

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Clarissa Pedrini Schuch

**TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA
CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR
ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**

Porto Alegre

2011

Clarissa Pedrini Schuch

**TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA
DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

Porto alegre

Setembro de 2011

Clarissa Pedrini Schuch

**TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA
DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**

Aprovado em 11 de novembro de 2011

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Alexandre Andrade – UDESC

Prof. Dr. Marco Aurélio Vaz – UFRGS

Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss - UFRGS

RESUMO

O acidente vascular encefálico (AVE) do tipo isquêmico representa 80% dos casos de AVE no Brasil; este é resultante da interrupção do suprimento sanguíneo ao tecido cerebral. Uma seqüela decorrente da lesão do neurônio motor superior é a hemiparesia, estado caracterizado pela perda parcial da força muscular de um lado do corpo. Por sua vez, a locomoção hemiparética é característica comum após o episódio de AVE. Clinicamente os pacientes apresentam alterações no controle motor, excessiva co-ativação muscular e espasticidade, assim como mudanças nas propriedades passivas dos músculos. Além disso, os padrões cinemáticos alterados acarretam em diminuição da amplitude de movimento e conseqüentemente redução na velocidade de caminhada e maior dispêndio energético. Dessa maneira, um melhor entendimento de como os acometimentos segmentares afetam o trabalho mecânico total (W_{tot}) e o custo de transporte (C) da caminhada de indivíduos com AVE pode auxiliar na avaliação da eficácia das intervenções terapêuticas. Assim, este estudo tem como objetivo mensurar e comparar o W_{tot} e o C em cinco diferentes velocidades de caminhada entre sujeitos hemiparéticos crônicos decorrente do AVE e sujeitos saudáveis. A amostra foi composta por 6 pacientes com diagnóstico clínico de AVE do tipo isquêmico e 10 sujeitos saudáveis (grupo controle). Foi utilizada a cinemetria tridimensional e um sistema de análise metabólica para aquisição dos dados. Os resultados indicaram que os pacientes com AVE apresentaram W_{tot} e C significativamente maior em relação aos sujeitos do grupo controle. O aumento no W_{tot} se deve principalmente ao maior trabalho mecânico vertical (W_v) e trabalho mecânico interno (W_{int}), *e.g.*, W_{int} rotacional do membro não acometido teve contribuição de até 50% para o resultado de W_{int} . Os pacientes AVE apresentaram C significativamente maior nas baixas velocidades de caminhada; enquanto nas demais velocidades os grupos foram similares. Pode-se concluir que em resposta ao prejuízo para o sistema de movimento em decorrência ao AVE, os pacientes adaptam a marcha e realizam compensações com o objetivo de minimizar os déficits funcionais.

Palavras-chave: caminhada, trabalho mecânico, custo de transporte, acidente vascular encefálico.

ABSTRACT

Ischemic stroke represents 80% of stroke cases in Brazil, and it is result of a blood flow interruption into brain tissue. This upper motor neuron injury leads to hemiparesis, state characterized by partial loss of muscle strength at one side of the body. Hemiparetic gait is a common feature after stroke episode. Clinically, patients present alterations in motor control, excessive co-activation and muscle spasticity, as well as changes in passive properties of muscles. Moreover, kinematic deviations lead to a decreased range of motion and consequently a reduction in walking speed and a higher energy expenditure. Thus, a better understanding of how segmentar impairments affect total mechanical work (W_{tot}) and cost of transport (C) in stroke patients allows verifying the efficacy of therapeutic interventions. Therefore, this study aims to measure and compare W_{tot} and C at five different walking speeds between hemiparetic post-stroke patients and healthy subjects. Six patients with clinical diagnostic of ischemic stroke and ten healthy subjects (control group) participated in the present study. Three-dimensional motion analysis system and metabolic analysis system were employed for data acquisition. Results indicated that stroke group showed significantly higher W_{tot} and C than control group. The increased W_{tot} is mainly due to higher vertical mechanical work (W_v) and internal mechanical work (W_{int}), *i.e.*, higher W_{int} *rotational* of uninvolved limb; accounted for a $\approx 50\%$ contribution to W_{int} results. The stroke group had significantly higher C at lower speeds, while for other speeds both groups were similar. In conclusion the stroke group showed a compensatory response in the neuromuscular system, on which stroke patients adapted their gait mechanics in order to minimize functional deficits.

Keywords: walking, mechanical work, cost of transport, stroke.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** Mecanismo fisiopatológico simplificado do acidente vascular encefálico isquêmico adaptado de Dirnagl *et al.*, 1999. 16
- Figura 2** Modelo “rolling egg” (a) proposto por Margaria (1938) e modelo do pêndulo invertido (b) proposto por Cavagna *et al.* (1976). Figura adaptada de Balbinot, 2009. 20
- Figura 3** Desenho esquemático da fase de pré teste (*i.e.*, familiarização e avaliações) e protocolo experimental, os quais foram realizados em dois dias diferentes. O intervalo máximo entre o primeiro e o segundo dia de coleta de dados foi de 1 semana. 31
- Figura 4** Localização dos marcadores reflexivos sobre as referências anatômicas. 32
- Figura 5** Protocolo experimental (A) Máscara de neoprene acoplada ao pneumotacógrafo externo; conectado ao (D) sistema de medida metabólica (VO2000) via linhas de ar. (B) Disposição de uma das câmeras de video e (C) posição dos marcadores reflexivos 33
- Figura 6** Comportamento da energia potencial (linha cheia azul; E_p) e energia cinética (linha tracejada vermelha; E_k) ao longo do ciclo de passada (%) para a média de velocidade 5 km.h⁻¹. (a) Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e (b) Média e erro padrão para 6 pacientes com AVE. 43
- Figura 7** Média e erro padrão para o trabalho mecânico horizontal (W_h ; a) e trabalho mecânico vertical (W_v ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha (quadrados cheios) é relativa ao grupo controle, a linha tracejada azul (círculos cheios) relativa ao lado acometido do grupo AVE e a linha tracejada verde (triângulos cheios) relativa ao lado não acometido do grupo AVE. 48
- Figura 8** Média e erro padrão para o trabalho mecânico externo (W_{ext} ; a) e reconversão pendular (R ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 52
- Figura 9** Integral da reconversão pendular de energia (R_{int}) em diferentes percentuais do ciclo de passada para: (a) média de velocidade 1 km.h⁻¹ e (b) média de velocidade 5 km.h⁻¹. 55

Figura 10 Média e erro padrão para o trabalho mecânico interno (W_{int} ; a) e trabalho mecânico total (W_{tot} ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 58

Figura 11 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int \text{ rotacional}}$) do segmento pé, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int \text{ linear}_x}$) do segmento pé e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int \text{ linear}_y}$) do segmento pé. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 63

Figura 12 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int \text{ rotacional}}$) do segmento perna, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int \text{ linear}_x}$) do segmento perna e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int \text{ linear}_y}$) do segmento perna. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 66

Figura 13 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int \text{ rotacional}}$) do segmento coxa, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int \text{ linear}_x}$) do segmento coxa e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int \text{ linear}_y}$) do segmento coxa. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 68

Figura 14 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int \text{ rotacional}}$) do segmento braço, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int \text{ linear}_x}$) do segmento braço e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int \text{ linear}_y}$) do segmento braço. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos

cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 70

Figura 15 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int\ rotacional}$) do segmento antebraço, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int\ linear_x}$) do segmento antebraço e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int\ linear_y}$) do segmento antebraço. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios). 73

Figura 16 (a) Média e desvio padrão para o custo de transporte (C) para o grupo controle ($n=10$) e grupo AVE ($n=6$). (b) Média e erro padrão da eficiência mecânica (eff). 74

Figura 17 Problema metodológico: se a contribuição dos membros superiores for retirada do W_{int} (Figura 10a) há uma melhor relação entre o trabalho mecânico produzido e o custo metabólico na avaliação da marcha patológica. (a) Média para o trabalho interno (W_{int}) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE, (b) Média para o trabalho total (W_{tot}) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE e (c) Média da eficiência mecânica (eff) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE. 79

LISTA DE TABELAS

- Tabela 1** Agrupamento das 5 velocidades realizadas para cada sujeito avaliado, caracterizando a velocidade preferida, duas velocidades acima da preferida e duas velocidades abaixo da preferida. 29
- Tabela 2** Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico vertical (W_v) e trabalho mecânico horizontal (W_h)..... 45
- Tabela 3** Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico externo (W_{ext}) e reconversão de energia pendular (R). 51
- Tabela 4** Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico interno (W_{int}) e trabalho mecânico total (W_{tot}). 57

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

ANOVA	análise de variância
AVE	acidente vascular encefálico
C	custo de transporte em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
CM	centro de massa
cm	centímetro
E_{ext}	energia mecânica externa em Joules
eff	eficiência mecânica em percentual
E_{int}	energia mecânica interna em Joules
E_{linX}	energia cinética linear segmentar no eixo horizontal em Joules
E_{linY}	energia cinética linear segmentar no eixo vertical em Joules
E_{rot}	energia cinética rotacional segmentar em Joules
EsEF	Escola de Educação Física
E_p	energia potencial gravitacional do CM em Joules
g	aceleração gravitacional
IPAQ	questionário internacional de atividade física
k	raio de giração do segmento em metros
kg	quilograma
km	quilômetro
$km.h^{-1}$	quilômetros por hora
l	litros
LAPEX	Laboratório de Pesquisa do Exercício
M	massa corporal
m	massa segmentar
m	metro
min	minuto
ml	mililitros
mm	milímetros
ms	milissegundos
p	índice de significância
R	<i>recovery</i> , percentual de reconversão entre energia cinética e potencial gravitacional
R_{int}	integral da reconversão pendular durante uma passada em percentual
s	segundos
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
t	tempo
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
$\dot{V}O_2$	consumo de oxigênio
v_h	velocidade horizontal do segmento em relação ao CM em $m.s^{-1}$
v_v	velocidade vertical do segmento em relação ao CM em $m.s^{-1}$
W_{ext}	trabalho mecânico externo em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
W_h	trabalho mecânico externo horizontal em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
W_v	trabalho mecânico externo vertical em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
W_{int}	trabalho mecânico interno em $J.kg^{-1}.m^{-1}$

$W_{int\ linear_x}$	trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo horizontal em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
$W_{int\ linear_y}$	trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo vertical em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
$W_{int\ rotacional}$	trabalho mecânico interno rotacional no plano sagital em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
W_{tot}	trabalho mecânico total em $J.kg^{-1}.m^{-1}$
y	posição vertical do CM em relação ao solo
Δ^+	variação dos incrementos positivos
ω	velocidade angular (plano sagital) em radianos por segundo

Sumário

APRESENTAÇÃO DO TEMA	12
1 INTRODUÇÃO	14
1.1 Aspectos Fisiopatológicos do Acidente Vascular Encefálico.....	14
1.2 Comportamento do centro de massa corporal durante a caminhada humana.....	20
1.3 Justificativa.....	24
1.4 Hipóteses	25
1.5 Objetivos	25
2 MATERIAIS E MÉTODOS	26
2.1. Variáveis operacionais	26
2.1.2 Variáveis dependentes	26
2.1.3 Variáveis independentes atributivas	26
2.1.4 Variáveis de controle	26
2.2. Caracterização da pesquisa.....	27
2.3 Tipo de Amostra.....	27
2.4. Amostra.....	27
2.5. Instrumentos de pesquisa	28
2.6. Procedimento de aquisição dos dados	29
2.6.1 Pré teste.....	29
2.6.2 Protocolo experimental.....	31
2.7 Procedimentos metológicos	34
2.7.1 Parâmetros metabólicos.....	34
2.7.2 Parâmetros cinemáticos	34
2.8 Análise estatística	40
3 RESULTADOS E DISCUSSÃO	40
3.1 Energias mecânicas do centro de massa corporal.....	41
3.2 Trabalho mecânico horizontal e vertical.....	45
3.3 Trabalho mecânico externo e reconversão pendular de energia	49
3.4 Trabalho mecânico interno e total.....	56
3.5 Trabalho interno segmentar	62
3.5.1 Trabalho interno do segmento pé.....	62
3.5.2 Trabalho interno do segmento perna.....	65
3.5.3 Trabalho interno do segmento coxa	67
3.5.4 Trabalho interno do segmento braço.....	69
3.5.5 Trabalho interno do segmento antebraço.....	72
3.6 Custo de transporte e eficiência mecânica	73
3.7 Considerações finais.....	78

CONCLUSÃO	81
REFERÊNCIAS.....	83
APÊNDICE 1.....	92
APÊNDICE 2.....	93
APÊNDICE 3.....	96
APÊNDICE 4.....	100
ANEXO 1	101
ANEXO 2	103
ANEXO 3	104
ANEXO 4	105
ANEXO 5	114
ANEXO 6	116
ANEXO 7	117
ANEXO 8	118
ANEXO 9	118
ANEXO 10.....	118
ANEXO 11.....	118

APRESENTAÇÃO DO TEMA

A investigação sobre a locomoção humana é frequentemente abordada na área do movimento humano (Zatsiorsky, 1998; Saibene e Minetti, 2003; Winter, 2005). De maneira geral as pesquisas quantificam as forças de reação do solo (Cavagna, 1985), descrevem deslocamentos articulares (Olney e Richards, 1996) ou ainda mensuram a ativação elétrica muscular durante os eventos da caminhada ou corrida (Ishikawa *et al.*, 2007). Além disso, existem, estudos voltados para avaliação da locomoção em situações de restrição de ambiente como a inclinação extrema do terreno (Minetti *et al.*, 2002), durante o transporte de cargas (Bastien *et al.*, 2005) e, em condições patológicas como acidente vascular encefálico (Perry, 1992; Olney e Richards, 1996; Detrembleur *et al.*, 2003), doença de Parkinson (Leddy *et al.*, 2011), paralisia cerebral (Bennett *et al.*, 2005; Hecke *et al.*, 2007), artrose de joelho e quadril (Cavagna *et al.*, 1983; Kiss, 2011) entre outras.

Quantificar parâmetros como o trabalho mecânico em situações de locomoção patológica, pode auxiliar na compreensão de como as alterações segmentares afetam o gasto energético e o deslocamento do centro de massa corporal interferindo na funcionalidade do indivíduo. Ainda, do ponto de vista da reabilitação, é interessante estabelecer as velocidades de caminhada que o paciente apresenta maior limitação, estas podem ser usadas como meta para a progressão da intervenção terapêutica. O atual “estado da arte” de estudos que avaliam a mecânica e a energética da locomoção patológica não contemplam além da velocidade preferida de caminhada.

Assim, a presente dissertação foi motivada pelo anseio de responder a seguinte questão: *Como se comporta o trabalho mecânico e o custo de transporte durante a caminhada de pacientes hemiparéticos decorrente do acidente vascular encefálico isquêmico comparado com a caminhada de indivíduos saudáveis?* Deste modo, o conteúdo aqui abordado é a apresentação dos resultados encontrados durante o período do mestrado junto ao Setor de Mecânica e Energética da Locomoção Terrestre do Laboratório de

Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física (EsEF) da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

A primeira parte da dissertação compreende de uma revisão da literatura onde são descritos os principais aspectos fisiopatológicos do acidente vascular encefálico. E, em um segundo momento é apresentada a teoria que fundamenta os aspectos da mecânica e energética da locomoção humana e as evidências encontradas na literatura sobre a aplicação desta teoria durante a caminhada patológica, especificamente no acidente vascular encefálico.

A segunda parte da dissertação descreve o experimento realizado com o objetivo de comparar o trabalho mecânico total e custo de transporte na caminhada de pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis em cinco velocidades.

A última parte desta dissertação se destina à apresentação das principais conclusões obtidas a partir dos resultados do experimento.

1 INTRODUÇÃO

1.1 Aspectos Fisiopatológicos do Acidente Vascular Encefálico

O acidente vascular encefálico (AVE) é um dos problemas neurológicos mais prevalentes na categoria das doenças do sistema cardiovascular. É a terceira causa de morte nos países em desenvolvimento (Thom *et al.*, 2006). O AVE pode se apresentar de formas variadas, ter diferentes manifestações clínicas e etiologias diversas. É caracterizado por uma perturbação focal ou global da função cerebral, de origem vascular, e que resulta em sinais clínicos duradouros ou morte (Radanovic, 2000). O AVE pode ocorrer devido a uma interrupção do suprimento sanguíneo ou hemorragia encefálica que resulta em algum prejuízo das vias sensoriais e motoras. A grande maioria dos casos de AVE é em decorrência da oclusão vascular, ou seja, do tipo isquêmico sendo a artéria cerebral média ou suas ramificações profundas mais comumente afetadas (Strokes, 2004). No Brasil o AVE isquêmico representa 80% dos casos (Radanovic, 2000; Cerebrovasculares, 2001). E os idosos, além de serem acometidos com maior frequência, ainda apresentam maiores taxas de óbito e sequelas (Pires *et al.*, 2004; Rosamond *et al.*, 2007).

Entre os fatores de risco que levam ao AVE estão a hipertensão, a história de ataques isquêmicos transitórios, o derrame prévio, a aterosclerose, as doenças cardiovasculares, o colesterol alto, a obesidade, o diabetes, o uso de contraceptivos orais, o tabagismo e o consumo de álcool (Pires *et al.*, 2004).

A aterosclerose, agente causador mais comum da forma isquêmica, ocorre como resultado do acúmulo de lipídios, de carboidratos complexos, de componentes do sangue e de materiais intercelulares; ou seja, é uma doença crônica dos vasos sanguíneos (Souza *et al.*, 2005). O processo de aterosclerose é marcado por uma reação inflamatória proliferativa, em resposta as várias lesões da parede arterial, que desencadeia um processo de estresse oxidativo.

Segundo Greenberg (2002) a maior prevalência de aterosclerose ocorre na região de bifurcação dos vasos, a partir da origem da artéria carótida interna, distalmente a bifurcação da carótida comum. O local da lesão receberá macrófagos, que por sua vez ocasionarão alteração na permeabilidade e diminuição da elasticidade da membrana celular. Esta situação pode promover

a ruptura da membrana e exposição das plaquetas e componentes de ateroma, formando os fragmentos embólicos em potencial. O acúmulo de colesterol também é outra consequência da presença das células esponjosas e conseqüentemente leva a formação da placa de ateroma. Posteriormente, as fibras de fibrina aderem-se ao vaso, promovendo redução do lúmen e evoluindo para a formação do trombo (Saldanha, 1998). Os trombos são, portanto, resultado da agregação plaquetária, da coagulação da fibrina e da queda da fibrinólise. Estes fatores são os responsáveis pelo desenvolvimento dos sintomas de infarto cerebral, uma vez que promovem oclusão e isquemia de uma ou mais artérias cerebrais. Já os êmbolos são formados por porções de materiais como gordura, trombos e bactérias, que são liberados na corrente sanguínea e são perfundidos até as artérias cerebrais, onde irão causar oclusão e infarto (O'sullivan e Schimitz, 1993). O infarto embólico é responsável por cerca de 30% dos casos de derrame isquêmico, a perda súbita de perfusão arterial para uma determinada área do cérebro gera sinais clínicos abruptos.

Sabe-se que o tecido cerebral exige um alto consumo de oxigênio e glicose para seu funcionamento, entretanto possui baixa capacidade de reserva energética. Desta forma, o dano focal no fluxo sanguíneo cerebral restringe a chegada dos principais substratos e conseqüentemente prejudica os processos energia-dependentes tais como trocas iônicas, recaptção de aminoácidos, entre outros neurotransmissores, afetando gravemente a função cerebral (Dirnagl *et al.*, 1999; Durukan e Tatlisumak, 2007; Flynn *et al.*, 2008).

O tecido encefálico afetado pela isquemia sofre mudança hemodinâmica, metabólica e iônica e em pouco tempo desencadeia uma sequência complexa de eventos fisiopatológicos espaciais e temporais que podem perdurar por horas ou dias (Durukan e Tatlisumak, 2007). Essa disfunção energética é marcada por uma despolarização neuronal, liberação excessiva e falha na recaptção do neurotransmissor glutamato, que promove abertura dos canais de cálcio e conseqüente aumento de sua concentração no meio intracelular. Na sequência ocorre a perda da função mitocondrial e produção excessiva de espécies reativas de oxigênio, depleção dos níveis de enzimas anti-oxidantes, produção de ácido araquidônico e mediadores

inflamatórios, além da ativação de segundos-mensageiros envolvidos na sinalização da morte celular programada (Figura 1). De uma forma geral, uma vez desencadeada a cascata enzimática o resultado será a morte neural; isto resume a teoria da toxicidade excitatória (Kurl *et al.*, 2001; Mehta *et al.*, 2007).

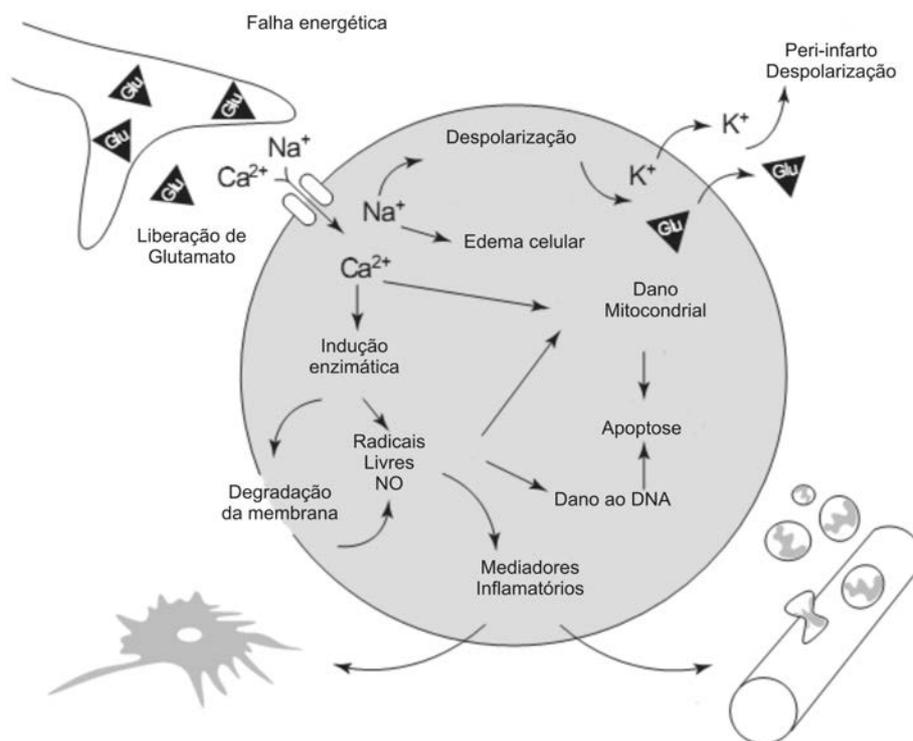


Figura 1 Mecanismo fisiopatológico simplificado do acidente vascular encefálico isquêmico adaptado de Dirnagl *et al.*, (1999).

Nas lesões isquêmicas focais, existem três áreas distintas: uma área central, onde o fluxo sanguíneo está acentuadamente diminuído; uma próxima a esta, composta por tecido viável, embora com o fluxo diminuído, denominada área de penumbra; e uma área mais externa com características normais (Pulsinelli, 1992). A região mais afetada pela isquemia está localizada na área central do infarto, de maneira que no núcleo do déficit de perfusão há uma diminuição de 20% do fluxo sanguíneo enquanto na zona de penumbra há preservação parcial do metabolismo através de vasos colaterais à artéria inicialmente ocluída (Dirnagl *et al.*, 1999; Mehta *et al.*, 2007). Caso o fluxo

sanguíneo da região da penumbra não seja restaurado em poucas horas, esta região torna-se parte da região central afetada pela isquemia.

Importância particular vem sendo dada à área de penumbra, justamente por suas características de recuperação. Entretanto, alterações de fluxo extensas, levam ao aumento exponencial da lesão central minimizando, cada vez mais, as possibilidades de preservação da área da penumbra isquêmica (Gagliardi, 2000). Logo, o benefício da revascularização desta região é relacionado ao tempo de isquemia, com proporção variável de recuperação em casos que duram entre 3 e 6 horas e raramente em situações que persistam por mais de 48 horas.

Ocorrido o episódio isquêmico, cerca de 80% das pessoas que sobrevivem, conviverão com algum tipo de incapacidade sensório motora. Dentre os principais acometimentos motores estão: hemiparesia, a incoordenação motora e a hipertonia espástica do membro superior e inferior contralateral ao hemisfério cerebral lesado, contudo pode ocorrer também no hemicorpo ipsilateral à lesão. É importante enfatizar que logo após o acidente vascular ocorre a hemiparesia flácida, fase na qual todos os músculos ficam atônicos e os reflexos tanto profundos quanto superficiais estão ausentes, na medida em que o processo de lesão se estabiliza, há um progressivo retorno dos reflexos e do tônus e então se instala a espasticidade (Salmela *et al.*, 2000; Lima *et al.*, 2007).

A espasticidade é uma manifestação clínica presente nas lesões de neurônio motor superior. Basicamente o mecanismo da hipertonia se desenvolve devido a uma hiperatividade dos motoneurônios gama, gerando uma contração do fuso neuromuscular, aumento da sensibilidade ao estiramento e uma exacerbação da resposta reflexa miotática perante o estiramento muscular. Por outro lado, a ausência da ativação inibitória descendente conduz o aumento da liberação de neurotransmissores inibitórios ou facilitatórios envolvidos no controle do tônus muscular. Assim, o paciente com lesão cerebral apresenta padrões “anormais” e incapacidade de gerar movimentos seletivos, pois grande parte das atividades funcionais normais e especializadas necessita desse controle inibitório para serem realizadas (Ada *et al.*, 1998).

Desta forma, a alteração na inervação recíproca leva a uma ativação simultânea de músculos agonistas e antagonistas podendo causar um bloqueio do movimento. Quanto ao grau da espasticidade, pode se esperar que casos moderados permitam movimentos lentos e de pequena amplitude enquanto em casos leves ocorrem movimentos de maior amplitude e com menor seletividade (Lima *et al.*, 2007).

Algumas conseqüências clínicas da espasticidade são: aumento do reflexo de estiramento, aumento dos reflexos tendinosos profundos, lentidão dos movimentos, clônus, alteração da elasticidade muscular, inadequado recrutamento das unidades motoras, fraqueza e atrofia muscular (Teive *et al.*, 1998). Portanto algumas adaptações fisiológicas, mecânicas e funcionais se instalam nos músculos e em outros tecidos moles.

A distribuição do padrão alterado de movimento não é homogênea em todas as partes do corpo, de modo que os membros superiores são, em geral, mais acometidos que os inferiores. Normalmente o padrão postural encontrado na hemiparesia espástica é adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do antebraço, flexão do punho e dedos. Enquanto o membro inferior apresenta extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, flexão plantar e inversão do tornozelo (Lima, 2005). A espasticidade no membro inferior, principalmente nos músculos flexores plantares, resulta em resistência ao movimento de dorsiflexão do tornozelo. Alguns estudos relatam uma redução da amplitude de movimento do tornozelo durante a fase de apoio (13,5º flexão plantar e 8,5º dorsiflexão em hemiparéticos e 20,7º flexão plantar e 9,2º dorsiflexão em sujeitos normais; Ada *et al.*, 1998) (Olney e Richards, 1996). Comumente o lado parético é negligenciado pelo paciente, que acaba utilizando prioritariamente o lado não acometido. Esse comportamento acarreta em algumas complicações como progressivo aumento do tônus do lado parético, assimetrias e fraqueza muscular, ou seja, diminuição em geral dos estímulos sensório motores.

Em relação às habilidades motoras acometidas, dois terços dos pacientes com AVE apresentam alguma limitação na caminhada. As características cinemáticas observadas compreendem redução da flexão do quadril, maior flexão do joelho e maior flexão plantar do tornozelo na fase do

contato inicial, enquanto ocorre aumento da flexão do quadril, menor flexão do joelho e menor flexão plantar do tornozelo no momento do contato final (Olney e Richards, 1996; Macko *et al.*, 2001). Essas alterações implicam em uma locomoção com diminuição da velocidade (entre $0,23 \text{ m.s}^{-1}$ e $0,73 \text{ m.s}^{-1}$ que representa 19-60% da velocidade de idosos saudáveis), diminuição do comprimento e frequência de passada e pouca habilidade para aumentar a demanda de velocidade (Von Schroeder *et al.*, 1995; Olney e Richards, 1996; Harris-Love *et al.*, 2001).

Devido aos comandos motores interrompidos e conseqüente redução da integração sensório motora, há também o desencadeamento de movimentos descoordenados que resultam em redução do equilíbrio e mobilidade. Secundário ao dano neurológico e posterior desuso, ocorrem mudanças morfológicas e biomecânicas (predominância de fibra muscular tipo I e encurtamento da unidade músculo tendão) levando a adaptações e compensações (Lamontagne *et al.*, 2000; Macko *et al.*, 2001). Outro acometimento imediato que afeta a locomoção é a diminuição da força ou incapacidade de gerar contrações voluntárias com magnitude normal em qualquer grupo muscular. Essa diminuição da força advém de diferentes fatores, como diminuição no número total de unidades motoras, baixa taxa de disparo, padrões anormais de despolarização muscular no lado acometido, menor capacidade de gerar momento de força na articulação, déficit na potência ou no trabalho muscular (Segura e Sahgal, 1981; Olney e Richards, 1996; Arene e Hidler, 2009).

Portanto o padrão locomotor característico da caminhada de hemiparéticos é resultante da fraqueza muscular e ativação motora anormal resultante da interrupção na sinalização descendente dos centros supraespinhais ocasionando redução na destreza, prejuízo nas respostas de equilíbrio e diminuição na produção de trabalho do membro afetado durante as tarefas locomotoras (Detrembleur *et al.*, 2003).

1.2 Comportamento do centro de massa corporal durante a caminhada humana

Modelos físicos, matemáticos e conceituais podem ser utilizados para descrever a locomoção humana, mesmo que de maneira simplificada, ainda assim capazes de explicar questões fundamentais da locomoção. Um exemplo disso é mecanismo minimizador de energia na caminhada que foi primeiramente fundamentado através do modelo conceitual conhecido por “*rolling egg*” (Margaria, 1938; Figura 2a). Onde o comportamento do aparato locomotor é comparado a um ovo rolando. Esse modelo ofereceu embasamento para a teoria do pêndulo invertido (Figura 2b) da caminhada, no qual durante um passo o centro de massa (CM) perde velocidade (energia cinética - E_k) ao ganhar altura (energia potencial - E_p) e vice-versa (Cavagna *et al.*, 1976; Farley e Ferris, 1998). Portanto, o sistema minimizador de energia na caminhada - o pêndulo invertido - é garantido pelo deslocamento vertical ideal do CM onde ocorre uma recuperação das energias mecânicas e uma maior eficiência muscular (Massaad *et al.*, 2007). Apesar da presença deste comportamento em oposição de fase, a transformação de energia entre uma forma e outra não é total, e o restante de energia necessária para manter a locomoção é providenciada pelos músculos.

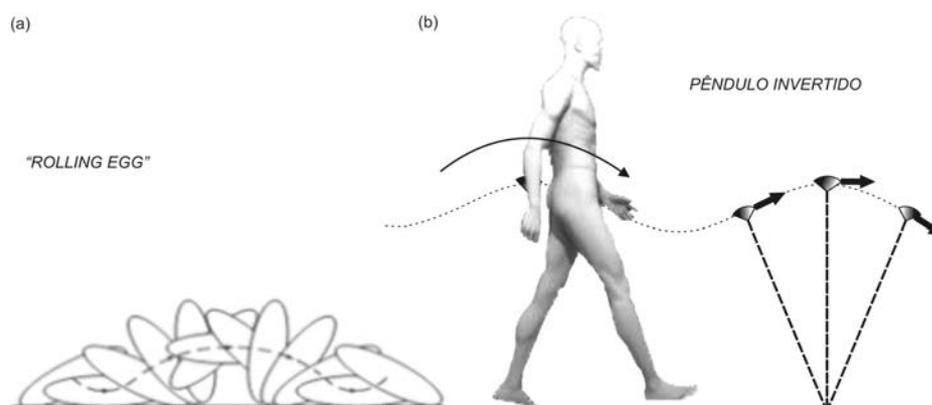


Figura 2 Modelo “*rolling egg*” (a) proposto por Margaria (1938) e modelo do pêndulo invertido (b) proposto por Cavagna *et al.* (1976). Figura adaptada de Balbinot (2009).

Dentre os experimentos desenvolvidos por Cavagna *et al.* (1976) e Heglund e Cavagna (1987) foi apresentada a fórmula matemática que

quantifica a reconversão entre as energias mecânicas do CM (*recovery - R*). Esta equação determina o percentual de reconversão via pendular entre E_k e E_p durante o passo (ver item 2.7.2; Equação 11). Sendo que durante a velocidade preferida de caminhada, o R alcança seu valor máximo.

Em um pêndulo ideal a troca da energia é completa (*i.e.*, 100 % de recuperação de energia); contudo, a recuperação máxima de energia durante a caminhada é de aproximadamente 60% e depende do comprimento do passo e da velocidade. Ishikawa *et al.* (2005) sugerem a contribuição da energia elástica para o mecanismo da caminhada, por meio do armazenamento e liberação de energia elástica no tendão calcâneo. Porém o modelo do pêndulo invertido ainda parece ser o principal mecanismo minimizador de energia (Peyré-Tartaruga, 2008).

Outro método para quantificar a conservação de energia durante caminhada é através da integral da reconversão pendular de energia a cada instante de tempo durante o passo (R_{int} ; Cavagna *et al.*, 2002). Este método é relevante pois torna possível mensurar em qual percentual do ciclo de passada ocorre ou não uma alteração na R . A aplicação do método da R_{int} foi abordada apenas em situação de caminhada com carga em mulheres africanas (Cavagna *et al.*, 2002) e em corrida de idosos (Peyré-Tartaruga, 2008), necessitando de maior investigação sobre o comportamento da R_{int} em caminhadas patológicas.

Ao analisar o comportamento do CM em relação às fases do ciclo de passada¹ pode-se descrever que: na fase de contato inicial, resposta a carga e médio apoio o CM é gradualmente elevado verticalmente ao deslocar-se sobre o membro de apoio. Durante essa elevação vertical do CM há uma redução da velocidade horizontal do CM (*i.e.*, E_k horizontal), em que parte desta E_k horizontal é transformada em E_p . No apoio médio ocorre a máxima elevação vertical do CM e, a partir deste momento, parte da E_p é transformada em E_k horizontal (*i.e.*, velocidade horizontal). O fenômeno descrito acima representa o

¹ Fases da marcha definidas segundo Perry (1992): contato inicial (0 a 2% do ciclo), resposta à carga (0 a 10% do ciclo de passada), apoio médio (10 a 30% do ciclo de passada), apoio terminal (30 a 50% do ciclo de passada), pré-balanço (50 a 60% do ciclo de passada), balanço inicial (50 a 73% do ciclo de passada), balanço médio (73 a 87% do ciclo de passada) e balanço terminal (87 a 100% do ciclo de passada).

comportamento da R durante as fases da marcha e, no presente estudo será melhor entendido para a marcha patológica por meio da análise da R_{int} .

O acometimento do neurônio motor superior que ocorre nos casos de AVE leva a alterações na caminhada, repercutindo em características como redução da flexão do joelho na fase de balanço (membro rígido) além de excessiva flexão plantar do tornozelo durante uma ou mais fases do ciclo da marcha (Perry, 1992; Hausdorff e Alexander, 2005). A rigidez presente no membro inferior espástico pode ser funcionalmente importante para a caminhada dos sujeitos com AVE; a co-ativação muscular permite estabilidade articular do tornozelo e joelho durante a marcha. A excessiva flexão plantar do tornozelo espástico que ocorre tanto na fase de apoio quanto na fase de balanço pode oferecer vantagens biomecânicas para os indivíduos com fraqueza muscular distal. Esse padrão locomotor requer menor força dos extensores do joelho, flexores plantares e dorsiflexores de tornozelo. Por outro lado, durante o balanço, a excedente flexão plantar pode gerar maior risco de quedas. Dobkin (2005) verificou que os pacientes com AVE apresentam um risco de queda 4 vezes maior e um risco de fraturas de quadril 10 vezes maior, quando comparados com indivíduos saudáveis. Ainda, do ponto de vista energético, a falta de flexão do joelho na fase do balanço ocasiona um maior momento de inércia que requer mais energia para iniciar o balanço. Além disso, movimentos compensatórios como a excessiva inclinação pélvica no lado afetado, podem aumentar o deslocamento vertical do CM, conseqüentemente aumentando o gasto energético nestes sujeitos (Hausdorff *et al.*, 2004; Hausdorff e Alexander, 2005; Winter, 2005).

Os circuitos neurais responsáveis pela programação da locomoção localizam-se principalmente nos centros supra espinhais e, dependem de uma série de aferências sensoriais até configurar um padrão de ativação muscular específico para a caminhada (Vaughan *et al.*, 1999). Todavia, também há um centro gerador de ritmo básico para caminhada ao nível da medula espinhal (centro gerador de padrão; CGP; Nielsen, 2003). A resposta neural advinda dos centros supra espinhais envolve dois componentes: a ativação dos centros neurais inferiores (CGP) e o *feedback* sensorial advindo dos músculos, articulações e outros receptores; estes componentes ajustam constantemente

o movimento. Desta forma, a interação entre sistema nervoso central, sistema nervoso periférico e sistema musculoesquelético garante uma sequência de eventos para que a locomoção ocorra.

No caso de pacientes com lesão no sistema nervoso central (*e.g.*, AVE, paralisia cerebral) os padrões locomotores primitivos (CPG) comumente tornam-se uma fonte alternativa para o controle voluntário, pois permitem o paciente caminhar intencionalmente usando o padrão flexor ou extensor. Contudo, a incapacidade de misturar estes padrões elimina a capacidade de realizar uma transição suave da fase de balanço para a fase de apoio (Perry, 1992; Arene e Hidler, 2009). Da mesma forma os padrões primitivos não permitem variar a intensidade da ativação muscular que pode ser prolongada ou reduzida, prematura ou atrasada, contínua ou ausente.

A ausência deste controle neural descendente exerce um efeito sobre o comportamento do CM corporal em pacientes acometidos pelo AVE (aumento do deslocamento vertical do CM; Detrembleur *et al.*, 2000; 2003). Há um deslocamento vertical ideal do CM, o qual permite a otimização da conservação de energia via sistema pendular; de maneira que a caminhada com padrão achatado ou excessivamente elevado do CM prejudica a eficiência muscular e a minimização energética (Massaad *et al.*, 2007). Este efeito do AVE sobre o deslocamento do CM pode ser melhor entendido por meio dos fundamentos teóricos do pêndulo invertido.

Como já foi visto a caminhada pode ser descrita através do paradigma mecânico do pêndulo invertido e/ou “*rolling egg*” que depende da interação de duas energias principais relacionadas ao deslocamento do CM. Durante a locomoção pode-se mensurar tanto a energia mecânica do CM corporal em relação ao ambiente, quanto a E_k dos CM segmentares em relação ao CM corporal, indicando respectivamente o trabalho externo (W_{ext}) e o trabalho interno (W_{int}) (Cavagna *et al.*, 1963; Willems *et al.*, 1995). Vários métodos têm sido descritos para mensurar o trabalho mecânico durante a caminhada. Contudo, o método proposto por Cavagna *et al.* (1976) apresenta aplicabilidade em diferentes situações como: velocidade ótima (Cavagna *et al.*, 1977), frequência de passo ótima em diferentes velocidades da caminhada (Cavagna *et al.*, 1991), efeito da gravidade (Cavagna *et al.*, 2000), efeito da maturação do

mecanismo pendular com crescimento (Cavagna, *et al.*, 1983) e efeito da carga (Heglund *et al.*, 1995).

Apesar da extensa aplicação do método de Cavagna *et al.* (1976) poucos estudos foram desenvolvidos em relação à locomoção patológica². No estudo de Detrembleur *et al.* (2003) os autores encontraram maior gasto energético e trabalho mecânico para o grupo AVE, quando comparado com o grupo controle; contudo os autores não fizeram distinção entre lado acometido e não acometido e analisaram somente a velocidade preferida de caminhada. Outros estudos verificaram que pacientes com AVE apresentam um gasto energético 1,4 vezes maior em relação a indivíduos saudáveis (Bard e Ralston, 1959; Zamparo *et al.*, 1995; Zamparo e Pagliaro, 1998; Bernardi *et al.*, 1999). O gasto energético pode ser estimado por meio da mensuração do consumo de oxigênio, e constitui uma importante medida para a avaliação patológica (Robergs *et al.*, 2010); além de ser um dado de entrada para o cálculo do custo de transporte (C ; Margaria, 1938). O C reflete o gasto de energia por distância percorrida e pode ser um indicativo da funcionalidade para locomoção patológica. No estudo de Detrembleur *et al.*, (2000; 2003) os autores verificaram que a velocidade mais baixa de caminhada dos pacientes com AVE era a menos econômica, na qual o C foi o dobro dos valores normais.

1.3 Justificativa

Poucas pesquisas descrevem o trabalho mecânico de hemiparéticos decorrentes do AVE durante a caminhada em diferentes velocidades. Os estudos existentes limitam a análise da marcha patológica a dados de momento angular ou ao gasto energético da caminhada somente na velocidade preferida. Além disto, poucos estudos avaliam o trabalho mecânico em separado, ou seja, para o lado acometido e não acometido pelas sequelas motoras decorrentes do AVE. Sabe-se que os sujeitos com AVE realizam um característico padrão locomotor de menor velocidade de progressão horizontal, diminuição no comprimento e na frequência da passada além de apresentarem um maior tempo de apoio no membro não parético. Na hemiparesia o déficit da

² Podem ser citados os estudos realizados com amputados (Detrembleur *et al.*, 2005; Vrieling *et al.*, 2008), paralisados cerebrais (Bennett *et al.*, 2005; Hecke *et al.*, 2007) e sujeitos com alterações ortopédicas como artrite e artroplastia de joelho (Cavagna *et al.*, 1983; Doets *et al.*, 2009).

marcha é maior no lado acometido, porém o membro contralateral frequentemente apresenta desvios cinemáticos que podem ser descritos como movimentos compensatórios.

1.4 Hipóteses

As hipóteses do presente estudo são:

- ✓ O lado não acometido será responsável pelo maior trabalho externo (W_{ext}) em decorrência ao maior trabalho mecânico vertical (W_v);
- ✓ O lado não acometido será responsável pelo maior trabalho interno (W_{int}) em decorrência da maior movimentação compensatória dos segmentos.

1.5 Objetivos

Os objetivos do presente estudo são:

- ✓ Comparar o trabalho mecânico total (W_{tot}) e custo de transporte (C) na caminhada de pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis em cinco velocidades.
- ✓ Comparar a reconversão de energias (R), a integral da reconversão pendular de energia (R_{int}), o trabalho mecânico total (W_{tot}) e o custo de transporte (C) durante a caminhada em diferentes velocidades de pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis;
- ✓ Descrever o comportamento da eficiência mecânica (eff) da caminhada de pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis;
- ✓ Comparar o custo de transporte (C) da caminhada entre pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis;
- ✓ Comparar o trabalho mecânico da caminhada entre pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis.
- ✓ Comparar o percentual de reconversão de energias (R) da caminhada entre pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis;

- ✓ Comparar a integral da reconversão pendular de energia (R_{int}) da caminhada entre pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Variáveis operacionais

2.1.2 Variáveis dependentes

- custo de transporte (C);
- trabalho mecânico total (W_{tot});
- eficiência mecânica (eff);
- reconversão pendular (R);
- integral da reconversão pendular (R_{int}).

2.1.3 Variáveis independentes atributivas

- presença de hemiparesia decorrente do AVE isquêmico;
- velocidades da caminhada.

2.1.4 Variáveis de controle

- ✓ *Grau de espasticidade*

Este parâmetro pode influenciar os resultados de trabalho mecânico, velocidades de caminhada e C , pois se admite que seja diretamente proporcional o grau de espasticidade e o acometimento motor (Johnston *et al.*, 2004). Para controlar esta variável utilizamos a escala de Ashworth modificada (Bohannon e Smith, 1987) e índice de Barthel (Mahoney e Barthel, 1965) para descrever o acometimento funcional dos sujeitos hemiparéticos (APÊNDICE 1 e 2).

A avaliação quanto ao grau de espasticidade foi realizada através de um movimento passivo do segmento afetado até que fosse detectada a resistência ao movimento. Essa avaliação é composta por uma escala ordinal que varia de 0 (sem alteração no tônus) a 4 (hipertonia grave). O índice de Barthel consiste em um questionário (tipo entrevista) quanto ao nível de independência

funcional para a realização das atividades de vida diária (alimentação, vestir-se, higiene pessoal, transferências, deambulação, etc.). A pontuação máxima é 100 e indica independência para as atividades (varia de 0, 5, 10, 15).

✓ *Pressão arterial sistêmica* (PA) e frequência cardíaca (FC):

Foram obtidas com a finalidade de monitorar os sinais vitais durante a caminhada em esteira (FC) e no período pré e pós exercício (PA).

2.2. Caracterização da pesquisa

O presente estudo caracterizou-se como *ex post facto* do tipo descritivo comparativo (Gaya *et al.*, 2008).

2.3 Tipo de Amostra

Amostra não probabilística do tipo intencional.

2.4. Amostra

O tamanho amostral foi calculado com base em dados obtidos na literatura; para as variáveis trabalho interno e externo foram utilizados os estudos de Detrembleur *et al.* (2003) e Hecke *et al.* (2007) onde o cálculo amostral sugeriu amostra composta por 10 sujeitos. Para a variável custo de transporte foram utilizados os estudos de Zamparo *et al.* (1995) e Zamparo e Pagliaro (1998) cujo cálculo amostral sugeriu uma amostra composta por 9 sujeitos. Para a eficiência mecânica os artigos usados como referência foram Hecke *et al.* (2007) e Stoquart *et al.* (2005) onde o cálculo amostral sugeriu amostra composta por 7 sujeitos. Para o percentual de reconversão de energia e trabalho total foram utilizados os estudos de Detrembleur *et al.* (2005) e Schuch *et al.* (2011) cujo cálculo amostral sugeriu uma amostra composta por 12 sujeitos. Os cálculos foram realizados no programa WinPepi versão 1.4, adotando um nível de significância de 0,05 e um poder de 80% onde foi determinado como amostra final um “n” de 12 indivíduos para grupo AVE e 12 indivíduos para grupo controle.

Os critérios de exclusão para os pacientes foram: (1) condições clínicas instáveis ou graves; (2) transtornos perceptuais e cognitivos significativos (que

incapacitassem a compreensão do teste proposto; (3) presença de lesões cerebrais causadas por tumores ou traumatismo crânio-encefálico; (4) que não caminhassem independentemente na esteira, e (5) aqueles que não completassem o tempo suficiente para análise de dados metabólicos. Para o grupo controle os critérios de exclusão foram: presença de doenças cardiopulmonares não tratadas, déficit de compreensão, dor ao deambular, alterações ortopédicas que afetassem a caminhada, que não caminhassem independentemente na esteira e aqueles que não completassem tempo suficiente para análise de dados metabólicos.

Foi certificado que todos os participantes não apresentavam outros problemas de saúde e estavam aptos para caminhar na esteira por tempo suficiente para completar a análise metabólica. O questionário internacional de atividade física (IPAQ; APÊNDICE 3) foi utilizado para parear os sujeitos do grupo controle com os sujeitos hemiparéticos quanto ao nível de atividade física (Marshall e Baumann, 2001). O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa da UFRGS (n. 17434; APÊNDICE 4) e os participantes foram informados dos potenciais riscos antes de assinarem o termo de consentimento informado (ANEXO 1).

2.5. Instrumentos de pesquisa

- ✓ 5 computadores portáteis Pentium Core 2Duo 2 MHz, 3Gb RAM;
- ✓ 4 câmeras de vídeo digital (marca JVC modelo GR-DVL 9800 com resolução de 1024x768 pixels);
- ✓ 4 tripés;
- ✓ 4 refletores com lâmpada halógena de 600 W;
- ✓ 1 calibrador tridimensional Peak Performance (Peak Performance Technologies Inc. Enlewood, USA) na configuração padrão com 25 pontos, com resolução de 0,1 mm;
- ✓ 18 marcadores reflexivos de 15 mm diâmetro e fita dupla face 3M;
- ✓ 1 sistema de medida metabólica (VO2000 *Inbramed* Aerosport Medgraphics);
- ✓ 1 balança eletrônica, modelo PS-180 da marca URANO, RS/Brasil, com carga máxima de 180 kg e resolução de 0,1kg;

- ✓ 1 esteira rolante de marca BH fitness (Explorer ProAction), com velocidade máxima de 16 km.h⁻¹. A resolução da velocidade deste equipamento é de 0,1 km.h⁻¹ e permite incrementos de 0,5 km.h⁻¹.
- ✓ monitor de frequência cardíaca (marca POLAR, modelo VANTAGE XL);
- ✓ 1 esfigmomanômetro adulto (marca BD com fecho de metal, com precisão de ±3 mmHg) e um estetoscópio (Duo Sonic adulto);
- ✓ *software* Dvideow (*Digital Video for Biomechanics* desenvolvido pelo Laboratório de Instrumentação para Biomecânica da Faculdade de Educação Física da UNICAMP, Campinas, Brasil versão 5.0);
- ✓ *software* LabVIEW[®] 8.5 (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) da National Instruments;
- ✓ *software* SPSS[®] 15.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*) da IBM Company.

2.6. Procedimento de aquisição dos dados

Os procedimentos para aquisição dos dados foram realizados no laboratório de biomecânica do LAPEX-UFRGS sempre em dois dias, sendo um destinado à familiarização do sujeito aos equipamentos (pré teste) e outro para a caminhada na esteira (protocolo experimental).

2.6.1 Pré teste

Os sujeitos selecionados (AVE e grupo controle) realizaram no primeiro momento uma familiarização com o teste. Neste dia foi preenchida a ficha de dados individuais (ANEXO 2), realizadas as medições de massa corporal, estatura, PA e FC além das avaliações quanto ao grau de espasticidade e nível funcional para os pacientes AVE. Todos os avaliados foram orientados a utilizar roupas adequadas para o dia da familiarização e para o dia da caminhada na esteira (bermuda, camiseta sem mangas e calçado esportivo confortável).

Tabela 1 Agrupamento das 5 velocidades realizadas para cada sujeito avaliado, caracterizando a velocidade preferida, duas velocidades acima da preferida e duas velocidades abaixo da preferida.

Grupo	Média das velocidades (km.h ⁻¹)				
AVE	1	2	3	4	5
1	1	1,5	2	2,5	-
2	-	1,5	2	2,5	3,5
3	2	2,5	3	3,5	4
4	-	1,5	-	2,5	3
5	1	1,5	2	2,5	3
6	1	-	-	2,5	3
Média	1,3	1,7	2,3	2,7	3,3
Desvio padrão	0,4	0,4	0,5	0,6	0,8
Grupo	Média das velocidades (km.h ⁻¹)				
Controle	1	2	3	4	5
1	1	2	3	3,5	4
2	1	-	3	-	4
3	1	2	-	3,5	4
4	1	2	3	4	4,5
5	1	2	3	4	5
6	1	2	3	3,5	-
7	1	2	3	3,5	4
8	1	2	3	3,5	4
9	1	2	3	-	4,5
10	1	2	3	3,5	4
Média	1	2	3	3,6	4,2
Desvio padrão	0	0	0	0,2	0,4

Nota: Velocidade preferida para o grupo AVE foi de 2,3±0,5 km.h⁻¹ e para o grupo controle de 3,0±0 km.h⁻¹.

Ainda no contexto de familiarização, foram testadas as cinco velocidades de caminhada em esteira (agrupadas em 1, 2, 3, 4 e 5 km.h⁻¹; Tabela 1). Baseado em outros estudos que avaliaram a locomoção patológica, a limitação da velocidade de progressão para os sujeitos hemiparéticos está entre 1,7 km.h⁻¹ a 3,6 km.h⁻¹ (Olney e Richards, 1996; Detrembleur *et al.*, 2003). Assim a velocidade de caminhada preferida estava inserida nessa amplitude. Normalmente a familiarização durava entre 15 a 20 minutos (Figura 3).

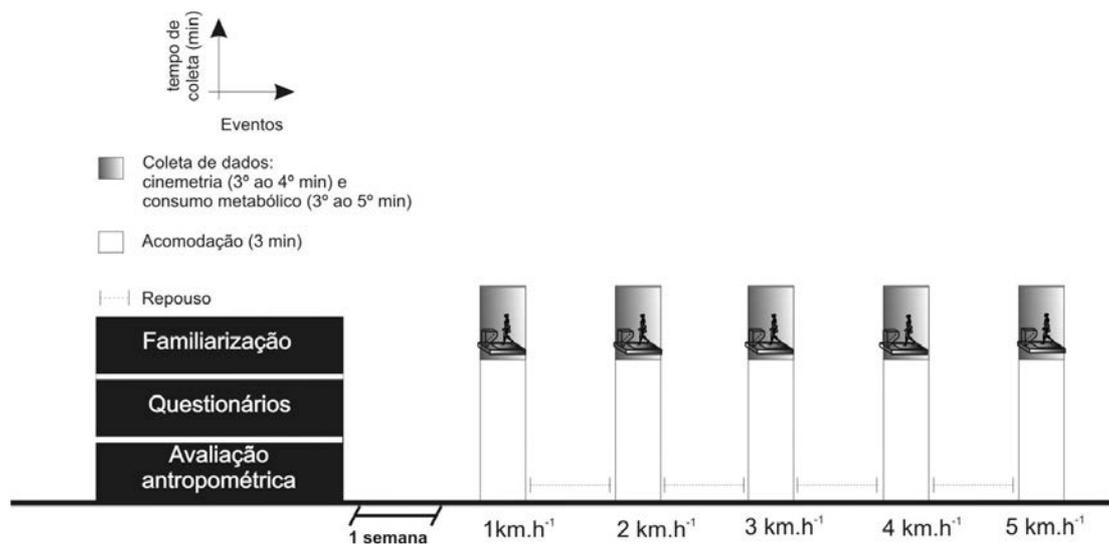


Figura 3 Desenho esquemático da fase de pré teste (*i.e.*, familiarização e avaliações) e protocolo experimental, os quais foram realizados em dois dias diferentes. O intervalo máximo entre o primeiro e o segundo dia de coleta de dados foi de 1 semana.

2.6.2 Protocolo experimental

No segundo encontro foi realizada a caminhada na esteira concomitante a análise cinemática e a análise metabólica. Inicialmente foram fixados na pele do sujeito (com fita dupla face) 18 marcadores reflexivos bilateralmente nas seguintes referências anatômicas (Figura 4): base do quinto metatarso, calcâneo, maléolo lateral, epicôndilo lateral do fêmur, trocânter maior do fêmur, processo estilóide da ulna, epicôndilo lateral do úmero, acrômio da escápula e osso frontal (Kadaba *et al.*, 1990; Minetti *et al.*, 1993). Assim, formaram-se os segmentos corporais rígidos (cabeça, tronco, braços, pernas, coxas e pés; Willems *et al.*, 1995) baseado no modelo antropométrico de Dempster *et al.*, (1959) e aplicado em estudos prévios (Detrembleur *et al.*, 2000; Schepens *et al.*, 2004; Detrembleur *et al.*, 2005; Mian *et al.*, 2006; Hecke *et al.*, 2007).

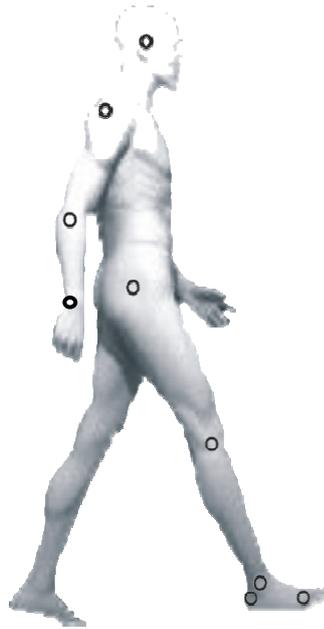


Figura 4 Localização dos marcadores reflexivos sobre as referências anatômicas.

Uma hora antes do início dos testes, o sistema de medida metabólica era ligado para o aquecimento e estabilização das células de análise de gases. Em seguida procedia-se a calibração que era realizada automaticamente pelo equipamento. Uma calibração completa era realizada pelo menos uma vez, se as condições do teste fossem alteradas durante o dia por qualquer razão (*e.g.*, alterações consideráveis na temperatura ou falta de energia elétrica) o procedimento completo era repetido.

Na sequência realizava-se a colocação da máscara de neoprene para coleta dos dados metabólicos, de modo que o indivíduo era instruído a ficar em pé por aproximadamente 5 minutos antes do início do teste (atingir estado estável), então eram coletados os dados metabólicos em repouso (Figura 5).



Figura 5 Protocolo experimental (A) Máscara de neoprene acoplada ao pneumotacógrafo externo; conectada ao (D) sistema de medida metabólica (VO2000) via linhas de ar. (B) Disposição de uma das câmeras de video e (C) posição dos marcadores reflexivos.

O protocolo de caminhada em esteira durava 5 minutos para cada uma das 5 velocidades analisadas. O participante era instruído a caminhar na esteira sozinho, ou seja, sem utilizar as barras de apoio ou outros dispositivos. O registro cinemático e de consumo de oxigênio foi realizado entre o 3^o e 5^o minuto de cada teste. Entre cada nova velocidade avaliada estava sendo monitorada a PA e FC para garantir a retomada de valores estáveis dos dados vitais assim como o consumo de oxigênio ($\dot{V}O_2$) que servia de parâmetro para retorno da atividade em esteira ($\dot{V}O_2 \approx$ do valor pré-exercício). Durante o teste os pesquisadores ficavam próximo à esteira caso fosse necessário interrupção e atentos a qualquer manifestação do sujeito em avaliação. Para garantir maior segurança foram colocados colchonetes no perímetro da esteira e as coletas foram acompanhadas por um médico (Dr. Juliano Castilho; ANEXO 3). A duração total dos procedimentos era de aproximadamente 50 minutos.

2.7 Procedimentos metodológicos

2.7.1 Parâmetros metabólicos

O custo de transporte (C) foi obtido através do consumo médio de oxigênio durante cada velocidade de caminhada, subtraído do consumo médio de oxigênio em repouso (posição ortostática) e então convertido em Joules através de um equivalente energético de $20,1 \text{ J.ml}^{-1}.\text{O}_2$ (Blaxter, 1989; Mian *et al.*, 2006). Esse consumo energético líquido era então dividido pela velocidade da caminhada (em m.s^{-1}), obtendo-se a unidade de $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. O equipamento era calibrado previamente a cada sessão de teste, e fornecia dados *breath-by-breath*, com taxa de amostragem de 0,1Hz enviados via cabo de USB para um computador. Foi utilizada para as análises a média dos 3 minutos finais da caminhada.

2.7.2 Parâmetros cinemáticos

A avaliação da caminhada foi realizada por meio da análise tridimensional a partir da digitalização das imagens pelo *software* Dvideow. Para obtenção de imagens simultâneas, quatro computadores com uma frequência de amostragem de 50 Hz foram conectados em rede por meio de uma *intranet*, sendo que um deles era o “servidor” e os demais eram os “clientes” permitindo o sincronismo na aquisição das imagens. Os marcadores reflexivos foram filmados por pelo menos duas câmeras de cada lado. Após a filmagem da caminhada foram digitalizados 15 ciclos de passada e, desta forma foi possível identificar a posição de cada marcador reflexivo em cada quadro filmado. O ciclo de passada foi definido pelo contato inicial do membro afetado (direito) no solo até o contato subsequente do mesmo pé no solo. A determinação destes eventos temporais da marcha foi realizada por meio da análise dos vídeos, em que o avaliador caracterizava o contato inicial e final do pé com o solo por inspeção visual.

Os marcadores reflexivos colocados sobre pontos anatômicos formaram o sistema de referência local, pelo qual se tornou possível o cálculo dos movimentos articulares (Winter, 2005). Para completar a descrição do movimento no espaço também foi utilizado o sistema de coordenada global, ou seja, as coordenadas do ambiente da coleta (calibrador tridimensional). O

calibrador foi posicionado sobre a esteira de maneira que durante a filmagem da caminhada, o eixo 'X' era horizontal, o eixo 'Y' era vertical e o eixo 'Z' era médio lateral em relação ao corpo do indivíduo. A reconstrução espacial dos dados de cinemetria também foi realizada no *software* Dvideow, o qual utiliza o método de transformação linear direta (*DLT-Direct Linear Transformation*).

Os dados de posição, obtidos pela reconstrução espacial, foram utilizados como variáveis de entrada do modelo proposto. Os dados foram filtrados com filtro digital passa baixa *Butterworth* com frequência de corte de 6 Hz (Chen e Patten, 2008; Polese *et al.*, 2011), baseada na técnica de análise residual proposta por Winter (2005). Ainda, foi necessário criar um algoritmo que adicionava uma constante relativa à velocidade da caminhada, definida pelo marcador digital da esteira. Esta constante foi adicionada a componente horizontal de cada ponto reconstruído, desta forma foi simulada a progressão horizontal típica da caminhada no solo. Os cálculos foram realizados no *software* LabVIEW®.

A rotina matemática foi implementada para aplicar o método que mensura as mudanças de energia do CM corporal em relação ao ambiente e as mudanças de energia dos CM segmentares em relação ao CM corporal; trabalho externo (W_{ext}) e trabalho interno (W_{int}), respectivamente. Através dos dados tridimensionais de posição foi possível calcular o deslocamento do CM corporal assim como sua a velocidade linear (primeira derivada da posição do CM). Desta forma, por meio da variação do deslocamento e da velocidade do CM calculou-se a energia potencial (E_p) e cinética (E_k), respectivamente. A soma destas energia constituiu a energia mecânica externa (E_{ext}):

$$E_{ext}(t) = \frac{1}{2}mv(t)_h^2 + \frac{1}{2}mv(t)_v^2 + Mgy(t) \quad (\text{Equação 1})$$

em que,

- m é a massa segmentar em kg,
- v_h é a velocidade horizontal do CM em $m.s^{-1}$,
- v_v é a velocidade vertical do CM em $m.s^{-1}$,
- M é a massa corporal em kg,
- g é a aceleração gravitacional em $9.81 m.s^{-2}$,
- y é a posição vertical do CM em metros.

O W_{ext} realizado pelos músculos para mover o CM advém do somatório dos incrementos positivos de E_{ext} , $\Delta^+ E_{ext}$. De acordo com Cavagna *et al.* (1976) o W_{ext} do CM é dado por:

$$W_{ext} = \Delta^+ E_{ext} \quad (\text{Equação 2})$$

em que, W_{ext} é o trabalho mecânico externo em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $\Delta^+ E_{ext}$ é a variação positiva de energia externa em Joules.

O trabalho lateral devido seu pequeno valor foi negligenciado (Cavagna *et al.*, 1976; Detrembleur *et al.*, 2003).

A necessidade de utilizar tabelas antropométricas para obtenção dos dados de CM segmentar e massa segmentar, para enfim calcular o CM corporal total são fontes de incerteza da medida experimental. Por esse motivo avaliamos a incerteza de medida do trabalho mecânico externo e o valor de incerteza obtido foi de $\approx 27\%$ (ANEXO 4).

A energia mecânica interna envolve a a energia cinética rotacional (E_{rot}) e linear (E_{linX} e E_{linY}) dos segmentos em relação ao CM:

$$E_{rot}(t) = \frac{1}{2} m k^2 \omega(t)^2 \quad (\text{Equação 3})$$

em que, E_{rot} é a energia cinética rotacional segmentar em Joules,
 m é massa segmentar em kg,
 k é o raio de giração do segmento em metros,
 ω é a velocidade angular (plano sagital) e do segmento em radianos por segundo.

$$E_{linX}(t) = \frac{1}{2} m v(t)_h^2 \quad (\text{Equação 4})$$

em que, E_{linX} é a energia cinética linear segmentar no eixo horizontal em Joules,
 m é massa segmentar em kg,

v_h é a velocidade horizontal do segmento em relação ao CM em $m.s^{-1}$.

$$E_{linY}(t) = \frac{1}{2}mv(t)_v^2 \quad (\text{Equação 5})$$

em que, E_{linY} é a energia cinética linear segmentar no eixo vertical em Joules,
 m é massa segmentar em kg,
 v_v é a velocidade vertical do segmento em relação ao CM em $m.s^{-1}$.

A massa segmentar e o raio de giração foram obtidos através de uma tabela antropométrica para idosos (Pavol *et al.*, 2002). Para descrever as mudanças de energia cinética dos segmentos, os cálculos foram baseados no teorema de König (Willems *et al.*, 1995). Através dos dados de posição dos segmentos cabeça, tronco, braço, perna, coxa e pé os ângulos foram calculados por meio do arco-tangente do produto escalar entre os vetores unitários que representavam os segmentos de interesse. Assim obtivemos a informação de deslocamento angular segmentar em relação ao eixo horizontal de referência. Depois, através da primeira derivada dessas informações de posição foi calculada tanto a velocidade linear quanto a velocidade angular dos segmentos. Além disso, as energias cinéticas (E_{linX} e E_{linY}) foram somadas entre os segmentos de um mesmo membro, *i.e.*, perna e coxa ou braço e antebraço, assumindo-se assim a transferência de energia entre os segmentos (Minetti *et al.*, 1993; Willems *et al.*, 1995).

Os movimentos rotacionais dos segmentos no seu eixo longitudinal não são mensurados no método utilizado no presente estudo (método proposto por Cavagna *et al.*, 1976). A influência destes movimentos pode ser desprezada para os cálculos de energia e trabalho mecânico.

O W_{int} corresponde ao somatório dos incrementos positivos das E_{rot} (W_{int} rotacional; Equação 6), E_{linX} (W_{int} linear_X; Equação 7) e E_{linY} . (W_{int} linear_Y; Equação 8). Determinado pela equação 9:

$$W_{int} \text{ rotacional} = \Delta^+ E_{rot} \quad (\text{Equação 6})$$

em que, $W_{int\ rotacional}$ é o trabalho mecânico interno rotacional no plano sagital em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $\Delta^+ E_{rot}$ é o somatório dos incrementos positivos da energia rotacional segmentar em Joules.

$$W_{int\ linear_X} = \Delta^+ E_{linX} \quad (\text{Equação 7})$$

em que, $W_{int\ linear_X}$ é o trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo horizontal $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $\Delta^+ E_{linX}$ é o somatório dos incrementos positivos da energia linear segmentar no eixo horizontal em Joules.

$$W_{int\ linear_Y} = \Delta^+ E_{linY} \quad (\text{Equação 8})$$

em que, $W_{int\ linear_Y}$ é o trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo vertical $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $\Delta^+ E_{linY}$ é o somatório dos incrementos positivos da energia linear segmentar no eixo vertical em Joules.

$$W_{int} = W_{int\ rotacional} + W_{int\ linear_X} + W_{int\ linear_Y} \quad (\text{Equação 9})$$

em que, W_{int} é o trabalho mecânico interno em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $W_{int\ rotacional}$ é o trabalho mecânico interno rotacional no plano sagital em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $W_{int\ linear_X}$ é o trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo horizontal $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 $W_{int\ linear_Y}$ é o trabalho mecânico interno linear segmentar no eixo vertical $J.kg^{-1}.m^{-1}$.

E, finalmente, o W_{tot} necessário para sustentar a locomoção é dado pelo somatório dos incrementos positivos do W_{int} e do W_{ext} , conforme a equação 10:

$$W_{tot} = W_{ext} + W_{int} \quad (\text{Equação 10})$$

em que, W_{tot} é o trabalho mecânico total em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 W_{ext} é o trabalho mecânico externo em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 W_{int} é o trabalho mecânico interno em $J.kg^{-1}.m^{-1}$.

A *eff* foi calculada como a razão entre W_{tot} e C (Cavagna e Kaneko, 1977; Detrembleur *et al.*, 2003) expressa em percentual.

Quanto ao grau de troca entre as energias mecânicas do CM (mecanismo pendular), este foi quantificado pelo indicador de reconversão (R) proposto por Cavagna *et al.*, (1976):

$$R = 100 \times \frac{W_v + W_h - W_{ext}}{W_v + W_h} \quad (\text{Equação 11})$$

em que, R é a reconversão de energia pendular em %,
 W_v é o trabalho mecânico externo vertical em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 W_h é o trabalho mecânico externo horizontal em $J.kg^{-1}.m^{-1}$,
 W_{ext} é o trabalho mecânico externo em $J.kg^{-1}.m^{-1}$.

A integral da reconversão pendular de energia (R_{int}) foi calculada a partir da fração da energia mecânica reconvertida $r(t)$ devido à transdução entre E_k e E_p a cada instante de tempo durante a passada (Equação 12; Cavagna *et al.*, 2002):

$$r(t) = 1 - \left[\frac{|E_{ext}(t)|}{|E_p(t)| + |E_k(t)|} \right] \quad (\text{Equação 12})$$

em que, $r(t)$ é a reconversão de energia pendular no instante t em UA^3 ,
 $E_{ext}(t)$ é energia total (*i.e.* $E_p + E_k$) no instante t em Joules,
 $E_p(t)$ é energia potencial no instante t em Joules,
 $E_k(t)$ é energia cinética no instante t em Joules.

$$R_{int}(t) = \left\{ \left(\int_0^T r(u) du \right) / T \right\} \times 100 \quad (\text{Equação 13})$$

³ *UA* é a abreviatura para *Unidade Adimensional*

em que, R_{int} é a integral da transdução de energia pendular em %,
 $r(u)$ é a reconversão de energia pendular no instante u em UA,
 T é o período de tempo em que ocorre a reconversão das
energias em segundos.

2.8 Análise estatística

Os dados foram avaliados quanto à normalidade através do teste de *Shapiro-Wilk*. As variáveis dependentes usadas para comparação foram: C , W_{tot} , W_{ext} , W_{int} , W_v , W_h , R e R_{int} (em 25%, 50%, 75% e 100% do ciclo da passada). O teste não paramétrico “*U*” de *Mann-Whitney* foi aplicado para os dados de C . A análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas foi aplicada a fim de comparar os grupos (controle, AVE lado acometido, AVE lado não acometido) e as velocidades, havendo interação a análise foi seguida do *post hoc* Tukey. Os dados também foram submetidos ao teste de esfericidade de *Mauchly* sendo utilizada a correção de Epsilon de *Greenhouse-Geisser* (Vieira, 2006). A significância foi aceita quando $\alpha = 0,05$ e $p < 0,05$. O programa utilizado para as análises foi o SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 15.0.

3 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A amostra final foi composta por seis pacientes hemiparéticos crônicos decorrente do AVE (5 homens e 1 mulher; média da idade: 63 anos \pm 11 anos; média da estatura: 168 cm \pm 8 cm; média da massa corporal: 79 kg \pm 10 kg) selecionados de centros de reabilitação localizados em Porto Alegre/RS durante o período de junho de 2010 a janeiro de 2011 (ANEXO 5). Foram avaliados 25 sujeitos na tentativa de compor o grupo de 12 pacientes com AVE (de acordo com o cálculo amostral), contudo 19 foram excluídos pelos seguintes motivos: um sujeito tinha lesão cerebral devido à presença de um tumor (critério de exclusão número 3), 10 sujeitos não conseguiram caminhar de forma independente na esteira (critério de exclusão número 4), e 8 não conseguiram caminhar tempo suficiente para análise de dados metabólicos (critério de exclusão número 5). Doze sujeitos saudáveis com idades semelhantes formaram o grupo controle (8 homens e 4 mulheres; média de

idade: 58 anos \pm 7 anos; média da estatura: 168 cm \pm 7 cm; média da massa corporal: 72 kg \pm 6 kg). Foram excluídos 2 sujeitos do sexo masculino; um por não conseguir caminhar tempo suficiente para análise de dados metabólicos e outro tinha prótese total de quadril e por isso apresentava deambulação claudicante. Os hemiparéticos tiveram 5,8 anos \pm 4,8 anos como tempo médio decorrido do episódio isquêmico e o lado direito foi o lado acometido pela hemiparesia para todos os pacientes. Todos foram capazes de caminhar independentemente e pontuaram 100% no Índice de Barthel que avalia a independência funcional para as atividades de vida diária (Mahoney e Barthel, 1965). Os sujeitos hemiparéticos também foram avaliados quanto ao grau de espasticidade através da escala de Ashworth e todos os avaliados foram classificados com grau leve de espasticidade.

Os resultados e discussão serão apresentados em 7 sessões: *i)* energias mecânicas do CM corporal; *ii)* trabalho mecânico horizontal e vertical; *iii)* trabalho mecânico externo e reconversão pendular de energia; *iv)* trabalho mecânico interno e total; *v)* trabalho interno segmentar; *vi)* custo de transporte e eficiência mecânica e *vii)* considerações finais. Os resultados serão descritos em média e erro padrão para todas as variáveis, exceto para o *C* que será expresso em média e desvio padrão ($n_{\text{controle}}=10$ e $n_{\text{AVE}}=6$). Nos ANEXOS 6, 7, 8, 9, 10 e 11 todos os resultados adicionais são apresentados para todas as velocidades avaliadas. Será utilizada a classificação das fases da marcha segundo Perry (1992).

3.1 Energias mecânicas do centro de massa corporal

A análise das curvas de energia mecânica do CM (E_p e E_k) é essencial para permitir a comparação dos dados de trabalho mecânico entre os pacientes com AVE e o grupo controle. As curvas de E_p e E_k podem destacar alguns aspectos que afetam a dinâmica da marcha para ambos os grupos. Nas baixas velocidades de caminhada o grupo controle não apresentou a oposição de fase característica das energias do CM, contudo este comportamento é alterado com o aumento da velocidade (ANEXO 6). Assim a reconversão entre estas energias atingiu um ótimo entre as velocidades intermediárias para altas (como veremos a seguir na sessão 3.3). Diferentemente, os pacientes com AVE

apresentaram um comportamento alterado das curvas de E_p e E_k ao longo das velocidades; nota-se que para todas as velocidades o mesmo padrão das energias é verificado, *i.e.*, E_k em fase única e achatada (excessão da média de velocidade 3 km.h⁻¹) e grande variação da E_p .

Na Figura 6 o comportamento da E_p e E_k é descrito para a média de velocidade 5 km.h⁻¹ para ambos os grupos. Observa-se a variação das energias do CM tanto durante o deslocamento deste à frente, no sentido de progressão horizontal da caminhada (*i.e.*, energia cinética horizontal; E_k), quanto durante a oscilação vertical do CM (*i.e.*, energia potencial; E_p). A variação positiva de energia é quantificada no cálculo do W_h e W_v , como veremos a seguir (sessão 3.2). Na Figura 6a é descrito o comportamento da E_p e E_k para o grupo controle; as energias do CM apresentam comportamento em oposição de fase típico da caminhada normal (Farley e Ferris, 1998; Cavagna *et al.*, 1975; 1976).

Na Figura 6b é descrito o comportamento da E_p e E_k para o grupo AVE; a curva de E_k apresenta uma única fase; este padrão foi descrito anteriormente (sujeitos AVE; Detrembleur *et al.*, 2003). Nota-se também maior variação da E_p para o grupo AVE, resultado que corrobora a literatura (Olney e Richards, 1996; Masaadd *et al.*, 2010). No estudo de Iida e Yamamuro (1987) os autores avaliaram a locomoção de 50 sujeitos saudáveis e 47 pacientes, encontram que para os sujeitos saudáveis a E_k apresenta uma contribuição 15-20% menor quando comparada a E_p , e em pacientes com AVE esta relação chega a 50% (relação similar a encontrada no presente estudo; ver ANEXO 6).

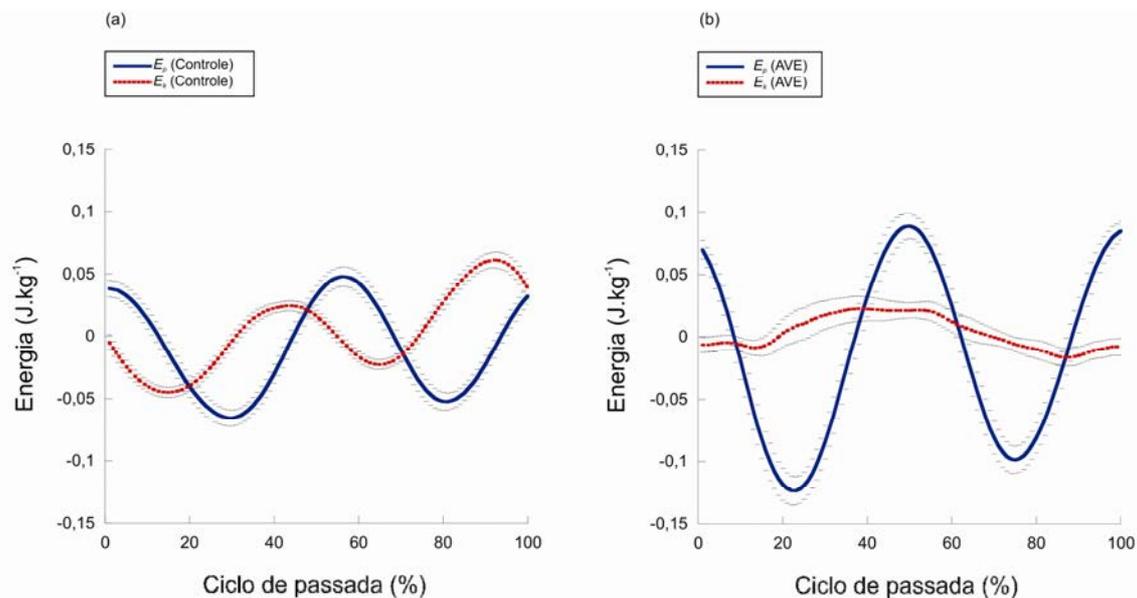


Figura 6 Comportamento da energia potencial (linha cheia azul; E_p) e energia cinética (linha tracejada vermelha; E_k) ao longo do ciclo de passada (%) para a média de velocidade 5 km.h^{-1} . (a) Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e (b) Média e erro padrão para 6 pacientes com AVE.

Nota: para o grupo AVE o ciclo de passada compreende o contato inicial do membro acometido até o próximo contato inicial deste mesmo membro.

Algumas dificuldades metodológicas podem ter influenciado no recorte das curvas de energia mecânica do CM, no presente estudo; tanto o critério subjetivo, *i.e.*, determinação do contato inicial e final do pé com o solo por meio da análise visual dos vídeos, quanto a baixa taxa de amostragem dos dados cinemáticos (50 Hz). Nas baixas velocidades a E_p , por exemplo, contém informação além do segundo pico de E_p ($\approx 90\%$ do ciclo de passada; média de velocidade 1 km.h^{-1} , ANEXO 6), este comportamento é coerente com a dinâmica da marcha onde neste instante ocorre o final do balanço e o começo do duplo apoio (entre 90% e 100% ciclo de passada), fase onde ocorre a redução da E_p (devido ao movimento para baixo do CM em busca do próximo contato do pé com o solo). Por outro lado, nas altas velocidades o corte das curvas de energia do CM parece estar adiantado, observe na Figura 6a e 6b que o segundo pico não é aparente, muito menos a fase de diminuição da E_p no final do balanço.

Isto pode ser verificado ao longo das velocidades ao analisar o segundo pico de E_p , com o aumento da velocidade este pico desloca-se para direita, até certo ponto em que parte da E_p é cortada antecipadamente (ANEXO 6). Esta quantidade de variação positiva da energia, erroneamente cortada devido às dificuldades metodológicas descritas acima, pode ter sido responsável pela possível subestimação do W_h , W_v e W_{ext} nas altas velocidades, como veremos a seguir (sessões 3.2 e 3.3). Apesar de ser uma quantidade muito pequena de quadros de imagem perdidos, a variação de energia contida ali pode exercer influência significativa no trabalho mecânico calculado, principalmente nas altas velocidades de progressão (uma vez que o trabalho mecânico é a variação da energia mecânica).

A utilização de outra metodologia pode amenizar estes problemas metodológicos; por exemplo utilização de um sistema de *footswitch* representa uma opção de baixo custo e eficiente para a mensuração dos parâmetros espaço temporais da marcha (erro de até 16 ms na determinação do contato inicial e 20 ms na determinação do contato final; Balbinot, 2011). Sabendo que a tecnologia empregada para a avaliação cinemática do presente estudo apresenta um erro mínimo de 20 ms (baixa taxa de amostragem; 50 Hz) associado ao fator subjetivo, aumenta em 20 ms o erro para cada evento mal determinado pelo avaliador. Nas altas velocidades de caminhada um passo pode durar em média ≈ 400 ms, neste caso se o avaliador errar a detecção do contato final ou inicial por 1 quadro de imagem o erro pode atingir mais de 10% do tempo de contato (≈ 40 ms).

Em resumo, o comportamento da E_p e E_k foi similar ao relatado na literatura, onde uma menor variação da E_k e maior variação da E_p foi constatada para o grupo AVE (Detrembleur *et al.*, 2003; Massaad *et al.*, 2007). Este comportamento exerce um efeito direto sobre as variáveis W_h , W_v , W_{ext} e R , como veremos a seguir. Ainda, as dificuldades metodológicas descritas neste capítulo podem ter levado a subestimação das variáveis mecânicas nas maiores velocidades.

3.2 Trabalho mecânico horizontal e vertical

Na Tabela 2 é descrito o efeito da velocidade para as variáveis W_h e W_v . Nota-se um comportamento decrescente destas variáveis com o aumento da velocidade, onde a média de velocidade 1 km.h⁻¹ apresentou o maior valor de W_h e W_v para ambos os grupos, em relação às outras velocidades ($p < 0,05$). Para o grupo controle o W_v foi maior na média de velocidade 1 km.h⁻¹ em relação às médias de velocidades 2 km.h⁻¹ ($p=0,004$) e 5 km.h⁻¹ ($p=0,005$); o W_h mostrou diferença significativa para a média de velocidade 1 km.h⁻¹ em relação às médias de velocidades 2 km.h⁻¹ ($p=0,001$), 4 km.h⁻¹ ($p=0,003$) e 5 km.h⁻¹ ($p=0,001$). Para o lado acometido do grupo AVE o W_v apresentou diferença significativa entre a média de velocidade 1 km.h⁻¹ e as médias de velocidades 3 km.h⁻¹ ($p=0,005$), 4 km.h⁻¹ ($p=0,001$) e 5 km.h⁻¹ ($p=0,002$); o W_h foi significativamente diferente entre a média de velocidade 1 km.h⁻¹ e as demais médias de velocidades ($p=0,001$). Para o lado não acometido do grupo AVE o W_v mostrou diferença significativa entre a média de velocidade 1 km.h⁻¹ e as demais médias de velocidades ($p=0,001$); o W_h apresentou diferença significativa principalmente das menores velocidades em relação as médias de velocidades 4 km.h⁻¹ e 5 km.h⁻¹.

Tabela 2 Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico vertical (W_v) e trabalho mecânico horizontal (W_h).

Trabalho mecânico (J.Kg ⁻¹ .m ⁻¹)	Média da velocidade (km.h ⁻¹)				
	1	2	3	4	5
W_v controle	0,48±0,02 ^{be}	0,35±0,02 ^d	0,41±0,02 ^{bde}	0,32±0,01 ^e	0,28±0,01
W_v acometido	0,66±0,05 ^{cde}	0,63±0,04 ^d	0,52±0,03	0,50±0,03	0,43±0,03
W_v não acometido	0,80±0,03 ^{bcd}	0,62±0,03	0,49±0,02	0,49±0,02	0,47±0,02
W_h controle	0,35±0,01 ^{bde}	0,26±0,01	0,26±0,01 ^e	0,23±0,01	0,22±0,01
W_h acometido	0,51±0,03 ^{bcd}	0,24±0,01	0,26±0,02	0,25±0,02	0,25±0,03
W_h não acometido	0,43±0,02 ^{bde}	0,38±0,01 ^{de}	0,40±0,02 ^{de}	0,30±0,01	0,24±0,02

Nota: Média ± erro padrão para todos os sujeitos ($n_{\text{controle}}=10$ e $n_{\text{AVE}}=6$). As letras indicam diferença significativa ($p < 0,05$) entre as velocidades: (a) velocidade 1, (b) velocidade 2, (c) velocidade 3, (d) velocidade 4 e (e) velocidade 5.

Em relação ao resultado de W_v , Detrembleur *et al.* (2003) descreveram um comportamento similar ao encontrado no presente estudo para sujeitos hemiparéticos, em que ocorreu diminuição deste parâmetro com o aumento da velocidade (redução de $\approx 0,8 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para $\approx 0,5 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$; Detrembleur *et al.*, 2003). Ainda, estudo anterior do mesmo grupo de pesquisa, Detrembleur *et al.* (2000) relataram redução do W_v de $\approx 2,5 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para $\approx 1,0 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para pacientes com diferentes graus de acometimento da locomoção. No presente estudo foi encontrada uma redução de $0,66 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para $0,43 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para o lado acometido e de $0,80 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para $0,47 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ para o lado não acometido.

Em relação ao resultado de W_h , a literatura relata uma tendência de aumento deste parâmetro com o aumento da velocidade, tanto para sujeitos normais (Willems *et al.*, 1995) quanto patológicos (Detrembleur *et al.*, 2000; 2003). No presente estudo este comportamento não foi reproduzido, onde uma tendência de diminuição deste parâmetro com o aumento da velocidade foi evidenciada. Principalmente devido à maior magnitude na média de velocidade 1 km.h^{-1} ; nas demais velocidades o W_h é praticamente constante para ambos os grupos (exceto para o lado não acometido do grupo AVE). Esse achado divergente à literatura pode ser explicado devido ao problema metodológico referente ao recorte das curvas de E_p e E_k citados anteriormente. Para as demais velocidades, o comportamento quase constante do W_h pode estar associado a eventuais problemas de frenagem da cinta da esteira e/ou a constante adicionada na simulação da progressão da caminhada (sessão 2.7.2; pg. 35). Este comportamento não era esperado, uma vez que com o aumento da velocidade há um aumento da variação de energia e subsequente aumento do trabalho mecânico. As dificuldades metodológicas supracitadas podem ter exercido influência neste resultado. Desta forma o efeito da velocidade não será muito explorado nesta sessão; esta estará focada no efeito do AVE sobre as variáveis W_h e W_v em cada velocidade.

Na Figura 7a é descrito o efeito do AVE sobre o W_h ao longo das velocidades de progressão, as diferenças entre grupos ocorreram nas médias de velocidades 1, 2, e 3 km.h^{-1} . Na média de velocidade 1 km.h^{-1} ambos os lados do grupo AVE realizaram maior W_h (*i.e.*, acometido +32% e não

acometido +19%; $p=0,001$). A maior variação de E_k do lado acometido pode explicar este resultado, observa-se que esta variação não apresenta um comportamento bem definido, onde a curva de E_k apresenta padrão achatado e sinuoso (ANEXO 6, média de velocidade 1 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$). Este padrão confere alta variabilidade à E_k evidenciada pelo maior erro padrão do grupo AVE quando comparado ao grupo controle, resultando em maior W_h . Este maior W_h , para o lado acometido, ao contrário do que se pode esperar, pode ser indicativo de um maior trabalho mecânico realizado, porém sem função na manutenção da dinâmica da marcha, justamente pela forma de variação de energia: desordenada e sem padrão definido (*i.e.*, sem oposição de fase; Farley e Ferris, 1998).

Nas médias de velocidades 2 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p=0,001$) e 3 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ($p=0,001$) apenas o lado não acometido realizou mais W_h (+32% e +35%; respectivamente, em relação ao controle; +37% e +35%; respectivamente, em relação ao lado acometido). Nas demais velocidades houve uma tendência do lado não acometido realizar mais trabalho em comparação ao lado acometido. Este resultado corrobora a literatura e evidencia a participação importante do membro inferior não acometido na propulsão horizontal do CM à frente (Olney e Richards, 1996; Parvataneni, 2009). O lado não acometido apresenta, desta forma, uma resposta compensatória em relação ao lado acometido, realizando mais W_h na tentativa de manutenção da velocidade horizontal de progressão durante a marcha (Balasubramanian *et al.*, 2007; Higginsona *et al.*, 2006). Ainda, na média de velocidade 3 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ a curva de E_k do grupo AVE apresentou oposição de fase e padrão bem definido, sugerindo que este maior W_h do membro não acometido pode contribuir de forma eficiente para a dinâmica da marcha nesta velocidade, como veremos a seguir na sessão 3.3 (ANEXO 6; curva de E_k para o grupo AVE na média de velocidade 3 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$).

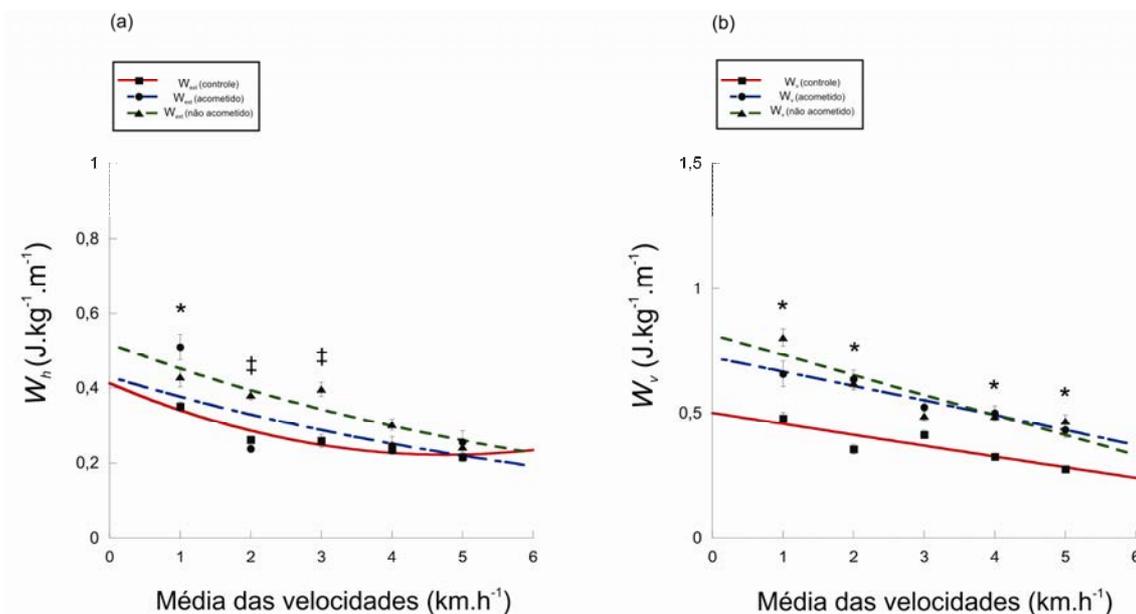


Figura 7 Média e erro padrão para o trabalho mecânico horizontal (W_h ; a) e trabalho mecânico vertical (W_v ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha (quadrados cheios) é relativa ao grupo controle, a linha tracejada azul (círculos cheios) relativa ao lado acometido do grupo AVE e a linha tracejada verde (triângulos cheios) relativa ao lado não acometido do grupo AVE.

* indica diferença significativa do grupo controle em relação ao lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

† indica diferença entre lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

‡ indica diferença entre apenas um dos lados (acometido ou não acometido) do grupo AVE em relação ao grupo controle ($p < 0,05$).

Na Figura 7b é descrito o comportamento do W_v ao longo das velocidades de progressão; as diferenças entre grupos ocorreram nas médias de velocidades 1, 2, 4 e 5 km.h⁻¹ ($p=0,001$), onde tanto o lado acometido quanto o lado não acometido do grupo AVE apresentaram maiores valores de W_v quando comparados ao grupo controle. Este resultado indica que tanto o lado acometido quanto o lado não acometido contribuem para o maior deslocamento vertical do CM e conseqüente maior W_v durante a caminhada de pacientes com AVE. Este achado corrobora a literatura, onde valores elevados de W_v foram encontrados para sujeitos AVE quando comparados com sujeitos saudáveis (Massaad *et al.*, 2010; Detrembleur *et al.*, 2000; 2003); isto é devido a maior variação da E_p nestes sujeitos (Olney e Richards, 1996). E a maior

variação de E_p é devido a maior variação do deslocamento vertical do CM (ver Equação 1). A maior rigidez do membro inferior em decorrência da espasticidade pode ser responsável pelo maior movimento pélvico, o qual amplia o deslocamento vertical do CM (Higginson *et al.*, 2006; Higginsona *et al.*, 2006; Russell *et al.*, 2007)

Na velocidade preferida (*i.e.*, média de velocidade 3 km.h⁻¹) o grupo AVE parece minimizar o deslocamento vertical do CM quando comparado ao grupo controle, igualando o valor de W_v ($p=0,837$). No estudo de Masaadd *et al.* (2010) os autores propuseram um treinamento em esteira com *feedback* em tempo real, no qual os pacientes foram orientados a reduzir o deslocamento vertical do CM, como resultado ocorreu a diminuição do C após as sessões de treino. Este efeito da minimização do movimento vertical do CM, no presente estudo, parece estar relacionado com os achados de W_v e C na média de velocidade 3 km.h⁻¹. Nesta velocidade ocorreu tanto a minimização do deslocamento vertical do CM (evidenciado pelo W_v) quanto a redução do C (como veremos na sessão 3.6).

Em resumo, os pacientes com AVE apresentaram maior W_h e W_v em relação ao grupo controle. O maior W_h para o lado acometido (média de velocidade 1 km.h⁻¹) foi influenciado pelo comportamento da E_k , e pode ser indicativo de um movimento compensatório. Nas médias de velocidade 2 km.h⁻¹ e 3 km.h⁻¹ o lado não acometido realiza o maior W_h , isto pode ser devido a maior atuação do membro não acometido para a propulsão durante a marcha. Em relação ao maior W_v , pode-se afirmar que tanto o lado acometido quanto o lado não acometido contribuíram para o maior deslocamento vertical do CM. As relações entre as energias mecânicas do CM e entre os trabalhos mecânicos do CM serão mais bem entendidas na próxima sessão onde o W_{ext} e a R serão abordados.

3.3 Trabalho mecânico externo e reconversão pendular de energia

A Tabela 3 descreve o efeito da velocidade sobre as variáveis W_{ext} e R ; para o grupo controle e AVE ocorreu uma diminuição do W_{ext} com o aumento da velocidade ($p<0,05$). Nota-se um valor elevado de W_{ext} para o grupo controle e AVE na média de velocidade 1 km.h⁻¹ quando comparado com as

demais velocidades. Este resultado não foi diferente do reportado na literatura que avaliou a caminhada de hemiparéticos e paraparéticos na velocidade preferida (Detrembleur *et al.*, 2000; Detrembleur *et al.*, 2003). Para o grupo controle a R assumiu forma de “U” invertido ao longo das velocidades de caminhada (se extrapolado para maiores velocidades de caminhada, *i.e.*, acima de 5 km.h⁻¹; Figura 8b). Este comportamento da R com a velocidade, em sujeitos normais, é bem descrito na literatura (Cavagna *et al.*, 1976; Saibene e Minetti, 2003; Willems *et al.*, 1995). No presente estudo, a média de velocidade 4 km.h⁻¹ apresentou o maior valor de R para o grupo controle ($p=0,005$). O grupo AVE apresentou um comportamento da R quase constante com o aumento da velocidade; para o lado acometido o maior valor da R foi na média de velocidade 1 km.h⁻¹ ($p=0,023$) e 5 km.h⁻¹ ($p=0,027$) e para o lado não acometido não houve diferença significativa. Este resultado corrobora o estudo de Detrembleur *et al.* (2000) onde os pesquisadores encontraram uma R aproximadamente duas vezes menor em sujeitos hemiparéticos quando comparados com adultos saudáveis, ainda a R foi praticamente constante em todas as velocidades ($R \approx 20\%$ entre as velocidades 1,1 km h⁻¹ a 3,2 km h⁻¹).

No presente estudo, nos extremos das velocidades avaliadas, o lado acometido utiliza uma parcela maior de energia mecânica reconvertida para a demanda locomotora (Tabela 3). Este achado não foi reportado na literatura, principalmente devido ao fato de que os pesquisadores usualmente não descrevem as informações relativas a R de acordo com o segmento acometido pela hemiparesia, *i.e.*, distinção entre os valores de R para o lado acometido e não acometido. Estes resultados indicam que nas baixas velocidades, nas quais os pacientes estão habituados a caminhar o percentual de reconversão chega ao seu máximo em 31,0%±2,5%, principalmente devido a ação do membro acometido. E nas maiores velocidades, onde os parâmetros espaço temporais e cinemáticos da caminhada hemiparética tornam-se mais simétricos, também ocorre uma reconversão pendular máxima de 31,2%±2,3%.

Tabela 3 Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico externo (W_{ext}) e reconversão de energia pendular (R).

Trabalho mecânico (J.Kg ⁻¹ .m ⁻¹)	Média da velocidade (km.h ⁻¹)				
	1	2	3	4	5
W_{ext} controle	0,61±0,03 ^{be}	0,43±0,02	0,48±0,02 ^{bde}	0,33±0,01 ^e	0,30±0,01
W_{ext} acometido	0,80±0,04 ^{cde}	0,66±0,03 ^e	0,64±0,02 ^e	0,58±0,02 ^e	0,46±0,03
W_{ext} não acometido	0,87±0,04 ^{cde}	0,84±0,03 ^{de}	0,72±0,04	0,58±0,03 ^b	0,51±0,03
Recovery (%)	Média da velocidade (km.h ⁻¹)				
	1	2	3	4	5
R controle	28,3±1,0	34,0±1,7 ^c	31,0±1,3	44,6±1,3 ^c	39,2±2,3 ^c
R acometido	31,0±2,5 ^{cd}	23,3±1,4	16,2±2,4	19,9±1,2	31,2±2,3 ^c
R não acometido	28,7±2,2	15,6±1,8	19,4±3,2	26,7±3,2	26,7±3,6

Nota: Média ± erro padrão para todos os sujeitos ($n_{controle}=10$ e $n_{AVE}=6$). As letras indicam diferença significativa ($p<0,05$) entre as velocidades: (a) velocidade 1, (b) velocidade 2, (c) velocidade 3, (d) velocidade 4 e (e) velocidade 5.

Na Figura 8a é descrito o efeito do AVE no W_{ext} nas diferentes velocidades; as diferenças entre grupos ocorreram nas médias de velocidades 1, 2, 4 e 5 km.h⁻¹ ($p=0,001$), onde tanto o lado acometido quanto o lado não acometido do grupo AVE apresentaram maiores valores de W_{ext} quando comparados com o grupo controle. Este resultado indica que o lado acometido e o lado não acometido contribuem para o maior W_{ext} em pacientes com AVE; e que este W_{ext} parece ser mais próximo do normal na velocidade preferida (*i.e.*, média de velocidade 3 km.h⁻¹) uma vez que nesta velocidade não foi encontrada diferença significativa entre os grupos ($p=0,421$; Figura 8a). Este resultado é principalmente devido ao menor W_v para o grupo AVE nesta velocidade (ver Figura 7b), aparentemente a minimização do deslocamento vertical para este grupo influenciou diretamente na diminuição do W_{ext} (Massaad *et al.*, 2007; 2010)

Ainda, apenas na média de velocidade 2 km.h⁻¹ o lado não acometido realizou maior W_{ext} ($p=0,001$) quando comprado com o lado acometido (de ≈21%; devido principalmente ao maior W_h nesta velocidade, ver Figura 7a). Este resultado indica que tanto o lado acometido quanto o lado não acometido

contribuem para o W_{ext} elevado no grupo AVE. A literatura que aborda a locomoção patológica não faz distinção entre membro acometido e não acometido muito menos relata o efeito em diferentes velocidades, de maneira que o maior W_{ext} em sujeitos com AVE é casualmente atribuído ao lado não acometido (Detrembleur *et al.*, 2000, 2003; Hecke *et al.*, 2007; Olney *et al.*, 1994; Massaad *et al.*, 2010). Por exemplo, na média de velocidade 1 km.h^{-1} , para o lado não acometido do grupo AVE, o W_{ext} foi $\approx 30\%$ maior que o grupo controle e, para o lado acometido o aumento foi na ordem de $\approx 24\%$. Estes achados sugerem que há alteração no W_{ext} devido a atuação de ambos os membros.

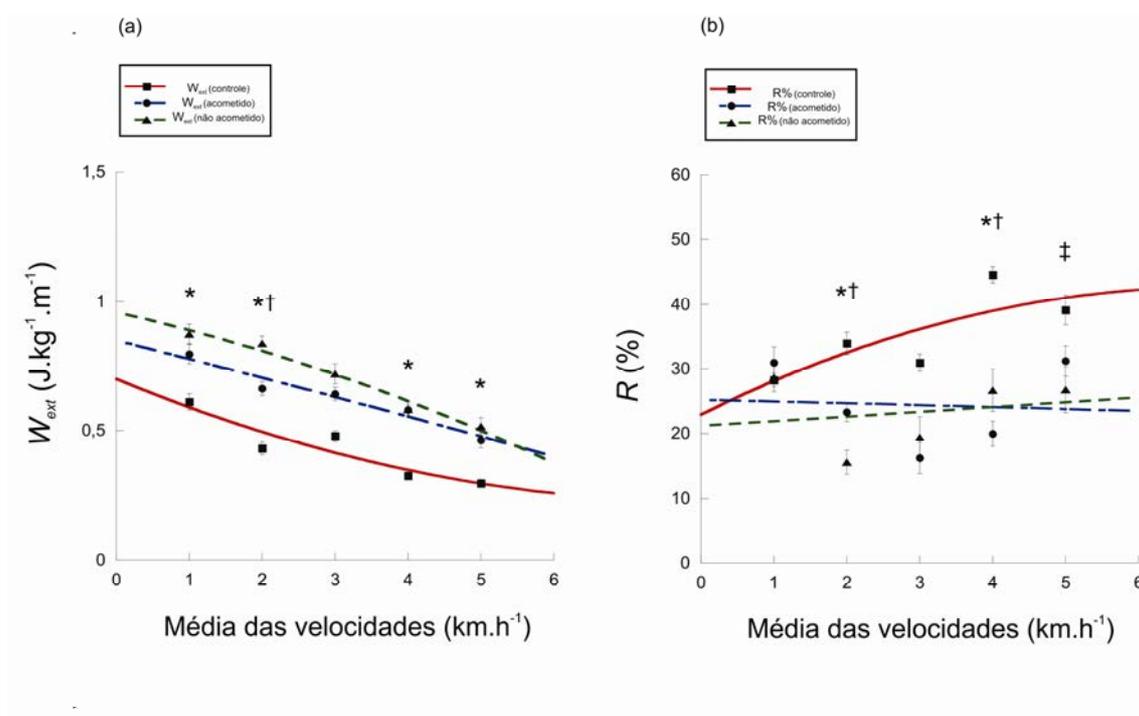


Figura 8 Média e erro padrão para o trabalho mecânico externo (W_{ext} ; a) e reconversão pendular (R ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

* indica diferença significativa do grupo controle em relação ao lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

† indica diferença entre lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

‡ indica diferença entre apenas um dos lados (acometido ou não acometido) do grupo AVE em relação ao grupo controle ($p < 0,05$).

Na Figura 8b é apresentado o resultado para a R ; esta variável é maior para o grupo controle quando comparado com o grupo AVE nas médias de velocidades 2 km.h⁻¹ e 4 km.h⁻¹ ($p=0,001$). Na média de velocidade 5 km.h⁻¹ a R do grupo controle foi maior apenas quando comparado com o lado não acometido do grupo AVE ($p=0,001$). Este resultado indica que em determinadas velocidades o membro acometido parece responder melhor as demandas envolvidas na reconversão mecânica de energia (sem contabilizar custo metabólico). Desta forma, o lado acometido também parece compensar mecanicamente os déficits funcionais, *i.e.*, fraqueza muscular, aumento dos reflexos de estiramento, espasticidade, característicos dos pacientes acometidos pelo AVE. Nas demais velocidades há uma tendência do grupo controle apresentar maior R quando comparado com o grupo AVE. Estes resultados eram esperados; no presente estudo os resultados da R foram de aproximadamente 24% e 35% para os pacientes AVE e sujeitos saudáveis respectivamente ($R\approx 20\%$ para o grupo AVE; Detrembleur *et al.*, 2000, 2003).

Estes resultados podem ser melhor entendidos por meio da análise das curvas de E_p e E_k do grupo AVE, estas mostraram que a transformação de uma forma de energia em outra foi limitada (evidenciado pela menor R do grupo AVE). Especialmente a E_k que foi muito restrita e achatada, enquanto a E_p apresentou contribuição importante para o deslocamento do CM. Olney e Richards (1996) já haviam verificado algumas causas da redução do mecanismo pendular na caminhada de pacientes com AVE. A primeira alteração apontada pelos autores é que ocorre ausência do padrão em oposição de fase entre a E_p e E_k . Outra alteração pode ser devido à pequena magnitude da E_k que resulta em um déficit durante a troca com a E_p . E por fim, devido a um padrão amplo e único da E_p , correspondente à fase de balanço do membro inferior acometido, acompanhado de excessiva elevação da pelve e tronco (Olney e Richards, 1996).

É comum nas situações de restrição da locomoção como amputação ou acometimento neurológico com sequelas motoras, ocorrer essa ineficaz troca entre E_p e E_k , acarretando um maior gasto energético durante a caminhada (Detrembleur *et al.*, 2003; Bennett *et al.*, 2005; Detrembleur *et al.*, 2005). Principalmente, três desvios cinemáticos comuns ocorrem na locomoção dos

pacientes com AVE e podem explicar parte desse achado; o aumento da flexão do joelho, o deslocamento lateral anormal da pelve e a diminuição da força dos flexores plantares do tornozelo no momento do contato final do pé com o solo (Waters e Mulroy, 1999; Saunders *et al.*, 1953). A rigidez do membro inferior causada pela espasticidade parece ser responsável por produzir o excessivo movimento pélvico que aumenta o deslocamento vertical do CM (Bennett *et al.*, 2005; Higginson *et al.*, 2006; Russell *et al.*, 2007). Outro importante determinante da marcha é a amplitude de movimento do tornozelo, que explica mais de 75% da redução do deslocamento vertical do CM na caminhada normal (Massaad *et al.*, 2006); contrariamente, nos pacientes AVE, o movimento do tornozelo é restrito e contribui no aumento do deslocamento do CM. Todos estes fatores podem estar associados à menor R no grupo AVE em relação ao grupo controle.

Os dados absolutos de R permitem a análise da magnitude da reconversão pendular, contudo não se sabe em que momento do passo ocorre maior ou menor reconversão de energia. Para um melhor entendimento do efeito do AVE na R a análise da integral da reconversão pendular de energia (R_{int}) foi efetuada. Esta permite uma análise temporal cumulativa da R durante a passada. Na Figura 9a é descrito o comportamento da R_{int} durante o ciclo de passada para a média de velocidade 1 km.h^{-1} ; o resultado foi maior para o grupo AVE na primeira metade da passada (R_{int} 50%; $p=0,047$), é neste instante em que o membro acometido realiza o movimento pendular até o contato do membro não afetado com o solo. Nota-se um maior incremento do R_{int} para o grupo AVE entre 30% e 50% do ciclo de passada, neste instante a E_p é reconvertida em E_k . Desta forma, o membro afetado pela espasticidade, é eficaz na troca entre as energias do CM. Sabe-se que a rigidez presente no membro inferior espástico pode ser funcionalmente importante para a caminhada dos sujeitos com AVE, pois a co-ativação muscular permite estabilidade articular do tornozelo e joelho durante a marcha (Hausdorff *et al.*, 2004; Hausdorff e Alexander, 2005; Winter, 2005). É possível que esta maior co-contração e rigidez do membro acometido ofereça uma condição propícia para a R , onde a troca entre a E_p e E_k , ocorre justamente sobre uma suposta

haste rígida e engastada característica de um pêndulo (principalmente na média de velocidade 1 km.h⁻¹).

Na Figura 9b é descrito o comportamento da R_{int} durante o ciclo de passada para a média de velocidade 5 km.h⁻¹; o resultado foi maior para o grupo AVE no final da passada (R_{int} 100%; $p=0,045$). É ao final da passada (fase de balanço) em que o membro contralateral, *i.e.*, o membro não acometido, está atuando como membro em contato com o solo, desta forma este membro parece responder mais às demandas mecânicas em maiores velocidades. Este achado pode estar relacionado com um padrão mais simétrico da marcha de pacientes com AVE (Parvataneni, 2009, Oliveira *et al.*, 2011).

Para as demais médias de velocidade a R_{int} foi menor para o grupo AVE quando comparado com o grupo controle (ANEXO 7). Os dados de R_{int} mostraram que o grupo controle apresentou maior valor nas médias de velocidades 2 km.h⁻¹ ($p=0,001$), 3 km.h⁻¹ ($p=0,003$) e 4 km.h⁻¹ ($p=0,001$) em relação aos pacientes com AVE.

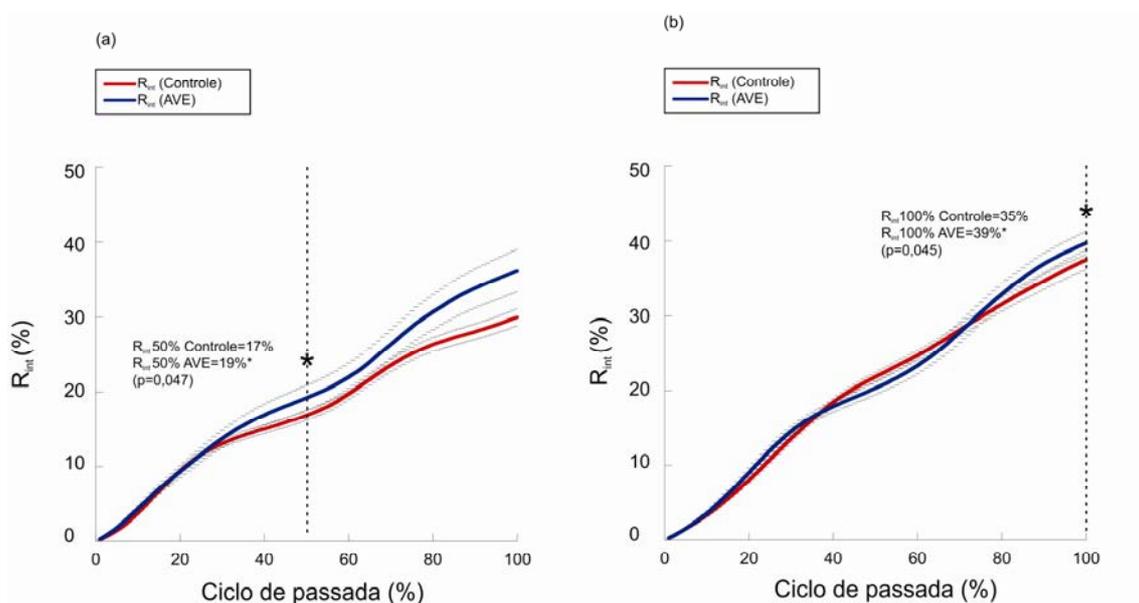


Figura 9 Integral da reconversão pendular de energia (R_{int}) em diferentes percentuais do ciclo de passada para: (a) média de velocidade 1 km.h⁻¹ e (b) média de velocidade 5 km.h⁻¹.

* indica diferença significativa entre grupo controle (média \pm erro padrão; $n=10$) em relação aos pacientes com AVE (média \pm erro padrão; $n=6$).

Nota: para o grupo AVE o ciclo de passada compreende o contato inicial do membro acometido até o próximo contato inicial deste mesmo membro.

Em relação aos resultados de R e R_{int} podemos afirmar que: *i)* os pacientes estão habituados a caminhar em baixas velocidades (maior estabilidade; Hausdorff *et al.*, 2004) apesar de ser menos econômica em termos de C , além disto nesta velocidade é o membro acometido que responde pela maior R ; e *ii)* as maiores velocidades de caminhada em esteira parecem levar a um padrão locomotor mais simétrico dos pacientes refletido nos parâmetros espaço temporais, além disso nesta velocidade é o membro não acometido que responde pela maior R (Harris-Love *et al.*, 2001; Parvataneni, 2009; Oliveira *et al.*, 2011).

Evidências do nosso estudo corroboram estudos prévios em relação à alteração no deslocamento vertical do CM que afeta negativamente o mecanismo pendular (Detrembleur *et al.*, 2000; 2003; Massaad *et al.*, 2010). Esses achados sugerem que patologias que afetam o sistema nervoso central, como o AVE ocasionam distúrbios no padrão locomotor e limitam o mecanismo pendular.

Por fim nossos achados mostram principalmente a diferente contribuição do lado acometido e não acometido pela hemiparesia para o sistema minizador de energia, o pêndulo invertido. Entre eles: a maior R na média de velocidade 1 km.h⁻¹ para o lado acometido; a maior R na média de velocidade 5 km.h⁻¹ para o lado não acometido; maior R_{int} aos 50% do ciclo de passada (lado acometido) e maior R_{int} aos 100% do ciclo de passada (lado não acometido).

3.4 Trabalho mecânico interno e total

Na Tabela 4 é descrito o efeito da velocidade sobre o W_{int} para o grupo controle e para o grupo AVE. O resultado indica um aumento do W_{int} com a velocidade para o grupo controle e para o lado acometido do grupo AVE; principalmente para a média de velocidade 5 km.h⁻¹ ($p=0,001$). No lado não acometido do grupo AVE não houve diferença significativa do W_{int} com o aumento da velocidade. Outros artigos encontrados na literatura já reportaram essa dependência do W_{int} com a velocidade de caminhada e também da corrida (Willems *et al.*, 1995; Cavagna e Kaneko, 1977). Contudo, na literatura sobre a locomoção patológica não há evidências sobre o efeito da velocidade no comportamento do W_{int} . Esse achado sobre o W_{int} no lado não acometido do

grupo AVE mostra que independente da velocidade de caminhada este lado responde com demanda de movimento igual. Isto pode ser uma estratégia compensatória empregada para suprir as diferentes demandas ao longo das velocidades.

Tabela 4 Comparação entre as cinco médias de velocidades de caminhada para as variáveis trabalho mecânico interno (W_{int}) e trabalho mecânico total (W_{tot}).

Trabalho mecânico (J.Kg ⁻¹ .m ⁻¹)	Média da velocidade (km.h ⁻¹)				
	1	2	3	4	5
W_{int} controle	0,29±0,02	0,43±0,04	0,64±0,04 ^{ab}	0,84±0,02 ^{abc}	0,97±0,06 ^{abc}
W_{int} acometido	0,59±0,05	0,86±0,12 ^c	0,83±0,10	0,98±0,08 ^b	1,50±0,16 ^{abc}
W_{int} não acometido	1,60±0,15	1,51±0,21	1,24±0,15	1,74±0,18	1,48±0,15
W_{tot} controle	0,90±0,05	0,86±0,06	1,12±0,06 ^{ab}	1,16±0,04 ^{ab}	1,27±0,07 ^{ab}
W_{tot} acometido	1,40±0,09	1,52±0,15	1,47±0,13	1,55±0,10 ^b	1,96±0,19 ^{ab}
W_{tot} não acometido	2,47±0,19 ^e	2,34±0,24	1,95±0,19	2,32±0,20	1,99±0,18

Nota: Média ± erro padrão para todos os sujeitos ($n_{controle}=10$ e $n_{AVE}=6$). As letras indicam diferença significativa ($p<0,05$) entre as velocidades: (a) velocidade 1, (b) velocidade 2, (c) velocidade 3, (d) velocidade 4 e (e) velocidade 5.

Assim como o W_{int} , o W_{tot} também apresentou um comportamento crescente com a velocidade, com excessão do lado não acometido do grupo AVE na média de velocidade 1 km.h⁻¹, onde foi maior em relação à média de velocidade 3 km.h⁻¹ ($p=0,013$). O comportamento do W_{tot} foi muito influenciado pelos valores elevados de W_{int} . Dificuldades metodológicas podem ter interferido nesta superestimação do W_{int} , como veremos a seguir.

Na Figura 10a o efeito do AVE sobre o W_{int} é descrito ao longo das velocidades. O lado não acometido do grupo AVE apresentou valores maiores de W_{int} para todas as velocidades quando comparado com o grupo controle ($p=0,001$). Ainda, o W_{int} do lado não acometido foi maior do que o lado acometido do grupo AVE para as médias de velocidades 1, 2 ($p=0,001$), 3 ($p=0,003$) e 4 km.h⁻¹ ($p=0,001$). Este comportamento é bem documentado na literatura (Olney e Richards, 1996; Detrembleur *et al.*, 2003; Hecke *et al.*, 2007). Os maiores valores de W_{int} para os pacientes com AVE eram

esperados; acredita-se que o lado não acometido seja o maior contribuinte para esse aumento, pois os pacientes apresentam maior mobilidade no lado não parético. Olney e Richards (1996) afirmam que os grupos musculares do lado não afetado realizam em torno de 60% do trabalho durante a caminhada de sujeitos hemiparéticos.

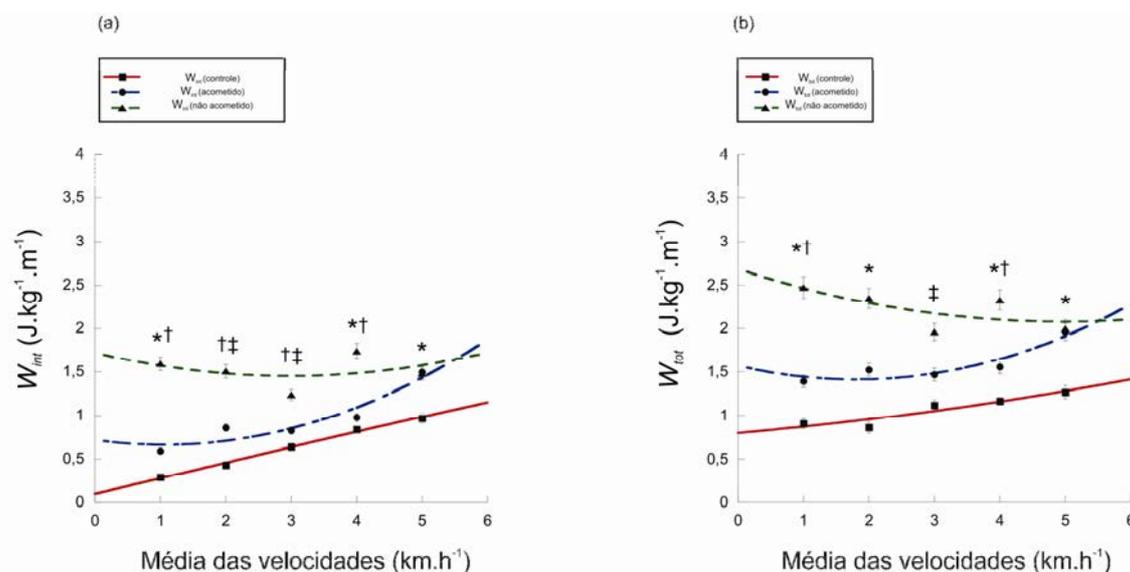


Figura 10 Média e erro padrão para o trabalho mecânico interno (W_{int} ; a) e trabalho mecânico total (W_{tot} ; b) em cinco velocidades de caminhada. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

* indica diferença significativa do grupo controle em relação ao lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

† indica diferença entre lado acometido e não acometido ($p < 0,05$).

‡ indica diferença entre apenas um dos lados (acometido ou não acometido) do grupo AVE em relação ao grupo controle ($p < 0,05$).

Na média de velocidade 5 km.h^{-1} o lado acometido e não acometido realizam a mesma quantidade de W_{int} ($p=1,000$), este achado indica que os hemicorpos estão trabalhando de forma mais simétrica, *i.e.*, distribuindo as demandas mecânicas em ambos lados corporais. Este resultado concorda com outros estudos, onde uma maior simetria com o aumento da velocidade é relatada para pacientes AVE (Harris-Love *et al.*, 2001; Parvataneni, 2009; Oliveira *et al.*, 2011). Ainda, o lado acometido do grupo AVE apresentou W_{int} maior em relação ao grupo controle nas médias de velocidades 1, 4 ($p=0,001$)

e 5 km.h^{-1} ($p=0,004$). Este resultado indica que o lado acometido realiza W_{int} igual ao grupo controle nas médias de velocidades 2 km.h^{-1} e 3 km.h^{-1} , isto ocorre devido à menor mobilidade dos segmentos do lado afetado nas velocidades intermediárias (como veremos a seguir por meio da análise do W_{int} segmentar; sessão 3.5). Porém nas velocidades baixas e altas este lado acometido parece responder com maior mobilidade à demanda locomotora, evidenciado pelos maiores valores de W_{int} na média de velocidade 1, 4, e 5 km.h^{-1} (quando comparado ao grupo controle; Figura 10a). Este resultado indica que não é exclusivamente o lado não acometido o responsável pelo maior W_{int} em pacientes com AVE. Detrembleur *et al.* (2003) relataram um $W_{int} \approx 19\%$ maior para o lado não acometido quando comparado com o lado acometido (velocidade preferida). No presente estudo, a diferença na produção de W_{int} entre o lado acometido e não acometido foi analisada ao longo das velocidades 1, 2, 3, 4, 5 km.h^{-1} , onde o lado não acometido realizou +63%, +43%, +33%, +44% e -1% de W_{int} quando comparado com o lado acometido (Figura 10a).

Estes resultados concordam com outros estudos, porém há dificuldade de encontrar metodologias que abordem o efeito do AVE na função locomotora realizando a distinção entre o W_{int} do lado acometido e não acometido pelo AVE. Normalmente os estudos descrevem os efeitos globais, sem levar em consideração o lado acometido ou não pela perda da função motora (único estudo encontrado; Detrembleur *et al.*, 2003). O resultado do presente estudo indica um aumento médio de $\approx 37\%$ entre o W_{int} do lado acometido e do lado não acometido, este valor é maior do que o encontrado na literatura ($\approx 19\%$; AVE; Detrembleur *et al.*, 2003). Ainda, o resultado do presente estudo indica que a participação dos diferentes componentes segmentares para o W_{int} é dependente da velocidade, *i.e.*, segmentos do lado acometido e não acometido.

As prováveis causas deste comportamento do W_{int} e, conseqüentemente do W_{tot} podem ser melhor entendidas se a análise criteriosa de cada um dos componentes segmentares do W_{int} for realizada. Como descrito anteriormente (sessão 2.7.2; pg 38) o W_{int} é constituído por diferentes tipos de trabalho

mecânico, *i.e.*, W_{int} rotacional, W_{int} linear_X e W_{int} linear_Y, estes componentes do W_{int} serão discutidos na próxima sessão.

Dificuldades metodológicas podem ter influenciado no cálculo do W_{int} no presente estudo. A aplicação do método de Cavagna *et al.* (1976) para determinar o W_{ext} é particularmente simples, do ponto de vista relativo à análise do sinal; enquanto o cálculo do W_{int} é mais complicado (Willems *et al.*, 1995). Os registros da variação de energia cinética dos segmentos corporais são mais complexos e difíceis de interpretar, além de mais ruidosos (Minetti, 1998). Principalmente, ocorre a amplificação de erros devido à derivada da posição, durante o cálculo realizado para obter a velocidade linear e a angular dos CM segmentares (Karamanidis *et al.*, 2003). No presente estudo foi realizada uma análise qualitativa de cada curva de energia segmentar, onde um padrão era caracterizado para cada segmento (*i.e.*, as curvas de energia para as 15 passadas analisadas eram normalizadas e sobrepostas); então as curvas de energia que apresentavam um comportamento diferente do padrão para os ciclos de passada analisados eram excluídas. Porém, houveram dificuldades de encontrar um padrão bem definido para as curvas do grupo AVE, pois não havia como distinguir as anormalidades de algumas curvas de energia como “artefato” do sinal ou característica da patologia. Esta dificuldade pode ter contribuído para a superestimação do W_{int} , conforme veremos a seguir.

No presente estudo o W_{int} foi maior que o encontrado na literatura. Por exemplo, no estudo de Chatraïne *et al.* (2005) também realizado com pacientes crônicos pós AVE, os autores encontraram valores médios de W_{int} e W_{tot} de $(0,18 \pm 0,04)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ e $(0,61 \pm 0,10)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ respectivamente durante a velocidade preferida (2 km.h^{-1}). Enquanto nossos resultados de W_{int} para a mesma velocidade foi de $(0,85 \pm 0,12)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ para lado afetado e $(1,50 \pm 0,21)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ para o lado não afetado. Já no estudo de Mian *et al.* (2006) que avaliou caminhada de idosos saudáveis os valores médios de W_{int} e W_{tot} foram aproximadamente de $0,4 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ e $0,7 \text{ Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ respectivamente para a velocidade de 4 km.h^{-1} . Nossos resultados de W_{int} e W_{tot} para o grupo controle na mesma velocidade foi de $(0,97 \pm 0,06)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$ e $(1,16 \pm 0,04)$ $\text{Jkg}^{-1}\text{m}^{-1}$. Além do possível “artefato” do sinal citado anteriormente, esta diferença é explicada principalmente pelo método utilizado para o cálculo do W_{int} no presente estudo.

Neste aspecto, destacam-se dois principais fatores: (i) o procedimento matemático envolvido no cálculo do ângulo segmentar e (ii) diferença na metodologia empregada no cálculo do W_{int} .

No primeiro caso, o cálculo do ângulo de cada segmento corporal foi realizado, em relação ao eixo horizontal, ou seja, considerando a variação angular absoluta dos segmentos e não relativa ao segmento adjacente (*i.e.*, da perna em relação a coxa). Desta forma a E_{rot} calculada no presente estudo contabiliza tanto a translação do segmento (que resultar em modificação do ângulo segmentar) quanto as rotações do mesmo. Desta forma há uma superestimação do W_{int} rotacional, o principal componente de magnitude para o W_{int} .

No segundo caso, a literatura sugere o somatório da E_{rot} , E_{linX} e E_{linY} previamente ao cálculo do W_{int} , esta quantidade é denominada energia interna e, somente então é calculado o W_{int} (Detrembleur *et al.*, 2003; Mian *et al.*, 2006; Willems *et al.*, 1995). Entretanto, no presente estudo o W_{int} foi calculado por meio do somatório dos W_{int} rotacional, W_{int} linear_X e W_{int} linear_Y (Equações 6, 7 e 8; pg. 38), uma vez que objetivou-se a análise em separado da contribuição de cada um destes componentes para o W_{int} . Desta forma, ao somar os W_{int} linear_X, W_{int} linear_Y, W_{int} rotacional superestimamos o W_{int} , uma vez que, se as energia fossem somadas antes do cálculo do trabalho mecânico, parte da energia seria transferida de rotacional para translacional e/ou vice versa; além da redução dos possíveis erros do sinal (Willems *et al.*, 1995). A vantagem do cálculo utilizado no presente estudo é que pode-se analisar a colaboração de cada energia cinética separadamente para cada segmento. Na avaliação da locomoção patológica, em que frequentemente os segmentos apresentam desvios cinemáticos, esta abordagem é pertinente por trazer a informação de onde se localizam as principais alterações. Todavia, na magnitude absoluta ocorre a superestimação dos dados de W_{int} quando comparado com a literatura, justamente pela diferença no método utilizado para o cálculo. Desta forma os cálculo de W_{tot} e eff também foram prejudicados, pois dependem diretamente do W_{int} .

Além disso, para o cálculo do W_{int} assumem-se estimativas dos parâmetros inerciais dos segmentos corporais como: massa segmentar, centro

de massa segmentar e raio de giração (Willems *et al.*, 1995). A utilização de tabelas antropométricas, necessárias para a obtenção dos parâmetros inerciais, é fonte de incerteza de medida ($\approx 27\%$) para o cálculo do trabalho mecânico (ANEXO 4). Utilizar tabelas específicas para a população que está sendo avaliada é uma forma de minimizar os possíveis erros de medida relacionados ao W_{int} (Schuch *et al.*, 2011). Contudo, não há na literatura tabela antropométrica específica para pacientes que sofreram danos neurológicos com subsequente sequela motora, que por sua vez podem apresentar redistribuição da massa muscular principalmente para os membros superiores e inferiores afetados pela patologia. Em nosso estudo utilizamos uma tabela específica para idosos, que também sofrem alterações nos parâmetros inerciais, mas os valores de W_{int} para os pacientes com AVE ainda assim podem estar superestimados.

Em resumo, o W_{int} e o W_{tot} aumentaram com a velocidade para ambos os grupos. Como esperado, os pacientes apresentaram maior W_{int} e W_{tot} quando comparados ao grupo controle. Os fatores que levaram o aumento do W_{int} , não foram exclusivos do lado não acometido, pois o lado acometido nas menores e maiores velocidades responderam com maior mobilidade frente a demanda locomotora. Assim analisar o efeito do W_{int} rotacional, W_{int} linear_X e W_{int} linear_Y de cada componente segmentar no W_{int} pode auxiliar no entendimento destes achados, como veremos a seguir.

3.5 Trabalho interno segmentar

3.5.1 Trabalho interno do segmento pé

No ANEXO 8 é apresentado o comportamento do W_{int} rotacional, W_{int} linear_X e W_{int} linear_Y e as respectivas energias para o segmento pé. Para o grupo controle ocorreu um comportamento crescente do W_{int} rotacional do segmento pé com a velocidade. Para o grupo AVE a análise do W_{int} rotacional explica em parte o maior W_{int} para este grupo, principalmente em relação ao membro acometido (maior valor ao longo das velocidades; Figura 11a). Os pacientes com AVE, apresentaram um maior W_{int} rotacional para o segmento pé principalmente nas baixas velocidades de caminhada e, com o aumento da

velocidade os valores aproximam-se do grupo controle. Desta forma o W_{int} rotacional do pé explica em parte a diferença significativa encontrada no W_{int} nas baixas velocidades de caminhada.

Este resultado pode indicar uma maior movimentação do pé do membro acometido durante o contato com o solo, possivelmente devido à maior flexão plantar caracterizada pela fraqueza dos músculos dorsiflexores neste membro (Parvataneni, 2009). Desta forma, o membro acometido realiza mais W_{int} rotacional quando comparado com o membro não acometido e com o grupo controle (principalmente nas baixas velocidades; Figura 11a), porém este resultado parece não ter influenciado de maneira significativa o valor final de W_{int} para o lado acometido. Isto pode ser devido à baixa magnitude das variações de energia neste segmento (ANEXO 8), quando comparado a outros segmentos (ANEXOS 10 e 11).

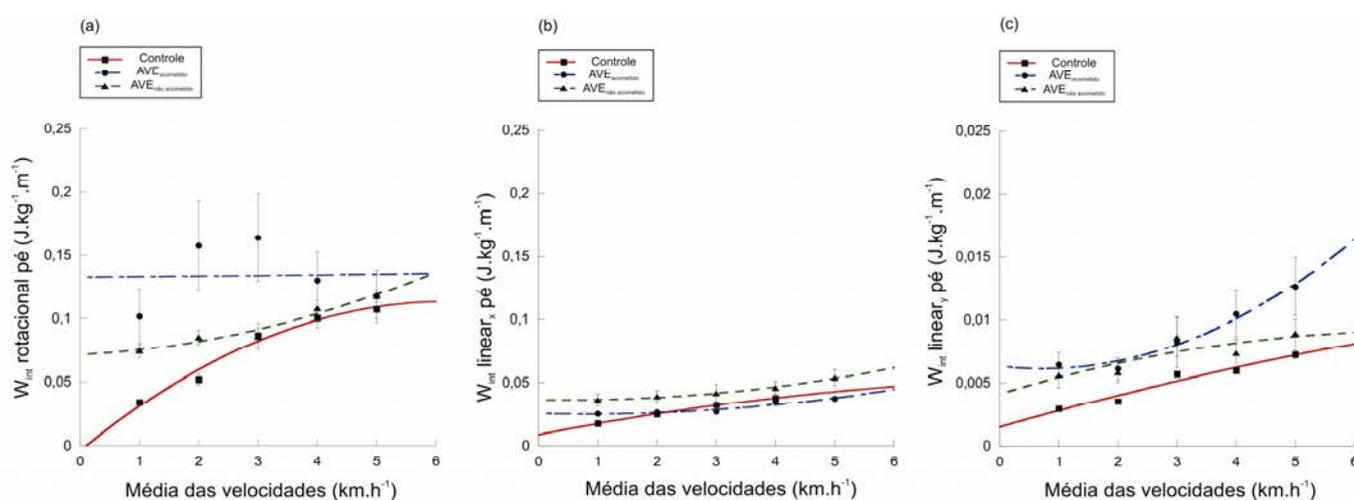


Figura 11 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional (W_{int} rotacional) do segmento pé, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal (W_{int} linear_x) do segmento pé e (c) Trabalho interno linear na componente vertical (W_{int} linear_y) do segmento pé. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

Nota: No gráfico (c) a escala do eixo das ordenadas é 10x menor quando comparada com (a) e (b).

Nota-se um aumento da E_{rot} com o aumento da velocidade, onde os picos máximos de E_{rot} ocorreram a partir dos 60% do ciclo da passada para o grupo controle (ANEXO 8). Nota-se a presença de 2 picos de E_{rot} , um em $\approx 80\%$ do ciclo de passada e outro em $\approx 100\%$ do ciclo de passada, que correspondem a translação e rotação do segmento pé, respectivamente. Para o grupo AVE nota-se menor variação nesta fase e maior contribuição até os 60% iniciais do ciclo de passada, ou seja, durante a fase de apoio, para o membro não acometido e acometido (maior magnitude para o lado não acometido). Este resultado pode indicar uma estratégia compensatória durante o contato do membro não acometido com o solo; e para o lado acometido um movimento em dorsiflexão durante a fase de resposta à carga, apoio médio e pré balanço (movimento característico da marcha de pacientes hemiplégicos e caracterizado pela maior flexão plantar no contato inicial; Olney e Richards, 1996). Este comportamento ocorre tanto para o membro não acometido quanto para o acometido, porém com maior magnitude para o membro não acometido (ANEXO 8; ver E_{rot} pé até os 60% do ciclo de passada).

Em relação ao $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$ ambos os grupos, controle e pacientes com AVE, apresentaram um comportamento crescente com o aumento da velocidade (Figura 11b e 11c). O comportamento do $W_{int\ linear_X}$ e da E_{linX} apresenta uma tendência de ser maior para o lado não acometido, este resultado pode explicar em parte a diferença significativa encontrada no W_{int} entre o membro não acometido do grupo AVE e os demais grupos (ver Figura 11b e 10a). Ainda, nota-se um comportamento diferenciado nas curvas de E_{linX} para o grupo AVE, onde ocorreu uma variação negativa e positiva da E_{linX} , para a fase de resposta à carga⁴ e fase de balanço terminal, respectivamente. Esta variação de velocidade do CM segmentar em relação ao CM corporal, evidenciada pela alteração na energia cinética deste segmento pode indicar uma caminhada menos “fluída” onde há uma variação brusca da E_{linX} não caracterizada para o grupo controle (ANEXO 8; ver as extremidades das curvas de E_{linX} para o segmento pé). Ainda, ocorreu um pequeno aumento do W_{int}

⁴ Fases da marcha definidas segundo Perry (1992): contato inicial (0 a 2% do ciclo), resposta à carga (0 a 10% do ciclo de passada), apoio médio (10 a 30% do ciclo de passada), apoio terminal (30 a 50% do ciclo de passada), pré-balanço (50 a 60% do ciclo de passada), balanço inicial (50 a 73% do ciclo de passada), balanço médio (73 a 87% do ciclo de passada) e balanço terminal (87 a 100% do ciclo de passada).

$linear_Y$ tanto para o lado acometido quanto não acometido em relação ao grupo controle; isto pode ser devido ao maior deslocamento vertical do CM corporal no grupo AVE.

Por fim, a maior contribuição do segmento pé para o W_{int} do grupo AVE foi do lado acometido com valores mais elevados de W_{int} rotacional. Isto é devido à maior flexão plantar característica da fase de contato inicial deste pacientes e, a estratégia compensatória relativa à maior elevação do quadril nestes sujeitos.

3.5.2 Trabalho interno do segmento perna

No ANEXO 9 é apresentado o comportamento do W_{int} rotacional, W_{int} linear $_X$ e W_{int} linear $_Y$ e as respectivas energias para o segmento perna. Para o grupo controle o comportamento foi similar ao segmento pé, *i.e.*, ocorreu um aumento do W_{int} rotacional, W_{int} linear $_X$ e W_{int} linear $_Y$ com a velocidade. O W_{int} rotacional do segmento perna foi superior para o grupo de pacientes AVE em relação ao controle, novamente com um comportamento dependente da velocidade de caminhada; porém a diferença entre os lados não foi evidente (pequena diferença nas velocidades baixas; Figura 12a).

Este maior W_{int} rotacional para o grupo AVE é devido a maior flexão de joelho durante o contato inicial, característica da marcha destes pacientes (Olney e Richards, 1996; Macko *et al.*, 2001). Durante o contato há uma variação da E_{rot} do segmento perna para o grupo AVE (ANEXO 9; ver E_{rot} de 0% a 60% ciclo de passada). Ainda, esta variação apresenta duas fases, uma de 0% a 30% do ciclo de passada e outra de 30% a 60% do ciclo de passada e, é normalmente maior para o membro acometido. A literatura relata um comportamento em menor flexão durante o apoio médio e contato final do membro acometido de pacientes com AVE (Kerrigan *et al.* 1999; Olney e Richards, 1996). Este resultado corrobora os achados do presente estudo para W_{int} rotacional e E_{rot} , em que uma variação da E_{rot} ocorreu nos mesmos períodos, principalmente para o membro acometido (*i.e.*, entre 40% e 60% do ciclo de passada; ver gráfico de E_{rot} do segmento perna ao longo das velocidades; ANEXO 9). Isto pode refletir uma estratégia compensatória do grupo AVE, principalmente para o lado acometido nas fases de resposta a

carga e fase de pré balanço; este comportamento confere maior variação de E_{rot} e maior W_{int} rotacional ao grupo AVE, desta forma contribui de forma importante para o maior gasto energético neste pacientes (Figura 12a).

Outra característica da marcha hemiplégica é a redução da flexão do joelho na fase de balanço (Perry, 1992; Hausdorff e Alexander, 2005). A repercussão deste fenômeno também pode ser observada nas curvas de E_{rot} do segmento perna (ANEXO 9; ver curvas de E_{rot} do segmento perna entre 80% e 100% do ciclo de passada); onde uma menor variação da E_{rot} deste segmento durante a fase de balanço foi observada, para o grupo AVE quando comparado com o grupo controle.

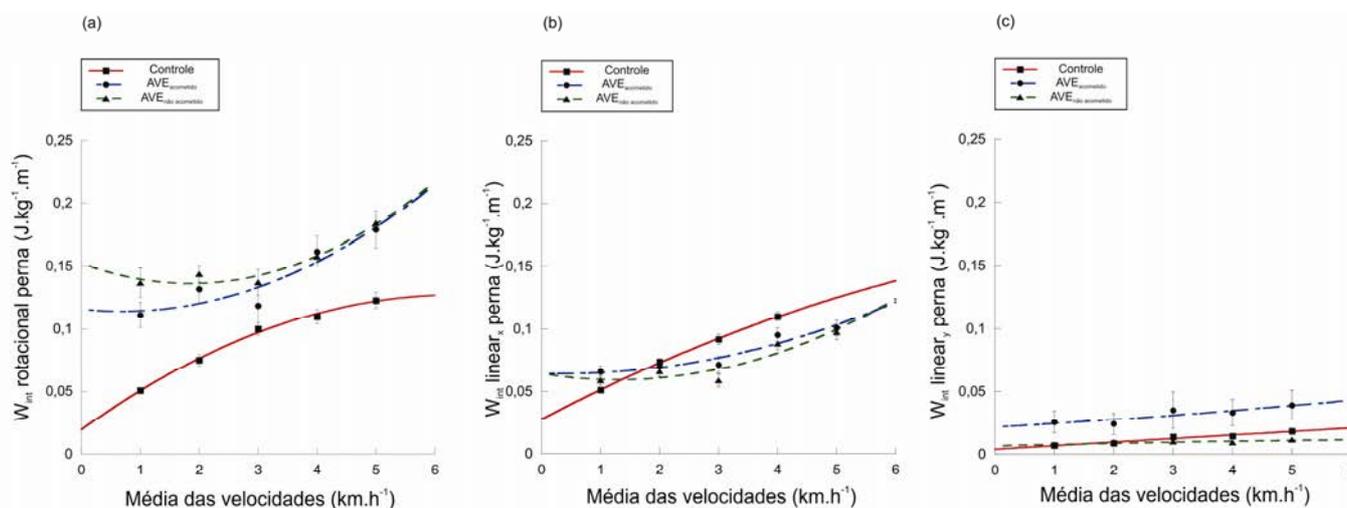


Figura 12 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional (W_{int} rotacional) do segmento perna, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal (W_{int} linear_x) do segmento perna e (c) Trabalho interno linear na componente vertical (W_{int} linear_y) do segmento perna. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

Em relação ao W_{int} linear_x (Figura 12b) foi observado um comportamento similar ao do segmento pé, onde ocorreu uma variação negativa e positiva da E_{linx} , para a fase inicial do contato e fase de balanço terminal, respectivamente (ANEXO 9, ver as extremidades das curvas de E_{linx} para o segmento perna).

Novamente, esta variação de velocidade do CM segmentar em relação ao CM corporal, evidenciada pela alteração na energia cinética do segmento perna pode indicar uma caminhada menos “fluída” onde há uma variação brusca da E_{linX} no começo e final do ciclo de passada para o grupo AVE. Para o $W_{int\ linear_Y}$ é interessante notar os maiores valores para o membro acometido; este resultado indica que este membro está oscilando mais a velocidade vertical de seu CM em relação ao CM corporal e, esta variação de velocidade não apresenta padrão definido, em que o resultado de maior $W_{int\ linear_Y}$ para o lado acometido não é refletido nas curvas de média e erro padrão de E_{linY} . Porém, esta variação foi contabilizada no $W_{int\ linear_Y}$ (Figura 12c) para o membro acometido e reflete a maior flexão de joelho durante a fase de contato (Olney e Richards, 1996; Macko *et al.*, 2001). Ainda, no final do ciclo de passada, *i.e.*, final da fase de balanço terminal (entre 80% e 100% do ciclo de passada) há um aumento da variação de E_{linY} para o grupo AVE (ANEXO 9; ver curvas de E_{linY}). Isto pode refletir a tentativa de antecipação do contato inicial em busca de estabilidade, uma vez que a transição entre passos é caracterizada pela perda da estabilidade dinâmica (Hausdorff *et al.*, 2004; Winter, 2005).

Finalmente, a contribuição dos $W_{int\ rotacional}$, $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$ do segmento perna para o W_{int} parece ter sido, principalmente devido ao maior $W_{int\ rotacional}$ e $W_{int\ linear_Y}$ do grupo AVE quando comparado ao grupo controle. Isto é devido à maior flexão de joelho durante a fase de contato e a menor estabilidade da marcha do grupo AVE.

3.5.3 Trabalho interno do segmento coxa

No ANEXO 10 é apresentado o comportamento do $W_{int\ rotacional}$, $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$ e as respectivas energias para o segmento coxa. Para o $W_{int\ rotacional}$ o resultado mostra uma grande diferença para a produção de trabalho mecânico entre o lado não acometido do grupo AVE e os demais grupos (Figura 13a). Este resultado exerce grande influência nas diferenças estatísticas encontradas para o W_{int} , onde principalmente o lado não acometido apresentou valores maiores para essa variável (Figura 11a, pg. 58). As curvas de E_{rot} para o segmento coxa fornecem evidência a respeito das possíveis explicações para este resultado (ANEXO 10); na média de velocidade 1 km.h⁻¹

nota-se uma participação importante da E_{rot} do membro não acometido do grupo AVE. Esta contribuição permanece ao longo das velocidades, onde a curva de E_{rot} do lado não acometido assemelha-se a do grupo controle.

O valor de W_{int} rotacional do segmento coxa é ≈ 3 vezes maior para o lado não acometido quando comparado aos demais grupos; nota-se ainda que o valor de erro padrão dessa variável é elevado e indica que este comportamento apresenta uma variabilidade intra ou inter sujeitos. A variabilidade deste resultado pode ser explicada por tratar-se de um movimento compensatório, em que os diferentes graus de acometimento podem amplificar ou reduzir este efeito.

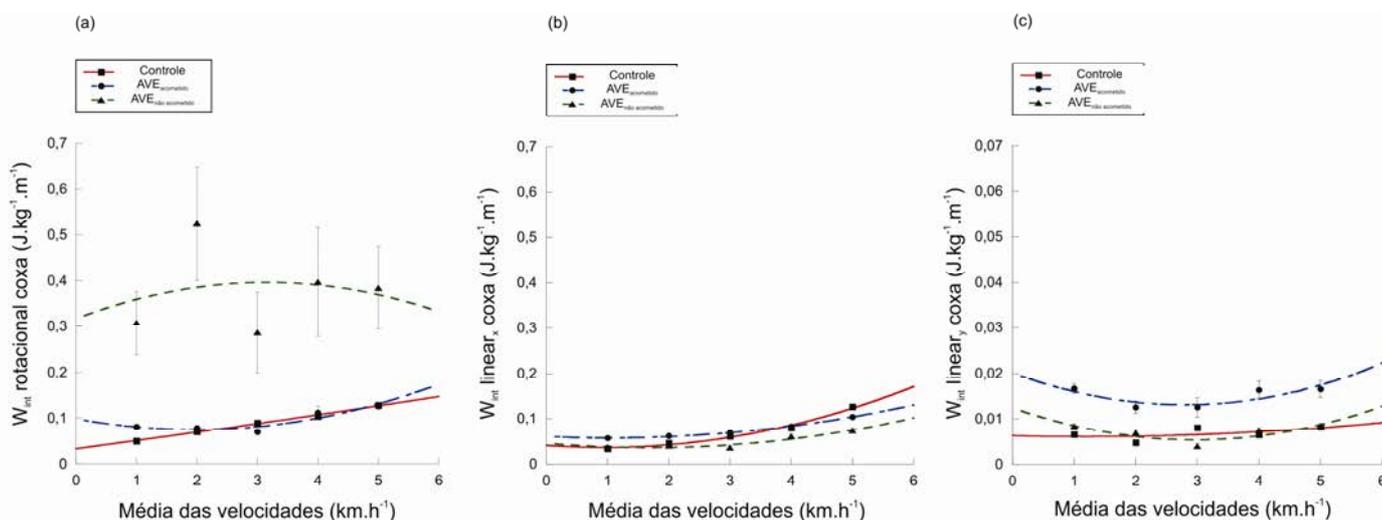


Figura 13 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional (W_{int} rotacional) do segmento coxa, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal (W_{int} linear_x) do segmento coxa e (c) Trabalho interno linear na componente vertical (W_{int} linear_y) do segmento coxa. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

Nota: No gráfico (c) a escala do eixo das ordenas é 10x menor quando comparada com (a) e (b).

O efeito da lesão manifesta-se no aparelho locomotor com uma redução da flexão do quadril na fase do contato inicial e aumento da flexão do quadril no contato final (Olney e Richards, 1996; Macko *et al.*, 2001). Desta forma, o resultado do presente estudo para o maior W_{int} rotacional do lado não acometido do grupo AVE pode ser devido a esta característica da marcha

hemiparética. O efeito deste tipo de movimento na produção de trabalho mecânico pode ser melhor entendido por meio da análise da E_{rot} do segmento coxa (ANEXO 10). Estas curvas apresentam uma variação de energia antecipada para o grupo AVE, em que o primeiro pico de energia ocorre em $\approx 35\%$ do ciclo de passada para o lado não acometido do grupo AVE e $\approx 50\%$ do ciclo de passada para o grupo controle (média de velocidade 5 km.h^{-1} ; ANEXO 10). Este comportamento pode ser resultado de uma flexão rápida e antecipada da articulação do quadril. Desta forma, o resultado do presente estudo indica que principalmente o lado não acometido responde as demandas mecânicas impostas pelo acometimento motor, fato evidenciado pelo maior $W_{int} \text{ rotacional}$ do segmento coxa e comportamento da E_{rot} para este segmento (em que a E_{rot} é maior para o lado não acometido quando comparado ao lado acometido; ver curvas de E_{rot} para o segmento coxa no ANEXO 10).

Em relação ao $W_{int} \text{ linear}_X$ todos os grupos apresentaram um comportamento bastante similar (Figura 13b). Em relação ao $W_{int} \text{ linear}_Y$ o resultado indica uma maior produção de $W_{int} \text{ linear}_Y$ para o membro afetado do grupo AVE quando comparado ao lado não afetado e grupo controle (Figura 13c). Isto indica que em todas as velocidades avaliadas o CM do segmento coxa deslocou-se com uma maior velocidade vertical relativa ao CM corporal. Porém há pouca influência deste resultado para o W_{int} , dada a baixa magnitude da variação de energia envolvida (≈ 10 vezes menor quando comparada a participação do $W_{int} \text{ rotacional}$ do membro não acometido)

Finalmente, a contribuição dos $W_{int} \text{ rotacional}$, $W_{int} \text{ linear}_X$ e $W_{int} \text{ linear}_Y$ do segmento coxa para o W_{int} parece ter sido, principalmente devido ao maior $W_{int} \text{ rotacional}$ (lado não acometido) e $W_{int} \text{ linear}_Y$ (lado acometido) do grupo AVE quando comparado ao grupo controle. Isto é devido à maior flexão de quadril durante a fase de contato inicial.

3.5.4 Trabalho interno do segmento braço

No ANEXO 11 é apresentado o comportamento do $W_{int} \text{ rotacional}$, $W_{int} \text{ linear}_X$ e $W_{int} \text{ linear}_Y$ e as respectivas energias para o segmento braço. Na Figura 14a o resultado de $W_{int} \text{ rotacional}$ para o segmento braço indica que o membro não acometido do grupo AVE realizou a maior quantidade de trabalho

em todas as velocidades avaliadas. As rotações no plano sagital parecem exercer uma grande influência nos resultados significativos de W_{int} encontrados no presente estudo (Figura 10a; pg. 58).

No estudo de do Carmo *et al.* (2011) os autores verificaram a cinemática angular dos membros superiores de pacientes com AVE. O resultado indica que as principais alterações para o lado afetado foram a redução do deslocamento angular e da amplitude de movimento para os segmentos braço e antebraço; e o braço do lado não afetado apresentou uma amplitude de movimento $\approx 79\%$ maior em relação ao lado afetado ($6,3^{\circ} \pm 4,5^{\circ}$ para o lado afetado, $30,4^{\circ} \pm 22,7^{\circ}$ para o lado não afetado e $20,1^{\circ} \pm 8,2^{\circ}$ para o grupo controle; do Carmo *et al.*, 2011). Os achados do presente estudo apontam para uma grande movimentação do braço do lado não acometido (evidenciado pelo maior W_{int} rotacional do braço do lado não acometido; Figurr 14a). Além disto, pelo padrão das curvas de E_{rot} deste segmento é possível que este movimento dos braços tenha ocorrido em um curto espaço de tempo e com grande velocidade (ANEXO 11; ver picos da curva de E_{rot}). Este resultado pode ser explicado por um movimento compensatório realizado pelo lado não acometido, para equilibrar a instabilidade gerada pelo contato do membro inferior afetado. (Hausdorff *et al*, 2004; Hausdorff e Alexander, 2005).

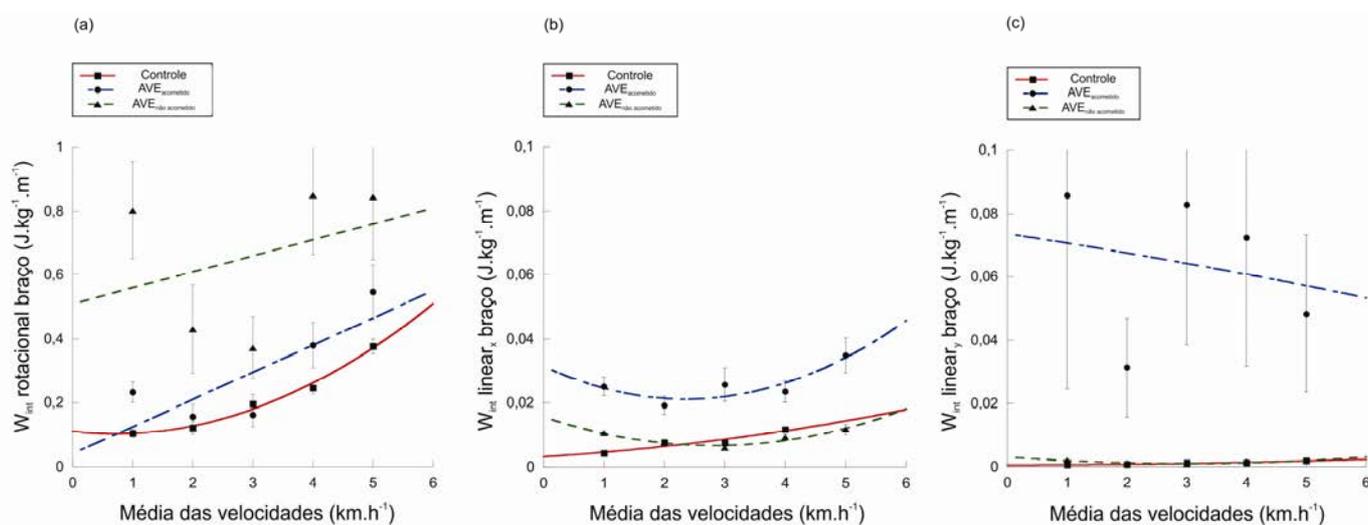


Figura 14 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional (W_{int} rotacional) do segmento braço, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal (W_{int} linear_x) do segmento braço e (c) Trabalho interno linear na componente vertical (W_{int} linear_y) do

segmento braço. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

Nota: Nos gráficos (b) e (c) a escala do eixo das ordenadas é 10x menor quando comparada com (a).

O $W_{int\ linear_X}$ e o $W_{int\ linear_Y}$ foram maiores para o lado acometido do grupo AVE em todas as velocidades (Figura 14b). O estudo de do Carmo *et al.* (2011) afirma que o braço afetado do grupo AVE apresenta maior deslocamento angular em abdução no plano frontal ($14,2^{\circ} \pm 1,6^{\circ}$ para o lado afetado do grupo AVE e $11,5^{\circ} \pm 4,0^{\circ}$ para o grupo controle; $p < 0,05$; do Carmo *et al.*, 2011). No presente estudo, o maior $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$ do lado acometido do grupo AVE pode ser devido ao movimento em abdução aumentado ($\approx 19\%$ maior; do Carmo *et al.*, 2011) combinado com a baixa amplitude de movimento no plano sagital ($\approx 79\%$ menor; do Carmo *et al.*, 2011). Desta forma, a pouca mobilidade no plano sagital do CM segmentar do braço e o maior movimento em abdução do braço no plano frontal pode alterar as relações entre este CM segmentar e o CM corporal, resultando em uma maior demanda mecânica (evidenciada pelo maior $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$). Este achado indica que, apesar do braço do lado acometido apresentar uma menor movimentação angular no plano sagital (do Carmo *et al.*, 2011) a maior movimentação do CM corporal em relação ao CM segmentar, ou vice versa, pode ser responsável pelo maior demanda mecânica encontrada para o lado acometido do grupo AVE (Figura 14b e 14c). Principalmente, se observarmos a Figura 14c é evidente a influência do movimento em abdução do braço, onde o maior $W_{int\ linear_Y}$ reflete justamente a velocidade envolvida neste deslocamento vertical do CM do segmento braço em relação ao CM corporal.

Finalmente, a contribuição dos $W_{int\ rotacional}$, $W_{int\ linear_X}$ e $W_{int\ linear_Y}$ do segmento braço para o W_{int} parece ter sido, principalmente devido a uma participação importante do $W_{int\ rotacional}$ do membro não acometido (contribuição de até 50% para o resultado de W_{int} ; comparar Figura 10a com Figura 14a). Ainda, o movimento de translação do CM do segmento braço em relação ao CM corporal tanto no eixo horizontal quanto vertical é maior para o

lado acometido e contribui de maneira importante para o W_{int} deste grupo (ver Figura 14b e 14c; mais de 10% de contribuição para o W_{int} ; ver Figura 10a). Problemas metodológicos serão apontados na sessão 3.7., onde será discutida a relação destes achados de W_{int} para o membro superior com o método proposto por Cavagna *et al.* (1976).

3.5.5 Trabalho interno do segmento antebraço

Na Figura 15 é apresentado o comportamento do W_{int} rotacional, W_{int} linear_x e W_{int} linear_y para o segmento antebraço. Nota-se um maior W_{int} rotacional para o lado não acometido do grupo AVE quando comparado com os demais grupos; apenas na média de velocidade 1 km.h⁻¹ o lado não acometido realiza a mesma quantidade de trabalho em comparação com os demais grupos (Figura 15a). A influência deste resultado para o W_{int} é muito baixa, dada as magnitudes das energias envolvidas. Contudo, é novamente o lado não acometido que apresenta o maior valor de W_{int} rotacional.

A literatura relata dados de deslocamento angular para o antebraço não afetado do grupo AVE na ordem de ≈62% maior quando comparado ao grupo controle (Hingtgen *et al.*, 2006). O estudo de do Carmo *et al.* (2011) indica que a amplitude de movimento da articulação do cotovelo é ≈46% maior para o lado não afetado. O presente estudo corrobora a literatura citada acima com um W_{int} rotacional 73% maior para o lado não acometido do grupo AVE em relação aos demais grupos (Figura 15a; média de velocidade 5 km.h⁻¹).

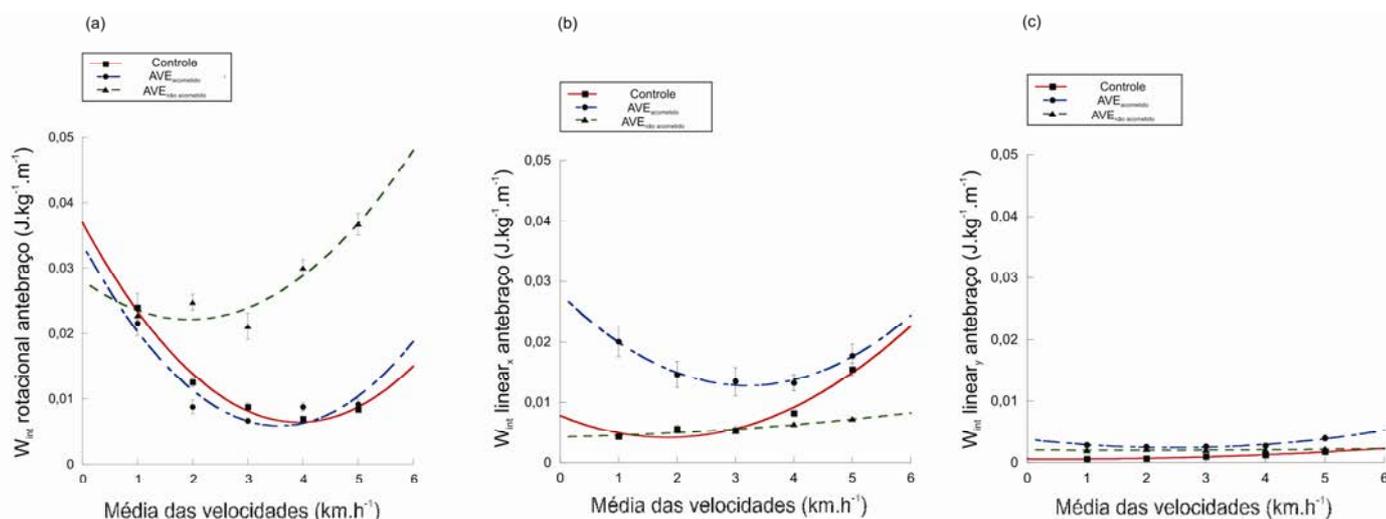


Figura 15 Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. (a) Trabalho interno rotacional ($W_{int\ rotacional}$) do segmento antebraço, (b) Trabalho interno linear na componente horizontal ($W_{int\ linear_x}$) do segmento antebraço e (c) Trabalho interno linear na componente vertical ($W_{int\ linear_y}$) do segmento antebraço. Ao longo das 5 médias de velocidades analisadas. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

Para o $W_{int\ linear_x}$ e o $W_{int\ linear_y}$ o lado acometido apresentou os maiores valores em todas as médias de velocidade, com excessão da média de velocidade $5\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ em que o valor de $W_{int\ linear_x}$ é parecido com o grupo controle. Este comportamento é similar ao do segmento braço, indicando que durante a marcha os mesmos movimentam-se em “em bloco” em relação ao CM corporal. É justamente este comportamento que resulta na maior movimentação do CM corporal em relação ao CM do segmento antebraço, ou vice versa (evidenciado pelo maior $W_{int\ linear_x}$ e o $W_{int\ linear_y}$).

Finalmente, a contribuição dos $W_{int\ rotacional}$, $W_{int\ linear_x}$ e $W_{int\ linear_y}$ do segmento antebraço para o W_{int} parece ter sido, principalmente ao maior valor de $W_{int\ rotacional}$ para o lado não acometido e maior valor de $W_{int\ linear_x}$ e o $W_{int\ linear_y}$ para o lado acometido. A relação destes achados com a metodologia empregada no presente estudo também será discutida na sessão 3.7.

3.6 Custo de transporte e eficiência mecânica

Foi verificado maior C para os pacientes com AVE em relação ao grupo controle ($p=0,001$; Figura 16). Nossos resultados corroboram os dados da literatura em relação ao maior C durante a caminhada dos sujeitos hemiparéticos em velocidades similares a sujeitos saudáveis (Zamparo *et al.*, 1995; Detrembleur *et al.*, 2003). O custo de transporte, que representa o gasto de energia por distância percorrida, apresenta um sentido de funcionalidade para locomoção patológica. Desta forma, entender as causas que levam ao maior C auxilia diretamente na escolha de intervenções terapêuticas que reflitam na recuperação da função locomotora. A resposta por esse aumento no C de pacientes com AVE está direcionada para os padrões de energia

mecânica alterados devido à modificação músculo esquelética (espasticidade, predominância de fibras musculares tipo I, e fraqueza muscular). Alguns autores apontam que gerar força para suportar o peso corporal, executar o trabalho para redirecionar e acelerar o CM a cada passo, promover o balanço dos membros, e manter a estabilidade são atividades que colaboram para o aumento do custo metabólico (Kerrigan *et al.*, 1995; Waters e Mulroy, 1999). Chen e Patten (2008) verificaram que o custo energético para elevar o tronco na fase de balanço inicial e balanço médio no membro acometido é demasiadamente elevado devido elevação pélvica excessiva para compensar a extensão do joelho. O estudo de Kerrigan *et al.* (1995) demonstrou que o deslocamento vertical da pelve durante a caminhada em diferentes velocidades é um forte preditor ($r^2=0,91$) de consumo metabólico. Além disto, no plano frontal também ocorre excessiva circundação da pelve do lado acometido durante a fase de balanço (Tyrell *et al.*, 2011).

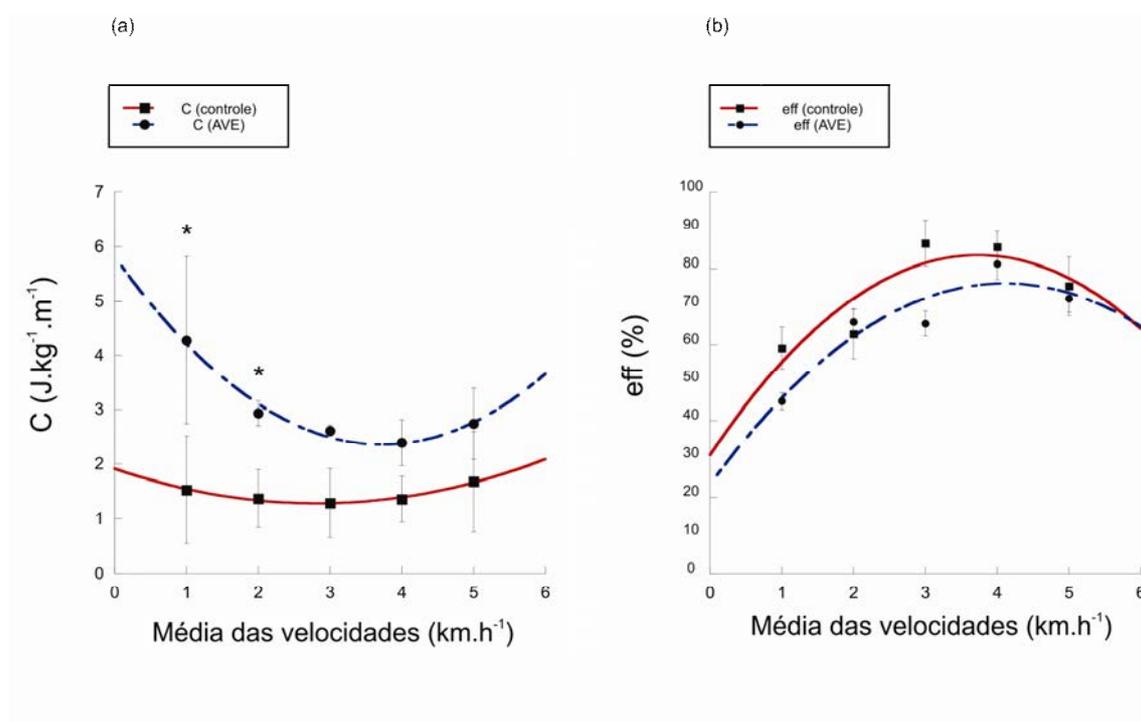


Figura 16 (a) Média e desvio padrão para o custo de transporte (C) para o grupo controle ($n=10$) e grupo AVE ($n=6$). (b) Média e erro padrão da eficiência mecânica (eff).

* indica diferença significativa entre os grupos ($p < 0,05$).

Em relação às velocidades de caminhada analisadas foram encontradas diferenças significativas entre as médias de velocidade 1 km.h^{-1} ($p=0,047$) e 2 km.h^{-1} ($p=0,014$), de maneira que o C dos hemiparéticos foi 64% e 53% respectivamente maior em relação ao grupo controle para estas velocidades. É comum, em pacientes com disfunção locomotora, escolher uma velocidade baixa para caminhar devido ao medo de quedas, dificuldade de coordenação ou problemas de estabilidade (Zamparo *et al.*, 1995; Parvataneni, 2009). Porém como demonstrado, as baixas velocidades implicam em maior consumo energético que conseqüentemente afeta a capacidade de resistência aeróbica levando a um menor período de atividade. Se retomarmos os achados referentes ao mecanismo pendular (R e R_{int}) percebemos que na média de velocidade 1 km.h^{-1} , os pacientes conseguiram utilizar o mecanismo minimizador de energia mecânica com o lado acometido ($R= 31\%$). Isto indica que os parâmetros mecânicos compensaram o maior C na velocidade baixa de caminhada.

A literatura comumente relata o comportamento do C durante a velocidade preferida de caminhada de pacientes hemiparéticos (Detrembleur *et al.*, 2005; Zamparo e Pagliaro, 1998). No estudo de Detrembleur *et al.* (2003) os pacientes que caminhavam em velocidade preferida de $1,7 \text{ km.h}^{-1}$ até $1,9 \text{ km.h}^{-1}$ tiveram o C duas vezes maior que o controle. Ou seja, esta velocidade preferida escolhida pelos pacientes certamente não era a mais econômica. Nos resultados do presente estudo, o grupo controle apresentou o menor C ($1,29 \text{ J.kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$) na média de velocidade 3 km.h^{-1} , que coincidiu com a velocidade preferida de caminhada. Por outro lado, os pacientes com AVE apresentaram o menor C ($2,39 \text{ J.kg}^{-1} \text{ m}^{-1}$) na média de velocidade 4 km.h^{-1} , que corresponde a uma velocidade acima da velocidade preferida de caminhada (média de velocidade 3 km.h^{-1}). Uma explicação para esse achado está no fato de que nas maiores velocidades de caminhada em esteira os pacientes apresentam um padrão locomotor mais simétrico dos parâmetros espaço temporais (Harris-Love *et al.*, 2001; Parvataneni, 2009; Oliveira *et al.*, 2011).

A literatura clássica que avalia a locomoção sob o ponto de vista do mecanismo pendular, frequentemente associa os achados de energia mecânica com energia metabólica e apontam que, geralmente o máximo de

reconversão pendular coincide com o menor C (Saibene e Minetti, 2003; Margaria, 1938; Cavagna *et al.*, 2000). Em relação aos resultados do presente estudo, foi verificado que o máximo de reconversão pendular para o grupo controle foi na média de velocidade 4 km.h^{-1} e para os paciente com AVE o máximo de reconversão pendular ocorreu nas médias de velocidade 1 km.h^{-1} e 5 km.h^{-1} , justamente naquelas velocidades onde o C foi alto. Percebe-se que nas velocidades intermediárias para altas o grupo controle e o grupo de pacientes com AVE foram similares quanto ao custo de transporte ($p > 0,05$). Um achado interessante é que na média de velocidade 3 km.h^{-1} ambos os grupos tiveram o menor W_{ext} e W_v (Figura 7a e 7b, sessão 3.2), coincidentes com um C mais baixo. Logo, podemos afirmar que os dados relativos ao C são influenciados pelo W_{ext} (deslocamento do CM corporal em relação ao ambiente). Em reposta ao déficit na marcha, os pacientes se adaptam e realizam compensações para minimizar o gasto energético adicional. A eficácia e as penalidades associadas a estas compensações dependem, sobretudo, da severidade da inabilidade, da aptidão cardiovascular e musculoesquelética do paciente. Por este motivo, avaliar a habilidade de aumentar a velocidade de progressão pode mostrar onde estão os déficits da função locomotora que não são mostrados na velocidade preferida, geralmente avaliada (Jonkers *et al.*, 2009).

Assim, estratégias terapêuticas que melhorem o padrão locomotor dos pacientes, que por sua vez melhore a capacidade de aumentar a velocidade de progressão conseqüentemente refletirão sobre os dados de C . O próprio treinamento da caminhada em esteira é uma maneira eficaz para melhorar a capacidade cardiovascular, promover aumento de força em membros inferiores e melhorar a simetria dos parâmetros espaço temporais da caminhada (Chen e Patten, 2008; Kesar *et al.*, 2011; Tyrell *et al.*, 2011).

Em relação aos resultados *eff* que é a razão do W_{tot} pelo C , foram encontrados valores superestimados (*eff* $\approx 80\%$). A discrepância entre o maior W_{tot} (sessão 3.4) e a relativa pequena diferença do C , resultou em alta eficiência mecânica para ambos os grupos. Ou seja, foi o maior trabalho mecânico e não o C que afetou a *eff* mecânica da locomoção dos grupos avaliados. A *eff* foi mensurada anteriormente no estudo de Detrembleur *et al.*

(2003) para a população de hemiparéticos decorrente do AVE. Naquele estudo foram verificados valores de eficiência similar entre os pacientes com AVE e o grupo controle ($eff \approx 20\%$). No presente estudo os valores de eff entre os grupos também foram similares⁵, contudo maiores do que o reportado na literatura ($eff \approx 80\%$). O estudo de Schuch *et al.* (2011) também reportou maiores valores de eff durante a caminhada de idosas saudáveis comparado com a literatura ($\approx 38\%$ na velocidade $1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

Apesar de superestimada, a eff apresentou o comportamento em U invertido como descrito na literatura (Margaria, 1938; Cavagna e Kaneko, 1977; Saibene e Minetti, 2003; Schuch *et al.*, 2011). Onde o máximo de eff ($\approx 86\%$) ocorreu na velocidade preferida de caminhada para os sujeitos do grupo controle. E para os pacientes com AVE o máximo de eff ($\approx 81\%$) ocorreu na média de velocidade $4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (acima da velocidade preferida).

Era esperado que os pacientes com AVE apresentassem menor eff mecânica em sua locomoção uma vez que apresentam co-contracção muscular devido à espasticidade, além das prováveis modificações no tipo de fibra muscular (prevalência das fibras lentas). Essa eficiência aumentada pode ser explicada pelo modo que foi calculado o trabalho mecânico adotado no presente estudo (ver sessão 3.7). Assim, podemos afirmar que para a forma de análise adotada no presente estudo, os dados de eff mecânica não podem ser considerados uma estimativa da eficiência do trabalho positivo muscular realizado durante a locomoção; isto é devido à superestimação da contraparte mecânica.

Em resumo, os principais achados do presente estudo foram um maior C para os pacientes com AVE em relação ao grupo controle para as médias de velocidade $1 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ e $2 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Esse aumento do C nas baixas velocidades foi contrabalanceado pelo mecanismo pendular (R e R_{int}). Outro achado, foi que a velocidade de caminhada mais econômica metabolicamente para os pacientes não foi a velocidade preferida, mas sim uma velocidade acima desta indicando que os pacientes apresentam um padrão mecânico mais simétrico. Em relação aos resultados eff foram encontrados valores superestimados devido ao método utilizado para calcular o trabalho mecânico adotado no presente

⁵ Dados sem análise estatística.

estudo. Por fim, conclui-se que o C é influenciado pelo W_{ext} , principalmente pelo W_v , que está envolvido com o deslocamento vertical do CM corporal em relação ao ambiente. Por sua vez, pode-se afirmar que o W_{int} afeta pouco o C (deslocamento dos segmentos em relação ao CM corporal).

3.7 Considerações finais

Neste capítulo serão discutidos alguns problemas metodológicos relacionados com o método empregado para o cálculo do trabalho mecânico e eff no presente estudo (Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna e Kaneko, 1977). A eff é expressa pela razão do trabalho positivo realizado pelos músculos (incluindo o W_{int}) e a energia química utilizada por estes (Cavagna e Kaneko, 1977). Durante a marcha normal é bem documentado que a contribuição dos membros inferiores para o W_{int} é de $\approx 80-90\%$ do total e, que o W_{int} constitui $\approx 25\%-40\%$ do W_{tot} (Cavagna e Kaneko, 1977).

Porém, principalmente nos cálculos de W_{int} , leva-se em consideração apenas a velocidade do movimento (energia cinética), seja ela uma velocidade angular ou uma velocidade linear em relação ao CM, sem considerar a real magnitude dos momentos e forças envolvidas. Por exemplo, os membros inferiores sustentam o peso corporal durante a locomoção, qualquer variação de velocidade nestes segmentos demanda grande força muscular, justamente devido à sustentação da massa corporal; por outro lado, se um movimento de igual variação de velocidade for executado pelo antebraço a quantidade de W_{int} , contabilizada será a mesma (ponderada apenas pela massa segmentar; Equações 3, 4 e 5). Para a marcha normal em que não há alteração dos movimentos, principalmente do membro superior, o método proposto por Cavagna *et al.* (1976; 1977) tem aplicabilidade prática.

Para nosso conhecimento este método nunca foi adaptado para a marcha patológica, principalmente o cálculo do W_{int} . Esta adaptação é necessária uma vez que, ao menos para a marcha patológica hemiparética abordada no presente estudo, há uma grande movimentação do membro superior não acometido, contabilizando cerca de 50% do W_{int} total (Figura 14a; pg. 71). Isto é devido aos movimentos compensatórios rápidos em alta amplitude do braço do lado não acometido (do Carmo *et al.*, 2011). Como

resultado um W_{int} rotacional elevado (até $\approx 0,8 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$) foi encontrado. Porém, são os membros inferiores os responsáveis por suportar o peso corporal e atuar de forma ativa para a progressão horizontal da marcha (Cavagna e Kaneko, 1977). Uma vez que a massa do segmento braço é pequena e é sustentada pela articulação glenoumeral e, este segmento não exerce ação contra a gravidade, ou seja, não suporta o peso corporal (como os membros inferiores), como pode este segmento ser responsável por uma quantidade tão grande de trabalho mecânico? Se esta quantidade de trabalho mecânico for associada a um maior gasto metabólico, haverá uma superestimação do W_{tot} e a da eff .

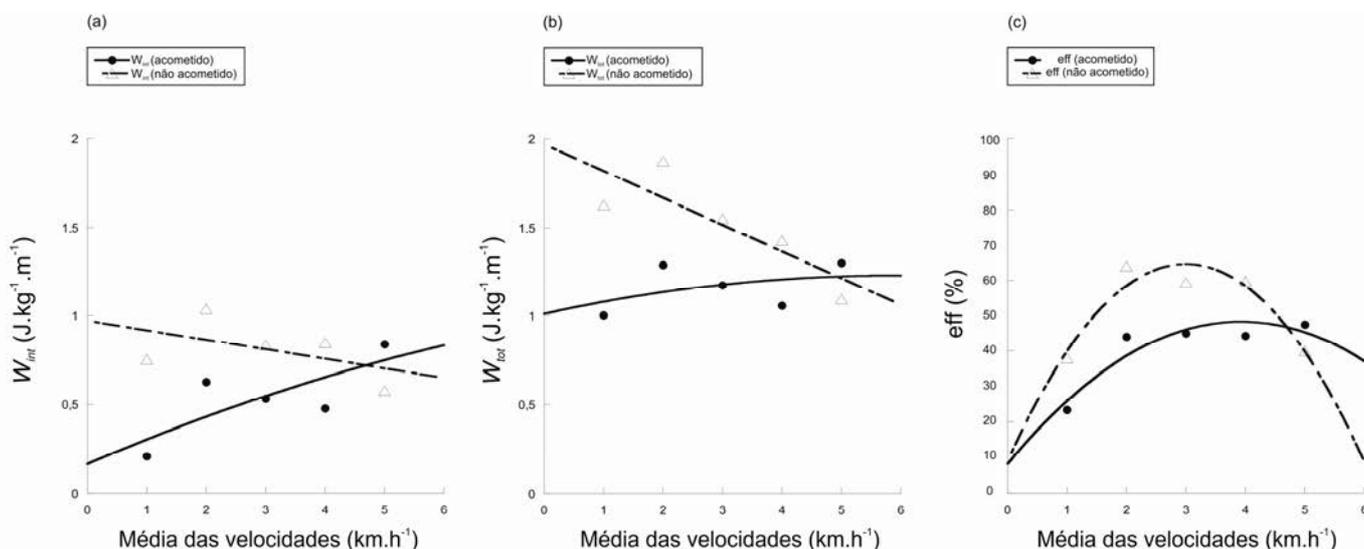


Figura 17 Problema metodológico: se a contribuição dos membros superiores for retirada do W_{int} (Figura 10a) há uma melhor relação entre o trabalho mecânico produzido e o custo metabólico na avaliação da marcha patológica. (a) Média para o trabalho interno (W_{int}) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE, (b) Média para o trabalho total (W_{tot}) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE e (c) Média da eficiência mecânica (eff) para o lado acometido e não acometido do grupo AVE.

Se o método utilizado no presente estudo preconiza a relação entre o trabalho mecânico e o gasto metabólico (*i.e.*, eff), a participação dos membros superiores, no caso do AVE, deve ser desconsiderada. Apesar da maior movimentação do membro superior não acometido do grupo AVE (movimentos

compensatórios), ele realizou este movimento sustentado pela articulação glenoumeral e sem as funções dispendiosas de sustentação e propulsão da massa corporal. O método proposto por Cavagna e Kaneko (1977) relata que os membros superiores contribuem em 10%-20% para W_{int} . No presente estudo, no caso da marcha AVE somente o segmento braço contabilizou 50% do W_{int} . No estudo de Mian *et al.* (2006) os autores relatam um $W_{int} \approx 25\%$ maior para idosos saudáveis quando comparados a jovens. No presente estudo a contribuição dos membros superiores do grupo AVE foi ainda mais elevada. Ainda, a diminuição do C na média de velocidade 3 km.h^{-1} (Figura 16a) parece estar diretamente relacionada à diminuição do W_v e W_{ext} para o grupo AVE na mesma velocidade (Figura 7b, Figura 8a). Isto pode ser devido a um efeito direto do W_{ext} sobre o C , este menor W_v e W_{ext} (igual ao grupo controle; $p > 0,05$) indica menor variação das energias do CM corporal em relação ao ambiente, as quais são sustentadas principalmente pela atuação dos membros inferiores.

Frente ao exposto, sugerimos uma adaptação do método proposto por Cavagna e Kaneko (1977) para a marcha patológica, em específico o AVE. Na qual a participação dos membros superiores será considerada como incluída no cálculo do W_{ext} , por tratar-se de um movimento assimétrico do braço não acometido que influencia diretamente a dinâmica do CM corporal (Willems *et al.*, 1995). Assim os valores de W_{int} segmentar para o braço e para o antebraço serão subtraídos dos valores de W_{int} , contabilizado apenas a participação dos membros inferiores para o W_{int} . Na figura 17 foi realizado o ajuste proposto para o W_{int} , então o W_{tot} e a eff foram re-calculados.

Na Figura 17c nota-se que com o ajuste a eff do não lado acometido apresentou o maior valor na média de velocidade 2 km.h^{-1} , ou seja, o valor máximo ficou deslocado para esquerda (comparar Figura 17c com Figura 16b), em que o lado não acometido do grupo AVE parece ter sido mais eficiente em menores velocidades. Por outro lado a eff do lado acometido apresenta um comportamento similar quando comparado a eff antes do ajuste (comparar Figura 17c com Figura 16b). Em geral, com a adaptação do método o comportamento do W_{int} , do W_{tot} e da eff é similar tanto para o lado acometido quanto para o não acometido do grupo AVE (porém com menor magnitude;

comparar Figura 10a e Figura 17a; Figura 10b e Figura 17b; Figura 10c e Figura 16b). Uma melhor discussão da repercussão de tal modificação no método é sugerida para estudos futuros, esses devem abordar tanto minimização dos movimentos verticais do CM quanto a relação dos CM segmentares com o CM corporal e rotações articulares para o W_{int} . Ainda, apesar de considerada desprezível em estudos com sujeitos normais, as energias rotacionais no plano frontal e transversal devem ser foco de estudos futuros que abordem a problemática da marcha patológica.

CONCLUSÃO

O objetivo do presente estudo foi comparar W_{tot} e C na caminhada de pacientes hemiparéticos decorrente do AVE isquêmico e sujeitos saudáveis em cinco velocidades. As principais conclusões do presente estudo foram:

- i. Os pacientes com AVE apresentaram maior W_{ext} em relação ao grupo controle (exceção na média de velocidade 3 km.h⁻¹); onde a contribuição do W_v foi igual entre os lados e, para o W_h a principal contribuição foi para o lado não acometido;
- ii. A R e R_{int} foram menores para os pacientes com AVE, exceto na menor e na maior média de velocidade avaliada, ou seja, os pacientes utilizaram de forma limitada o mecanismo pendular;
- iii. Os pacientes com AVE apresentaram maior W_{int} e W_{tot} em relação ao grupo controle; e os fatores que levaram o aumento do W_{int} , não foram exclusivos do lado não acometido, pois o lado acometido nas menores e maiores velocidades respondeu com maior mobilidade frente à demanda locomotora. O segmento pé do lado acometido apresentou maior W_{int} rotacional; o segmento coxa apresentou maior W_{int} rotacional (lado não acometido) e W_{int} linear_Y (lado acometido); o segmento braço teve maior W_{int} rotacional no membro não acometido (contribuição de até 50%) e maior W_{int} linear_X e W_{int} linear_Y para o lado acometido; e por fim o segmento antebraço apresentou comportamento similar ao braço;
- iv. Os pacientes com AVE apresentaram maior C apenas nas menores médias de velocidades de caminhada analisadas; enquanto aos

resultados *eff* foram superestimados devido ao método utilizado para calcular o trabalho mecânico adotado no presente estudo;

- v. Os resultados demonstraram que os pacientes com AVE apresentaram maior W_{tot} e C em relação ao grupo controle. Porém na velocidade preferida o menor W_v e W_{ext} para o grupo AVE resultou na minimização do C nesta velocidade.

Estes achados sugerem que a análise do comportamento das energias mecânicas do CM pode ser aplicada como uma ferramenta da prática clínica. A mensuração do W_{ext} e W_{int} permite avaliar como o deslocamento do CM corporal está afetado e a relação deste CM com os CM segmentares, respectivamente. Desta forma, pode-se acompanhar os efeitos das intervenções terapêuticas, *e.g.*, aplicação de toxina botulínica, fortalecimento muscular, treinamento em esteira com *biofeedback*, estimulação elétrica funcional, na funcionalidade da marcha com foco na diminuição do gasto energético e eventual fadiga do sistema locomotor aumentando assim a independência funcional dos pacientes.

REFERÊNCIAS

- Ada, L., Vattanasilp, W., O'Dwyer, N. e Crosbie, J. (1998). Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke? *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 64, 628–635.
- Arene, N. e Hidler, J. (2009). Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: A review of the literature. *Top Stroke Rehabil* 16, 346–356.
- Balasubramanian, C. K., Bowden, M. G., Neptune, R. R. e Kautz, S. A. (2007). Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Arch Phys Med Rehabil* 88, 43-49.
- Balbinot, G. (2009). Caminhada em velocidades oscilantes: implicações no modelo do pêndulo invertido, Trabalho de conclusão de curso. Educação Física: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pp. 120.
- Balbinot, G., Schuch, C. P., Bruxel, Y., Zaro, M. A. e Vaz, M. A. (2011). Low-cost footswitch system for measurement of spatio-temporal parameters during walking. *Dados não publicados*.
- Bard, G. e Ralston, H. (1959). Measurement of energy expenditure during ambulation with special reference to evaluation of assistive devices. *Arch Phys Med Rehabil* 40, 415-420.
- Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B. e Heglund, N. C. (2005). Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *Eur J Appl Physiol* 94, 76-83.
- Bennett, B., Abel, M., Wolovick, A., Franklin, T., Allaire, P. e Kerrigan, D. (2005). Center of mass movement and energy transfer during walking in children with cerebral palsy. *Arch Phys Med Rehabil* 86, 2189-2194.
- Bernardi, M., Macaluso, A., Sproviero, E., Coratella, D., Felici, F. e Rodio, A. (1999). Cost of walking and locomotor impairment. *J Electromyogr Kinesiol* 9, 149-157.
- Blaxter, K. (1989). Energy metabolism in animals and man. Cambridge, UK: Cambridge University Press.
- Bohannon, R. e Smith, M. (1987). Inter-rater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity. *Phys Ther* 67, 206-207.
- Cavagna, G., Willems, P., Franzetti, P. e Detrembleur, C. (1991). The two power limits conditioning step frequency in human running. *J Physiol* 437, 95-108.
- Cavagna, G., Willems, P. e Heglund, N. (2000). The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. *Journal of Physiology* 528, 657-668.

- Cavagna, G. A., Franzetti, P. e Fuchimoto, T. (1983a). The mechanics of walking in children. *J Physiol* 343, 323-39.
- Cavagna, G. A., Heglund, N. C. e Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol* 233, R243-61.
- Cavagna, G. A. e Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 268, 467--81.
- Cavagna, G. A., Mazzanti, M., Heglund, N. C. e Citterio, G. (1985). Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism? *J Exp Biol* 115, 79-87.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., Santi, G. F. e Margaria, R. (1963). Analysis of the Mechanics of Locomotion. *Exp Med Surg* 21, 117-26.
- Cavagna, G. A., Tesio, L., Fuchimoto, T. e Heglund, N. C. (1983b). Ergometric evaluation of pathological gait. *J Appl Physiol* 55, 607-13.
- Cavagna, G. A., Thys, H. e Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *J Physiol* 262, 639-57.
- Cavagna, G. A., Willems, P. A., Legramandi, M. A. e Heglund, N. C. (2002). Pendular energy transduction within the step in human walking. *J Exp Biol* 205, 3413-22.
- CEREBROVASCULARES, S. B. D. D. (2001). Primeiro consenso brasileiro do tratamento da fase aguda do acidente vascular cerebral. *Arq Neuropsiquiatr* 59, 972-980.
- Chambers, H. e Sutherland, D. (2002). A practical guide to gait analysis. . *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 10, 222-231.
- Chantraine, F., Detrembleur, C. e Lejeune, T. M. (2005). Effect of the Rectus Femoris motor branch block on post-stroke stiff-legged gait. *Acta neurol. belg.* 105, 171-177.
- Chen, G. e Patten, C. (2008). Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *J Biomech* 41, 877-83.
- Dempster, W. T., Gabel, W. C. e W.J.L., F. (1959). The anthropometry of manual workspace for the seated subject. *American Journal Physiological Anthropometry* 17, 289-317.
- Detrembleur, C., Dierick, F., Stoquart, G., Chantraine, F. e Lejeune, T. (2003). Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. *Gait Posture* 18, 47-55.

Detrembleur, C., van den Heck, A. e Dierick, F. (2000). Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait & Posture* 12, 243–250.

Detrembleur, C., Vanmarsenille, J., De Cuyper, F. e Dierick, F. (2005). Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & Posture* 21, 330-340.

Dirnagl, U., Iadecola, C. e Moskowitz, M. (1999). Pathobiology of ischaemic stroke: an integrated view. *Trends Neurosci.* 22, 391–397.

do Carmo, A. A., Kleiner, A. F. R., da Costa, P. H. L. e Barros, R. M. L. (2011). 3D kinematical analysis of upper limbs motion in stroke gait. In *XXIII Congress of the International Society of Biomechanics*. Bruxelas.

Dobkin, B. H. (2005). Rehabilitation after stroke. *New England Journal of Medicine* 352, 1677-1684.

Doets, H., Vergouwa, D., Veeger, H. e Houdijk, H. (2009). Metabolic cost and mechanical work for the step-to-step transition in walking after successful total ankle arthroplasty. *Hum Mov Sci* 28, 786–797.

Durukan, A. e Tatlisumak, T. (2007). Acute ischemic stroke: overview of major experimental rodent models, pathophysiology, and therapy of focal cerebral ischemia. *Pharmacol Biochem Behav* 87, 179-197.

Farley, C. T. e Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. *Exercise & Sport Sciences Reviews* 26, 253-286.

Flynn, R., MacWalter, R. e Doney, A. (2008). The cost of cerebral ischaemia. *Neuropharmacology* 55, 250–256.

Gagliardi, R. (2000). Neuroprotection, excitotoxicity is antagonistic of NMDA. *Neuro Psiquiatr* 58, 583-588.

Gaya, A., Garlipp, D. C., Silva, M. F. e Moreira, R. B. (2008). Ciências do movimento humano: introdução à metodologia da pesquisa. Porto Alegre: Artmed.

Greenberg, M. (2002). Manual de Neurocirurgia. Porto Alegre: Artmed.

Harris-Love, M., Forrester, L., Macko, R., Silver, K. e Smith, G. (2001). Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 15, 105-112.

Hausdorff, J. e Alexander, N. (2005). Gait disorders: evaluation and management. Boca Raton, Florida: Taylor & Francis Group

- Hausdorff, J. M., Peng, C., Goldberger, A. e Stoll, A. (2004). Gait unsteadiness and fall risk in two affective disorders: a preliminary study. *BMC Psychiatry* 4, 1-7.
- Hecke, A., Malghem, C., Renders, A., Detrembleur, C., Palumbo, S. e Lejeune, T. (2007). Mechanical work, energetic cost, and gait efficiency in children with cerebral palsy. *J Pediatr Orthop* 27, 643-647.
- Heglund, N. C. e Cavagna, G. A. (1987). Mechanical work, oxygen consumption, and efficiency in isolated frog and rat muscle. *Am J Physiol* 253, C22-9.
- Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta, M. e Cavagna, G. A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature* 375, 52-4.
- Higginson, J., Zajac, F., Neptune, R., Kautz, S. e Delp, S. (2006). Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *J Biomech* 39, 1769–1777.
- Hingtgena, B., McGuire, J., R., Wanga, M. e Harris, G. F. (2006). An upper extremity kinematic model for evaluation of hemiparetic stroke. *J Biomech* 39, 681–688.
- Iida, H. e Yamamuro, T. (1987). Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits. *J Biomech* 20, 987-995.
- Ishikawa, M., Komi, P., Grey, M., Lepola, V. e Brüggemann, G. (2005). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol* 99, 603–608.
- Ishikawa, M., Pakaslahti, J. e Komi, P. V. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait & Posture* 25, 380–384.
- Johnston, T., Moore, S., Quinn, L. e Smith, B. (2004). Energy cost of walking in children with cerebral palsy: relation to the Gross Motor Function Classification System. *Developmental Medicine & Child Neurology* 46, 34–38.
- Jonkers, I., Delp, S. e Patten, C. (2009). Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-stroke. *Gait & Posture* 29, 129–137.
- Kadaba, M., Ramakrishnan, H. e Wooten, M. (1990). Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking *Journal of Orthopaedic Research* 8, 383-392.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A. e Brüggemann, G. (2003). Symmetry and Reproducibility of Kinematic Parameters during Various Running Techniques. *Med. Sci. Sports Exerc.* 35, 1009-1016.
- Kerrigan, D. C., Viramontes, B. E., Corcoran, P. J. e LaRaia, P. J. (1995). Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a

tool to measure biomechanical gait performance. *Am J Phys Med Rehabil* 74, 3–8.

Kesar, T. M., Reisman, D. S., Perumal, R., Jancosko, A. M., Higginson, J. S., Rudolph, K. S. e Binder-Macleod, S. A. (2011). Combined effects of fast treadmill walking and functional electrical stimulation on post-stroke gait. *Gait & Posture* 33, 309–313.

Kiss, R. M. (2011). Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters *J Electromyogr Kinesiol* Aug 11.

Kurl, S., Laukkanen, J., Rauramaa, R., Lakka, T., J., S. e JT., S. (2001). Systolic blood pressure response to exercise stress test and risk of stroke. *Stroke* 32, 2036-2041.

Lamontagne, A., Malouin, F. e Richards, C. (2000). Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 81, 351-358.

Leddy, A. L., Crowner, B. E. e Earhart, G. M. (2011). Functional Gait Assessment and Balance Evaluation System Test: Reliability, Validity, Sensitivity, and Specificity for Identifying Individuals With Parkinson Disease Who Fall. *Phys Ther* 91, 102–113.

Lima, F. (2005). Efeito da estimulação elétrica neuromuscular e dos exercícios isotônicos no fortalecimento dos músculos flexores e extensores de joelho em pacientes hemiplégicos. In *Ciências Biológicas*, vol. Mestrado, pp. 79. São José dos Campos -SP: Universidade do Vale do Paraíba.

Lima, F., Lima, M., de Freitas, S., Tortoza, C. e Lopes -Martins, R. (2007). Espasticidade. In *VII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Americano de Pós-Graduação – Universidade do Vale do Paraíba* São José dos Campos- SP.

Macko, R., Smith, G., Dobrovolny, C., Sorkin, J., Goldberg, A. e Silver, K. (2001). Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. *Arch Phys Med Rehabil* 82, 879-884.

Mahoney, F. e Barthel, D. (1965). Functional evaluation: The Barthel Index. *Maryland State Medical Journal* 14, 56-61.

Margaria, R. (1938). Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno. *Atti Accademia Nazionale dei Lincei* 7, 299-368.

Marshall, A. e Baumann, A. (2001). The international physical activity questionnaire summary report of the reliability and validity studies. *Document of IPAQ Executive Commite*.

Massaad, F., Dierick, F., Heck, A. e Detrembleur, C. (2004). Influence of gait pattern on the body's centre of mass displacement in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 46, 674–680.

Massaad, F., Hecke, A., Renders, A. e Detrembleur, C. (2006). Influence of equinus treatments on the vertical displacement of the body's centre of mass in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 48, 813–818.

Massaad, F., Lejeune, T. e Detrembleur, C. (2007). The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J Physiol* 12, 789–799.

Massaad, F., Lejeune, T. e Detrembleur, C. (2010). Reducing the energy cost of hemiparetic gait using center of mass feedback: a pilot study. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 24, 338–347.

Mehta, S., Manhas, N. e Raghubir, R. (2007). Molecular targets in cerebral ischemia for developing novel therapeutics. *Brain Res Rev* 54, 34-66.

Mian, O. S., Thom, J. M., Ardigo, L. P., Narici, M. V. e Minetti, A. E. (2006). Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. *Acta Physiol (Oxf)* 186, 127-39.

Minetti, A. E. (1998). A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *J Biomech* 31, 463-8.

Minetti, A. E., Ardigo, L. P. e Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *J Physiol* 472, 725-35.

Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D. e Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *J Appl Physiol* 93, 1039–1046.

Nadeau, S., Gravel, D. A., Arsenault, B. e Bourbonnais, D. (1999). Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors *Clinical Biomechanics* 14, 125-135

Nielsen, J. (2003). How we walk: central control of muscle activity during human walking. *The Neuroscientist* 9, 195-204.

O'Sullivan, S. e Schimitz, T. (1993). *Fisioterapia: Avaliação e Tratamento*. Barueri: Manole.

Oliveira, H. B., Schuch, C. P., Balbinot, G. e Faria, M. (2011). Comparação da variabilidade dos parâmetros espaço temporais e índice de simetria em cinco velocidades de caminhada em um idoso saudável e um idoso hemiparético. *Tecnicouro* 1, 76-81.

Olney, S., Griffin, M. e McBride, I. (1994). Temporal, kinematic and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy* 74, 872-885.

Olney, S. e Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture* 4, 136-148.

Paolucci, L. (2006). Comparação de dois métodos para representação da força de reação do solo no desempenho de classificação de padrões da marcha. . In *Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional*. Minas Gerais: Universidade Federal de Minas Gerais.

Parvataneni, K. (2009). Biomechanics and metabolic costs of overground and treadmill walking in healthy adults and in stroke subjects. In *Rehabilitation Therapy* vol. Phd, pp. 130. Kingston, Ontario, Canada Queen's University

Pavol, M. J., Owings, T. M. e Grabiner, M. D. (2002). Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults. *Journal of Biomechanics* 35, 707–712.

Perry, J. (1992). Gait analysis: normal and pathological function. Thorofare, New Jersey: Slack.

Peyré-Tartaruga, L. A. (2008). Energética e mecânica da caminhada e corrida humana: com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade. Tese de doutorado, Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, pp. 136.

Pires, S., Gagliardi, R. e Gorzoni, M. (2004). Estudo das frequências dos principais fatores de risco para acidente vascular cerebral isquêmico em idosos. *Arq Neuropsiquiatr* 62, 844-851.

Polese, J. C., Teixeira-Salmela, L. F., Nascimento, L. R., Faria, C. D. M., Kirkwood, R. N., Laurentino, G. C. e Ada, L. (2011). The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clinical Biomechanics*, in press.

Pulsinelli, W. (1992). Pathophysiology of the ischemic stroke. *Lancet* 339, 533-536.

Radanovic, M. (2000). Características do atendimento de pacientes com acidente vascular cerebral em hospitais secundário. *Arquivos de Neuro-Psiquiatria* 58, 99-106.

Reisman, D., Wityk, R., Silver, K. e Bastian, A. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain*, 1-12.

Robergs, R. A., Dwyer, D. e Astorino, T. (2010). Recommendations for improved data processing from expired gas analysis indirect calorimetry. *Sports Med.* 40, 95-111.

Rosamond, W., Flegal, K. e Friday, G. (2007). Heart disease and stroke statistics – 2007 update: a report from the American heart association statistics committee and stroke statistics subcommittee. *Circulation* 115, e69–e110.

- Rose, J., Gamble, J., Burgos, A., Medeiros, J. e Haskell, W. (1990). Energy expenditure index of walking for normal children and for children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 32, 333-340.
- Russell, S., Bennett, B., Kerrigan, D. e Abel, M. (2007). Determinants of gait as applied to children with cerebral palsy. *Gait & Posture* 26, 295–300.
- Saibene, F. e Minetti, A. E. (2003). Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol* 88, 297-316.
- Saldanha, C. (1998). Cálcio e aterosclerose. *Revista da Faculdade de Medicina de Lisboa* 3, 291-300.
- Salmela, L., Oliveira, E., Santana, E. e Resende, G. (2000). Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. *Acta Fisiátrica* 7, 108-118.
- Saunders, J., Inman, V. e Eberhart, H. (1953). The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am* 35, 543–558.
- Schepens, B., Bastien, G. J., Heglund, N. C. e Willems, P. A. (2004). Mechanical work and muscular efficiency in walking children. *J Exp Biol* 207, 587-96.
- Schuch, C. P., Balbinot, G., Boos, M., Peyre-Tartaruga, L. A. e Susta, D. (2011). The role of anthropometric changes due to aging on human walking mechanical work, pendulum and efficiency. *Biol. Sport* 28, 165-170.
- Segura, R. e Sahgal, V. (1981). Hemiplegic atrophy: electrophysiological and morphological studies. *Muscle nerve* 4, 246-248.
- Souza, L., Castro, C. e Cerri, G. (2005). Avaliação da aterosclerose carotídea por intermédio da ultra-sonografia e ressonância magnética. *Radiologia Bras* 38, 81-94.
- Strokes, M. (2004). Physical management in neurological rehabilitation. London: Elsevier.
- Teive, A., Zonta, M. e Kumagai, Y. (1998). Tratamento da espasticidade - uma atualização. *Arq Neuropsiquiatr* 2, 852-858.
- Thom, T., Haase, N., Rosamond, W. e Howard, V. (2006). Heart disease and stroke statistics. *Journal of the American Heart Association* 6, 86-151.
- Tyrell, C. M., Roos, M. A., Rudolph, K. S. e Reisman, D. S. (2011). Influence of systematic increases in treadmill walking speed on gait kinematics after stroke. *Phys Ther* 91, 392-403.
- Vaughan, C., Davis, B. e O'Connor, J. (1999). Dynamics of Human Gait. Cape Town, South Africa: Kiboho Publishers.
- Vieira, S. (2006). Análise de Variância (ANOVA). São Paulo: Atlas.

von Schroeder, H., Coutts, R., Lyden, P., Billings, E. J. e Nickel, V. (1995). Gait parameters following stroke: a practical assessment. *J Rehabil Res Dev* 32, 25–31.

Vrieling, A., van Keeken, H., Schoppen, T., Otten, E., Halbertsma, J., Hof, A. e Postema, K. (2008). Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. *Gait & Posture* 28, 235–242.

Waters, R. L. e Mulroy, S. (1999). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture* 9, 207–231.

Willems, P. A., Cavagna, G. A. e Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *J Exp Biol* 198, 379-93.

Winter, D. A. (2005). Biomechanics and motor control of human movement. New Jersey: John Wiley & Sons Ltda.

Zamparo, P., Francescato, M., De Luca, G., Lovati, L. e Prampero, d. (1995). The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 5, 348-352

Zamparo, P. e Pagliaro, P. (1998). The energy cost of level walking before and after hydro-kinesi therapy in patients with spastic paresis. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 8, 222-228

Zatsiorsky, V. (1998). Kinematics of human motion. Champaign: Human Kinetics.

APÊNDICE 1

ESCALA DE ASHWORTH MODIFICADA	
Grau	Observações clínicas
0	Tônus muscular normal
1	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado tensão momentânea ou por mínima resistência no final da amplitude de movimento, quando a região afetada é movida em flexão ou extensão.
1+	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado por tensão abrupta, seguida de resistência mínima em menos da metade da amplitude de movimento restante.
2	Aumento mais acentuado no tônus muscular durante a maioria da amplitude de movimento, mas as partes afetadas são facilmente movidas.
3	Aumento considerável do tônus muscular, movimento passivo difícil.
4	Partes afetadas rígidas, na flexão ou na extensão

Fonte: (Bohannon e Smith, 1987)

APÊNDICE 2

ÍNDICE DE BARTHEL

Nome do paciente: _____.

Idade: _____.

Data do AVC: ____/____/____.

Data de avaliação: ____/____/____.

Sexo ()F ()M

Hemiparesia: _____.

Alimentação

1. Dependente precisa ser alimentado;
2. Assistência ativa durante toda tarefa;
3. Supervisão na refeição e assistência para tarefas associadas (sal, manteiga, fazer o prato);
4. Independente, exceto para tarefas complexas como cortar a carne e abrir leite;
5. Independente. Come sozinho, quando se põe a comida ao seu alcance. Deve ser capaz de fazer as ajudas técnicas quando necessário.

Higiene pessoal

1. Dependente. Incapaz de encarregar-se da higiene pessoal;
2. Alguma assistência em todos os passos das tarefas;
3. Alguma assistência em um ou mais passos das tarefas;
4. Assistência mínima antes e/ou depois das tarefas;
5. Independente para todas as tarefas como lavar seu rosto e mãos pentear-se, escovar os dentes, e fazer a barba. Inclusive usar um barbeador elétrico ou uma lâmina, colocar a lâmina ou ligar o barbeador, assim como alcançá-las no armário. As mulheres devem conseguir se maquiar e fazer penteados, se usar.

Uso do banheiro

1. Dependente. Incapaz de realizar esta tarefa. Não participa;
2. Assistência em todos os aspectos das tarefas;
3. Assistência em alguns aspectos como nas transferências, manuseio das roupas, limpar-se, lavar as mãos;
4. Independente com supervisão. Pode utilizar qualquer barra na parede ou qualquer suporte se o necessitar. Uso de uritol à noite, mas não é capaz de esvaziá-lo e limpá-lo.
5. Independente em todos os passos. Se for necessário o uso de uritol, deve ser capaz de colocá-lo, esvaziá-lo e limpá-lo.

Banho

1. Dependente em todos os passos. Não participa;
2. Assistência em todos os aspectos;
3. Assistência em alguns passos como a transferência para lavar ou enxugar ou para completar algumas tarefas;
4. Supervisão para segurança, ajustar temperatura ou na transferência;
5. Independente. Deve ser capaz de executar todos os passos necessários sem que nenhuma outra pessoa esteja presente.

Continência do esfíncter anal

1. Incontinente;
2. Assistência para assumir a posição apropriada e para as técnicas facilitatória de evacuação;

3. Assistência para uso das técnicas facilitatória e apara limpar-se. Frequentemente tem evacuações acidentais;

4. Supervisão ou ajuda para por o supositório ou enema. Tem algum acidente ocasional;

5. O paciente é capaz de controlar o esfíncter anal sem acidentes. Pode usar um supositório ou enemas quando for necessário.

Continência do esfíncter vesical

1. Incontinente. Uso do esfíncter interno;

2. Incontinente, mas capaz de ajudar com um dispositivo interno ou externo;

3. Permanece seco durante o dia, mas a noite, necessita de assistência de dispositivos;

4. Tem apenas acidentes ocasionais. Necessita de ajuda para manusear o dispositivo interno ou externo (sonda ou cateter);

5. Capaz de controlar seu esfíncter de dia e de noite. Independente no manejo dos dispositivos internos e externos.

Vestir-se

1. Incapaz de vestir-se sozinho. Não participa da tarefa;

2. Assistência em todos os aspectos, mas participa de alguma forma;

3. Assistência é requerida para colocar e/ou remover alguma roupa;

4. Assistência apenas para fechar botões, zíperes, amarrar sapatos, sutiã, etc;

5. O paciente pode vestir-se, ajustar-se e abotoar toda a roupa e dar laço (inclui o uso de adaptações). Esta atividade inclui o colocar de órteses. Podem usar suspensórios, calçadeiras ou roupas abertas.

Transferências (cama e cadeira)

1. Dependente. Não participa da transferência. Necessita de ajuda (duas pessoas);

2. Participa da transferência, mas necessita de ajuda máxima em todos os aspectos da transferência;

3. Assistência em alguns dos passos desta atividade;

4. Precisa ser supervisionado ou recordado de um ou mais passos

5. Independente em todas as fases desta atividade, o paciente pode aproximar-se da cama (com sua cadeira de rodas), bloquear a cadeira, levantar os pedais, passar de forma segura para a cama, virar-se, sentar-se na cama, mudar de posição a cadeira de rodas, se for necessário para voltar e sentar-se nela e voltar à cadeira de rodas.

Subir e descer escadas

1. Incapaz de usar degraus;

2. Assistência em todos os aspectos;

3. Sobe e desce, mas precisa de assistência durante alguns passos da tarefa;

4. Necessita de supervisão para segurança ou em situação de risco;

5. Capaz de subir e descer escadas de forma segura e sem supervisão. Pode usar corrimão, bengalas e muletas, se for necessário. Deve ser capaz de levar o auxílio tanto ao subir quanto ao descer.

Deambulação

1. Dependente na deambulação. Não participa;

2. Assistência por uma ou mais pessoas durante toda a deambulação;

3. Assistência necessária para alcançar apoio e deambular;

4. Assistência mínima ou supervisão nas situações de risco ou período durante o percurso de 50 metros;

5. Independente. Pode caminhar, ao menos 50 metros, sem ajuda ou supervisão. Pode usar órtese, bengalas, andadores ou muletas. Deve ser capaz de bloquear e desbloquear as órteses, levantar-se e sentar-se utilizando as correspondentes ajudas técnicas e colocar os auxílios necessários na posição de uso.

APÊNDICE 3

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

Nome: _____

Data: ___/___/___

Idade : ____ Sexo: F () M ()

Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Quantas horas você trabalha por dia: ____ Quantos anos completos você estudou: _____

De forma geral sua saúde está: () Excelente () Muito boa () Boa () Regular

() Ruim

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **ultima semana**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor, responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar MUITO mais forte que o normal
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar UM POUCO mais forte que o normal

SEÇÃO 1- ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu serviço, que incluem trabalho remunerado ou voluntário, as atividades na escola ou faculdade e outro tipo de trabalho não remunerado fora da sua casa. **NÃO** incluir trabalho não remunerado que você faz na sua casa como tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?
() Sim () Não – Caso você responda não **Vá para seção 2:**

Transporte

As próximas questões são em relação a toda a atividade física que você fez na **ultima semana** como parte do seu trabalho remunerado ou não remunerado. **NÃO** inclua o transporte para o trabalho. Pense unicamente nas atividades que você faz por **pelo menos 10 minutos contínuos**:

- 1b. Em quantos dias de uma semana normal você **anda**, durante **pelo menos 10 minutos contínuos**, como parte do seu trabalho? Por favor, **NÃO** inclua o andar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho.
_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1d.**
- 1c. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** caminhando **como parte do seu trabalho** ?
_____ horas _____ minutos
- 1d. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades **moderadas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como carregar pesos leves **como parte do seu trabalho**?
_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 1f**
- 1e. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades moderadas **como parte do seu trabalho**?
_____ horas _____ minutos
- 1f. Em quantos dias de uma semana normal você gasta fazendo atividades **vigorosas**, por **pelo menos 10 minutos contínuos**, como trabalho de construção pesada, carregar grandes pesos, trabalhar com enxada, escavar ou subir escadas **como parte do seu trabalho**:
_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para a questão 2a.**
- 1g. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** fazendo atividades físicas vigorosas **como parte do seu trabalho**?
_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Estas questões se referem à forma típica como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu trabalho, escola, cinema, lojas e outros.

- 2a. O quanto você andou na ultima semana de carro, ônibus, metrô ou trem?
_____ dias por **SEMANA** () nenhum - **Vá para questão 2c**
- 2b. Quanto tempo no total você usualmente gasta **POR DIA** andando de carro, ônibus, metrô ou trem?
_____ horas _____ minutos

Agora pense **somente** em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro na ultima semana.

- 2c. Em quantos dias da ultima semana você andou de bicicleta por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua o pedalar por lazer ou exercício)
_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a questão 2e.**
- 2d. Nos dias que você pedala quanto tempo no total você pedala **POR DIA** para ir de um lugar para outro?
_____ horas _____ minutos

- 2e. Em quantos dias da ultima semana você caminhou por **pelo menos 10 minutos contínuos** para ir de um lugar para outro? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)
 _____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a Seção 3.**
- 2f. Quando você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta? (**NÃO** inclua as caminhadas por lazer ou exercício)
 _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 3 – ATIVIDADE FÍSICA EM CASA: TRABALHO, TAREFAS DOMÉSTICAS E CUIDAR DA FAMÍLIA.

Esta parte inclui as atividades físicas que você fez na ultima semana na sua casa e ao redor da sua casa, por exemplo, trabalho em casa, cuidar do jardim, cuidar do quintal, trabalho de manutenção da casa ou para cuidar da sua família. Novamente pense **somente** naquelas atividades físicas que você faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**.

- 3a. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer, rastelar **no jardim ou quintal**.
 _____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 3c.**
- 3b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo no total você gasta **POR DIA** fazendo essas atividades moderadas **no jardim ou no quintal**?
 _____ horas _____ minutos
- 3c. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades **moderadas** por pelo menos 10 minutos como carregar pesos leves, limpar vidros, varrer ou limpar o chão **dentro da sua casa**.
 _____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para questão 3e.**
- 3d. Nos dias que você faz este tipo de atividades moderadas **dentro da sua casa** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?
 _____ horas _____ minutos
- 3e. Em quantos dias da ultima semana você fez atividades físicas **vigorosas no jardim ou quintal** por pelo menos 10 minutos como carpir, lavar o quintal, esfregar o chão:
 _____ dias por **SEMANA** () Nenhum - **Vá para a seção 4.**
- 3f. Nos dias que você faz este tipo de atividades vigorosas **no quintal ou jardim** quanto tempo no total você gasta **POR DIA**?
 _____ horas _____ minutos

SEÇÃO 4- ATIVIDADES FÍSICAS DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E DE LAZER.

Esta seção se refere às atividades físicas que você fez na ultima semana unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Novamente pense somente nas atividades físicas que faz **por pelo menos 10 minutos contínuos**. Por favor, **NÃO** inclua atividades que você já tenha citado.

4a. Sem contar qualquer caminhada que você tenha citado anteriormente, em quantos dias da última semana você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos no seu tempo livre?

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4c

4b. Nos dias em que você caminha no seu tempo livre, quanto tempo no total você gasta POR DIA?

_____ horas _____ minutos

4c. Em quantos dias da última semana você fez atividades moderadas no seu tempo livre por pelo menos 10 minutos, como pedalar ou nadar a velocidade regular, jogar bola, vôlei, basquete, tênis:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para questão 4e.

4d. Nos dias em que você faz estas atividades moderadas no seu tempo livre quanto tempo no total você gasta POR DIA?

_____ horas _____ minutos

4e. Em quantos dias da última semana você fez atividades vigorosas no seu tempo livre por pelo menos 10 minutos, como correr, fazer aeróbicos, nadar rápido, pedalar rápido ou fazer Jogging:

_____ dias por **SEMANA** () Nenhum - Vá para seção 5.

4f. Nos dias em que você faz estas atividades vigorosas no seu tempo livre quanto tempo no total você gasta POR DIA?

_____ horas _____ minutos

SEÇÃO 5 - TEMPO GASTO SENTADO

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

5a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um dia de semana?

_____ horas _____ minutos

5b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um dia de final de semana?

_____ horas _____ minutos

APÊNDICE 4



U F R G S

UNIVERSIDADE FEDERAL
DO RIO GRANDE DO SUL

PRÓ-REITORIA DE PESQUISA

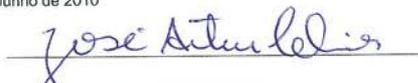
Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs

**CARTA DE APROVAÇÃO****O Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs analisou o projeto:****Número:** 17434**Título:** TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**Pesquisadores:****Equipe UFRGS:**

LEONARDO ALEXANDRE PEYRE TARTARUGA - coordenador desde 03/04/2009
CLARISSA CRISTINI PEDRINI SCHUCH - pesquisador desde 03/04/2009
Renata Luísa Bona - pesquisador desde 03/04/2009
HENRIQUE BIANCHI OLIVEIRA - pesquisador desde 05/03/2010

O mesmo foi aprovado pelo Comitê De Ética Em Pesquisa Da Ufrgs, em reunião realizada em 24/06/2010 - Sala de Reuniões do Gabinete do Reitor (Ex Salão Vermelho) - Prédio Reitoria, 6º andar, por estar adequado ética e metodologicamente e de acordo com a Resolução 196/96 e complementares do Conselho nacional de Saúde.

Porto Alegre, Quinta-Feira, 24 de Junho de 2010


JOSE ARTUR BOGO CHIES
Coordenador da comissão de ética

ANEXO 1**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE**

Instituição de Pesquisa: Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Eu, _____ declaro que fui satisfatoriamente esclarecido pelos pesquisadores, em relação à participação no projeto de pesquisa: **TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO.**

A pesquisa será desenvolvida no Laboratório de Pesquisa do Exercício (Lapex) – Escola de Educação Física – UFRGS e convida para participar como voluntário para este estudo sujeitos com idade entre 50 e 80 anos que tenham sofrido acidente vascular encefálico isquêmico e sujeitos com a mesma faixa etária sem o acometimento do AVE (controle).

Os procedimentos serão realizados em dois dias consistindo em:

1º dia: Avaliação e familiarização com equipamentos (avaliação do grau de espasticidade muscular para pacientes AVE que indica a dificuldade para movimentar pernas e braços; nível de independência funcional pelo índice de Barthel que consiste em um questionário sobre quais atividades do dia a dia o paciente é capaz de realizar sozinho; medidas do peso corporal, altura, comprimento da perna, frequência cardíaca, pressão arterial e questionário sobre atividades físicas). Os sujeitos saudáveis serão selecionados pela pontuação do questionário sobre atividades físicas semelhantes ao dos pacientes e então passarão pelas mesmas avaliações antropométricas (massa corporal, estatura, comprimento da perna). Posteriormente, o sujeito caminhará sobre um trajeto marcado no chão definido pela pesquisadora, onde será cronometrado em quanto tempo percorre aquele trajeto, desta forma será definida a velocidade preferida do sujeito. Outras 4 velocidades serão avaliadas, são elas: 1, 2, 3 e 4 km.h⁻¹. Estas 5 velocidades serão testadas em esteira durante 5 minutos.

2º dia: Caminhada em esteira e análise de gases. Inicialmente serão colocados 18 pontos feitos em isopor sobre tornozelo, joelho, quadril, punho, cotovelo, ombro e cabeça. Para essa marcação dos pontos os sujeitos deverão vestir roupas adequadas como bermuda, camiseta sem mangas e calçados esportivos confortáveis. O teste propriamente dito ocorrerá enquanto o sujeito caminha sobre a esteira nas 5 velocidades, utilizando uma máscara facial para coleta de gases (obter dados de quanto o indivíduo gasta de energia para realizar aquele movimento). E durante a caminhada sobre a esteira ocorrerá a filmagem do evento sem utilização das imagens para divulgação.

Esta pesquisa não oferece qualquer benefício aos sujeitos para participação no estudo. Contudo, busca-se contribuir com avanços no conhecimento para a área de Acidente Vascular Encefálico. O objetivo da pesquisa é analisar como se comporta as energias para realizar o movimento da caminhada e o quanto se gasta de energia na caminhada de pacientes hemiparéticos com AVE isquêmico e sujeitos sem o acometimento.

De acordo com a necessidade, a pesquisadora se responsabiliza sobre o transporte do paciente até a Escola de Educação Física-UFRGS.

Estou ciente e autorizo a realização dos procedimentos acima citados e a utilização dos dados originados destes procedimentos para fins didáticos e de divulgação em revistas científicas brasileiras ou estrangeiras. Posso optar por deixar a pesquisa a qualquer momento se for de minha vontade sem qualquer prejuízo. Além disso, fui informado que há possibilidades de alguns riscos durante o procedimento na esteira (riscos físicos) os quais podem acontecer com os sujeitos em seu dia a dia, em suas atividades funcionais de caminhada. Os mesmos serão cuidadosamente monitorados e de responsabilidade da pesquisadora, de forma que sentindo qualquer desconforto durante a realização da caminhada o teste será interrompido. Para garantir maior segurança serão colocados colchonetes no perímetro da esteira e um médico acompanhará os procedimentos e caso seja necessário o paciente será deslocado para o hospital mais próximo.

Posso em qualquer momento entrar em contato com os pesquisadores responsáveis e/ou com o Comitê de Ética caso haja algum efeito inesperado que possa prejudicar estado de saúde físico e/ou mental.

Declaro que recebi cópia do presente Termo de Consentimento. Este termo de consentimento livre e esclarecido está escrito conforme as normas da portaria 196/96, a qual visa à segurança, respeito, bem estar, manutenção da integridade do ser humano em pesquisa envolvendo seres humanos. Esta pesquisa é desenvolvida por Clarissa C. P. Schuch, aluna da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Telefone para contato: 84978893. Telefone do Professor orientador: 84063793; Telefone do Comitê de Ética e Pesquisa da UFRGS (51)33163629.

Desta forma, concordo voluntariamente e dou meu total consentimento, sem ter sido submetido a qualquer tipo de pressão ou coação.

Porto Alegre, ____ de _____ de 2010.

Assinatura do participante

ANEXO 2

FICHA DADOS INDIVIDUAIS

Nome: _____.

Idade: _____.

Data do AVC: ____/____/____.

Data de avaliação: ____/____/____.

Sexo ()F ()M

Hemiparesia: Direita () Esquerda ()

FC repouso: _____ FC atividade: _____

PA repouso: _____ PA atividade: _____

Massa Corporal:

Estatura:

Comprimento de Membro inferior:

ANEXO 3
DECLARAÇÃO DE PARTICIPAÇÃO DO MÉDICO CARDIOLOGISTA



Porto Alegre, 19 de abril de 2010

Ao comitê de ética em pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Eu Juliano Castilho, CPF: 020433729-12, médico cardiologista CRM/RS 28342 me disponho a acompanhar as coletas de dados referentes ao projeto intitulado: TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE NA CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO que será realizado no Laboratório de Pesquisa do Exercício na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Atenciosamente


Juliano Castilho
Clínico Médico
CRM/RS 28342

1

ANEXO 4

Artigo a ser submetido para a Revista Brasileira de Engenharia Biomédica

Título: UNCERTAINTY ANALYSIS OF EXTERNAL MECHANICAL WORK DURING HUMAN WALKING

Título resumido: UNCERTAINTY ANALYSIS OF MECHANICAL WORK

Autores:

*Clarissa Pedrini Schuch - Department of Physical Education/ Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil.

Gustavo Balbinot - Department of Physical Education/ Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil.

Eduardo Balbinot - Department of Astronomy/ Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil

Milton Antônio Zaro - Department of Morphological Sciences/ Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil.

Leonardo Peyré-Tartaruga - Department of Physical Education/ Federal University of Rio Grande do Sul, Brazil.

***Corresponding author:**

E-mail address: clarissa.schuch84@gmail.com (C.P. Schuch)

**Federal University of Rio Grande do Sul - Exercise Research Laboratory
Street: Felizardo, 750, Jardim Botânico, 90690-200 – Porto Alegre – RS –
Brazil.**

Phone: +55 5133085852

Abstract: In general, the result of a measurement is only an approximation or estimate of the value of the specific quantity subject to measurement, that is, the measurand, and thus the result is complete only when accompanied by a quantitative statement of its uncertainty. This paper aims to measure uncertainty of external mechanical work during locomotion. The method used to calculate the body center of mass displacement was proposed by Cavagna et al. (1976). The method was applied in a gait cycle of a hemiparetic subject. The estimated value of uncertainty in mechanical external work was 27% and the main sources of uncertainty were anthropometric tables data.

Keywords: locomotion, mechanical work, uncertainty analysis.

Resumo: Em geral, o resultado de uma medida é somente uma aproximação ou estimativa de um valor submetido à mensuração, isto é, o mensurando. O resultado só é completo quando acompanhado da declaração da incerteza. Este trabalho objetiva mensurar a incerteza do trabalho mecânico externo durante a locomoção. O método usado para calcular o deslocamento do centro de massa corporal proposto por Cavagna et al. (1976). O método foi aplicado em um ciclo de marcha de um sujeito hemiparético. O valor da incerteza da medida do trabalho mecânico externo foi de 27% e a principal fonte de incerteza foi a utilização das tabelas antropométricas.

Introduction

Quantitative gait analysis is an important clinical tool for assessment of normal and pathological patterns of locomotion. It has been useful for prescription of treatment as well as in the evaluation of the results of rehabilitation [1].

One way to describe the human movement during walking is by analyzing the displacement of body center of mass (CM). Legged locomotion is result of the coordinated actions of several muscles, exerting force via tendons and producing the movement in many body segments. However, to assess any human movement it is necessary simplifications of the musculoskeletal system. Although simplified, the physical models that describe the human body are able to explain fundamental issues of locomotion. An example is the mechanism that

minimizes the mechanical work and energy expenditure in walking. It was first described by the conceptual model called "rolling egg" [2], where the behavior of the locomotor system is designed like an egg that rolls. This model offered the basement of the inverted pendulum system during walking, where every step the CM loses speed (kinetic energy) to get high (potential energy) and vice versa [3].

Parameters that can be measured during locomotion are mechanical energy of the CM related to the environment and the kinetic energy of body segments in relation to the CM, indicating the external work (W_{ext}) and internal work (W_{int}).

The method proposed by Cavagna et al. [3] to calculate mechanical work of CM can be achieved through the force platform and video cameras (motion analysis system). In the second case it is necessary to use anthropometric tables, *e.g.*, to obtain segmental center of mass and mass segment, to finally calculate the total body CM. Therefore the resulting data comes from estimates of CM that can be sources of uncertainty of experimental measurement.

To evaluate the method means to verify its ability to represent exchanges between potential and kinetic energy during walking. Thus, the measurement uncertainty is a parameter associated with the result of a measurement that characterizes the dispersion of values that can reasonably be attributed to the measurand (quantity particularly subject to measurement). In general, the result of a measurement is only an approximation or estimation of the measurand, the measurement method and measurement procedure. This result is only complete when accompanied by a statement of uncertainty of this estimation.

The aim of this study is analysis of the uncertainty in external mechanical work during human walking. Thus verify the influence of small measurement errors in the magnitude of the final results of the W_{ext} of body CM.

Materials and Methods

Acquisition of kinematic data - four computers connected to four digital cameras (sampling rate of 50 Hz) recorded and stored on line sequences of images of walking on a treadmill. The evaluation of walking was performed by a three-dimensional analysis of which images were captured, digitized and

reconstructed using the software Dvideow (Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits LIB/UNICAMP, Brazil). Eighteen reflective markers (15 mm diameter) were fixed bilaterally on anatomical landmarks to define the following segments: head, trunk, arm, forearm, hand, foot, leg and thigh.

Computational algorithms were constructed to calculate the mechanical work (Labview version 8.5, National Instruments, Austin, USA). Data were filtered (low-pass, fourth-order Butterworth) and the cutoff frequency was determined by residual analysis of Winter [4].

Calculating the mechanical external work (W_{ext}) – Data processing to obtain the mechanical work of CM depends on the determination of body segments, which are weighted by the constant mass and segment center of mass arising from anthropometric tables. With three-dimensional data of position of total body CM is possible, through the first derivative, to obtain the resulting speed of CM. Thus, it becomes possible to calculate the potential energy and kinetic energy and therefore the external mechanical energy, E_{ext} :

$$E_{ext}(t) = \frac{1}{2}mv(t)_h^2 + \frac{1}{2}mv(t)_v^2 + Mgy(t) \quad (1)$$

Where M is body mass in kg, v_h is the horizontal velocity of CM in ms^{-1} , v_v is the vertical velocity of CM in ms^{-1} , g is acceleration of gravity ($9.81 ms^{-2}$), y is the vertical position of CM and m is segmentar mass in kg.

The W_{ext} done by muscles to move the CM comes from the sum of positive increments of E_{ext} , Δ^+E_{ext} . According to Cavagna et al. [3] the W_{ext} of CM is given by:

$$W_{ext} = \Delta^+E_{ext} \quad (2)$$

The lateral work due to low value is neglected [3].

Input variables to uncertainty analysis - the sources of uncertainty associated with W_{ext} during walking are presented in Table 1. Image acquisition system used was evaluated in Barros et al. [5] study. Segmental masses were obtained from anthropometric tables with older subjects from Pavol et al. [6] study. While position data of CM segment were obtained from tables of inertial

parameters [4], whose models used to obtain the data came from studies with cadavers. Thus, Capozzo and Berme (1990) *apud* Kingma [7] claim that the positions of the segmental CM estimated in this way may contain errors up to 25%. To measure body mass was used an electronic weighing scale, model PS-180 URANO/Brazil, with maximum load of 180 kg and standard deviation of $\pm 100\text{g}$.

Table 1: Sources of uncertainty to be considered in the calculation of uncertainty analysis

Sources of uncertainty	Uncertainty (%)
Segmental masses	± 15.72
CM position	± 25
Image acquisition system	± 4.24
Subject's mass (M)	± 0.13
Vertical displacement (y)	± 29.53
CM speed CM (v)	± 29.53

Uncertainty analysis - To estimate the error propagation in calculations of W_{ext} was used the method of partial derivatives proposed by Kline and McClintock (1953) [8]. The combined standard uncertainty represents the combination of the uncertainty components estimated from the standard deviations. This method is also called law of propagation of uncertainty and can be obtained through the square root of the sum of the squares.

Considering a function of n independent variables and assuming that the error of function has a Gaussian behavior, this error can be calculated as:

$$f = f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n) \quad (3)$$

Where x_n are n independent variables. The variables considered were:

- The error associated with the subject's body mass (M) equivalent to $\pm 0.13\%$ standard error of the electronic weighing scale (100 g), subject's body mass was 74.4 kg;

- The error associated with location of the CM along the longitudinal axis of the segments, was equivalent to $\pm 25\%$, according to Capozzo and Berme (1990) *apud* Kingma [7];

- The error associated with mass of segments was equivalent $\pm 16\%$;

- The error associated with image acquisition system was equivalent to $\pm 1\%$ to each one of the 18 positions digitized and reconstructed;

- The error associated with the position of the CM was $\pm 29.53\%$ and depends on the masses and CM of segments.

Therefore this error was also assumed in the variables v_h and v_v since these variables were obtained by first derivative of position of CM. Was not considered the probable error of this derivation.

According to Kline and McClintock (1953) the combined uncertainty of $f(x_1, x_2, x_3, \dots, x_n)$ is given by:

$$u(f(x_1, x_2, \dots, x_n)) = \sqrt{\sum_{i=0, n} \left(\frac{\partial f}{\partial x_i}\right)^2 u^2(x_i)} \quad (4)$$

Replacing the variables of the study:

$$u(W_{tot}) = \sqrt{\left(\frac{\partial W_{ext}}{\partial m}\right)^2 0.1^2 + \left(\frac{\partial W_{ext}}{\partial h}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{ext}}{\partial v}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{ext}}{\partial y}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{int}}{\partial h}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{int}}{\partial v}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{int}}{\partial \alpha}\right)^2 29.5^2 + \left(\frac{\partial W_{int}}{\partial \omega}\right)^2 29.5^2} \quad (5)$$

The uncertainties of the subject's mass and gravity can be neglected.

Results

The uncertainty of W_{ext} during human walking was 27%. Figure 1a shows variation of mechanical energy of CM and the uncertainty measurement during walking at 0.40 ms^{-1} . Figure 1b plots uncertainty of W_{ext} during 10 steps analyzed.

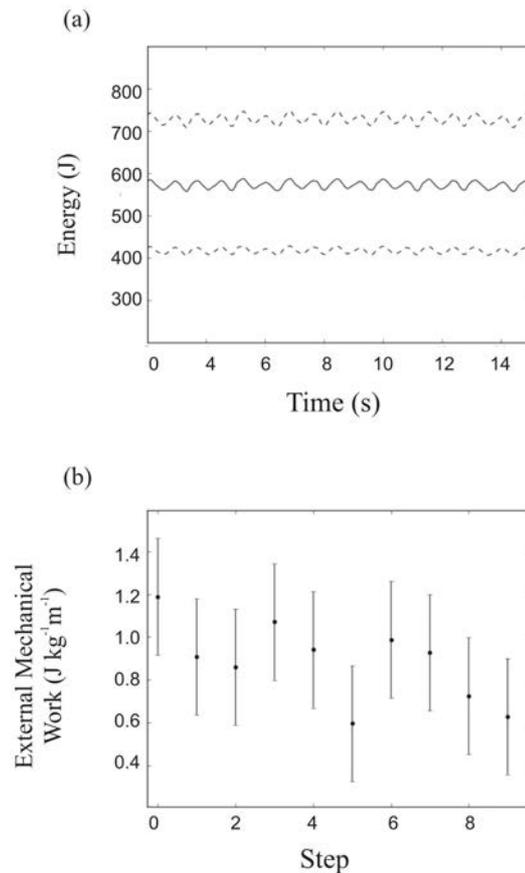


Figure 1: (a) Behaviour of mechanical energy of CM (solid line) with upper and lower limits of uncertainty measurement (dashed lines); (b) External mechanical work (W_{ext}) and the uncertainty related to each step.

Discussion

No measurement is exact, *i.e.*, all measurement contains errors or uncertainties. When a quantity is measured, the outcome depends on the measuring system, the measurement procedure, the skill of the operator, the environment, and other effects [9].

The main sources of uncertainty in the mechanical work during walking, as expected, were those coming from anthropometric tables. Comparing the inertial parameters obtained by different methods (anthropometry tables, hydrostatic weighing and computed tomography) can be expected differences up to 100% [10]. However, the use of anthropometric tables does not invalidate the method for obtaining the total body CM and consequently the W_{ext} because of its easy application and dispensing equipment to get results.

Biomechanical models that use inverse dynamics to estimate muscle force and moment, *e.g.*, in the upper limb, present uncertainty over 25% in the calculation of proximal reaction force and up to 100% in proximal net moment [11].

Analysis of uncertainty in mechanical work during human locomotion rarely been reported. Only one study of Cavagna et al., [12] that compares different methods for evaluating the mechanical work (accelerometry and kinematic), indicated that accelerometry accumulates uncertainty in the order of 20-30%.

Therefore, to describe the uncertainties involved in the experimental results allows the researcher to evaluate the dispersion of data and may be important to detect the source of problem in experiment. It also makes possible to other researchers evaluate and compare if their results are between expected limits (upper and lower) in the uncertainty of the measure.

References

- [1] Kadaba, M., Ramakrishnan, H., Wootten, M. (1990) "Measurement of Lower Extremity Kinematics During Level Walking" *Journal of Orthopaedic Research*, v. 8, p. 383-392.
- [2] Margaria, R. (1938) "Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno" *Atti Accademia Nazionale dei Lincei*, v. 7, p. 299-368.
- [3] Cavagna, G.A., Thys, H., Zamboni, A. (1976) "The sources of external work in level walking and running" *Journal of Physiology*, v. 262, n.3, p. 639-57.
- [4] Winter, D.A. (2005) "Biomechanics and motor control of human movement" New Jersey: John Wiley & Sons Ltda. 325.
- [5] Barros, R., *et al.*, (1999) "Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos" *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 15, n. 1, p. 79-86.
- [6] Pavol, M.J., Owings, T.M., Grabiner, M.D. (2002) "Body segment inertial parameter estimation for the general population of older adults" *Journal of Biomechanics*, v. 35. p. 707–712.
- [7] Kingma, I., *et al.*, (1996) "Segment inertial parameter evaluation in two anthropometric models by application of a dynamic linked segment model" *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 5, p. 693-704.

- [8] Kline, S., McClintock, F. (1953) "Describing Uncertainties in Single-Sample Experiments" *Mechanical Engineering*, p. 3-8.
- [9] Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM) (2009) "Evaluation of measurement data - An introduction to the "Guide to the expression of uncertainty in measurement" and related documents", v. 104, p. 1-28.
- [10] Loss, J. (2001) *Efeitos de parâmetros inerciais obtidos através de diferentes procedimentos na determinação de forças e torques articulares resultantes*, Tese de Doutorado, Departamento da Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, p. 201.
- [11] Ribeiro, D.C. (2006) *Implementação de um modelo para cálculos das forças proximais e momentos proximais resultantes para o membro superior*, Dissertação de Mestrado, Departamento da Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, p. 133.
- [12] Cavagna, G.A., Saibene, F.P., Margaria, R. (1963) "External work in walking" *Journal of Applied Physiology*, v. 18, p. 1-9.

ANEXO 5

Suzana Palmi
Reabilitação Neurológica

TERMO DE CONCORDÂNCIA

Eu, Suzana Fernandes Palmi, fisioterapeuta, responsável técnica pela Suzana Palmi – Reabilitação Neurológica, declaro estar informado da metodologia que será desenvolvida na pesquisa: **TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**, coordenada por Leonardo A. Peyré-Tartaruga.

Ciente de que sua metodologia será desenvolvida conforme a resolução CNS 196/96 e das demais resoluções complementares autorizo a realização da pesquisa nesta instituição.

Porto Alegre, 16 de Novembro de 2009.



Nome completo do responsável: SUZANA FERNANDES PALMINI

CPF: 403936380 04

Assinatura Legível e carimbo do Responsável (indicando o cargo)



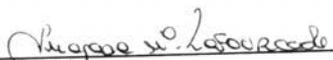
RUA MARIANTE 288 CONJ. 404 – RIO BRANCO
PORTO ALEGRE – RS – 90430-180
TF. 51 33464336
clinica@palmi.com.br – www.palmi.com.br

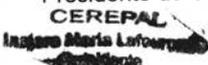
TERMO DE CONCORDÂNCIA

Eu, Inajara Maria Lafourcade, CPF 533.875.970-53, representante legal do Centro de Reabilitação de Porto Alegre – CEREPAL, declaro estar ciente que a funcionária Evelise Silva Brizola, fisioterapeuta coordenadora do setor de Medicina Física, está informada sobre a metodologia que será desenvolvida na pesquisa: **TRABALHO MECÂNICO E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA DE PACIENTES COM ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO ISQUÊMICO**, coordenada por Leonardo A. Peyré-Tartaruga.

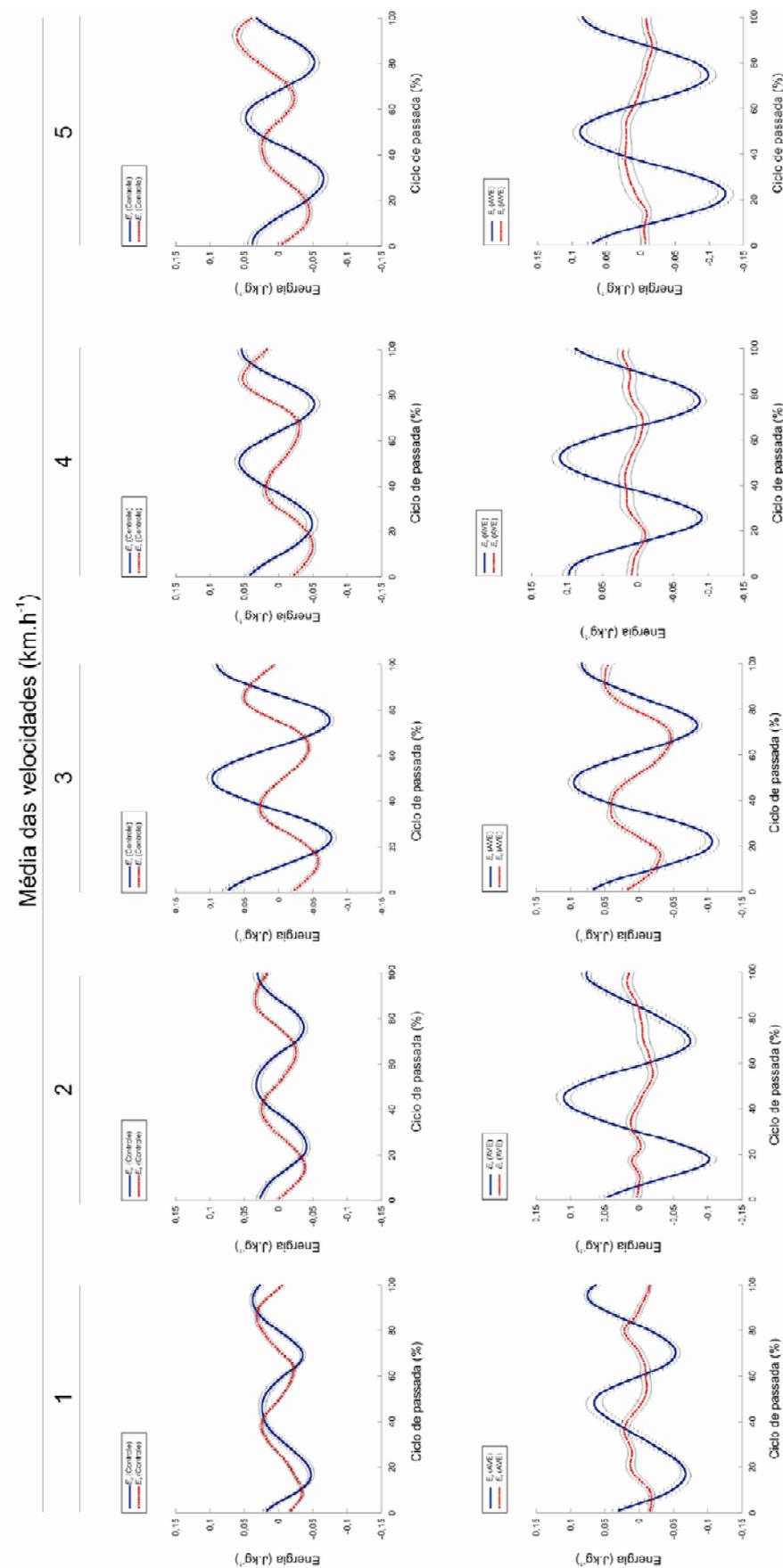
Ciente de que sua metodologia será desenvolvida conforme a resolução CNS 196/96 e das demais resoluções complementares autorizo a realização da pesquisa nesta instituição.

Porto Alegre, 25 de novembro de 2009.

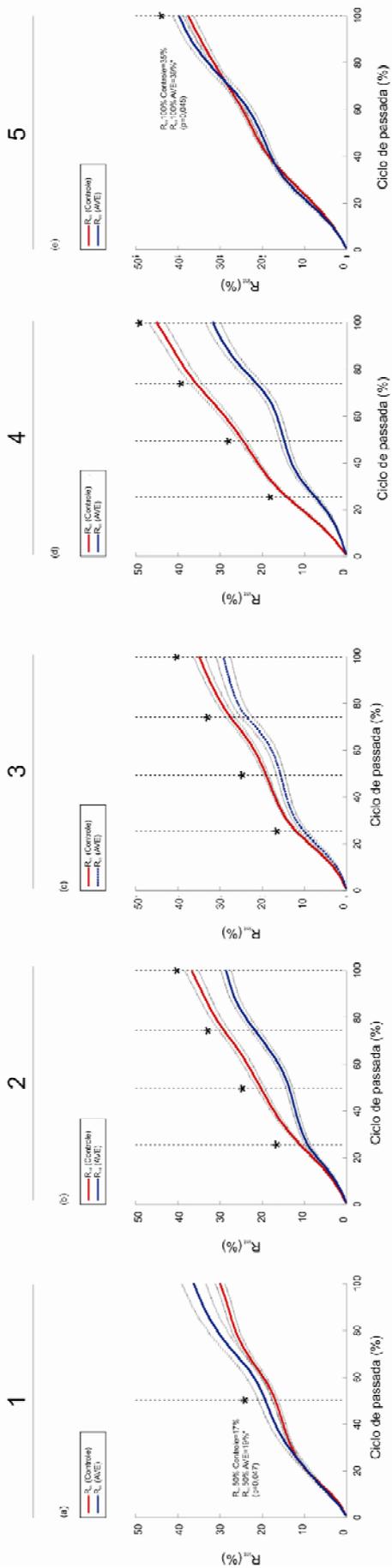


Inajara Maria Lafourcade
Presidente do CEREPAL


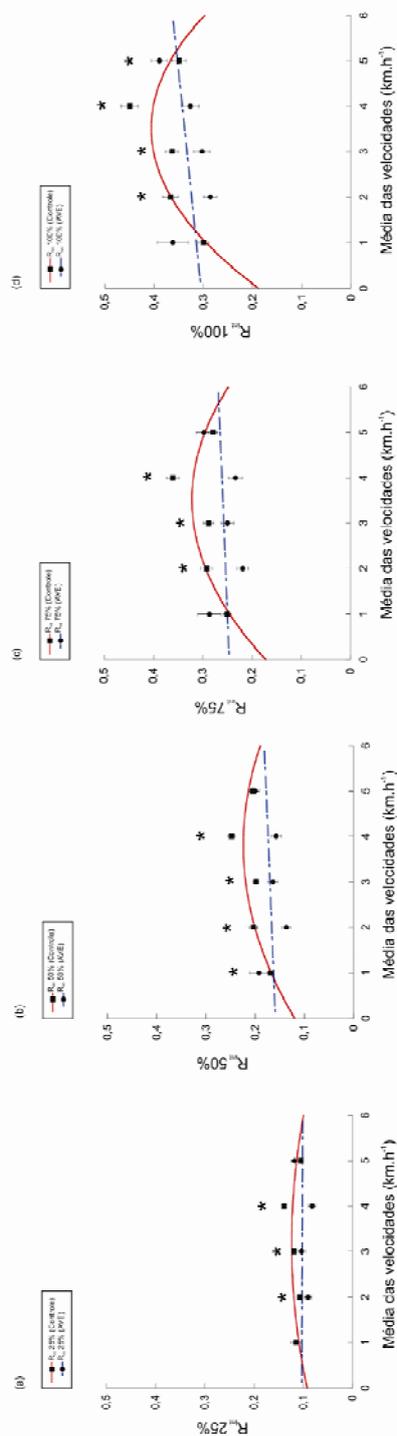
ANEXO 6



Média das velocidades (km.h⁻¹)



ANEXO 7

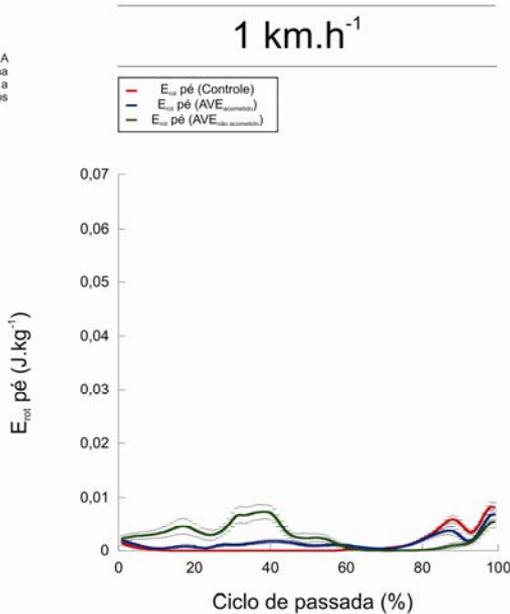
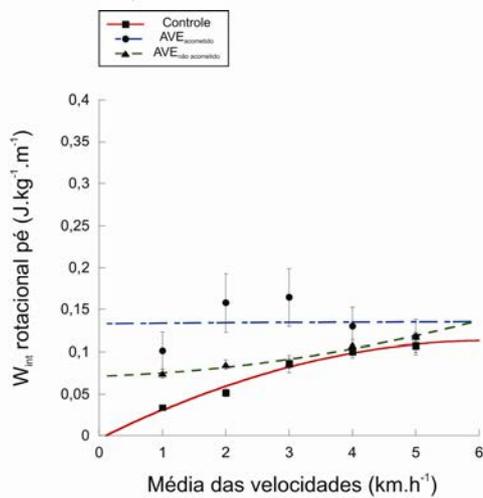


ANEXO 8

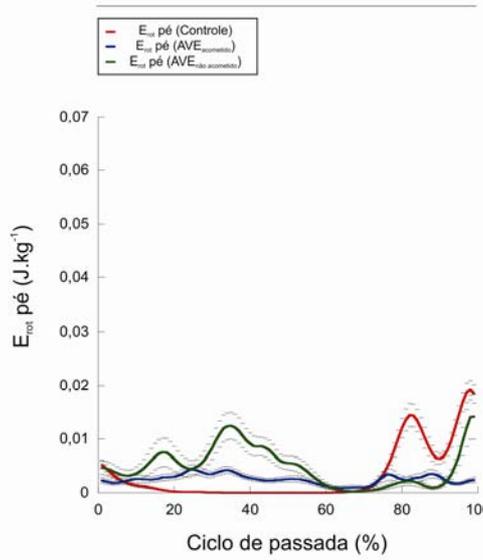
ANEXO 8

W_{rot} rotacional e E_{rot} DO SEGMENTO PÉ

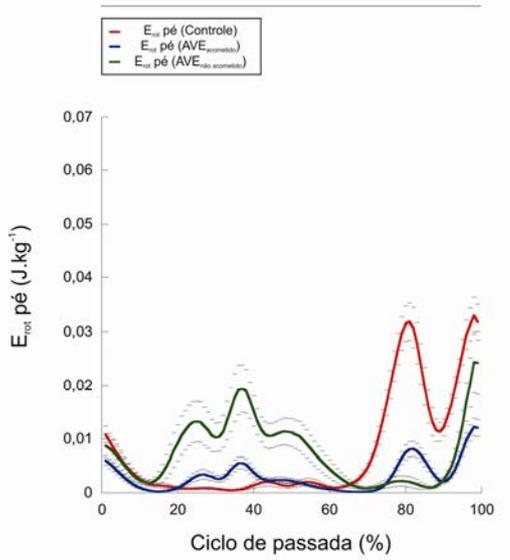
Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



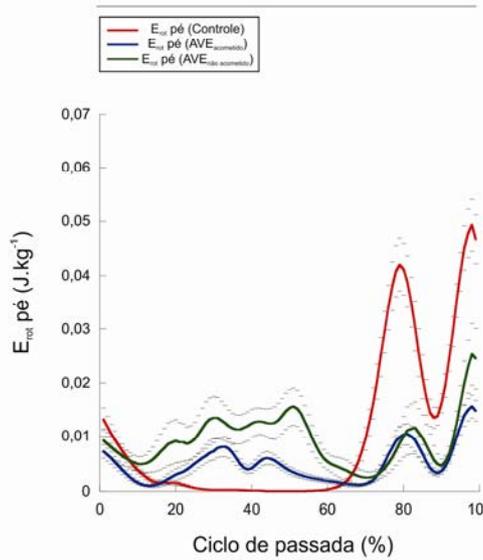
2 km.h⁻¹



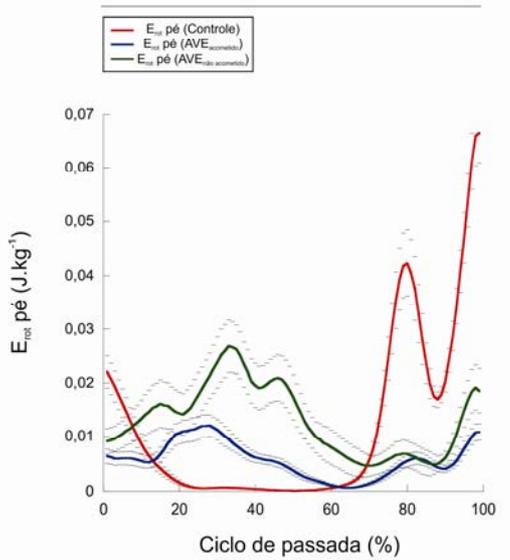
3 km.h⁻¹



4 km.h⁻¹

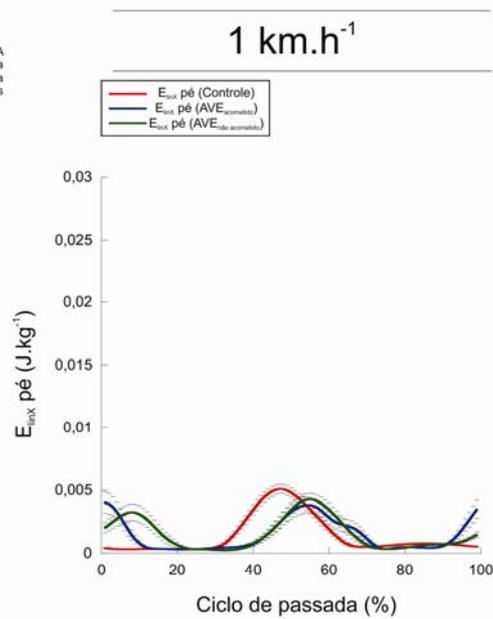
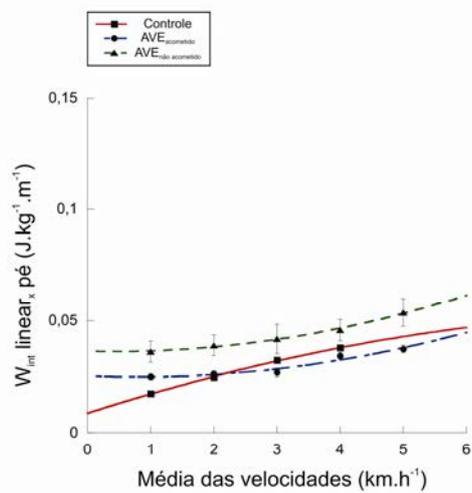


5 km.h⁻¹

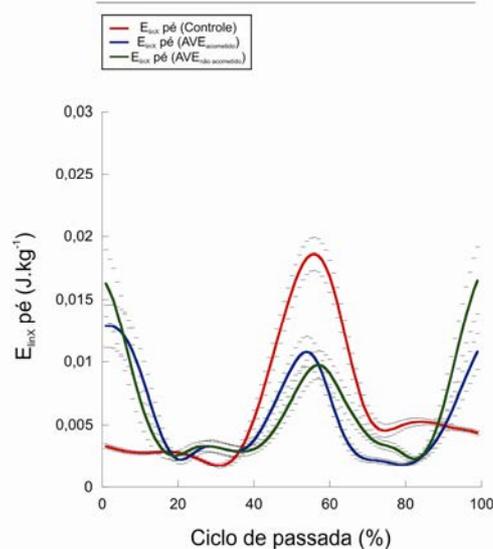
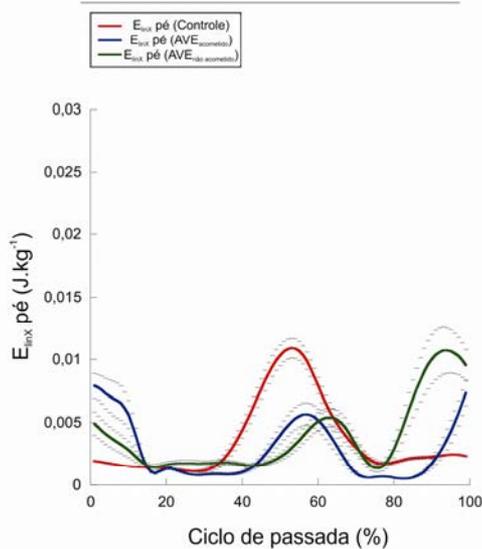


$W_{int, linear, pé}$ e E_{linx} DO SEGMENTO PÉ

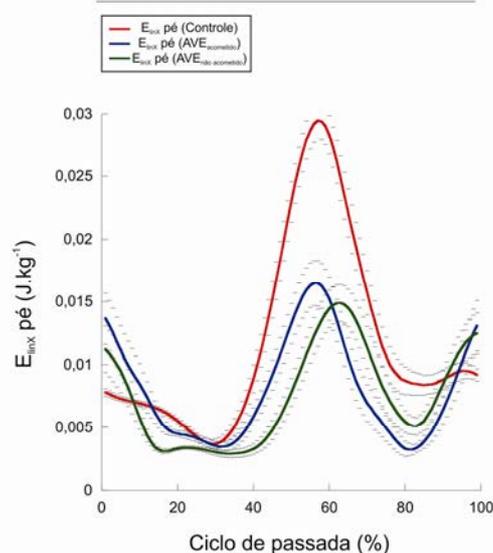
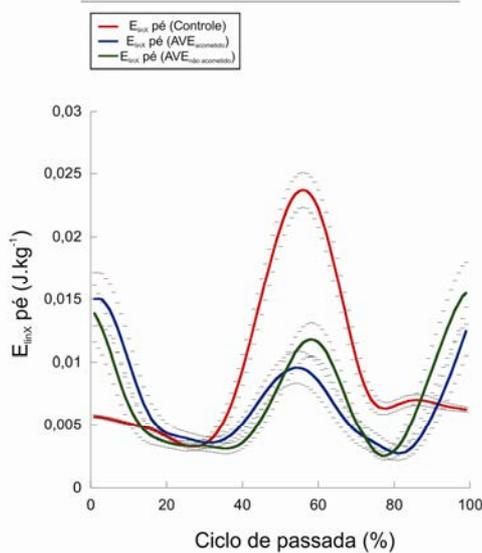
Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



2 km.h⁻¹

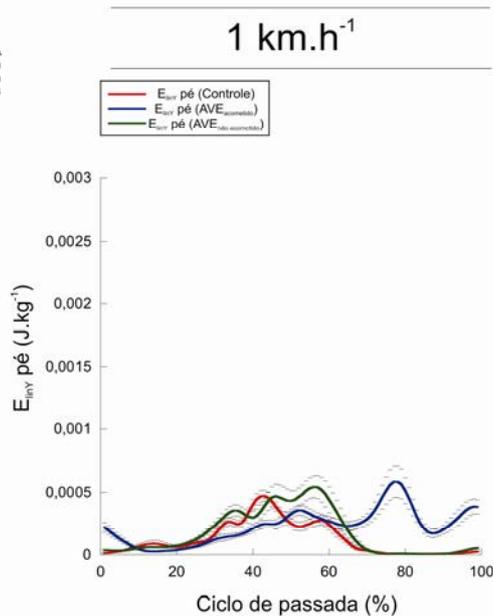
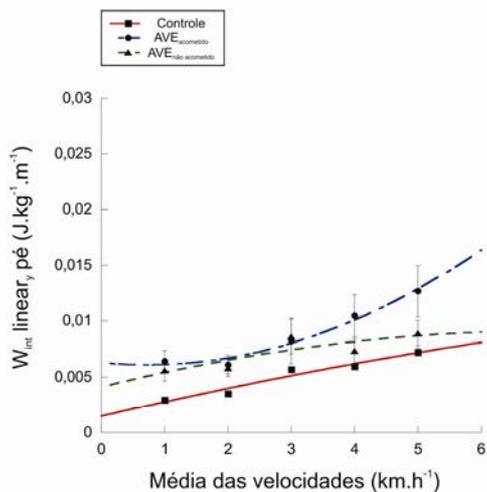


4 km.h⁻¹

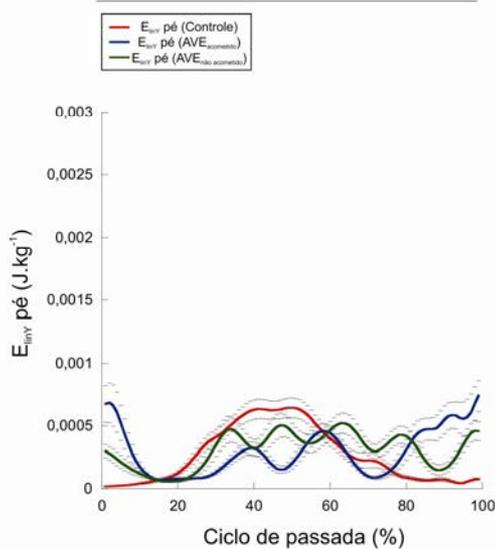


W_{int} linear_y e E_{intY} DO SEGMENTO PÉ

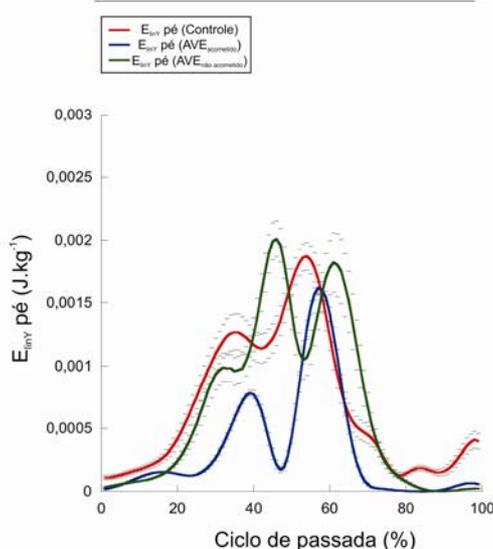
Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



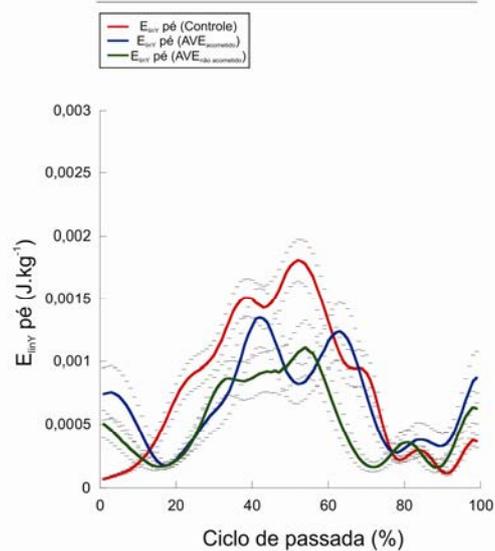
2 km.h⁻¹



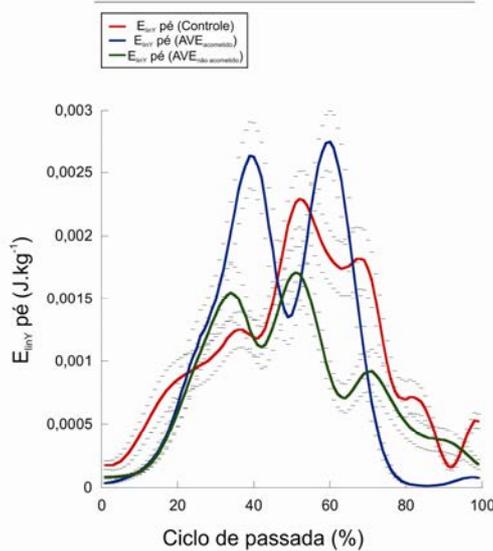
3 km.h⁻¹



4 km.h⁻¹



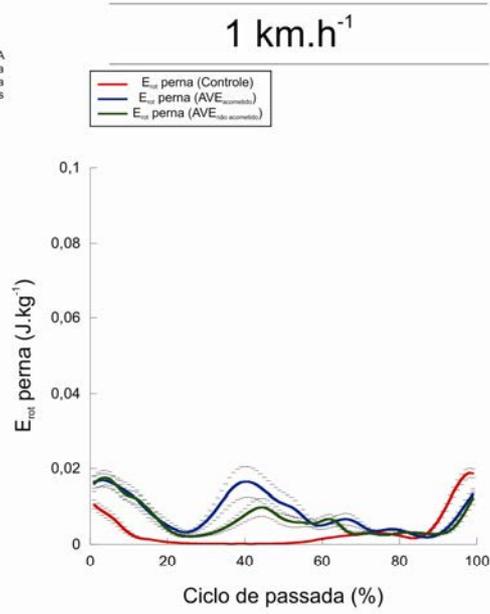
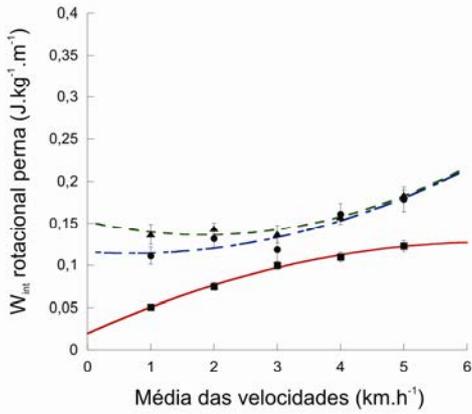
5 km.h⁻¹



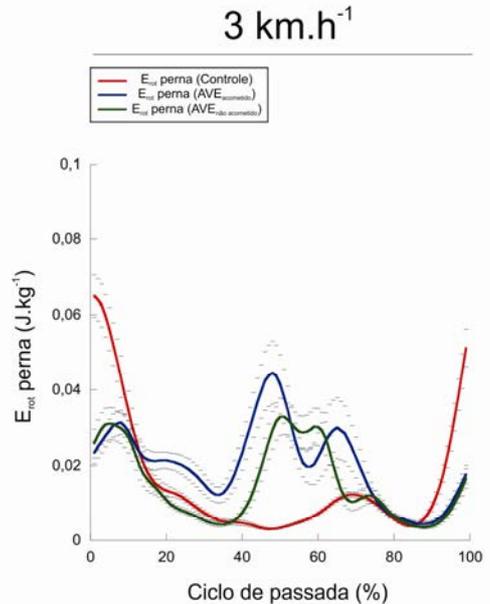
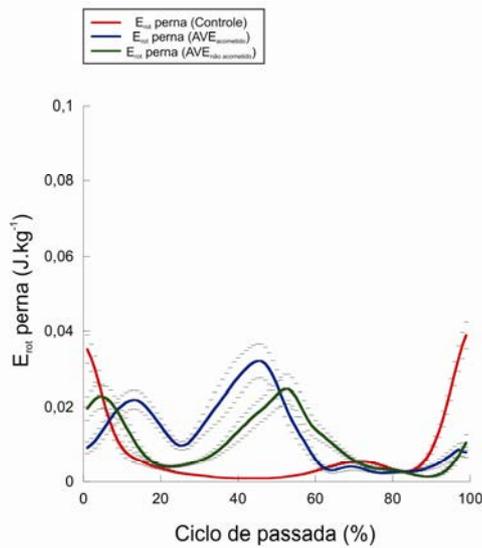
ANEXO 9

W_{rot} rotacional e E_{rot} DO SEGMENTO PERNA

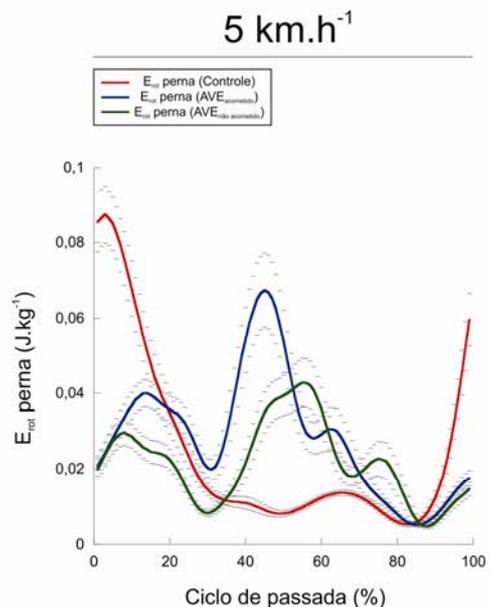
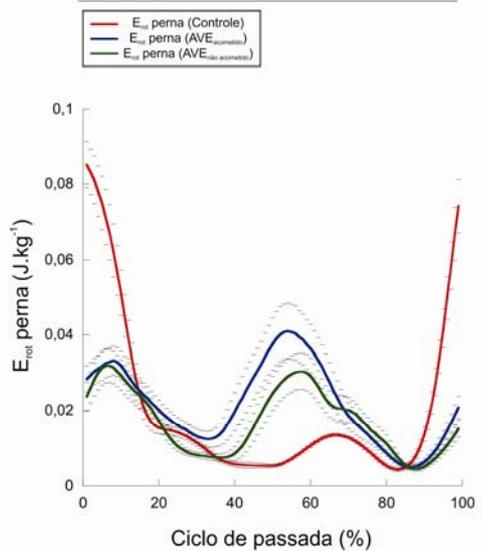
Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



2 km.h⁻¹

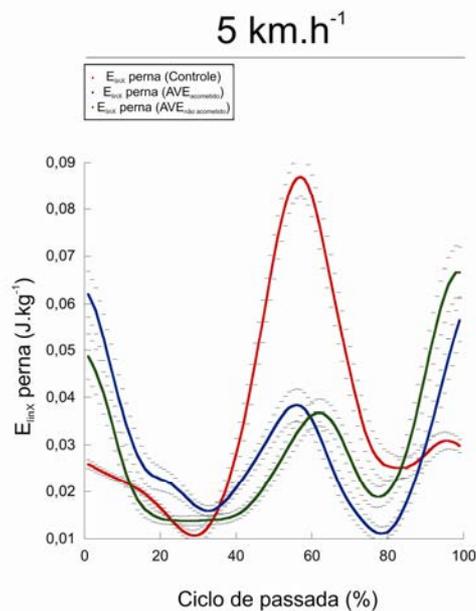
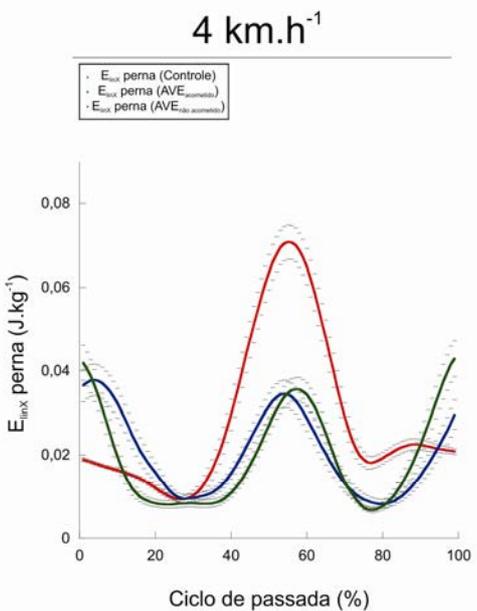
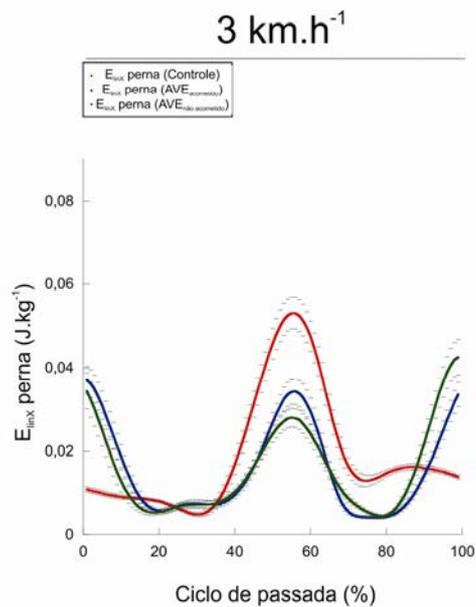
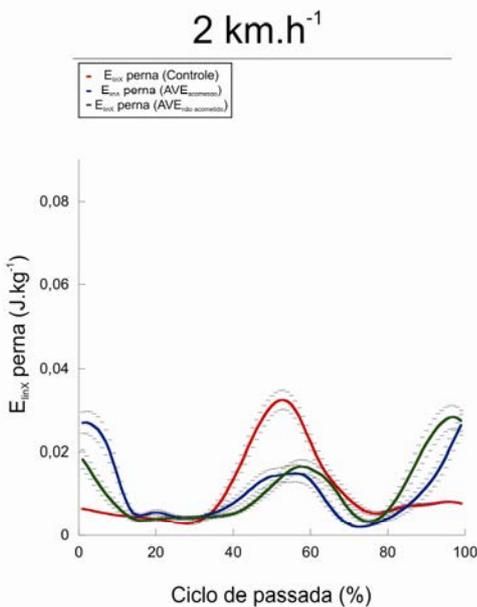
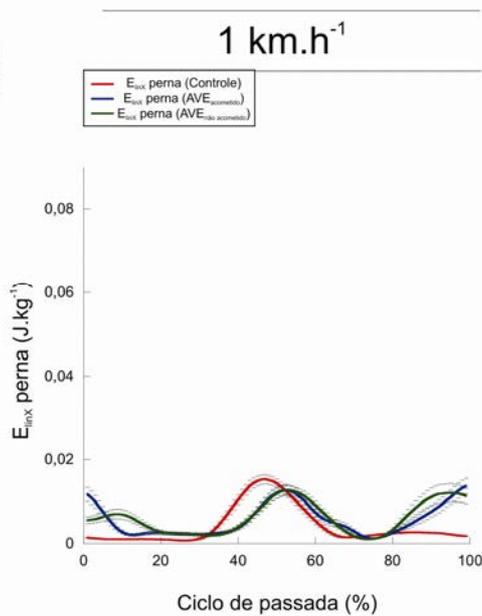
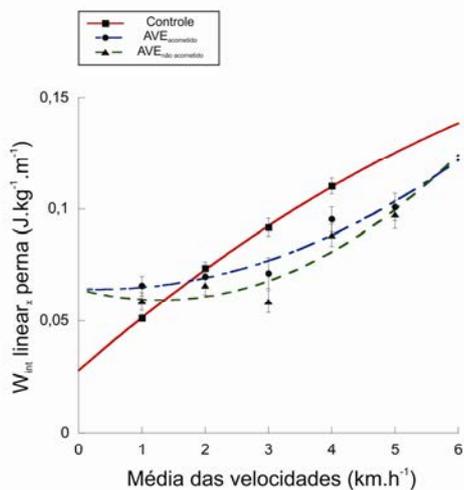


4 km.h⁻¹



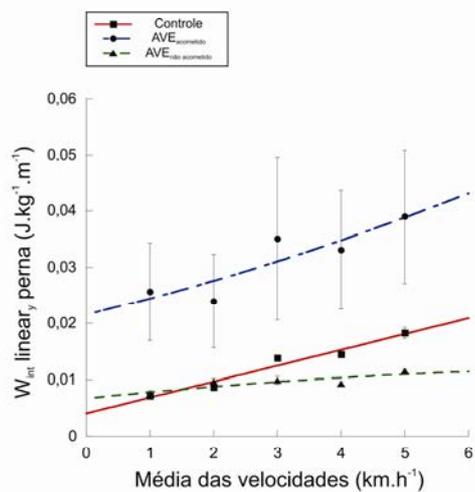
W_{int} linear_x e E_{intX} DO SEGMENTO PERNA

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

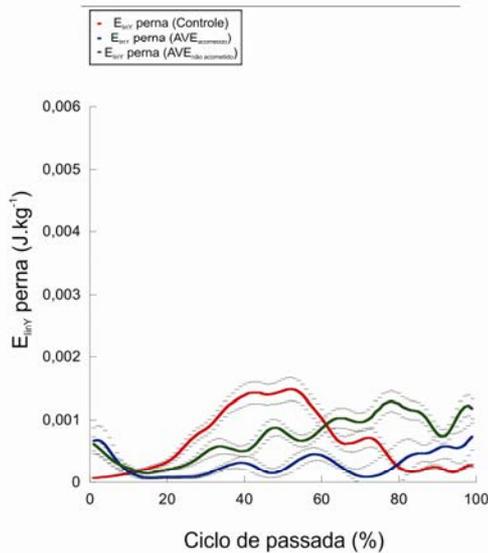


W_{int} linear_y e E_{intY} DO SEGMENTO PERNA

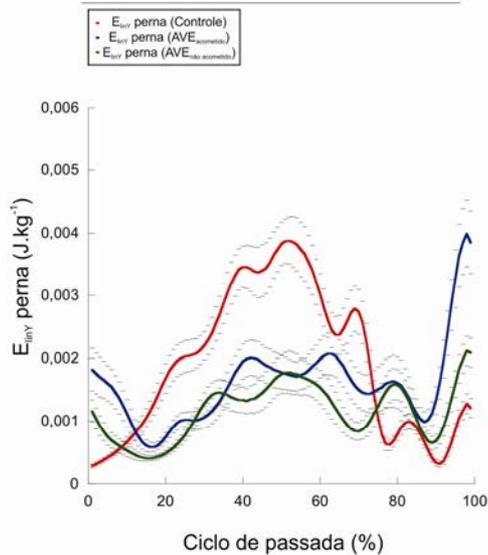
Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



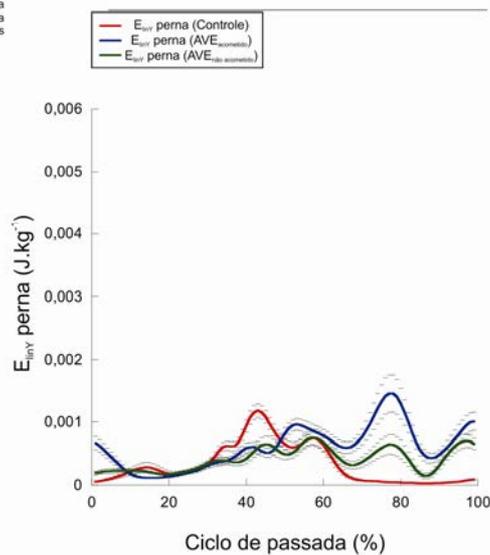
2 km.h⁻¹



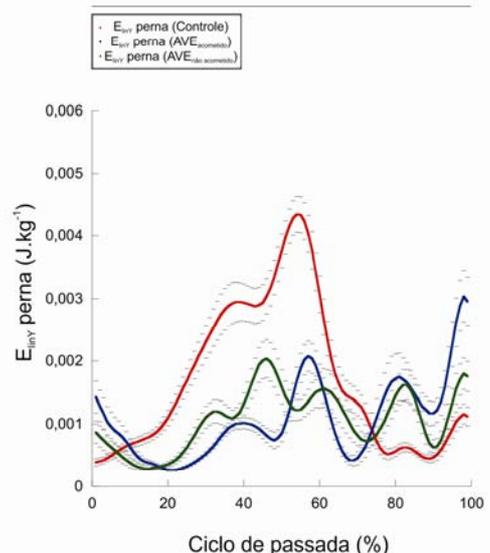
4 km.h⁻¹



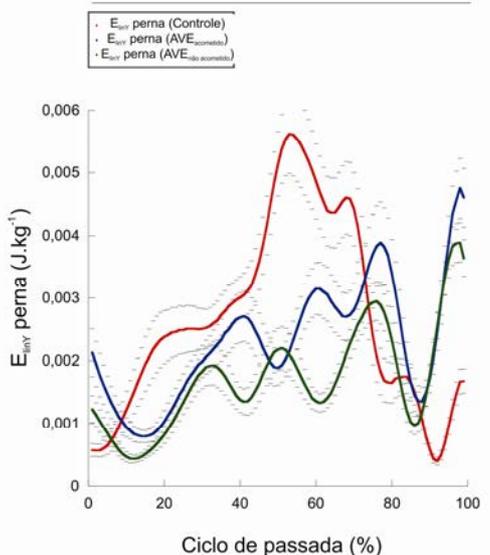
1 km.h⁻¹



3 km.h⁻¹



5 km.h⁻¹

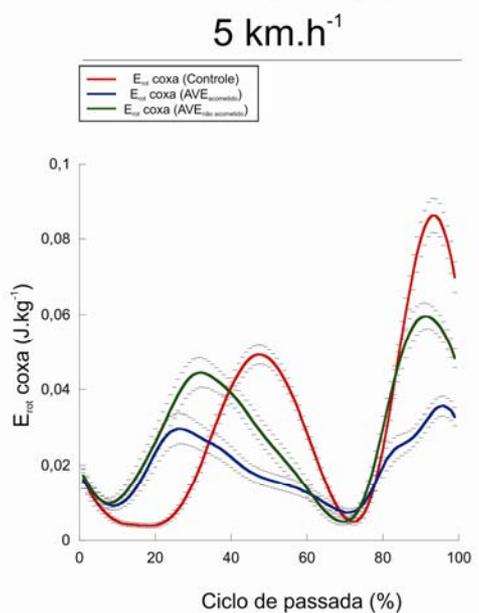
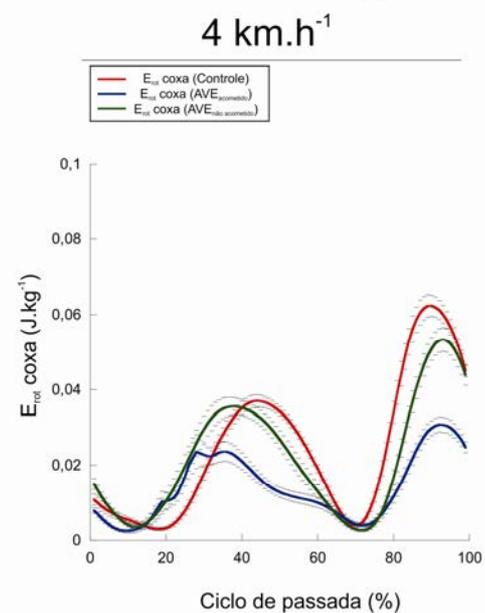
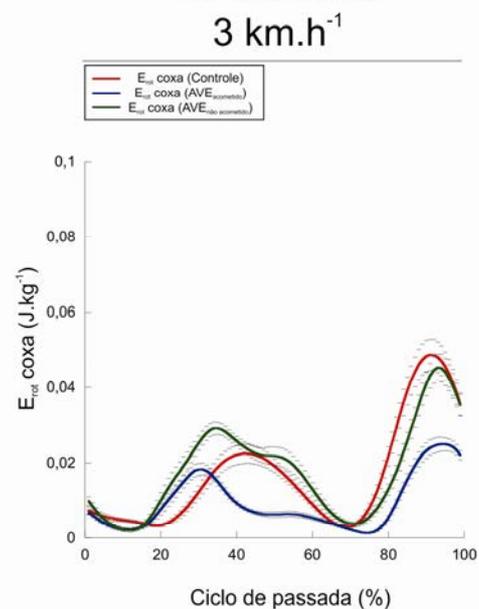
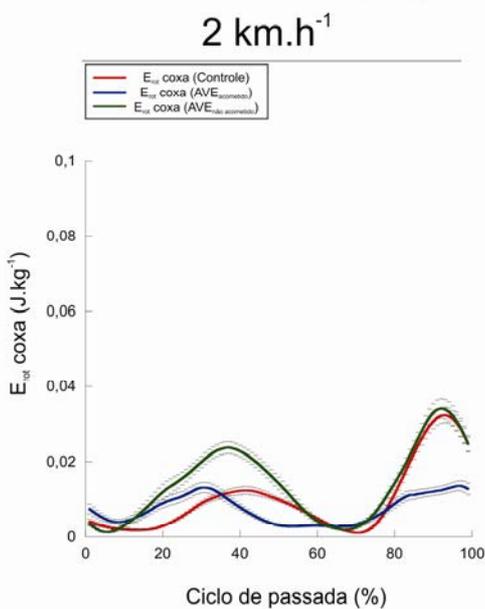
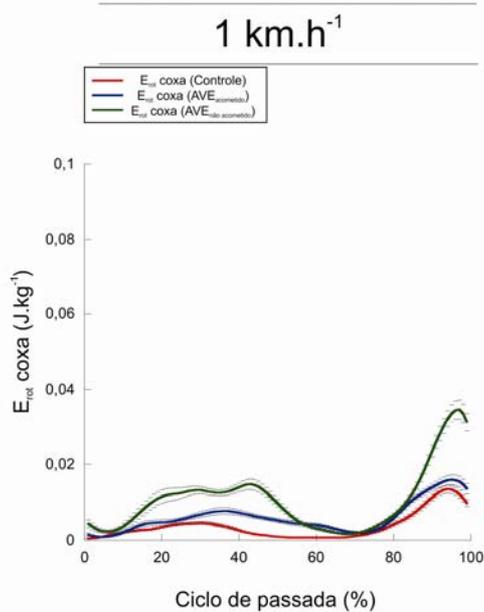
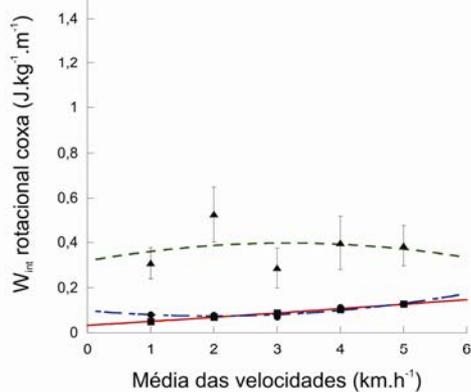


ANEXO 10

ANEXO 10

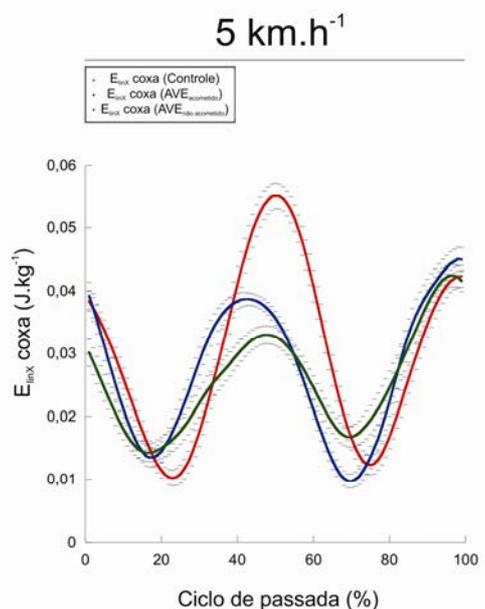
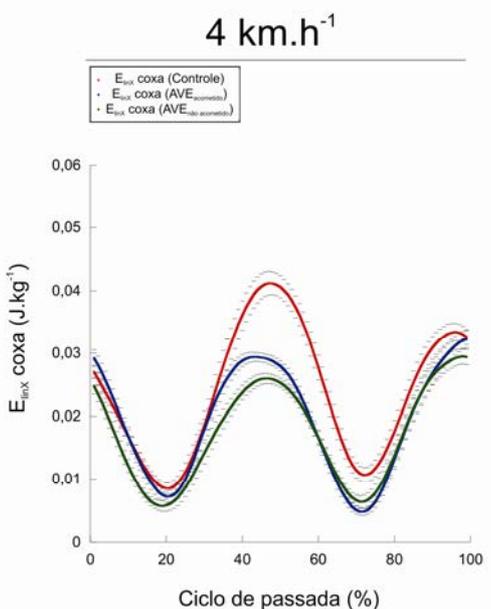
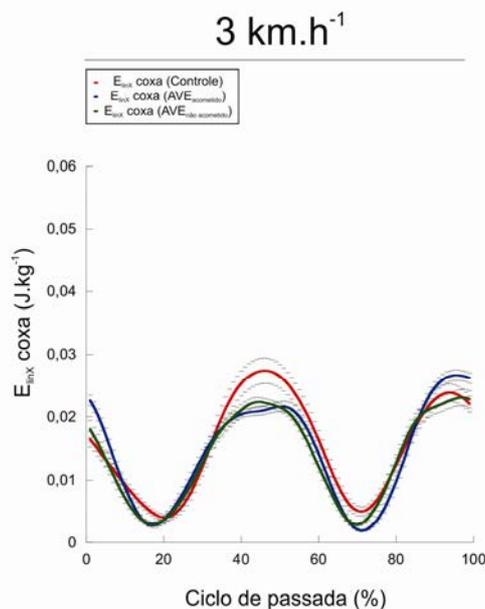
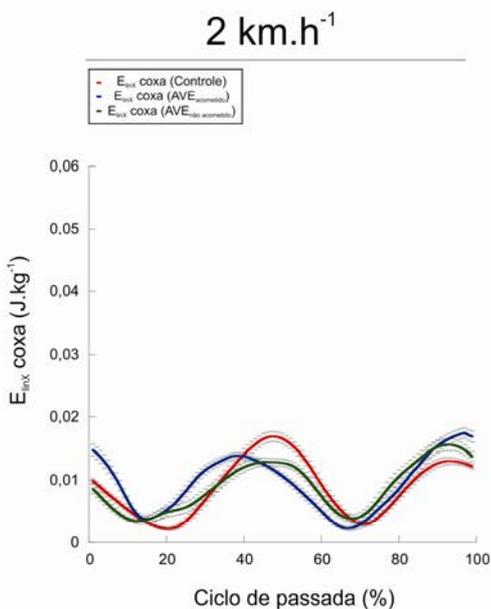
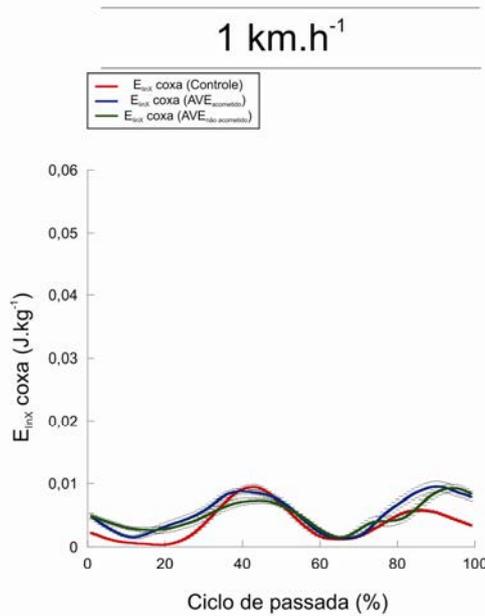
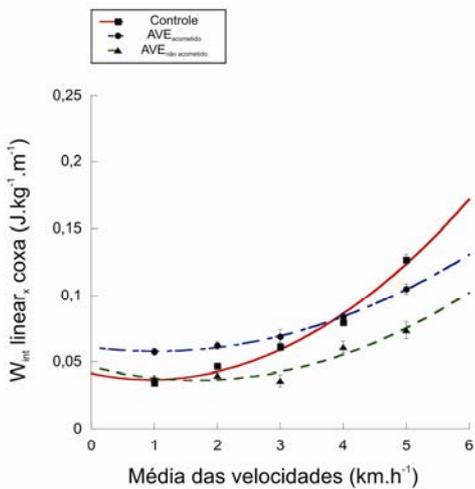
 W_{rot} rotacional e E_{rot} DO SEGMENTO COXA

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



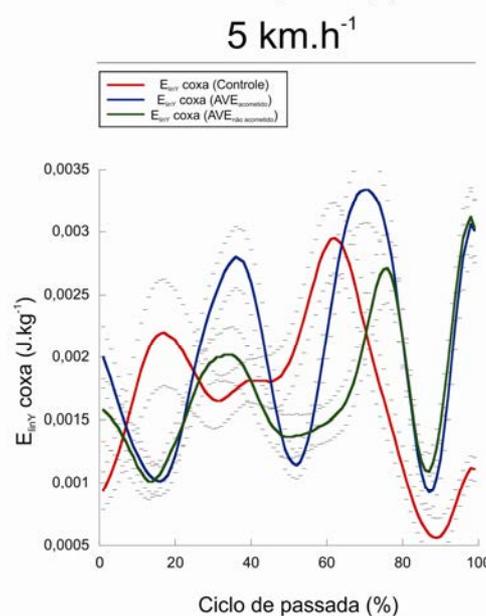
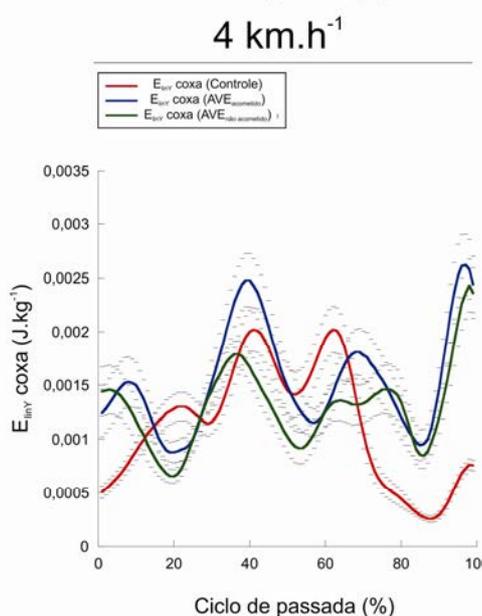
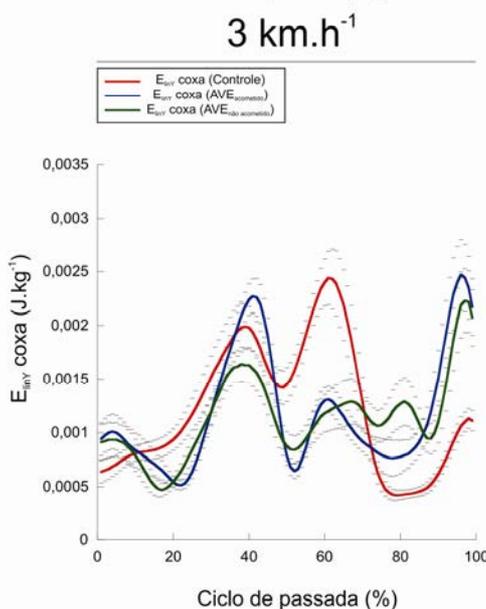
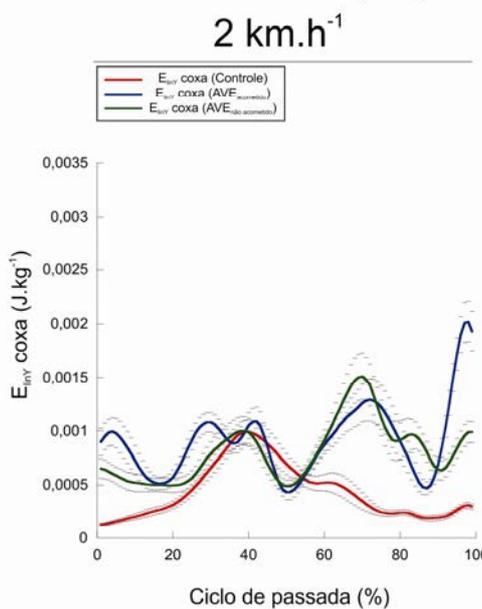
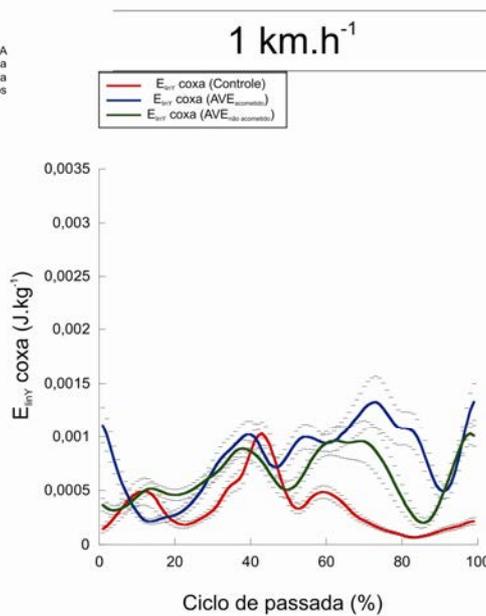
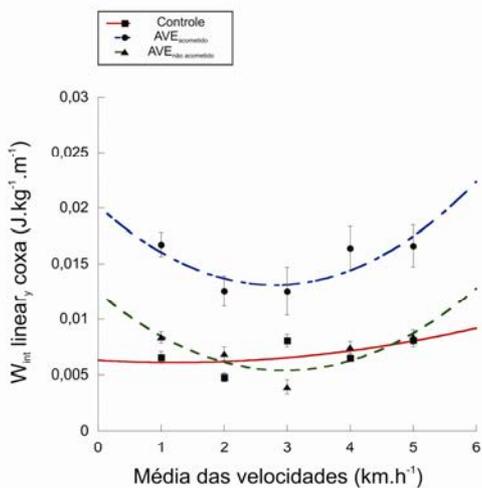
$W_{int, linear, x}$ e $E_{int, x}$ DO SEGMENTO COXA

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



W_{int} linear_y e E_{int} DO SEGMENTO COXA

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

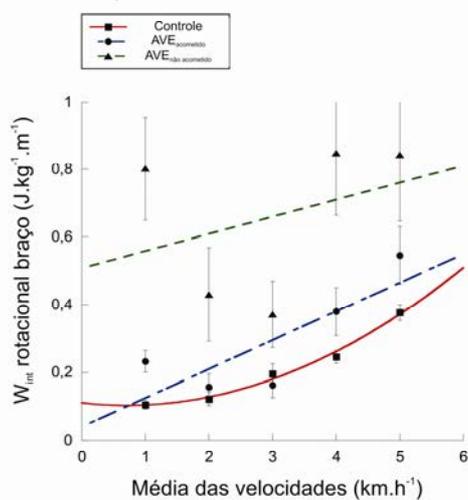
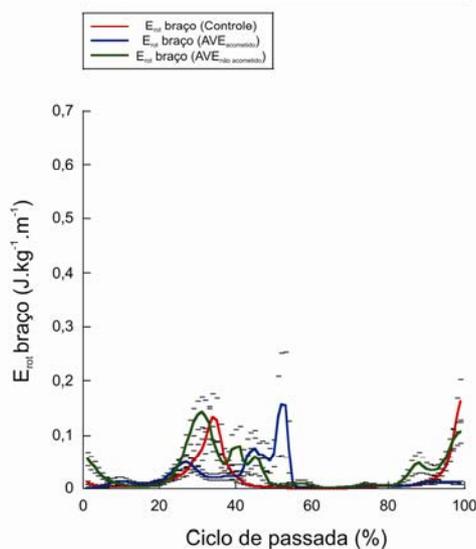
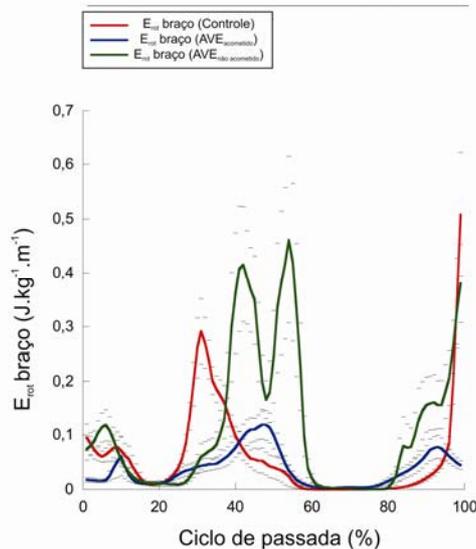
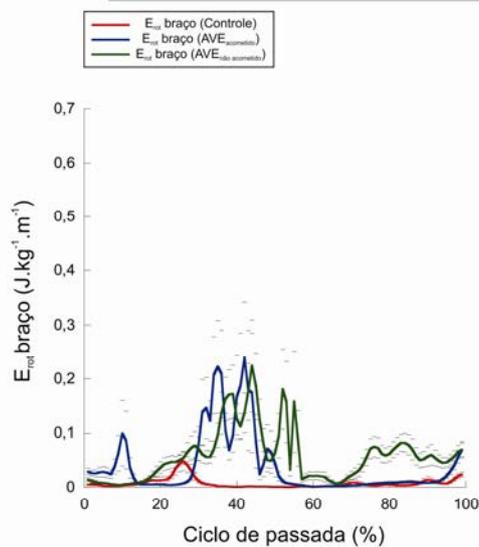
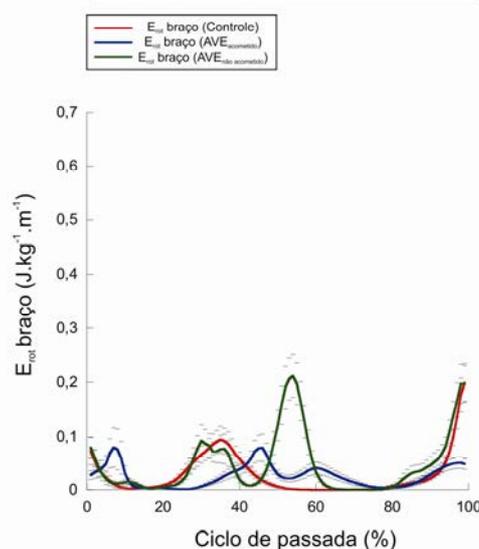
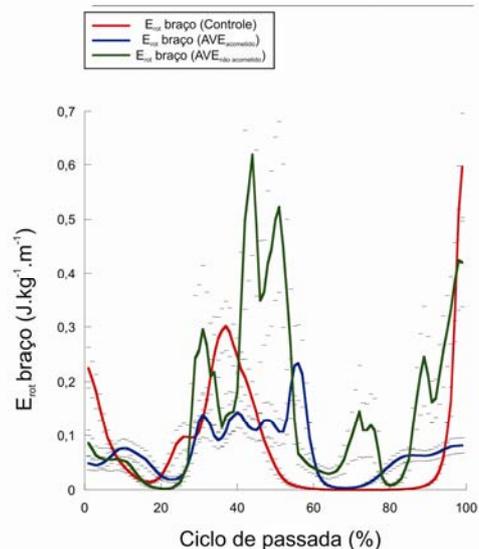


ANEXO 11

ANEXO 11

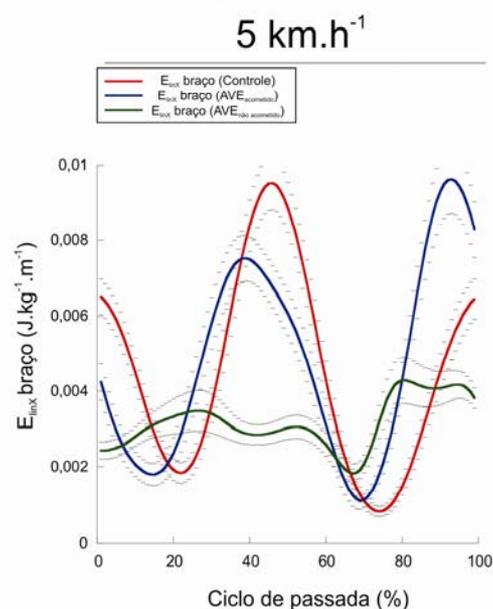
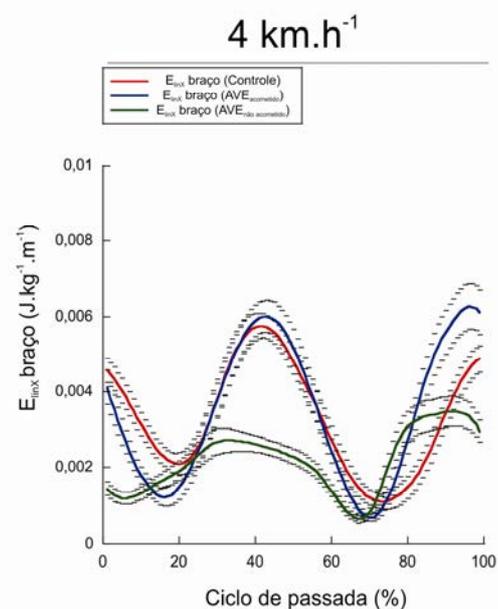
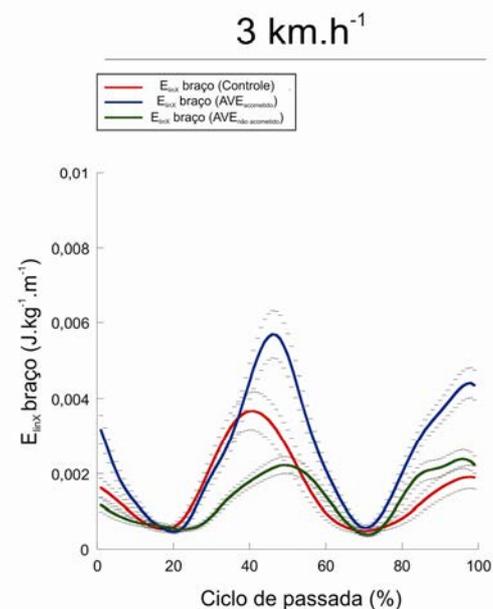
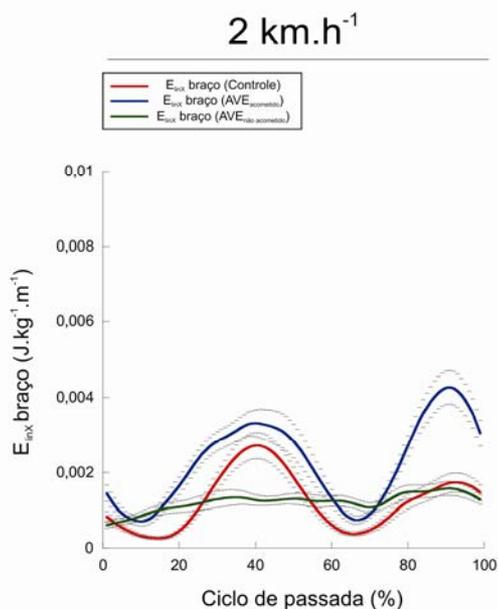
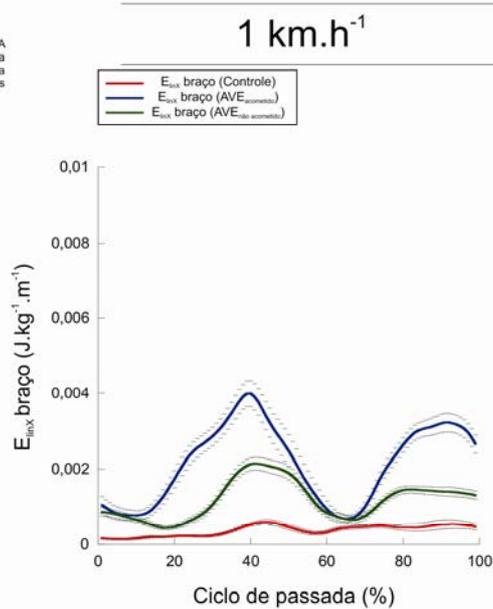
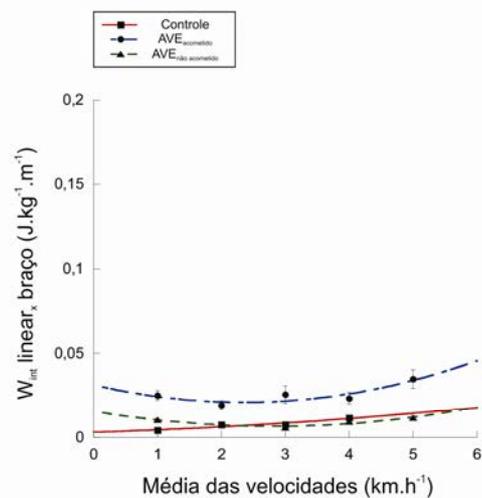
 W_{rot} rotacional e E_{rot} DO SEGMENTO BRAÇO

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

2 $km.h^{-1}$ 4 $km.h^{-1}$ 1 $km.h^{-1}$ 3 $km.h^{-1}$ 5 $km.h^{-1}$ 

W_{int} linear_x e E_{int} DO SEGMENTO BRAÇO

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).



W_{int} linear, e E_{int} DO SEGMENTO BRAÇO

Média e erro padrão para 10 sujeitos do grupo controle e 6 sujeitos do grupo AVE. A linha cheia vermelha corresponde ao grupo controle (quadrados cheios), a linha tracejada azul corresponde ao lado acometido do grupo AVE (redondos cheios) e a linha tracejada verde corresponde ao lado não acometido do grupo AVE (triângulos cheios).

