵⁶

Os deslocamentos angulares do quadril, joelho e tornozelo foram representados em porcentagem no decorrer do ciclo de marcha (0% a 100%). Para delimitar o início e o fim do ciclo foi necessária a definição de dois eventos consecutivos de contato inicial (CI) no pé parético. Como os indivíduos apresentaram tipo de contato bastante heterogêneo, variando de contato com o calcâneo ou com o antepé, o evento CI foi considerado pela observação dos marcadores inseridos no calcâneo ou cabeça do 5º metatarso. Foi definido ainda o evento de retirada do pé por meio do marcador inserido na cabeça do quinto metatarso. Os eventos foram definidos tomando como base a representação gráfica desses marcadores no eixo Y.⁵⁷ Estas definições foram também realizadas no pé não-parético para oferecer dados para a análise de variáveis relacionadas ao passo.

De um total de 10 ciclos processados, apenas os cinco melhores foram selecionados para análise. As variáveis espaciais e temporais da marcha investigadas foram: velocidade (m/s), cadência (passos/min), comprimento da passada (m), tempo do ciclo (s), tempo do passo da perna parética e não-parética (s), tempo de apoio e tempo de balanço da perna parética (s), razão de simetria entre membros. Para calcular a razão de simetria, foi utilizada a seguinte fórmula:⁵⁸

Razão de simetria entre membros = $2(\text{Tempo do passo NP}) / (\text{Tempo do passo NP} + \text{Tempo do passo P})$. Onde NP = não-parético e P = parético.

Com relação às variáveis angulares, foram investigados os deslocamentos angulares e a amplitude de movimento (ADM), em graus, do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. A ADM foi obtida subtraindo o valor mínimo do valor máximo alcançado. Para o quadril foram analisadas as angulações nos seguintes eventos: CI, extensão máxima no apoio e flexão máxima no balanço. Para o joelho, CI, flexão e extensão máximas no apoio e flexão máxima no balanço. Para o tornozelo, os eventos foram o CI, dorsiflexão máxima no apoio e no balanço e flexão plantar máxima.^{33,36 58}

2.8 Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada com o programa Statistica (versão 7.0), atribuindo-se o nível de confiança de 5%.

A análise descritiva foi realizada por meio das medidas de tendência central e desvio padrão. Na análise estatística de significância foi observada a normalidade dos dados por meio do teste de *Shapiro-Wilk*. Quando apresentaram distribuição normal, foi utilizado o teste paramétrico ANOVA com delineamento em blocos casualizados, que compara a variabilidade de médias das diferentes condições com a variabilidade dentro de cada condição. Como esse teste só demonstra 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 utilizados o teste de *Friedman* e teste de *Wilcoxon*, que são os testes não-paramétricos correspondentes.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1 Artigo

Os resultados e a discussão desse estudo estão dispostos no artigo intitulado “Efeitos da Inclinação da Esteira na Marcha de Indivíduos Hemiparéticos Crônicos”. O artigo será formatado e submetido na revista *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* de acordo com as suas normas de publicação (<http://www.archives-pmr.org/authorinfo>).

Efeitos da Inclinação da Esteira na Marcha de Indivíduos Hemiparéticos Crônicos

Título curto: Efeitos da Inclinação na Marcha Hemiparética

Ana Raquel Rodrigues Lindquist^a, Cinthia de Carvalho Moreno^a

^a Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal-RN, Brazil.

Autor responsável para correspondência:

Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Endereço: Av. Senador Salgado Filho, 3000. Caixa Postal 1524

CEP: 59072-970

e-mail: araquel@ufrnet.br

Telefone: +55 (84) 3342 2010

Resumo

Objetivo: Analisar os efeitos da inclinação da esteira elétrica na marcha de indivíduos com hemiparesia crônica. **Desenho:** Estudo observacional descritivo. **Local:** Laboratório de análise do movimento humano da UFRN. **Participantes:** Foram avaliados 18 indivíduos, 10 homens e 8 mulheres, com média de idade de $55,3 \pm 9,3$ anos e tempo de lesão de $36 \pm 22,8$ meses. **Intervenção:** Não se aplica. **Medidas:** Todos os sujeitos foram avaliados quanto à independência funcional (Medida de Independência Funcional - MIF) e equilíbrio (Escala de Equilíbrio de Berg). Foi observada a variação angular do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e também a velocidade da marcha (m/s), cadência (passos/min), comprimento da passada (m), tempo do ciclo (s), tempo do passo da perna parética e não-parética (s), tempo de apoio e tempo de balanço da perna parética (s) e razão de simetria entre membros enquanto os indivíduos caminhavam na esteira em três condições de inclinação (0%, 5% e 10%). **Resultados:** houve aumento do ângulo no contato inicial do quadril, joelho e tornozelo, aumento da amplitude do quadril entre 0% e 10% ($37,83 \pm 5,23$ versus $41,12 \pm 5,63$; $P < .001$) e 5% e 10% ($38,80 \pm 5,96$ versus $41,12 \pm 5,63$; $P = .002$), aumento da amplitude do joelho entre 0% e 10% ($47,51 \pm 15,07$ versus $50,30 \pm 12,82$; $P = .040$), diminuição da extensão do quadril, aumento da dorsiflexão no balanço e aumento no tempo de apoio entre 0% e 5% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,87 \pm 0,20$; $P = .011$) e 0% e 10% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,88 \pm 0,23$; $P = .021$). **Conclusão:** A inclinação da esteira promoveu alterações angulares como o aumento do ângulo do quadril, joelho e tornozelo durante o contato inicial e a fase de balanço e aumento da ADM do quadril e joelho, bem como aumento do tempo de apoio do membro inferior parético.

Palavras-chave: Acidente Vascular Encefálico, Superfícies inclinadas, Reabilitação, Cinemática.

Introdução

O Acidente Vascular Encefálico (AVE) é uma das principais causas de deficiência em indivíduos adultos, podendo causar sérias dificuldades na realização de tarefas aparentemente simples.¹ Em países desenvolvidos, o AVE é a terceira causa de morte mais comum² e quando não vão a óbito, os indivíduos ficam com consequências funcionais que levam a um estilo de vida sedentário com muitas limitações nas atividades da vida diária.¹

O comprometimento motor causado pelo AVE gera uma série de alterações nas características espaço-temporais da marcha, como a redução na velocidade, comprimento do ciclo, cadência e fase de apoio da perna parética.³ Além disso, a fase de apoio do membro não acometido ocupa maior proporção do ciclo, devido à maior sustentação do peso corporal e à dificuldade de deslocar o membro parético, havendo também alterações na simetria do comprimento ciclo e nos tempos de apoio e balanço.³⁻⁷ Apesar de haver padrões motores característicos da marcha hemiparética, há também uma variabilidade que aumenta de acordo com o comprometimento.⁷

A espasticidade junto com os outros fatores também promovem alterações no deslocamento angular do membro acometido.⁸ No contato inicial, pode ocorrer a diminuição da flexão do quadril, aumento da flexão do joelho e da flexão plantar quando comparadas com saudáveis.^{3,5,8} Durante o balanço, há uma diminuição da flexão do quadril e do joelho e aumento da flexão plantar.^{3,5,8} Como existe uma dificuldade em iniciar o balanço com o membro parético, estratégias compensatórias, como a circundução podem ser utilizadas, o que aumenta o custo energético da marcha.⁶

Considerando que o padrão de locomoção humano é altamente adaptável a diferenças no ambiente, alguns pesquisadores estudaram as mudanças que ocorrem durante a marcha em superfícies inclinadas⁹⁻¹⁶ observando que, em indivíduos saudáveis, as principais adaptações encontradas ocorrem nos membros inferiores e correspondem ao aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial.^{11,13,14}

Outros estudos avaliaram a atividade muscular e viram que há um aumento na duração e na magnitude da atividade eletromiográfica nos membros inferiores

durante a marcha em superfícies inclinadas,^{9,15} o que sugere que as estratégias de controle para caminhada em superfícies inclinadas são diferentes das estratégias exigidas no nível da superfície (0%).¹⁵

A comparação entre as respostas apresentadas por indivíduos saudáveis e indivíduos com sequela de lesão medular durante marcha na esteira inclinada mostra que esses também utilizam estratégias para adaptações, mas diferente dos saudáveis, a atividade eletromiográfica foi minimamente afetada.¹⁰ Werner *et al.*¹⁶ avaliaram indivíduos com hemiparesia e observaram diversas alterações nas variáveis espaço-temporais, mas a atividade eletromiográfica, assim como em indivíduos com sequela de lesão medular, foi minimamente afetada.

A reabilitação de indivíduos com alterações neurológicas tem envolvido diversas estratégias que possibilitam maior funcionalidade e independência. Uma delas é o treino da marcha em esteira que tem sido amplamente utilizado e mostrado bons resultados na recuperação da marcha.¹⁷⁻²⁶ Outra estratégia é o treino de marcha em rampas ou superfícies inclinadas que tem sido frequentemente utilizado na prática clínica de reabilitação desses indivíduos para promover acessibilidade, mas pouco se sabe sobre os efeitos da inclinação na marcha hemiparética, já que os estudos são escassos e não apresentam concordância. É importante que se saiba o efeito da inclinação sobre a marcha hemiparética, para que, dessa forma, a prática clínica seja enriquecida, bem direcionada e baseada em evidências científicas. Por esse motivo, esse estudo teve a intenção de observar se haveriam alterações no padrão de marcha desses indivíduos enquanto eles caminhavam na esteira com diferentes inclinações.

Materiais e método

Caracterização da amostra

A amostra foi composta por indivíduos com hemiparesia crônica por sequela de AVE, isquêmico ou hemorrágico, que estavam realizando tratamento fisioterapêutico em clínicas. Os indivíduos deveriam obedecer aos seguintes critérios

de inclusão: espasticidade classificada entre os níveis 0 e 2 da Escala de Espasticidade de Ashworth Modificada²⁷ para o membro inferior comprometido; capacidade de deambular classificada ente os níveis 3 e 5 de acordo com o protocolo de Categoria de Deambulação Funcional (*Functional Ambulatory Classification - FAC*);²⁷ tempo mínimo de sequela igual a 6 meses; ausência de sinais clínicos de alterações cardíacas, arritmia ou angina (*New York Heart Association* grau I)²⁸ ausência de outro prejuízo ortopédico ou neurológico que provocasse alteração na marcha; não fazer uso de órtese no membro inferior parético; capacidade de obedecer a comandos verbais simples. Foram excluídos os indivíduos que tiveram aumento de 10mmHg na pressão arterial sistólica durante a avaliação na esteira²⁹ ou uma frequência cardíaca que ultrapasse 75% da frequência cardíaca máxima ajustada à idade, de acordo com a fórmula proposta por Tanaka *et al.*³⁰, e os que tiveram fobia. Todos os indivíduos assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido concordando com a participação. A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa local.

Instrumentos de medidas para avaliação

A independência funcional para realização das atividades da vida diária dos indivíduos foi avaliada com a Medida de Independência Funcional (MIF).³¹ Para avaliar o equilíbrio, foi utilizada a Escala de Equilíbrio de Berg (*Berg Balance Scale - BBS*)³², que tem demonstrado ser um instrumento efetivo para avaliar o equilíbrio de indivíduos com hemiparesia.³³⁻³⁵

A análise da marcha foi realizada com o indivíduo andando na esteira *Gait Trainer System 2* (Biodex Medical Systems, NY, EUA). Foi utilizado o sistema de suspensão dinâmica do corpo *Unweighing System* (Biodex Medical Systems, NY, USA), mas nenhuma porcentagem do peso foi suportada pelo sistema. O uso foi apenas para promover segurança, evitando quedas ou tropeços.

Os dados foram capturados com o *Qualisys Motion Capture System* (Qualisys Medical AB, 411 13 Gothenburg, Suécia). Foram utilizadas 3 câmeras Qualisys ProReflex MCU 240 que emitem luz infravermelha e marcadores passivos esféricos. Os dados foram capturados a uma frequência de 120 Hz.

Protocolo Experimental

Após a avaliação inicial, onde foram colhidos dados clínicos e demográficos, medidas antropométricas e sinais vitais (frequência cardíaca e pressão arterial), foram feitas as avaliações da independência funcional e do equilíbrio para caracterização da amostra.

A avaliação da marcha na esteira foi feita com os indivíduos descalços e marcadores reflexivos foram colocados sobre as seguintes proeminências ósseas: trocânter maior, epicôndilo medial e lateral do fêmur, maléolo medial e lateral, calcâneo, cabeça do 5º metatarso e do 1º metatarso. Foram utilizados marcadores para rastreamento dos segmentos no espaço durante o movimento, que foram colocadas no terço médio e na face lateral da coxa e da perna, contendo 4 marcadores posicionados de forma não-colinear em uma base quadrada fixada com velcro a uma faixa elástica de neoprene. Também foram colocados marcadores no calcâneo e cabeça do 1º metatarso do pé não-parético.³⁶⁻³⁸

A velocidade utilizada na esteira foi calculada durante a marcha no solo em uma passarela de 10 metros de comprimento¹⁶ com auxílio de um cronômetro. Posteriormente, foi feita uma familiarização com o protocolo experimental na esteira, na qual os indivíduos foram orientados quanto à postura do tronco e posicionamento dos membros superiores.

Foi realizada uma coleta estática com o indivíduo em posição ortostática (posição de referência), a fim de fornecer dados para posterior criação do seu modelo biomecânico. A duração dessa coleta foi de 5 segundos.

Logo após, a esteira era ligada e a velocidade era aumentada gradativamente até atingir a velocidade calculada no teste de 10 metros. Após dois minutos era realizada uma captura com duração de 30 segundos (coleta dinâmica). Todos os indivíduos foram submetidos a coletas na esteira com inclinações de 0%, 5% e 10%, de acordo com estudos prévios¹⁰⁻¹². Para evitar fadiga, foi dado um período de repouso de três minutos entre as condições.¹⁶

Análise dos dados

Os dados gerados pelo *Qualisys* foram exportados para o *Visual 3D* versão Basic/RT 3.99.25.8 (*C-Motion, USA*). Esse sistema possibilita a construção de um modelo biomecânico e a avaliação das variáveis espaço-temporais da marcha, assim como a variação angular. Os deslocamentos angulares de cada articulação foram obtidos de acordo com a sequência dos ângulos de Cardan.³⁸ A posição de referência ou ortostática foi considerada como posição neutra.

A fim de eliminar ruídos provocados pela movimentação dos marcadores, foi usado um filtro passa-baixa (*low pass Butterworth*) com frequência de corte de 6 Hz.⁴⁰

Os deslocamentos angulares do quadril, joelho e tornozelo foram representados em porcentagem no decorrer do ciclo de marcha (0% a 100%). Para delimitar o início e o fim do ciclo foi necessária a definição de dois eventos consecutivos de contato inicial (CI) no pé parético por meio da observação dos marcadores inseridos no calcâneo ou cabeça do 5º metatarso. Foi definido ainda o evento de retirada do pé por meio do marcador inserido na cabeça do quinto metatarso. Os eventos foram definidos tomando como base a representação gráfica desses marcadores no eixo Y.⁴¹ Estas definições foram também realizadas no pé não-parético para oferecer dados para a análise de variáveis relacionadas ao passo.

Apenas os cinco melhores ciclos foram selecionados para análise. As variáveis espaciais e temporais da marcha investigadas foram: velocidade (m/s), cadência (passos/min.), comprimento da passada (m), tempo do ciclo (s), tempo do passo da perna parética e não-parética (s), tempo de apoio e tempo de balanço da perna parética (s) e razão de simetria entre membros. Para calcular a razão de simetria, foi utilizada a seguinte fórmula:⁴²

Razão de simetria entre membros = $2(\text{Tempo do passo NP}) / (\text{Tempo do passo NP} + \text{Tempo do passo P})$. Onde NP = não-parético e P = parético.

Com relação às variáveis angulares, foram investigados os deslocamentos angulares e a amplitude de movimento (ADM), em graus, do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. A ADM foi obtida subtraindo o valor mínimo do valor máximo alcançado. Para o quadril foram analisadas as angulações nos seguintes eventos: CI, extensão máxima no apoio e flexão máxima no balanço. Para o joelho, CI, flexão e extensão máximas no apoio e flexão máxima no balanço. Para o tornozelo, os eventos foram o CI, dorsiflexão máxima no apoio e no balanço e flexão plantar máxima.^{11,14,42}

Análise Estatística

A análise dos dados foi realizada com o programa Statistica (versão 7.0), atribuindo-se o nível de confiança de 5%.

A análise descritiva foi realizada por meio das medidas de tendência central e desvio padrão. Na análise estatística de significância foi observada a normalidade dos dados com o teste de *Shapiro-Wilk*. Foi utilizado o teste paramétrico ANOVA com delineamento em blocos casualizados. Para detectar quais as médias foram estatisticamente diferentes das demais, foi utilizado o teste de *Tukey*. Quando os dados não apresentaram distribuição normal, foram utilizados o teste de *Friedman* e teste de *Wilcoxon*.

Resultados

De um total de 23 indivíduos, 18 participaram desse estudo, sendo 10 homens e 8 mulheres, 8 com hemiparesia esquerda e 10 com direita. As características clínicas e demográficas estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 - Características clínicas e demográficas dos indivíduos (n=18).

	Média ± DP	Amplitude
Idade (anos)	55,33 ± 9,37	39 – 76
Massa corporal (Kg)	70,39 ± 10,16	50 – 91,5
Altura (m)	1,61 ± 0,09	1,47 – 1,76
Tempo de lesão (meses)	34,00 ± 22,80	8 – 84
Velocidade (m/s)	0,71 ± 0,28	0,22 – 1,14
MIF	79,50 ± 5,89	70 – 88
BBS	47,11 ± 8,69	22 – 54

Abreviações: DP, desvio padrão; MIF, Medida de Independência Funcional; BBS, *Berg Balance Scale*

Variáveis espaço-temporais

As variáveis espaço-temporais estão apresentadas na Tabela 2. Houve uma tendência à diminuição da cadência comparando as condições 0% e 10% ($91,12 \pm 18,29$ versus $88,14 \pm 18,68$) e 5% e 10% ($92,13 \pm 20,94$ versus $88,14 \pm 18,68$), mas não foram encontradas diferenças significativas ($P=.160$). O tempo de apoio aumentou com a inclinação e as diferenças foram vistas, através do Teste de Wilcoxon, comparando as condições 0% e 5% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,87 \pm 0,20$; $P=.011$) e 0% e 10% ($0,83 \pm 0,21$ versus $0,88 \pm 0,23$; $P=.021$). As variáveis comprimento do passo, tempo do ciclo, tempo do passo da perna parética e não-parética, tempo de balanço da perna parética e razão de simetria entre membros foram minimamente afetadas e não apresentaram diferença significativa.

Tabela 2 – Variáveis espaço-temporais durante marcha na esteira

	0%	5%	10%
Cadência (passos/minuto)	$91,12 \pm 18,29$	$92,13 \pm 20,94$	$88,14 \pm 18,68$
Comprimento da passada (m)	$0,84 \pm 0,26$	$0,86 \pm 0,26$	$0,85 \pm 0,25$
Tempo do ciclo (s)	$1,26 \pm 0,23$	$1,28 \pm 0,23$	$1,29 \pm 0,26$
Tempo do passo P (s)	$0,69 \pm 0,16$	$0,69 \pm 0,16$	$0,71 \pm 0,17$
Tempo do passo NP (s)	$0,57 \pm 0,09$	$0,58 \pm 0,10$	$0,58 \pm 0,11$
Tempo de apoio (s)	$0,83 \pm 0,21^{*\dagger}$	$0,87 \pm 0,20^*$	$0,88 \pm 0,23^\dagger$
Tempo de balanço (s)	$0,40 \pm 0,07$	$0,41 \pm 0,07$	$0,42 \pm 0,07$
Razão de simetria entre membros	$0,91 \pm 0,09$	$0,92 \pm 0,09$	$0,90 \pm 0,09$

Nota: Valores representados em média (\pm desvio padrão).

Abreviações: P, membro inferior parético; NP, membro inferior não-parético.

* $P=.011$; $\dagger P=.021$.

Variáveis angulares

A representação gráfica das médias dos ângulos articulares do quadril, joelho

e tornozelo no plano sagital durante o ciclo de marcha dos indivíduos avaliados, em cada uma das três condições realizadas na esteira, encontra-se disposta na Figura 1.

A análise da articulação do quadril, por meio do Teste de Tukey, mostrou diferenças significativas no contato inicial, extensão máxima e flexão máxima no balanço. Com o aumento da inclinação, houve aumento da flexão no contato inicial em 0%, 5% e 10% ($23,11 \pm 4,33$ versus $26,12 \pm 4,86$ versus $29,99 \pm 3,97$; $P < .001$) e no balanço também em 0%, 5% e 10% ($25,42 \pm 4,76$ versus $28,02 \pm 4,94$ versus $31,84 \pm 4,82$; $P < .001$). Houve diminuição da extensão máxima no apoio terminal entre 0% e 5% ($12,41 \pm 5,60$ versus $10,79 \pm 6,14$; $P = .021$), 0% e 10% ($12,41 \pm 5,60$ versus $9,28 \pm 5,36$; $P < .001$) e 5% e 10% ($10,79 \pm 6,14$ versus $9,28 \pm 5,36$; $P = .031$). Observou-se ainda aumento da ADM entre as condições 0% e 10% ($37,83 \pm 5,23$ versus $41,12 \pm 5,63$; $P < .001$) e 5% e 10% ($38,80 \pm 5,96$ versus $41,12 \pm 5,63$; $P = .002$). (Tabela 3)

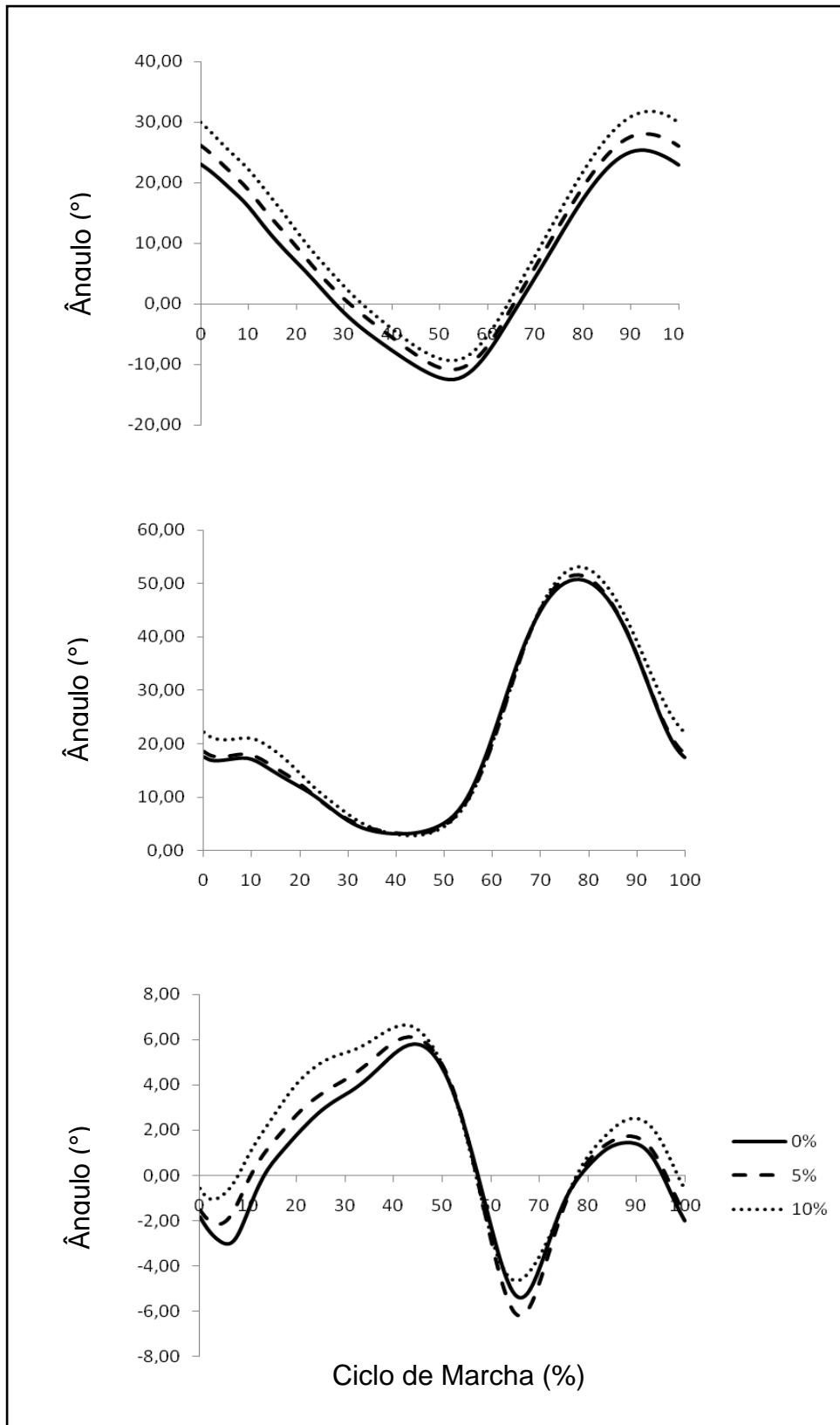


Figura 1 - Média da variação angular do quadril (a), joelho (b) e tornozelo (c) no plano sagital, durante marcha na esteira com inclinações de 0%, 5% e 10%. A representação positiva indica flexão (ou dorsiflexão) e a negativa, extensão (ou flexão plantar).

Tabela 3 – Variáveis angulares do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha na esteira com inclinações de 0%, 5% e 10%.

	0%	5%	10%
Quadril			
Contato inicial	23,11 ± 4,33*	26,12 ± 4,86*	29,99 ± 3,97*
Extensão máxima no apoio	-12,41 ± 5,60* [†]	-10,79 ± 6,14 ^{††}	-9,28 ± 5,36* [‡]
Flexão máxima no balanço	25,42 ± 4,76*	28,02 ± 4,94*	31,84 ± 4,82*
ADM	37,83 ± 5,23*	38,80 ± 5,96 [§]	41,12 ± 5,63* [§]
Joelho			
Contato inicial	17,59 ± 8,58*	18,52 ± 8,31	22,16 ± 7,82*
Flexão máxima no apoio	17,36 ± 11,14*	18,01 ± 10,73	21,08 ± 11,24*
Extensão máxima no apoio	3,20 ± 9,87	3,10 ± 10,36	2,79 ± 9,75
Flexão máxima no balanço	50,71 ± 13,65	51,53 ± 12,40	53,09 ± 10,53
ADM	47,51 ± 15,07 [¶]	48,43 ± 14,24	50,30 ± 12,82 [¶]
Tornozelo			
Contato inicial	-1,83 ± 8,08 [†]	-1,51 ± 8,11	-0,59 ± 7,29 [†]
Dorsiflexão máxima no apoio	5,80 ± 5,11	6,13 ± 5,40	6,63 ± 5,38
Flexão plantar máxima	-5,41 ± 8,57	-6,20 ± 8,17	-4,66 ± 8,48
Dorsiflexão máxima no balanço	1,45 ± 8,08	1,74 ± 7,95 [¶]	2,50 ± 7,42 [¶]
ADM	11,21 ± 7,90	12,33 ± 7,77	11,29 ± 7,82

Nota: Valores representados em média (± desvio padrão).

Abreviações: ADM, Amplitude de Movimento.

* $P < .001$; [†] $P = .021$; [‡] $P = .031$; [§] $P = .002$; ^{||} $P < .001$; [¶] $P = .040$

No joelho, não foram encontradas diferenças na extensão máxima durante o apoio. A flexão máxima durante o balanço foi maior em 10% (53,09±10,53) do que nas condições 0% (50,71±13,65) e 5% (51,53±12,40) mas não foram encontradas diferenças significativas. De acordo com o Teste de Tukey, no contato inicial as diferenças ocorreram entre 0% e 10% (17,59±8,58 *versus* 22,16±7,82) e 5% e 10% (18,52±8,31 *versus* 22,16±7,82), ambos com $P < .001$. Na flexão máxima no apoio, as diferenças ocorreram entre 0% e 10% (17,36±11,14 *versus* 21,08±11,24; $P < .001$) e 5% e 10% (18,01±10,73 *versus* 21,08±11,24; $P = .004$). A ADM foi diferente apenas entre 0% e 10% (47,51±15,07 *versus* 50,30±12,82; $P = .040$). (Tabela 3)

No tornozelo, não foram observadas diferenças significativas na dorsiflexão máxima durante o apoio nem na flexão plantar máxima. No contato inicial, houve diferença apenas entre as condições 0% e 10 % ($1,83 \pm 8,08$ versus $0,59 \pm 7,29$; Teste de Tukey $P=.021$). A dorsiflexão máxima no balanço só mostrou diferença entre as condições 5% e 10% ($1,74 \pm 7,95$ versus $2,50 \pm 7,42$; Teste de Wilcoxon $P=.040$). Não foram vistas diferenças na ADM. Ver Tabela 3.

Discussão

Variáveis espaço-temporais

Ao analisar os resultados desse estudo referentes às variáveis espaço-temporais da marcha, observou-se que maiores graus de inclinação da esteira provocaram aumento no tempo de apoio, enquanto as demais variáveis, não sofreram alterações significativas.

De acordo com Harris-Love,⁴ o aumento no tempo de apoio da perna parética é importante para melhorar a simetria da marcha. Apesar de Teixeira-Salmela *et al.*⁴² terem mostrado que a assimetria não é um fator imprescindível à melhora no desempenho funcional da marcha, o tempo de apoio mais longo pode ser importante indicativo da melhora na distribuição de peso entre os membros.⁴ Estudos que compararam a marcha de indivíduos com hemiparesia no solo e na esteira mostraram que a esteira promove um aumento no tempo de apoio, possivelmente, em virtude do melhor alinhamento do corpo promovido pelo sistema de suporte parcial de peso.^{4,42} Nesse estudo, o colete para suporte de peso foi utilizado apenas por questões de segurança, entretanto, os sujeitos deambularam com apoio na barra anterior da esteira, o que pode ter interferido no alinhamento do corpo. Além disso, observou-se que o tempo de apoio aumentou linearmente em relação ao percentual de inclinação. Desta forma, acredita-se que a inclinação foi um fator adicional que contribuiu para o aumento desta variável.

Estudos com grupos de indivíduos saudáveis mostraram que aumentos de 5% e 10% na inclinação promoveram maior comprimento do passo¹² e da passada,¹¹

entretanto, as demais variáveis não foram afetadas. Já no estudo de Lay *et al.*,¹⁴ também realizado com indivíduos saudáveis, os autores não encontraram nenhuma alteração nos parâmetros espaciais e temporais, apesar de terem utilizado maiores percentuais de inclinação (0%, 15% e 39%). Nesse caso, ausência de alterações pode ser explicada pela velocidade constante e pela variabilidade da velocidade entre os indivíduos que andaram com velocidade confortável e auto-selecionada.^{11,12,14}

Leroux *et al.* (1999 e 2006)^{10,12} avaliaram os efeitos da inclinação (0%, 5% e 10%) em indivíduos com lesão medular e encontraram resultados semelhantes aos dos estudos realizados com indivíduos saudáveis, ou seja, nenhuma alteração nos parâmetros espaciais e temporais foi encontrada. Os autores, entretanto, abordaram que esse fato aconteceu também em decorrência da velocidade constante utilizada na esteira que pode ter contribuído para a estabilidade dessas variáveis.

Werner *et al.*¹⁶ avaliaram indivíduos com hemiparesia e encontraram um aumento no tempo de apoio junto com uma diminuição no tempo de balanço, aumento do comprimento da passada e diminuição da cadência. Apesar de ter mostrado uma tendência à diminuição da cadência, essa variável não apresentou diferença significativa no presente estudo. De acordo com Visintin *et al.*⁴⁴ e Hesse *et al.* (1994 e 1999),^{45,46} o uso do suporte parcial de peso na esteira possibilita melhora nas variáveis espaço-temporais da marcha como velocidade, cadência, comprimento do ciclo e simetria, entretanto, no presente estudo, a velocidade foi mantida constante e nenhum percentual do peso corporal foi suportado, o que pode ter interferido na cadência e nas demais variáveis analisadas. Além disso, a variabilidade na velocidade dos indivíduos (0,22 a 1,14 m/s) também pode ter contribuído para a ausência de diferenças significativas nessas variáveis.¹²

Variáveis angulares

Em relação às variáveis angulares, foi observado que no contato inicial e no balanço houve aumento na flexão do quadril e do joelho e um aumento na dorsiflexão do tornozelo.

Em indivíduos saudáveis, de acordo com Leroux *et al.* (1999 e 2002)^{10,12} e

Lay *et al.*,¹⁴ maiores graus de inclinação promovem um aumento na flexão do quadril e do joelho e na dorsiflexão do tornozelo durante o contato inicial e na fase de balanço. Prentice *et al.*¹³ também observaram um aumento da flexão nas mesmas articulações durante o balanço. Esses autores justificaram as características citadas devido à necessidade de elevar o membro inferior e impulsionar o corpo durante a subida. Resultados semelhantes foram encontrados por Leroux *et al.*¹⁰ ao investigar os efeitos da inclinação da esteira em indivíduos com sequela de lesão medular, com relação à articulação do quadril. As demais articulações, entretanto, não apresentaram alterações, o que pode ser explicado pela existência de limitações na adaptação das articulações do joelho e tornozelo em virtude de fatores neurais ou biomecânicos. Leroux *et al.*¹¹ também observaram que, em indivíduos saudáveis, o aumento da flexão do quadril foi usado como adaptação para a inclinação da esteira gerando um aumento no comprimento da passada. Apesar de, no nosso estudo, o aumento da flexão do quadril não ser acompanhado por um aumento do comprimento da passada, o aumento da flexão sugere que indivíduos com hemiparesia também utilizam estratégias de adaptação para mudar a trajetória do membro e assegurar o contato inicial numa superfície mais elevada.¹³ Provavelmente o comprimento da passada não aumentou com a inclinação em virtude da redução na extensão do quadril.

A diminuição na extensão do quadril, observada no nosso estudo, também pode ser explicada, assim como o aumento da flexão, pela necessidade de elevar o membro para assegurar o contato em um nível mais alto, como justificam Lay *et al.*¹⁴ É importante ressaltar que apesar de ter ocorrido redução na extensão, ainda assim a amplitude articular do quadril aumentou entre as condições 0% e 10%, e 5% e 10%. Como os indivíduos com hemiparesia apresentam diminuição da flexão do quadril no contato inicial e no balanço, e conseqüente diminuição da amplitude,^{3,5} o aumento desses parâmetros, como ocorrido com inclinações de 5% e 10%, pode ser um fator positivo para promover e estimular uma amplitude próxima do normal,⁵ que é uma meta almejada na reabilitação de indivíduos com hemiparesia para melhorar a habilidade de mover a massa corporal à frente, melhorando assim a qualidade da marcha.

Ao analisar a articulação do joelho, observou-se que os indivíduos realizaram o contato inicial com uma flexão excessiva (17,59±8,58 em 0%; 18,52±8,31 em 5% e 22,16±7,82 em 10%) e isso pode ser explicado pela espasticidade dos isquiotibiais,

dos músculos que realizam a flexão plantar ou por uma fraqueza dos extensores do joelho que gera uma postura de flexão também no apoio.^{3,8,10,47} Não houve diferença significativa na extensão máxima e na flexão máxima no balanço, mas a inclinação promoveu um efeito benéfico, já que houve um aumento significativo na amplitude entre as condições 0% e 10%.

A análise qualitativa do contato inicial mostrou que 10, dos 18 indivíduos, realizaram o contato com o tornozelo em flexão plantar, mas com o aumento da inclinação, em 10%, houve uma diminuição significativa. Ou seja, houve uma tendência a posição neutra, o que se aproxima do padrão normal visto em indivíduos saudáveis.^{3,6,8} De acordo com Leroux *et al.*¹¹ o aumento da dorsiflexão ocorre para acomodar a orientação vertical do tronco e da pelve durante a subida e isso pode ter ocorrido também nos indivíduos hemiparéticos.

Estudos sobre a marcha em superfícies inclinadas mostraram aumento da amplitude e duração da atividade eletromiográfica em indivíduos saudáveis. Exemplo disto é relatado por Tokuhiro *et al.*,⁹ Leroux *et al.*,¹⁰ e Lay *et al.*¹⁵ Leroux *et al.*¹⁰ entretanto, ao comparar indivíduos saudáveis com indivíduos com sequela de lesão medular, viram que os indivíduos com sequela não apresentaram alterações significativas na atividade eletromiográfica dos músculos responsáveis pela marcha. De forma semelhante, indivíduos com hemiparesia também não apresentaram alterações na atividade muscular durante a marcha em esteira com inclinações de 0% a 8%.¹⁶ No presente estudo, a atividade eletromiográfica não foi avaliada, mas é possível que as alterações angulares observadas nos resultados, principalmente com inclinação de 10%, onde foram vistas adaptações significativas ocorridas no tornozelo, tenham ocorrido devido a um possível aumento da magnitude e/ou duração da atividade eletromiográfica principalmente nos músculos flexores do quadril e dorsiflexores.

Teixeira-Salmela *et al.*⁴⁸ mostraram os benefícios do condicionamento aeróbico na marcha de indivíduos com hemiparesia e Macko *et al.*²⁶ também observaram melhora na marcha com treinamento aeróbico na esteira. De acordo com Werner *et al.*¹⁶, o treino em esteira inclinada pode ser utilizado na reabilitação cardiovascular de indivíduos hemiparéticos, já que a frequência cardíaca relacionou-se de forma linear com a inclinação da esteira (0% a 8%) sem a necessidade de aumentar a velocidade, o que nem sempre é possível devido à falta de controle motor efetivo. Dessa forma, sugere-se também que o treino em esteira com

inclinação de até 10% pode ser utilizado para melhorar o condicionamento aeróbico de indivíduos com hemiparesia crônica.

Conclusões

De acordo com esses achados, pode-se concluir que a inclinação da esteira promove alterações nas variáveis angulares da marcha como o aumento do ângulo do quadril, joelho e tornozelo durante o contato inicial e a fase de balanço e aumento da ADM do quadril e joelho. Com relação às variáveis espaço-temporais pode-se concluir que a inclinação promove alterações mínimas, pois apenas o tempo de apoio do membro inferior parético sofreu alteração que foi expressa com o aumento dessa variável.

Assim, sugere-se que o treino em rampas ou esteira elétrica inclinada pode ser utilizado na reabilitação para promover acessibilidade e também uma maior amplitude de movimento nos membros inferiores para que os indivíduos tenham uma melhora na qualidade da marcha.

Para uma melhor compreensão das alterações que ocorrem durante a marcha de indivíduos com hemiparesia crônica em esteira inclinada, sugere-se que sejam feitas outras pesquisas avaliando o membro não-parético e o tronco, para que sejam vistas possíveis estratégias de adaptação ou compensação também nesses segmentos, bem como que seja feita uma avaliação da atividade eletromiográfica para que dessa forma sejam esclarecidas as estratégias apresentadas por esses indivíduos.

Referências

1. da Cunha IA, Lim PA, Qureshy H, Henson H, Monga T, Protas J. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:1258-65.

2. WHO. World Health Organization. Disponível em: [HTTP://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/](http://www.who.int/topics/cerebrovascular_accident/en/) Acesso em: 30 de jun. 2009

3. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait Posture* 1996;4:136-148.

4. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KHC and Smith GV. Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2001;15:105-112.

5. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, 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.

6. 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.

7. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture* 2009;29:408–414.

8. Perry J. *Análise da Marcha: Marcha Patológica*. Barueri-SP: Manole, v. 2 2005.

9. Tokuhiro A, Nagashima H, Takechi H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1985;66(9):610-3.

10. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res* 1999; 126(3):359-68.

11. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural Adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture* 2002;15: 64-74.
12. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117:1273–1282.
13. Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture* 2004;20:255–265.
14. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *J Biomech* 2006;39:1621-1628.
15. Lay AN, Hass CJ, Nichols TR, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *J Biomech* 2007;40:1276-1285.
16. Werner C, Lindquist AR, Bardeleben A, Hesse S. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair* 2007;21:76–80.
17. Finch L, Barbeau H. Hemiplegic gait: new treatment strategies. *Physiother Can* 1986;38:362-41.
18. Dobkin B, Fowler E, Gregor R. A strategy to train locomotion in patients with chronic hemiplegic stroke. *Ann Neurol* 1991;30:278.
19. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH. Restoration of gait in non-ambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body weight support. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:1087-93.
20. 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.

21. Lindquist AR, Prado CL, Barros RL, Mattioli R, Lobo da Costa PH, Salvini TF. Gait training combining partial body weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on post-stroke gait. *Physical Therapy* 2007;87(9):1144-1154.

22. Hesse S, Werner C, Frankenberg S, Bardeleben A. Treadmill training with body weight support after stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2003;14:111-123.

23. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on post stroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:683-91.

24. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Rückriem S. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients. A randomized controlled trial. *Stroke* 2002;33:553-8.

25 Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, Mauritz KH, et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke* 1995;26:976-81.

26. Macko RF, Ivey FM, Forrester LW, Hanley D, Sorkim JD, Katzel LI, Silver KH, Goldberg AP. Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke. A randomized, controlled trial. *Stroke* 2005;36:2206-11.

27. Wade D.T, *Measurement in neurological rehabilitation*. New York, NY: Oxford University Press; 1992.

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

29. 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.

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

31. 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.

32. Miyamoto ST, Junior IL, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian Version of the Berg Balance Scale. Braz J med Biol Res 2004;37(9):1411-21.

33. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. Phys Ther 2008;88(5):559-566.

34. Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. Aust J Physiother 2001;47:29-38.

35. 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.

36. Cappozzo A, Cappello A, Croce UD, Pensalfini F. Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 1997;44(12):1165-1174.

37. 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.

38. 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.

39. 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.

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

41. Zeni Jr, JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture* 2008;27:710-714.

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

43. Teixeira-Salmela L.F, Lima RCM, Morais SG, Lima LAO, Goulart F. Assimetria e desempenho funcional em hemiplégicos crônicos antes e após um programa de treinamento em academia. *Rev Bras Fisioter* 2005;9:227-233

44. 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.

45. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz K. Restoration of gait in nonambulatory patients by treadmill training with partial body-weight support. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:1087-1093.

46. Hesse S, Konrad M, Uhlenbrock D. Treadmill walking with partial body weight support versus floor walking in hemiparetic subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80(4):421-7

47. Winter DA. The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2. ed. University of Waterloo Press, Waterloo:1990.

48. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, McBride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning on temporal, kinematic, and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *J Rehab Med* 2001;33:53-60.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após demonstrarmos os resultados encontrados no presente estudo, pode-se chegar às seguintes considerações:

O aumento do ângulo do quadril, joelho e tornozelo durante o contato inicial e a fase de balanço e aumento da ADM do quadril e joelho podem ser estratégias utilizadas por indivíduos com hemiparesia crônica durante a marcha em superfícies inclinadas, assim como ocorre em indivíduos saudáveis.

Segere-se que o treino em rampas ou esteira elétrica inclinada pode utilizado na reabilitação para promover acessibilidade e também uma maior amplitude de movimento nos membros inferiores para que os indivíduos tenham uma melhora no padrão de marcha.

5 REFERÊNCIAS

1. Braga JL, Alvarenga RMP, Mores Neto JBM. Como diagnosticar e tratar: Acidente Vascular Cerebral. Revista Brasileira de Medicina 2003;60(3):88-96.
2. Carr JH; Shepherd RB. Reabilitação Neurológica: otimizando o desempenho motor. Barueri: SP. Manole. 2008
3. da Cunha IA, Lim PA, Qureshy H, Henson H, Monga T, Protas J. Gait outcomes after acute stroke rehabilitation with supported treadmill ambulation training: a randomized controlled pilot study. Arch Phys Med Rehabil 2002;83:1258-65.
4. Camargo ECS, Bacheschi LA, Massaro AR. Stroke in Latin America. Neuroimag Clin N Am 2005;15:283-296.
5. Kaiser E. Aspectos epidemiológicos das doenças coronariana e cerebrovascular. SOCERJ 2004;17(1):11-18.
6. Martins ANN, Figueiredo MM, Rocha OD, Fernandes MAF, Selma MB, Jerônimo SMB, Dourado ME. Frequency of stroke types at an emergency hospital in Natal, Brazil. Arq Neuropsiquiatr 2007;65(4-B):1139-1143.
7. Secretaria de Estado da Saúde Pública do Governo do Estado do Rio Grande do Norte. Indicadores da saúde do RN. Disponível em: <http://www.saude.rn.gov.br/contentproducao/aplicacao/sesap/saude_destaque/gerados/indicadores.asp> Acesso em: 04 de mai. 2009
8. Lundy-Ekman, L. Neurociência: fundamentos para a reabilitação. 1.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 2000.
9. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. Gait Posture 1996;4:136-148.
10. Perry J. Análise da Marcha: Marcha Patológica. Barueri-SP: Manole, v. 2 2005.

11. Edwards, S. Fisioterapia Neurológica. Uma abordagem centrada na resolução de problemas. 1999. Porto Alegre: Atheneu.
12. Perry J. Análise da Marcha: Marcha Normal. Barueri-SP: Manole, v. 1 2005.
13. Harris-Love ML, Forrester LW, Macko RF, Silver KHC and Smith GV. Hemiparetic Gait Parameters in Overground Versus Treadmill Walking. *Neurorehabil Neural Repair* 2001;15:105-112.
14. Chen CL, Chen HC, Tang SFT, 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.
15. 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.
16. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Variability in spatiotemporal step characteristics and its relationship to walking performance post-stroke. *Gait Posture* 2009;29:408–414.
17. Kandel ER, Schwartz J H, Jessel T M. Princípios da neurociência. Cap. 55. 4.ed. Barueri: Manole. 2003.
18. Kandel ER, Schwartz J H, Jessel T M. Princípios da neurociência. Cap. 37. 4.ed. Barueri: Manole. 2003.
19. Dietz, V. Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology* 2003;114:1379–1389.
20. Finch L, Barbeau H. Hemiplegic gait: new treatment strategies. *Physiother Can* 1986;38:362-41.

21. Dobkin B, Fowler E, Gregor R. A strategy to train locomotion in patients with chronic hemiplegic stroke. *Ann Neurol* 1991;30:278.

22. Hesse S, Bertelt C, Schaffrin A, Malezic M, Mauritz KH. Restoration of gait in non-ambulatory hemiparetic patients by treadmill training with partial body weight support. *Arch Phys Med Rehabil* 1994;75:1087-93.

23. 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.

24. Lindquist AR, Prado CL, Barros RL et al. Gait training combining partial body weight support, a treadmill, and functional electrical stimulation: effects on post-stroke gait. *Physical Therapy* 2007;87 (9):1144-1154.

25. Hesse S, Werner C, Frankenberg S, Bardeleben A. Treadmill training with body weight support after stroke. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2003;14:111-123.

26. Shumway-Cook, Woollacott MH. *Controle Motor: teoria e aplicações práticas.* 2 ed. Barueri, SP: Manole, 2003.

27. Sullivan KJ, Knowlton BJ, Dobkin BH. Step training with body weight support: effect of treadmill speed and practice paradigms on post stroke locomotor recovery. *Arch Phys Med Rehabil* 2002;83:683-91.

28. Pohl M, Mehrholz J, Ritschel C, Rückriem S. Speed-dependent treadmill training in ambulatory hemiparetic stroke patients. A randomized controlled trial. *Stroke* 2002;33:553-8.

29 Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, et al. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. *Stroke* 1995;26:976-81.

30. Macko RF, Ivey FM, Forrester LW, et al. Treadmill exercise rehabilitation improves ambulatory function and cardiovascular fitness in patients with chronic stroke. A randomized, controlled trial. *Stroke* 2005;36:2206-11.
31. Tokuhiro A, Nagashima H, Takechi H. Electromyographic kinesiology of lower extremity muscles during slope walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1985;66(9):610-3.
32. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Adaptation of the walking pattern to uphill walking in normal and spinal-cord injured subjects. *Exp Brain Res* 1999; 126(3):359-68.
33. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural Adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. *Gait and Posture* 2002;15:64-74.
34. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surfaces: II. Strategies following spinal cord injury. *Clinical Neurophysiology* 2006; 117:1273–1282.
35. Prentice SD, Hasler EN, Groves JJ, Frank JS. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait and Posture* 2004;20:255–265.
36. Lay AN, Hass CJ, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. *J Biomech* 2006;39:1621-1628.
37. Lay AN, Hass CJ, Nichols TR, Gregor RJ. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. *J Biomech* 2007;40:1276-1285.
38. Werner C, Lindquist AR, Bardeleben A, Hesse S. The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects. *Neurorehabil Neural Repair* 2007;21:76–80.
39. Pereira MG. *Epidemiologia: Teoria e prática*. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan; 1995 p. 550.

40. Wade D.T, Measurement in neurological rehabilitation. New York, NY: Oxford University Press; 1992.
41. Remme WS, Swedberg K. Guidelines for the diagnosis and treatment of chronic heart failure. *Eur Heart J* 2001;22:1527-1560.
42. 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.
43. Tanaka H, Monahan KD, Seals DR. Age – Predicted Maximal Heart Revisited. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:153-6.
44. 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.
45. Miyamoto ST, Junior IL, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian Version of the Berg Balance Scale. *Braz J med Biol Res* 2004;37(9):1411-21.
46. Blum L, Korner-Bitensky N. Usefulness of the Berg Balance Scale in Stroke Rehabilitation: A Systematic Review. *Phys Ther* 2008;88(5):559-566.
47. Stevenson TJ. Detecting change in patients with stroke using the Berg Balance Scale. *Aust J Physiother* 2001;47:29-38.
48. 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.
49. Qualisys Track Manager User Manual. Qualisys AB. Suécia, 2006.

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

51. Cappozzo A, Cappello A, Croce UD, Pensalfini F. Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1997;44(12):1165-1174.

52. 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.

53. 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.

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

55. 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.

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

57. Zeni Jr, JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait and Posture* 2008; 27:710-714.

58. Puh U, Baer GD. A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: A pilot study. *Disability and Rehabilitation*, 2009; 31(3):202–210

5 ANEXOS

ANEXO A – 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 B – Categoria de Deambulação Funcional

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 C – Parecer do Comitê de Ética



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO NORTE
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DO HOSPITAL
UNIVERSITÁRIO ONOFRE LOPES (CEP-HUOL)

CERTIFICADO

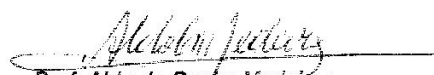
O Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital Universitário Onofre Lopes (CEP-HUOL), devidamente reconhecido pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP/MS), analisou o projeto:

Título: Efeitos do treino sobre superfícies inclinadas na marcha de indivíduos portadores de Acidente Vascular Encefálico. – Protocolo – 007/07

Pesquisador Responsável: Ana Raquel Rodrigues Lindquist.

Este projeto foi aprovado em seus aspectos éticos e metodológicos, incluindo o termo de consentimento livre e esclarecido, de acordo com as diretrizes da Resolução 196/96 e complementares, do Conselho Nacional de Saúde, em reunião plenária do CEP-HUOL realizada no dia 04 de maio de 2007. Toda e qualquer alteração no projeto/protocolo de pesquisa, assim como eventos adversos que venham a ocorrer deverão ser comunicados oficialmente e imediatamente ao CEP-HUOL. O relatório final do projeto ou a cópia de sua publicação deverá ser encaminhado ao CEP/HUOL após o término do estudo, conforme cronograma, com a respectiva cópia da folha de rosto.

Natal, 04 de maio de 2007.


Prof. Aldo da Cunha Medeiros
Coordenador do CEP – HUOL

ANEXO D – Medida de Independência Funcional – MIF

N Í V E I S	7 – Independência completa (com segurança, em tempo normal) 6 – Independência modificada (ajuda técnica)	Sem Ajuda
	Dependência modificada 5 – Supervisão 4 – Ajuda mínima (indivíduo ≥ 75%) 3 – Ajuda (indivíduo ≥ 50%) 2 – Ajuda máxima (indivíduo ≥ 25%) 1 – Ajuda total (indivíduo ≥ 0%)	Ajuda
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 esfíncteres		
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 E – 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: Efeitos do Treino sobre Superfícies Inclinadas na Marcha de Indivíduos Portadores de Acidente Vascular Encefálico

INVESTIGADORES: Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Profa. Dra. Selma Bruno

Prof. Dr. Jamilson Simões Brasileiro

OBJETIVOS DO ESTUDO: Avaliar os efeitos do treino em esteira elétrica inclinada sobre as variáveis espaço-temporais e angulares da marcha de sujeitos hemiparéticos e sobre a atividade eletromiográfica dos músculos tibial anterior, gastrocnêmio, bíceps femoral, reto femoral, vasto lateral, vasto medial, glúteo médio e eretor espinhal do lado parético. Além disso, serão avaliadas as curvas de força reação do solo, produzidas durante a locomoção e a capacidade pulmonar dos sujeitos, através da espirometria.

PROCEDIMENTOS: Todos os sujeitos serão submetidos ao treinamento de marcha em esteira elétrica com inclinação, bem como a avaliações periódicas da marcha através da cinemetria, bem como eletromiografia. Será realizada também espirometria.

RISCOS: Não haverá riscos, pois todos os testes são de natureza não invasiva. E em

caso de dano ao participante, o mesmo será indenizado.

BENEFÍCIOS: Nesta pesquisa todos os participantes participarão do treino de marcha em esteira com inclinação e suporte parcial de peso e serão beneficiados pelo treino de marcha após acidente vascular encefálico.

CONFIDENCIALIDADE DA PESQUISA: Os resultados da pesquisa serão divulgados sem a identificação dos indivíduos e serão cumpridas as exigências da Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde que trata sobre a bioética.

Eu _____
declaro estar ciente e informado(a) sobre os procedimentos de realização da pesquisa, conforme explicados acima, e aceito participar voluntariamente da mesma.

Assinatura _____ Data: ___/___/___

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

Profa. Dra. Ana Raquel Rodrigues Lindquist

Endereço: R. Lafayette Lamartine, 1876. Ap. 1001B, Candelária. Natal-RN

Telefone: 8851 2415 E-mail: araquel@ufnet.br

Comitê de Ética

Endereço: Praça do Campus Universitário, Caixa Postal 1666. Bairro Lagoa Nova, Natal-RN.

Telefone: 3215-3135 E-mail: cepufm@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: _____ Data que sofreu o AVE: ____/____/____

Dimídio Afetado: _____ Dispositivo auxiliar: _____

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

Medicamentos em uso: _____

Data da avaliação: ____/____/____

2. SINAIS VITAIS

PA _____ mmHg FC _____ bpm

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

3. TESTE DE CAMINHADA DE 10M

Tempo _____ (s) V _____ (m/s)

4. AVALIAÇÃO NA ESTEIRA

0%	5%	10%

Observações:

Intercorrências:

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)