

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**Henrique Bianchi Oliveira**

**ESTABILIDADE DINÂMICA, CINEMÁTICA E CUSTO DE  
TRANSPORTE DA CAMINHADA: ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE  
GRUPO CONTROLE E HEMIPARÉTICO**

Porto Alegre

2012

**Henrique Bianchi Oliveira**

**ESTABILIDADE DINÂMICA, CINEMÁTICA E CUSTO DE  
TRANSPORTE DA CAMINHADA: ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE  
GRUPO CONTROLE E HEMIPARÉTICO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao  
Curso de Graduação em Educação Física -  
Bacharelado, da Escola de Educação Física da  
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

**Orientador:** Prof.º Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

Porto Alegre

2012

## AGRADECIMENTOS

É com muita satisfação que escrevo estes agradecimentos, pois durante a construção deste trabalho tive a oportunidade de conviver com pessoas maravilhosas que foram fundamentais, tanto para o desenvolvimento o trabalho, quanto para o meu desenvolvimento enquanto aluno e enquanto pessoa.

Agradeço primeiramente ao meu orientador, Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga, pela confiança depositada em mim, por todo conhecimento que me foi passado, por sua amizade verdadeira que, nos momentos mais críticos, foi capaz de me manter focado e com determinação para seguir adiante. Agradeço à Clarissa P. Schuch, por seus ensinamentos e dedicação comigo, sem ela não teria chegado até aqui. Agradeço à Christiane Macedo e ao Bruno por sua confiança e parceria durante essa longa jornada.

Um dos meus agradecimentos mais especiais vai para o pessoal do grupo Locomotion, mas, de forma ainda mais especial, agradeço ao Jorginho e ao Rodrigo, que foram os colegas que se tornaram amigos e que agora já são irmãos de verdade. Rodrigo por sua incansável ajuda e parceria, nas intermináveis tardes/noites nas terças e quintas e finais de semana, sempre fazendo com que eu conseguisse realizar as minhas tarefas (principalmente TCC e CBCE); Jorginho também por sua ajuda, parceria, ensinamentos e por “acreditar” sempre em mim. Um agradecimento muito especial também para Natalia Gomeñuka, essa guria guerreira, que a cada dia que passa me mostra e me ensina que a vida é dura, mas com o trabalho nós conseguimos sempre seguir adiante, com força e muita vontade. Agradeço aos queridos Paula Demarco, Artur, Renata, Marcela, Alex, Remião, Zé, Alberito, Ferrer, Tássia, Ale do Pinho, pela ajuda sempre em momentos importantes.

Agradeço à minha mãe, por sua inesgotável força de vontade, parceria, sandubas, enfim, por absolutamente tudo. Ao meu pai, por ser meu melhor amigo nos momentos mais difíceis nessa caminhada (e que não foram poucos).

Agradeço ainda às minhas avós, meus tios e tias e meus primos, pois cada um foi responsável em algum momento para que eu chegasse até aqui. Agradeço à Fernanda, por ter sido uma grande companheira e pela sua ajuda durante o trabalho.

## RESUMO

A estabilidade dinâmica é um fator preditivo de risco de queda e um fator determinante de economia de caminhada. Entretanto, essas relações são desconhecidas em sujeitos hemiparéticos. Provavelmente, a assimetria característica na marcha destes sujeitos indicará uma menor estabilidade dinâmica e um conseqüente aumento do custo de transporte (C) da caminhada em relação aos sujeitos não acometidos. O objetivo do presente estudo é comparar a estabilidade dinâmica – considerada como a variabilidade da frequência e do comprimento de passada, comportamento angular dos segmentos coxa, perna e pé, e o C entre sujeitos com mais de 50 anos saudáveis contra sujeitos hemiparéticos decorrentes do Acidente Vascular Encefálico isquêmico (AVEi) em diferentes velocidades. Durante a caminhada na esteira, foram coletados simultaneamente dados cinemáticos, com 4 câmeras (50 Hz), e dados de ergoespirometria, com analisador de gases. As variáveis cinemáticas foram calculadas a partir dos dados de posição, advindos da reconstrução 3D. Uma análise de variância (ANOVA) com medidas repetidas foi aplicada para comparar as variáveis dependentes entre as velocidades e entre os grupos. O nível de significância foi considerado  $\alpha = 0,05$ . Os resultados demonstraram maior influência da velocidade nos parâmetros analisados. Com o aumento da velocidade de caminhada, houve aumento da estabilidade global, para ambos os grupos, assim como a diminuição do C. Os parâmetros cinemáticos também apresentaram maior influência da velocidade. Portanto, sugere-se aumento gradativo (de forma crônica) da velocidade de caminhada em esteira para sujeitos saudáveis e também para sujeitos hemiparéticos, em função do aumento da estabilidade dinâmica e diminuição do C.

**Palavras-chave:** caminhada, estabilidade dinâmica, custo de transporte, acidente vascular encefálico

## ABSTRACT

Dynamic stability is a fall risk predictor and a walking economy determinant. However, these relationships are unknown in hemiparetic subjects. Probably, the asymmetry characteristics of these subjects can indicate less walking dynamic stability and consequently greater cost of transport (C) than in healthy subjects. The aim of this study is to compare the dynamic stability – considered the variability of stride frequency and stride length, the range of thigh, leg and foot motion, and C among healthy subjects with more than 50 years against subjects with hemiparesis resulting from ischemic stroke at different speeds. During treadmill walking, were collected kinematic data with 4 cameras (50 Hz) simultaneously with spirometric data. The kinematic variables were calculated from the position data from 3D reconstruction. An analysis of variance (ANOVA) with repeated measures was used to compare de dependent variables among speeds and groups. The level of significance was  $\alpha = 0.05$ . The results showed greater influence of speed on the analyzed parameters. With increasing walking speed, there was an increase in global stability for both groups, as well as lower C. The kinematic parameters also had a greater influence of speed. Therefore, it is suggested that the walking speed may be steadily improved (chronic form) for healthy and hemiparetic subjects, due to increase of dynamic stability and C reduced.

**Key words:** walking, dynamic stability, cost of transport, stroke

## SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS .....	7
LISTA DE EQUAÇÕES .....	9
LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES .....	11
1 INTRODUÇÃO.....	12
1.2 OBJETIVOS.....	14
1.2.1 Objetivo geral: .....	14
1.2.2 Objetivos específicos.....	14
1.3 HIPÓTESE .....	14
1.4 VARIÁVEIS .....	15
1.4.1 Variáveis independentes .....	15
1.4.2 Variáveis dependentes .....	15
2 REVISÃO DE LITERATURA .....	16
2.1 ESTABILIDADE DINÂMICA DA LOCOMOÇÃO NO ENVELHECIMENTO.....	16
2.2 FISIOLOGIA MUSCULAR DO ENVELHECIMENTO .....	19
2.3 LOCOMOÇÃO HEMIPARÉTICA.....	21
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	23
3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA.....	23
3.2 TIPO DE AMOSTRA .....	23
3.3 AMOSTRA.....	23
3.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO E INCLUSÃO .....	24
3.5 MATERIAIS DE PESQUISA .....	24
3.5.1 Sistema de medição e análise de movimento .....	24
3.5.2 Ergoespirômetro (analisador de gases).....	25
3.5.3 Cronômetro.....	25
3.5.4 Balança eletrônica.....	26
3.5.5 Estadiômetro.....	26
3.5.6 Esteira rolante .....	26
3.5.7 Sensor de batimentos cardíacos.....	26
3.5.8 Ficha de dados individuais .....	26
3.6 Procedimentos da coleta de dados .....	26
3.6.1 Pré-teste .....	27
3.6.2 Protocolo Principal: .....	27
3.6.3 Caminhada em esteira.....	29
3.7 TRATAMENTO DOS DADOS.....	29
3.7.1 Parâmetros Cinemáticos .....	29

3.8 ESTATÍSTICA.....	32
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO .....	33
4.1 ESTABILIDADE DINÂMICA GLOBAL.....	33
4.2 ESTABILIDADE DINÂMICA LOCAL .....	36
4.3 ECONOMIA DE MOVIMENTO .....	41
5 CONCLUSÃO.....	44
6 REFERÊNCIAS .....	45
APÊNDICE A - Ficha dados individuais .....	53
APÊNDICE B - Rotina matemática desenvolvida no <i>software LabVIEW</i> , versão 8.5, para cálculos de estabilidade global e parâmetros cinemáticos analisados. ....	54
APÊNDICE C – Tabela de média e desvio padrão dos Coeficientes de Variação .....	56
ANEXO 1 - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	57
ANEXO 2 - Questionário Internacional de Atividade Física .....	59

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Diagrama simplificado do sistema locomotor, incluindo alterações decorrentes do envelhecimento e desuso que afetam a instabilidade da marcha, no que diz respeito à variabilidade espaço temporal e risco de quedas. Adaptado de Hausdorff *et al.*, 2001..... Pág. 19
- Figura 2: Plano sagital esquerdo e seus respectivos pontos referentes aos marcadores reflexivos..... Pág. 25
- Figura 3: Caracterização da variável cinemática: Amplitude de Movimento (ADM) dos segmentos coxa, perna e pé..... Pág. 29
- Figura 4: Desenho ilustrativo de uma passada, caracterizando o Comprimento da Passada (CP), em metros..... Pág. 30
- Figura 5: Desenho da sala de coleta de dados..... Pág. 31
- Figura 6: Coeficiente de Variação do Comprimento da Passada (CoVCP). Valores em percentual expressos em média. Linha preta representa o grupo controle e linha cinza o grupo AVE. Símbolos representam diferenças significativas ( $p > 0,05$ ). # representa diferença entre os grupos na mesma velocidade. \* representa diferença em relação à velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$ , para o mesmo grupo..... Pág. 33
- Figura 7: Coeficiente de Variação da Frequência de Passada (CoVFP). Valores em percentual expressos em média. Linha preta representa o grupo controle e linha cinza o grupo AVE. Símbolos representam diferenças significativas ( $p > 0,05$ ). # representa diferença entre os grupos na mesma velocidade. \* representa diferença em relação à velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$ , para o mesmo grupo. † representa diferença para a velocidade  $2\text{km.h}^{-1}$ , no mesmo grupo..... Pág. 34
- Figura 8: Figura ilustrativa dos valores angulares máximos e mínimos de cada segmento. Na figura central, as linhas pretas contínuas representam o segmento, as linhas cinza pontilhadas representam o desvio padrão.  $\alpha_1$  representa o ângulo máximo do segmento coxa,  $\alpha_2$  representa o ângulo mínimo do segmento coxa,  $\alpha_3$  representa o ângulo máximo do segmento perna,  $\alpha_4$  representa o ângulo mínimo do segmento perna,  $\alpha_5$  representa o ângulo máximo pé e  $\alpha_6$  representa o ângulo mínimo do segmento pé..... Pág. 36
- Figura 9: Exemplo de curva do deslocamento angular do segmento coxa. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km.h}^{-1}$ ..... Pág. 40



- Figura 10: Exemplo de curva do deslocamento angular do segmento perna. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km.h}^{-1}$  ..... Pág. 41
- Figura 11: Exemplo de curva de deslocamento angular do segmento pé. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km.h}^{-1}$  ..... Pág. 41
- Figura 12: Média e desvio padrão do Custo de Transporte ( $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ ) para o grupo controle (linha cinza escura) e para o grupo AVE (linha cinza clara). # representa diferença significativa entre os grupos na mesma velocidade..... Pág. 42

**LISTA DE EQUAÇÕES**

Equação 1: Custo de Transporte.....	Pág. 31
Equação 2: Frequência de Passada.....	Pág. 31
Equação 3: Comprimento de Passada.....	Pág. 31
Equação 4: Coeficiente de Variação.....	Pág. 31

**LISTA DE TABELAS**

Tabela 1: Caracterização da amostra..... Pág. 24

Tabela 2: Distribuição das velocidades em cada grupo..... Pág. 27

Tabela 3: Resultados das variáveis cinemáticas..... Pág. 37

## LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E UNIDADES

<b>ADM</b>	amplitude de movimento
<b>ANOVA</b>	análise de variância
<b>AVE</b>	acidente vascular encefálico
<b>C</b>	custo de transporte $J.kg^{-1}.m^{-1}$
<b>CM</b>	centro de massa
<b>cm</b>	centímetros
<b>CP</b>	comprimento da passada
<b>CoV</b>	coeficiente de variação
<b>ESEF</b>	Escola de Educação Física
<b>FC</b>	frequência cardíaca
<b>FP</b>	frequência da passada
<b>kg</b>	quilograma
<b>km</b>	quilômetro
<b>km.h<sup>-1</sup></b>	quilômetros por hora
<b>l</b>	litros
<b>LAPEX</b>	Laboratório de Pesquisa do Exercício
<b>M</b>	massa corporal
<b>m</b>	metro
<b>min</b>	minuto
<b>ml</b>	mililitros
<b>mm</b>	milímetros
<b>p</b>	índice de significância
<b>s</b>	segundos
<b>SPSS</b>	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
<b>t</b>	tempo
<b>UFRGS</b>	Universidade Federal do Rio Grande do Sul
<b>VO<sub>2</sub></b>	consumo de oxigênio

## 1 INTRODUÇÃO

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), são consideradas idosas as pessoas com mais de 65 anos nos países desenvolvidos e mais de 60 anos nos países em desenvolvimento. A sociedade contemporânea apresenta um evidente crescimento na população de idosos. No Brasil, segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2008, para cada grupo de 100 crianças de 0 a 14 anos existiam 24,7 idosos de 65 anos ou mais. Em 2050, o quadro muda e para cada 100 crianças de 0 a 14 anos existirão 172 idosos. Esse fato está relacionado, principalmente, a dois fatores: diminuição da taxa de natalidade e aumento considerável na média da esperança de vida (DESCHENES, 2004).

O processo de envelhecimento está ligado à redução de diversas funções fisiológicas. A diminuição da estabilidade e da força muscular são exemplos disso e também são considerados aspectos importantes para a qualidade de vida e saúde dos idosos, pois representam fatores de risco para a ocorrência de quedas (GARDNER *et al.*, 2000). A prevenção de quedas é um ponto importante a ser respeitado na população idosa, porém, ainda há poucos estudos referentes as suas principais causas (DEAN *et al.*, 2004).

Em relação à estabilidade, um parâmetro comumente utilizado na literatura é a variabilidade de marcha (HAUSDORFF *et al.*, 2001; JORDAN *et al.*, 2007; BEAUCHET *et al.*, 2009). A variabilidade do movimento pode ser dividida entre global e local (FERBER *et al.*, 2011). A variabilidade global se refere ao grau de variação de parâmetros espaço-temporais gerais de locomoção (e.g., comprimento e frequência de passada) e está relacionada a uma resposta de movimento ligada a uma perturbação geral, como retomar o equilíbrio após um desequilíbrio. Já a variabilidade local, é definida como o acoplamento de ângulos relativos entre as articulações ou segmentos. A respeito da variabilidade local, Drewes *et al.* (2009) reportaram menor coordenação segmentar angular na articulação do tornozelo em indivíduos com instabilidade crônica de tornozelo.

Além do envelhecimento, restrições decorrentes de patologias também incidem em alterações na estabilidade de locomoção (e.g., síndrome patelo-femoral na corrida) (HAMILL *et al.*, 1999). Assim, alguns pesquisadores (DEAN *et al.*, 2004; FERBER *et al.*, 2011) têm reportado que a redução da variabilidade angular (variabilidade local) está associada às lesões advindas da corrida, como a síndrome patelo-femoral, e o aumento dessa variabilidade parece ser necessário para permitir uma maior “flexibilidade” na mecânica da marcha em resposta às perturbações inesperadas.

O controle da locomoção está diretamente relacionado à economia de movimento. Em atividades eminentemente aeróbicas como caminhada, a economia pode ser analisada através da determinação do custo de transporte (C), definido como o dispêndio energético dividido por metro percorrido e pela massa corporal. Evidências experimentais apontam que tanto seres humanos (MARGARIA, 1938) quanto animais (HOYT; TAYLOR, 1981) preferem utilizar uma velocidade de caminhada que apresente um C mínimo. Talvez a característica mais evidente do movimento das pessoas idosas é que elas se movem mais lentamente do que as pessoas mais jovens (JONES *et al.*, 2009). Assim como respondem mais devagar do que os jovens aos estímulos externos, ao planejamento e à execução dos movimentos coordenados.

Além das restrições indicadas anteriormente, a locomoção é alterada em sujeitos com sequelas neurológicas, tal como as advindas de Acidente Vascular Encefálico (AVE), considerado como um dos problemas neurológicos mais prevalentes relacionados ao sistema cardiovascular. É a terceira causa de morte nos países em desenvolvimento (THOM *et al.*, 2006). Nos Estados Unidos é a principal causa de morbidade e mortalidade (AHA, 1998). Do mesmo modo, o aumento da idade é um dos fatores de risco chamados de incontroláveis para a incidência do AVE, uma vez que o AVE é mais comum em pessoas com mais de 60 anos.

As duas causas principais do AVE são a hemorragia e a isquemia arterial. O AVE isquêmico (AVEi) é um déficit neurológico resultante da insuficiência de suprimento sanguíneo cerebral. No Brasil, esta forma representa 80% dos casos, sendo a artéria cerebral média (ACM) ou suas ramificações profundas as mais atingidas. Os idosos, além de serem acometidos com maior frequência, ainda apresentam maiores taxas de óbito e sequelas (PIRES *et al.*, 2004).

Os principais achados clínicos do AVE são alterações no controle motor como parestesia, excessiva coativação muscular e espasticidade, assim como mudanças nas propriedades passivas dos músculos (LAMONTAGNE *et al.*, 2000; STOQUART *et al.*, 2005). Estas desordens neuromotoras variam de acordo com o local, tamanho e tipo da lesão e também dependem do tempo de duração do evento (JORGENSEN *et al.*, 1995). A diminuição da habilidade de deambulação é um dos principais problemas funcionais em pacientes que sofreram um AVE e está relacionada às alterações no controle voluntário dos membros, integridade da propriocepção, do equilíbrio, do tônus postural e de movimento (DETREMBLEUR; DIERICK, 2003).

A estabilidade dinâmica é um componente crítico da caminhada, que é considerada uma atividade funcional (JORDAN *et al.*, 2007). A natureza assimétrica da locomoção de hemiparéticos é resultante de uma atividade muscular anormal, controle deficitário dos

mecanismos posturais e prejuízo sensorial. Portanto, utilizar recursos que avaliam a estabilidade dinâmica auxilia na determinação da conduta de tratamento, além de permitir o acompanhamento da evolução e progressão do processo de reabilitação (OLIVEIRA *et al.*, 2011). A análise biomecânica e metabólica da caminhada, tanto de idosos saudáveis quanto idosos com sequelas motoras decorrentes do AVEi, pode ser, então, uma ferramenta clínica para avaliar a estabilidade dinâmica e a economia de movimento desses sujeitos, podendo ser utilizada para treinamento de caminhada e para reabilitação, pois pode ser um demonstrativo da evolução funcional.

Diante deste contexto, criou-se o seguinte problema de pesquisa: como se comportam as variáveis biomecânicas, referentes à estabilidade da caminhada, e o custo de transporte em diferentes velocidades em sujeitos saudáveis e sujeitos com sequelas motoras decorrentes do AVEi?

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo geral:

Analisar e comparar a estabilidade dinâmica, a cinemática e o custo de transporte da caminhada de sujeitos maiores de 50 anos com e sem sequelas motoras decorrentes do AVEi, em diferentes velocidades.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Determinar e comparar a estabilidade dinâmica global e local do grupo controle e do grupo hemiparético
- Determinar e comparar o custo de transporte do grupo controle e do grupo hemiparético

## 1.3 HIPÓTESE

- Indivíduos do grupo controle apresentarão maior estabilidade dinâmica (menor variabilidade global e maior variabilidade local)
- Indivíduos do grupo controle apresentarão menor custo de transporte do que indivíduos do grupo hemiparético.

## 1.4 VARIÁVEIS

### 1.4.1 Variáveis independentes

- Velocidade de caminhada

### 1.4.2 Variáveis dependentes

- Coeficiente de variação da frequência de passada
- Coeficiente de variação do comprimento de passada
- Amplitude de movimento do segmento coxa
- Amplitude de movimento do segmento perna
- Amplitude de movimento do segmento pé
- Médias de ângulos máximos dos segmentos coxa, perna e pé
- Médias de ângulos mínimos dos segmentos coxa, perna e pé
- Custo de transporte



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ESTABILIDADE DINÂMICA DA LOCOMOÇÃO NO ENVELHECIMENTO

A marcha é um movimento rítmico que mantém o corpo em locomoção progressiva à frente (ROSE; GAMBLE, 1994). Esse movimento é a combinação de um equilíbrio entre forças externas que agem no corpo e a resposta das forças internas proveniente dos músculos, tendões, ossos, ligamentos e cápsulas articulares (ANDRIACCHI, 1991). O estudo da marcha envolve a compreensão do equilíbrio dessas variáveis biomecânicas.

Durante a locomoção, as pessoas têm de manter o controle do centro de massa (CM) do corpo enquanto o movem sobre a base de apoio (MURRAY, 1969). A locomoção dos idosos apresenta algumas características diferentes da locomoção de indivíduos mais jovens. Na idade avançada, muitos sistemas passam por alterações adaptativas que acabam diminuindo sua eficiência, como a capacidade de plasticidade dos tecidos e reparo (“flexibilidade” do cérebro em resposta às exigências ambientais). Com isso, um dos principais sistemas afetados é o de controle postural (KONRAD *et al.*, 1999).

Como estratégias de compensação da locomoção da população idosa, percebe-se a redução do comprimento da passada, de forma a diminuir o tempo de contato simples com o solo (SPIRDUSO, 2005). Esta alteração de características da marcha poderá resultar na alteração do controle postural com incidência sobre a estabilidade da articulação coxofemoral, do joelho e do tornozelo. Além disso, o padrão de marcha de pessoas com mais de 65 anos apresenta movimentos mais limitados do tornozelo e aumento do período de duplo contato (FERNANDEZ *et al.*, 1988; HAGEMAN; BLANKE, 1986), o que gera uma diminuição do comprimento da passada como mecanismo de proteção (LARISH *et al.*, 1988).

Hill e Vandervoort (1990) compararam a velocidade média de caminhada de homens e mulheres com idade de 20 anos com a velocidade de caminhada de indivíduos entre 60 e 80 anos; sugeriram que a velocidade de caminhada diminui gradualmente durante o tempo de vida, decaindo em um ritmo mais rápido entre os 65 e 85 anos. Adultos jovens e idosos assumem diferentes estratégias ao aumentar a velocidade de locomoção: os idosos aumentam sua velocidade de caminhada com o aumento do comprimento do passo, da frequência de passada, ou da combinação entre ambos. A uma velocidade de aproximadamente  $4,8 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ , os idosos compensam a diminuição do comprimento do passo com o aumento da frequência de passada, estratégia que os torna menos econômicos do que os jovens (LARISH *et al.*, 1988).

Os seres humanos, em situações não patológicas, preferem determinadas velocidades de caminhada porque são mais econômicas, com base em sua estrutura corporal, peso, força muscular, flexibilidade, entre outras variáveis, levando a um melhor aproveitamento da energia mecânica do CM corporal. Durante um ciclo de passada de caminhada, a energia cinética ( $E_k$ ) do CM varia inversamente em relação à energia potencial gravitacional ( $E_p$ ). Caracterizando um comportamento em que a  $E_p$  é alta quando o CM está perdendo velocidade ( $E_k$ ). Apesar da presença deste comportamento em oposição de fase (em  $180^\circ$ ), a transformação de energia entre uma forma e outra não é total, e o restante de energia necessário para manter a locomoção é providenciado pelos músculos. Este mecanismo pendular de minimização de energia foi primeiramente observado por Cavagna *et al.* (1963) e denominado como modelo do pêndulo invertido.

Os músculos devem se contrair a cada passo para que seja possível movimentar os segmentos corporais na sequência correta, mas parte do trabalho mecânico vertical e horizontal durante o passo não é apenas advindo dos músculos, mas também é originado de uma transdução entre energia potencial e cinética do CM. Isso explica porque há uma velocidade ideal de caminhada, na qual o custo metabólico é mínimo (aproximadamente  $2 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$ ). Essa velocidade é de aproximadamente  $4 \text{ km.h}^{-1}$ . Para velocidades consideravelmente maiores ou menores, o C será maior (SAIBENE; MINETTI, 2003). Portanto, durante a locomoção, energia mecânica é produzida e energia metabólica é despendida. Esta última é comumente determinada através do método de calorimetria indireta, também denominado de consumo de oxigênio ( $\text{VO}_2$ ). O custo metabólico da caminhada (o custo de energia necessária para mover 1 kg da massa corporal em 1 metro de distância percorrida) é maior nos idosos do que nos adultos jovens, mesmo quando saudáveis e livres de comprometimento da marcha (MIAN *et al.*, 2006).

Alguns estudos indicam que a elevação do C ocorre próximo dos setenta anos de vida (KANG *et al.*, 2007; ORTEGA; FARLEY, 2007). Porém, poucos estudos foram encontrados com a intenção de determinar quais seriam os reais fatores para que ocorresse essa elevação. Hoffman *et al.* (1997) e Malatesta *et al.* (2003) sugeriram que um aumento no trabalho mecânico levaria a um aumento do C. Ainda segundo Mian *et al.* (2006), por meio de análises eletromiográficas, a maior co-contração dos músculos antagonistas em idosos é um fator que pode explicar o maior C neste grupo.

Os músculos que exercem força contra o solo durante a caminhada e proporcionam estabilização da articulação do tornozelo ficam consideravelmente mais fracos com o envelhecimento (VANDERVOORT; HAYES, 1989). Além disso, a força dos dorsiflexores

do tornozelo é aproximadamente 7,5 vezes menor nas pessoas que sofreram quedas do que a força de um grupo controle de pessoas que não sofreram quedas (WHIPPLE *et al.*, 1987).

Com o envelhecimento, além da diminuição da força muscular, as articulações tornam-se mais rígidas e menos flexíveis, podendo haver diminuição de seu líquido sinovial e um aumento de fricção das cartilagens (MORSE *et al.*, 2005) Essa deterioração das estruturas articulares pode acarretar em inflamação, dor, rigidez e deformidades, fatores que influenciam diretamente a estabilidade e na mobilidade destas articulações durante a locomoção, influenciando na estabilidade e variabilidade da caminhada, levando ao aumento do risco de quedas.

Estudos sobre a variabilidade e estabilidade na locomoção dos idosos vêm sendo motivados por vários fatores, pois pode ser uma espécie de preditor para identificar idosos com maior risco de queda (HAUSDORFF, 2005) (Ver figura 1). Aproximadamente 55% das quedas estão relacionadas com alterações da marcha, 32% com alterações de equilíbrio e o restante com fatores extrínsecos como superfícies irregulares, sapatos, escadas, entre outros (DUXBURY, 2000; EKE-OKORO, 2000).

England e Granata (2006), por meio de análise cinemática, verificaram os efeitos da velocidade na estabilidade dinâmica nos ângulos articulares dos membros inferiores. Os autores concluíram que essa variabilidade local aumenta conforme aumenta a velocidade, comportamento oposto ao encontrado para a variabilidade global, que diminui com o aumento da velocidade (ambos – aumento da variabilidade local e diminuição da variabilidade global – contribuem para o aumento da estabilidade dinâmica) além disso, segundo Newell (1993), a variabilidade cinemática é um índice de estabilidade. Por exemplo, durante caminhada em velocidade constante, uma alta variabilidade angular e uma baixa variabilidade de tempo de passada têm sido associados a uma maior estabilidade de caminhada (HEIDERSCHEIT, 2000).

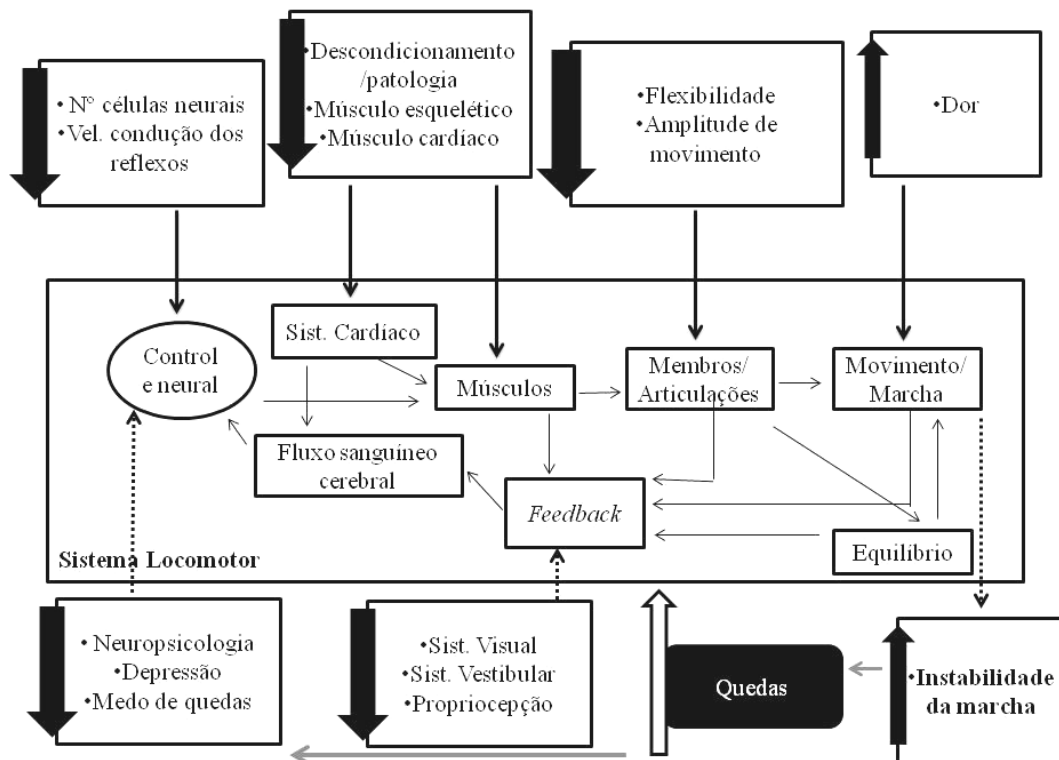


Figura 1: Diagrama simplificado do sistema locomotor, incluindo alterações fisiológicas decorrentes do envelhecimento e desuso que afetam a instabilidade da marcha, no que diz respeito à variabilidade espaço temporal e risco de quedas. Adaptado de Hausdorff *et al.*, 2001.

## 2.2 FISIOLÓGIA MUSCULAR DO ENVELHECIMENTO

Diversos estudos têm encontrado uma redução importante na quantidade de massa muscular e de força relacionadas à idade (FRONTERA *et al.*, 2000). De uma forma geral, a força muscular diminui entre 30 e 50% entre as idades de 30 e 50 anos (SIXT; LANDAHL, 1987).

A força muscular máxima é alcançada durante a fase adulta jovem, entre os 20 e 30 anos, e então declina com a idade (CUNNINGHAM *et al.*, 1987). A função de força de um músculo é determinada pela magnitude de força que ele pode produzir, tanto isométrica (força que pode ser gerada contra uma resistência que não cede a uma contração muscular, assim, o comprimento do músculo permanece constante durante toda a contração), quanto dinamicamente (contração muscular em que a força muscular aplicada é maior do que a resistência externa, produzindo movimento). No envelhecimento, a força muscular isométrica máxima que pode ser produzida diminui e a fatigabilidade do músculo aumenta. Segundo

Young, Stokes e Crowe (1985), a força por área de seção transversa é reduzida em homens idosos. Além disso, a velocidade de desenvolvimento da tensão também é mais lenta nos músculos envelhecidos (ARABADJIS *et al.*, 1990). Quanto maior o pico de força, maior a diferença na velocidade de desenvolvimento da tensão entre os músculos jovens e idosos.

Músculos que são frequentemente usados em atividades especializadas, força dinâmica, contrações concêntricas, contrações de velocidade rápida, entre outros, são fatores que sofrem maior declínio de quantidade de produção de força durante o envelhecimento. Por outro lado, músculos usados em atividades diárias, força isométrica, contrações excêntricas, contrações de velocidade lenta são fatores que sofrem um menor declínio de quantidade de produção de força no envelhecimento. Outro fator importante para a redução da produção de força muscular dos idosos é a deficiência na produção intrínseca de força no nível da interação entre actina e miosina (PHILLIPS *et al.*, 1991; FRONTERA *et al.*, 2000; LOWE *et al.*, 2001; MORSE *et al.*, 2005).

Experimentos realizados tanto em espécimes isoladas de músculo (OCHALA *et al.*, 2006; PHILLIPS *et al.*, 1991) quanto *in vivo* em humanos (KLASS *et al.*, 2005; PORTER *et al.*, 1997; POUSSON *et al.*, 2001; VANDERVOORT *et al.*, 1990) mostram que a força que um músculo exerce ao alongar-se (contração excêntrica) tem redução menor devido ao processo de envelhecimento que a força desenvolvida durante contração isométrica e durante encurtamento (contração concêntrica).

Provavelmente a maioria das unidades motoras de contração rápida é perdida com o envelhecimento. Quando as fibras musculares que perderam a ligação neural são reinervadas pelos neurônios motores sobreviventes, aumenta a proporção fibra-neurônio. Um aumento nessa proporção, com o envelhecimento, pode contribuir para os prejuízos na coordenação (SPIRDUSO, 2005).

Neptune *et al.* (2001) demonstram, por meio da dinâmica direta aplicada em modelos biomecânicos, a importância dos músculos gastrocnêmio e sóleo na manutenção da estabilidade e na progressão do corpo à frente durante as fases da marcha. Na fase inicial de apoio unipodal, a principal função dos músculos gastrocnêmio e sóleo é promover a estabilidade da articulação do tornozelo. No apoio terminal e pré-balanço, os autores demonstraram que esses dois músculos são importantes para a estabilização global e progressão.

Segundo Green (1986) e Lexell *et al.* (1983), há uma perda do número de fibras musculares com o envelhecimento. O declínio de massa muscular associado à idade,

especialmente depois dos 70 anos, deve-se em grande parte a um decréscimo no tamanho e no número de fibras musculares (GREEN, 1986) e ao desuso.

Sabe-se que o C em idosos é maior do que em jovens, mas não se sabe exatamente qual a explicação. Mian *et al.* (2006) sugerem que esse maior C em idosos ocorre devido a uma co-contracção significativamente maior dos músculos antagonistas. Além disso, explica que o maior C em idosos não é significativamente relacionado com o trabalho mecânico total e, deste modo, os idosos também apresentaram uma menor eficiência de caminhada.

### 2.3 LOCOMOÇÃO HEMIPARÉTICA

A hemiparesia decorrente de AVE resulta em danos para os neurônios motores e suas vias principalmente sobre um lado do cérebro. Este acometimento leva à diminuição da inervação e/ou inervação inadequada dos músculos periféricos voluntários, que são motores primários da locomoção (BARELA *et al.*, 2000).

Diversos estudos sobre a locomoção de hemiparéticos têm sido desenvolvidos nos últimos anos, em função da alta prevalência do AVEi e da importância funcional de recuperar a marcha independente. A caminhada de hemiparéticos é descrita basicamente como lenta e assimétrica (OLNEY; RICHARDS, 1996). Além disso, são encontradas alterações nos parâmetros espaço-temporais, como o tempo de balanço e tempo de contato, o que aumenta a variabilidade desses parâmetros (Oliveira *et al.*, 2011). São três as diferenças básicas encontradas na proporção entre contato e balanço - primeira: a fase de contato, tanto do lado afetado quanto do lado não afetado é maior em duração e ocupa uma maior proporção do total do ciclo de passada em sujeitos hemiparéticos quando comparados com sujeitos normais em velocidades preferidas; segunda: a fase de contato sobre o lado não afetados é maior e ocupa uma maior proporção do ciclo de passada do que sobre o lado afetado; terceira: há uma maior proporção de tempo de duplo apoio na caminhada de sujeitos hemiparéticos quando comparados com sujeitos normais em velocidades preferidas (OLNEY; RICHARDS, 1996).

Além dos aspectos espaciais e temporais, outra característica importante na análise biomecânica da caminhada de hemiparéticos é a cinemática, que inclui as posições lineares e angulares, seus deslocamentos e derivadas temporais. Os ângulos entre os segmentos corporais, que se referem aos ângulos articulares e suas relações com os eventos do ciclo de passada, possuem interesse particular nessa análise, pois estão diretamente relacionados com as assimetrias características da marcha hemiparética e com a estabilidade da caminhada (OLNEY; RICHARDS, 1996). Segundo Wall (1986) um objetivo ideal da reabilitação

funcional em sujeitos que sofreram um AVEi é a redução das assimetrias nos padrões de movimento.

Essas assimetrias características da marcha hemiparética contribuem para que haja um aumento no gasto energético, devido a uma ativação muscular excessiva, e no risco de quedas, pois são indicativos de uma menor estabilidade dinâmica (OLNEY; RICHARDS, 1996).

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 CARACTERIZAÇÃO DA PESQUISA

O presente estudo é do tipo *ex post facto* com caráter quantitativo comparativo. A coleta de dados aconteceu no setor de biomecânica do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) na Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS).

#### 3.2 TIPO DE AMOSTRA

Amostra não probabilística do tipo intencional.

#### 3.3 AMOSTRA

A amostra foi dividida em dois grupos: um composto por sujeitos saudáveis e outro composto por sujeitos com sequelas motoras decorrentes do AVEi, ambos formados por mulheres e homens com idade entre 50 e 70 anos (tabela 1).

Para o presente estudo, calculou-se o “n” amostral com base em diversos estudos para cada uma das variáveis dependentes. Para a variável custo de transporte foram utilizados os estudos de Zamparo, Francescato *et al.* (1995) e Zamparo e Pagliaro (1998) cujo cálculo amostral sugeriu uma amostra composta por 9 sujeitos. Para a variabilidade da passada foram utilizados os estudos de Hausdorff (2005) e Scott e Granata (2007) onde o cálculo amostral sugeriu amostra composta por 10 sujeitos. Para as variáveis cinemáticas, foram utilizados os estudos de Öberg *et al.* (1994) e Wagenar *et al.* (1992). Os cálculos foram realizados no programa Winpepi versão 1.4, adotando um nível de significância de 0,05 e um poder de 90% onde foi determinado como amostra final um “n” de 10 indivíduos. O grupo AVE teve uma perda de três sujeitos que não foram capazes de caminhar em cinco velocidades diferentes.

Os sujeitos foram recrutados a partir de projetos de extensão existentes na Escola de Educação Física da UFRGS como o projeto Celari – Centro de Lazer e Recreação do Idoso e/ou Gpat – Grupo de Pesquisa em Atividades Aquáticas e Terrestres, mediante a aprovação destes também assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE, anexo 1).



Tabela 1: Caracterização de caracterização da amostra. Valores em média ( $\pm$  desvio padrão)

<b>Grupo</b>	<b>n</b>	<b>Idade</b>	<b>MC (kg)</b>	<b>Estatura (cm)</b>	<b>Tempo AVE (anos)</b>
Controle	10	58 $\pm$ 7	72 $\pm$ 6	168 $\pm$ 7	
AVE	7	63 $\pm$ 11	75 $\pm$ 7	168 $\pm$ 8	5,8 $\pm$ 4,8

### 3.4 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO E INCLUSÃO

Os critérios de exclusão foram aplicados para aqueles indivíduos que tiverem doenças cardiopulmonares não tratadas, hipertensão arterial sistêmica, déficit de compreensão, dor ao deambular, alterações ortopédicas que afetem a caminhada, que não caminharem independentemente na esteira e aqueles que não completarem tempo suficiente para análise de dados metabólicos.

Para os pacientes, além desses, foram considerados os seguintes critérios de exclusão: condições clínicas instáveis ou graves, transtornos perceptuais e cognitivos significativos, presença de lesões cerebrais causadas por tumores ou traumatismos crânio-encefálicos.

Foi aplicado o questionário internacional de atividade física (IPAQ) (anexo 2). Foram selecionados os sujeitos que atingirem pelo menos escores mínimos para classificá-los independentes para a realização das suas atividades de vida diária (AVDs). O presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (número 17434).

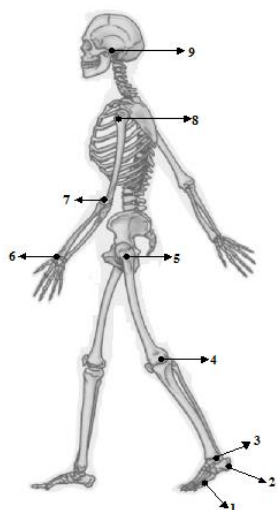
### 3.5 MATERIAIS DE PESQUISA

Foram utilizados os instrumentos do Laboratório de Pesquisa do Exercício, da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

#### 3.5.1 Sistema de medição e análise de movimento

Para a realização da coleta de dados foram utilizados os seguintes instrumentos: quatro câmeras de vídeo com taxa de amostragem de 25 Hz (JVC GR-DVL 9800 – JVC Company of América, Wayne, New Jersey, USA), quatro holofotes, quatro note books, um calibrador tridimensional Peak Performance (Peak Performance Technologies Inc., Englewood, USA). Para análise cinemática utilizou-se dezoito marcadores reflexivos (14 mm diâmetro) que foram fixados com fita dupla face bilateralmente nos seguintes referências anatômicas: 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).



- 1) Dedo: tuberosidade do 5° osso do metatarso temporal
- 2) Calcânhar: tuberosidade lateral do calcâneo
- 3) Tornozelo: maléolo lateral
- 4) Joelho: epicôndilo lateral do fêmur
- 5) Quadril: trocânter maior do fêmur
- 6) Punho: processo estilóide da ulna
- 7) Cotovelo: epicôndilo lateral do úmero
- 8) Ombro: tubérculo maior do úmero
- 9) Ouvido: tubérculo articular do osso

Figura 2: Plano sagital esquerdo e seus respectivos pontos referentes aos marcadores reflexivos.

### 3.5.2 Ergoespirômetro (analisador de gases)

O analisador de gases modelo VO2000 da Inbramed (St. Paul, EUA) foi utilizado para medir diretamente o consumo de oxigênio e os demais parâmetros ventilatórios. O analisador de gases foi ligado a um notebook e acoplado ao pneumotacógrafo (volume usado em exercício de 10 a 120 ml). Para a coleta foi utilizada uma máscara de neoprene. Durante os testes foram registrados os seguintes parâmetros: consumo de oxigênio ( $\text{VO}_2$ ), produção de dióxido de carbono ( $\text{VCO}_2$ ), volume expiratório (VE), frequência cardíaca (FC) e tempo.

### 3.5.3 Cronômetro

Um cronômetro da marca Casio, com resolução de décimo de segundo. Utilizado com a finalidade de mensurar o tempo para percorrer o trajeto de 12 metros sugerido no protocolo de determinação da velocidade auto selecionada (MURTAGH *et al.*, 2002).

### **3.5.4 Balança eletrônica**

Para determinação da MC foi utilizada uma balança eletrônica, modelo PS - 180 da marca URANO, RS/Brasil, com carga máxima de 180 kg e resolução de 0,1kg.

### **3.5.5 Estadiômetro**

Constituído de uma parte fixa a parede, onde desliza o cursor, no qual se mede a estatura do sujeito na posição de pé, com resolução de 1 milímetro (mm).

### **3.5.6 Esteira rolante**

Esteira rolante de marca BH fitness (Explorer ProAction), com velocidade máxima de 16 km.h<sup>-1</sup> e permite incrementos de 0,5 km.h<sup>-1</sup>. Os pacientes caminharam independentemente na esteira por 5 minutos para cada uma das 5 velocidades (ver sub-capítulo 3.8 Pré teste).

### **3.5.7 Sensor de batimentos cardíacos**

Marca POLAR, modelo VANTAGE XL, foi utilizado para a verificação da FC no período de repouso e durante o exercício de caminhada em esteira.

### **3.5.8 Ficha de dados individuais**

Nesta ficha foram anotados os seguintes dados: nome, data, endereço, cidade, bairro, CEP, telefone, e-mail, data de nascimento, idade, sexo, massa corporal (MC), estatura (EST), comprimento de membro inferior e frequência cardíaca (FC) (APÊNDICE A).

## **3.6 Procedimentos da coleta de dados**

Os procedimentos foram realizados em dois dias, sendo um destinado à familiarização do sujeito aos equipamentos (pré-teste) e outro para a caminhada na esteira (protocolo principal).

### 3.6.1 Pré-teste

Os sujeitos selecionados, após terem assinado o termo de consentimento, realizaram no primeiro momento uma familiarização com o teste. Neste dia foi preenchida a ficha de dados individuais, realizadas as medições de MC, EST, comprimento de membros inferiores e FC. Ainda neste contexto de familiarização, foram testadas as cinco velocidades de caminhada que os sujeitos realizarão em esteira. Para determinar a velocidade auto selecionada (preferida) foi utilizado um trajeto predefinido no solo e adquirido o tempo necessário para percorrer aquela distância e então calcular-se-á a velocidade média de progressão (serão feitas três medições) (MURTAGH *et al.*, 2002).

Utilizaram-se as cinco diferentes velocidades (ver tabela 2), escolhidas de forma aleatória, para analisar sua interação com as variáveis dependentes. Depois, os indivíduos passaram por uma adaptação aos equipamentos que consistirá na caminhada em esteira por cinco minutos em cada uma das cinco velocidades ajustadas, já utilizando a máscara de neoprene (para simular a coleta de dados da ergoespirometria) em um total de tempo de 25 minutos.

Tabela 2: Distribuição das cinco velocidades realizadas para cada grupo.

Grupo	Distribuição das cinco velocidades de caminhada (km.h <sup>-1</sup> )				
AVE	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0
Controle	1,0	2,0	3,0	3,5	4,0

### 3.6.2 Protocolo Principal:

No segundo dia de teste, uma semana após a familiarização, foi realizada a caminhada na esteira juntamente com a cinemetria e análise metabólica.

#### 3.6.2.1 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 J.ml<sup>-1</sup>.O<sub>2</sub> (BLAXTER, 1989; MIAN *et al.*, 2006). Esse consumo energético líquido foi então dividido pela velocidade de caminhada, em m.s<sup>-1</sup>, obtendo a unidade em J.kg<sup>-1</sup>.m<sup>-1</sup>. Foi utilizada a média dos 3 últimos minutos de cada caminhada.

### 3.6.2.2 Parâmetros Cinemáticos

As imagens de vídeo foram digitalizadas com o programa *Dvideow* (*Digital Video for Biomechanics for Windows 32 bits*). Este processo consistiu na localização de determinados pontos quadro a quadro para identificar sua trajetória no decorrer da imagem e assim determinar suas coordenadas espaciais. Os marcadores reflexivos foram filmados por pelo menos duas câmeras de cada lado. Foram digitalizadas 15 passadas consecutivas.

Os marcadores reflexivos colocados sobre os pontos anatômicos (ver figura 2) formaram o sistema de referência local, pelo qual se tornou possível o cálculo dos movimentos angulares (WINTER, 2005). Para descrever o movimento no espaço, foi utilizado o sistema de coordenadas global, através de um calibrador tridimensional. O calibrador foi posicionado sobre a esteira e o sistema de referência foi considerado o eixo “x” como deslocamento horizontal, o eixo “y” como deslocamento vertical e o eixo “z” como deslocamento 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 cálculos para obtenção dos resultados de estabilidade dinâmica foram feitos em ambiente LabVIEW<sup>®</sup> versão 8.5 (*National Instruments*) (ver apêndice B).

Para determinar os valores de média e desvio padrão dos deslocamentos dos três segmentos de interesse, criaram-se primeiramente os segmentos de referência (coxa, perna e pé – figura 3), através da subtração dos valores das matrizes de cada ponto. Por exemplo, para criar o segmento perna, foram subtraídos os valores da matriz 3D do ponto do joelho dos valores da matriz 3D do ponto do tornozelo. Após isso, foi calculado o arco tangente formado pelas coordenadas “x” e “y” de cada segmento durante as 15 passadas e os resultados foram multiplicados por 57,3 para serem expressos em graus.

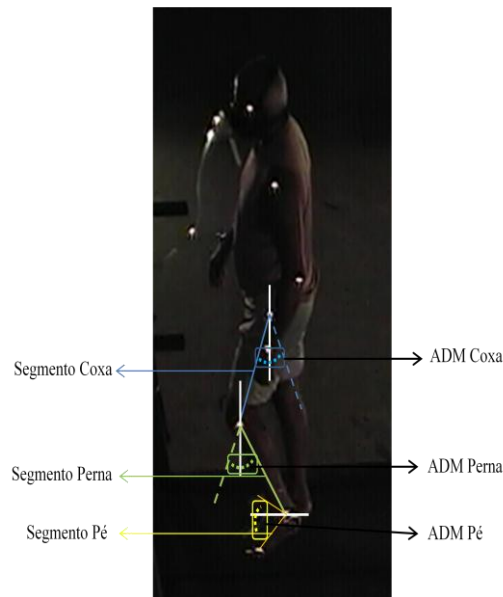


Figura 3: Caracterização da variável cinemática: Amplitude de Movimento (ADM) dos segmentos coxa, perna e pé.

### 3.6.3 Caminhada em esteira

No dia destinado ao protocolo principal foram fixados na pele do sujeito (fita dupla face) os 18 marcadores reflexivos (referências anatômicas, conforme figura 2). Após a colocação da máscara de coleta de gases, o indivíduo foi instruído a ficar em pé por cinco minutos antes do início do teste (atingir estado estável), para coleta dos dados metabólicos em repouso. O protocolo consistiu de caminhada em esteira durante 5 minutos para cada uma das cinco velocidades. Os registros cinemáticos e de consumo de oxigênio foram realizados entre o 3º e 5º minuto de cada teste a fim de garantir os registros durante o estado estável do consumo metabólico segundo Detrembleur *et al.* (2003). Entre cada nova velocidade avaliada a FC foi monitorada para garantir a retomada de valores estáveis dos dados vitais assim como o consumo de oxigênio, que serviu de parâmetro para retorno da atividade em esteira ( $VO_2 \approx$  do valor pré-exercício).

## 3.7 TRATAMENTO DOS DADOS

### 3.7.1 Parâmetros Cinemáticos

Para avaliação das variáveis cinemáticas, o início do ciclo de passada foi determinado pelo primeiro toque do pé esquerdo no solo (determinado de forma visual pelo vídeo) e o fim

do mesmo ciclo de passada, pelo próximo toque do mesmo pé no solo, e o conjunto de variáveis serão determinadas a partir da média dos valores dos ciclos de passada consecutivos (figura 4).

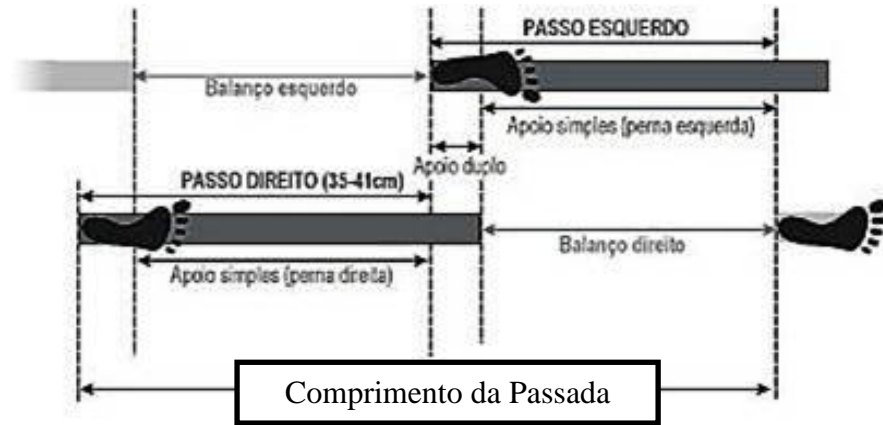


Figura 4: Desenho ilustrativo de uma passada, caracterizando o Comprimento da Passada (CP), em metros.

A avaliação da caminhada foi feita por uma análise tridimensional (3D) a partir da digitalização das imagens pelo 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). Para obtenção de imagens simultâneas (os vídeos foram desentrelaçados, gerando 50 frames por segundo) os quatro computadores foram conectados em rede por meio de uma intranet, sendo que um deles foi o “servidor” e os demais foram “clientes” permitindo esse sincronismo na aquisição das imagens. Os marcadores reflexivos foram filmados por pelo menos duas câmeras de cada lado para a posterior reconstrução espacial dos segmentos. 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. A descrição do movimento no espaço foi realizada a partir do sistema de coordenadas global, ou seja, as coordenadas do ambiente da coleta (ver posicionamento das câmeras - figura 5). A partir desses dados reconstruídos foram analisadas as variáveis de posição e velocidade. Um filtro digital Butterworth passa-baixa de terceira ordem foi utilizado e as frequências de corte serão determinados para cada coordenada de posição de cada marcador anatômico através do método da análise residual (WINTER, 2005).

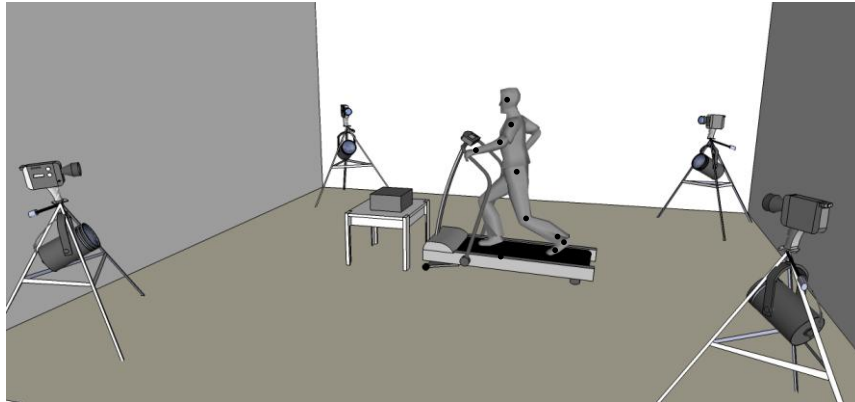


Figura 5: desenho da sala de coleta de dados.

### 3.7.1.1 Custo de Transporte (C)

$$C = \frac{\dot{E}}{v} \quad \text{Eq. 1}$$

Onde  $\dot{E}$  é potência metabólica (calculada a partir dos dados de consumo e oxigênio) e  $v$  é a velocidade horizontal.

### 3.7.1.2 Frequência de Passada (FP)

$$FP = nf / \Delta t \quad \text{Eq. 2}$$

O número de *frames* ( $nf$ ) digitalizados a cada dois passos foi dividido pela variação do tempo ( $\Delta t$ ) de cada frame (0,02s) do mesmo período, resultando na frequência de passada média do indivíduo.

### 3.7.1.3 Comprimento de Passada (CP)

$$CP = V_h / FP \quad \text{Eq. 3}$$

Obtido através da fórmula onde  $V_h$  é a velocidade horizontal e  $FP$  é a frequência de passada.

### 3.7.1.4 Coeficiente de Variação (CoV)

$$CoV = DP / média \quad \text{Eq. 4}$$



Utilizado para determinar a variabilidade do CP e FP. Obtido através da divisão do desvio padrão (DP) pela média de determinada medida.

#### 3.7.1.5 Amplitude de Movimento (ADM)

ADM = Ângulo máximo menos o ângulo mínimo de cada segmento.

### 3.8 ESTATÍSTICA

A estatística descritiva foi realizada para apresentar os dados através de médias e desvios-padrão.

Para determinar a normalidade da distribuição dos dados foi realizado o teste de normalidade de *Shapiro-Wilk* e de homogeneidade das variâncias de *Levene*.

Para testar os efeitos da velocidade foi realizada uma ANOVA para medidas repetidas de dois caminhos (grupo x velocidade), no modelo 5 x 3 para as variáveis cinemáticas e 5x2 para as variáveis de estabilidade global. Foi verificada a esfericidade dos dados através do teste de Mauchly. Foram analisadas as variáveis cinemáticas (ADM coxa, perna e pé; média dos ângulos máximos e mínimos dos segmentos coxa, perna e pé), o C e a estabilidade dinâmica (CoV: CP e FP). Para localizar as diferenças foi utilizado o teste *post hoc* de *LSD*. O nível de significância adotado foi  $\alpha = 0,05$ . Os testes estatísticos foram aplicados no programa estatístico SPSS (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 18.0.

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados serão divididos em três subcapítulos: estabilidade dinâmica global, estabilidade dinâmica local e economia de movimento, sempre realizando a comparação entre os grupos (controle x AVE).

### 4.1 ESTABILIDADE DINÂMICA GLOBAL

A estabilidade dinâmica global foi definida como a variabilidade do CP e da FP, medidos através do CoV, quanto mais baixo o valor do CoV, menor a variabilidade, o que indica uma maior estabilidade. Os valores de médias e desvios-padrão estão no apêndice C.

Os resultados apresentados para CoVCP (figura 6) e CoVFP (figura 7) indicam que há uma maior variabilidade (maior CoV) nas menores velocidades para ambos os grupos. Está estabelecido na literatura que o CoV dos parâmetros espaço-temporais são indicadores de estabilidade e, quanto menor for o valor de CoV, maior será a estabilidade (BEAUCHET, 2009; OLIVEIRA *et al.*, 2011).

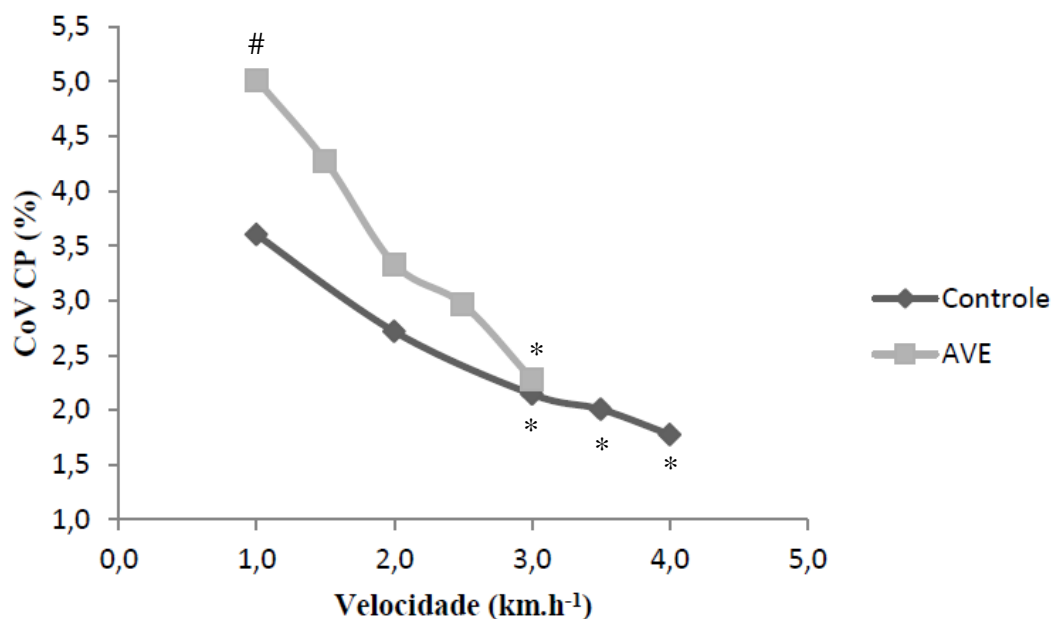


Figura 6: Coeficiente de Variação do Comprimento da Passada (CoVCP). Valores em percentual expressos em média. Linha preta representa o grupo controle e linha cinza o grupo AVE. Símbolos representam diferenças significativas ( $p > 0,05$ ). # representa diferença entre os grupos na mesma velocidade. \* representa diferença em relação à velocidade  $1 \text{ km.h}^{-1}$ , para o mesmo grupo.

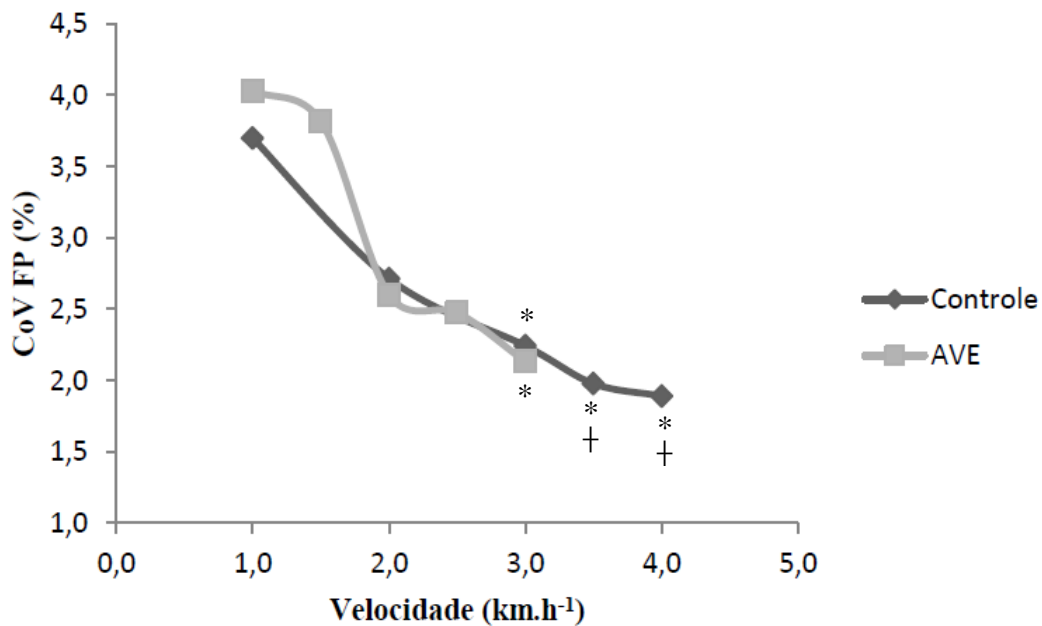


Figura 7: Coeficiente de Variação da Frequência de Passada (CoVFP). Valores em percentual expressos em média. Linha preta representa o grupo controle e linha cinza o grupo AVE. Símbolos representam diferenças significativas ( $p > 0,05$ ). # representa diferença entre os grupos na mesma velocidade. \* representa diferença em relação à velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$ , para o mesmo grupo. † representa diferença para a velocidade  $2\text{km.h}^{-1}$ , no mesmo grupo.

O padrão de CoVCP (figura 6) e CoVFP (figura 7) está de acordo com os resultados encontrados por Beauchet *et al.* (2009) que analisou a caminhada de sujeitos jovens na sua velocidade auto-selecionada e em velocidades abaixo desta. Os resultados sugerem que quanto menor a velocidade de caminhada, maior é a variabilidade da marcha.

Em função de a caminhada ser um dos movimentos humanos mais repetitivos e um dos mais utilizados, a variabilidade é baixa, quando comparada a outros fenômenos, e normalmente fica próxima de 3% em jovens saudáveis (BEAUCHET, 2003). Os resultados do presente estudo estão próximos a esse valor considerado para jovens saudáveis. O grupo controle, a partir da velocidade de  $2\text{ km.h}^{-1}$ , atinge valores menores do que 3% para CoVCP e CoVFP. O grupo hemiparético obteve valores menores do que 3% para CoVCP a partir da velocidade  $2,5\text{ km.h}^{-1}$  e para CoVFP a partir da velocidade  $2\text{ km.h}^{-1}$ .

No grupo controle, COVCP foi significativamente maior na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  do que em  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,014$ ),  $3,5\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,010$ ) e  $4\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,004$ ). Enquanto CoVFP foi significativamente maior na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  do que em  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,029$ ),  $3,5\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,002$ ) e  $4\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,016$ ); Além disso, foi significativamente maior na velocidade  $2\text{km.h}^{-1}$  do que em  $3,5\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,047$ ) e  $4\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,048$ ).

No grupo hemiparético, CoVCP foi significativamente maior na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  do que em  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,013$ ). O CoVFP foi significativamente maior na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  do que em  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,034$ ).

Esses resultados, tanto para o grupo controle, quanto para o grupo hemiparético, aceitam a hipótese de que a maior estabilidade global seria encontrada nas maiores velocidades.

Por outro lado, no estudo de Kang e Dingwell (2007), os autores analisaram separadamente a influência dos efeitos da idade e da velocidade de caminhada sobre a variabilidade da marcha. Para isso, utilizaram um grupo de jovens e um grupo de idosos e ambos caminharam na velocidade auto-selecionada, acima e abaixo desta. Concluíram que a maior variabilidade encontrada no grupo de idosos pode ser devido a uma maior influência da perda de força e flexibilidade do que a menor velocidade média de caminhada adotada por esse grupo.

Quanto à comparação entre os grupos, houve diferença significativa apenas na velocidade de  $1\text{km.h}^{-1}$  para CoVCP. Este fato pode estar relacionado ao fato de que baixas velocidades levam a maiores flutuações dos parâmetros temporais como o tempo de contato e tempo de balanço (ABEL; DAMIANO, 1996), ocasionando a maior variabilidade do comprimento de passada, principalmente para população com algum déficit motor. Enquanto velocidades mais altas de caminhada influenciam positivamente na estabilidade dinâmica principalmente devido aos ajustes nos parâmetros cinemáticos, o que aumenta a simetria da caminhada.

Harris-Love (2001) realizou um estudo que fez comparações de parâmetros espaço-temporais durante caminhada no solo e caminhada em esteira de sujeitos que sofreram AVE, analisando apenas a velocidade auto-selecionada. Segundo o autor, a caminhada em esteira apresenta menor variabilidade (aproximadamente 40% menor) para os parâmetros espaço-temporais quando comparada com caminhada no solo, fato que pode estar associado à diferença não significativa entre os grupos.

A velocidade e a simetria de caminhada são dois fatores que apresentam boa correlação com o estágio de recuperação de padrões motores (após episódio de AVE) (BRANDSTATER, 1983). Pacientes com boa recuperação dos padrões motores conseguem caminhar em velocidades mais altas e com menor variabilidade espaço-temporal (maior simetria), aproximando o seu padrão motor ao de sujeitos sem sequelas.

## 4.2 ESTABILIDADE DINÂMICA LOCAL

As variáveis de análise cinemática da caminhada patológica podem ser divididas basicamente em dois grupos, e são selecionadas de acordo com aquelas que são consideradas mais relevantes para o problema percebido na clínica. Esses dois grupos são: a cinemática articular que ocorre em um determinado momento do ciclo de passada (como no contato inicial ou despegue do pé com o solo); e os valores angulares máximos e mínimos dos segmentos durante o ciclo da passada (ONLEY; RICHARDS, 1996).

Para análise cinemática, serão levados em consideração a média e o desvio padrão da amplitude de movimento (ADM) dos segmentos coxa, perna e pé, encontrados ao longo dos ciclos de passadas. Além disso, será analisada a média (linha preta da figura 8) e o desvio padrão dos deslocamentos máximos e mínimos dos segmentos (linhas pontilhadas da figura 8). Os resultados estão na tabela 3.

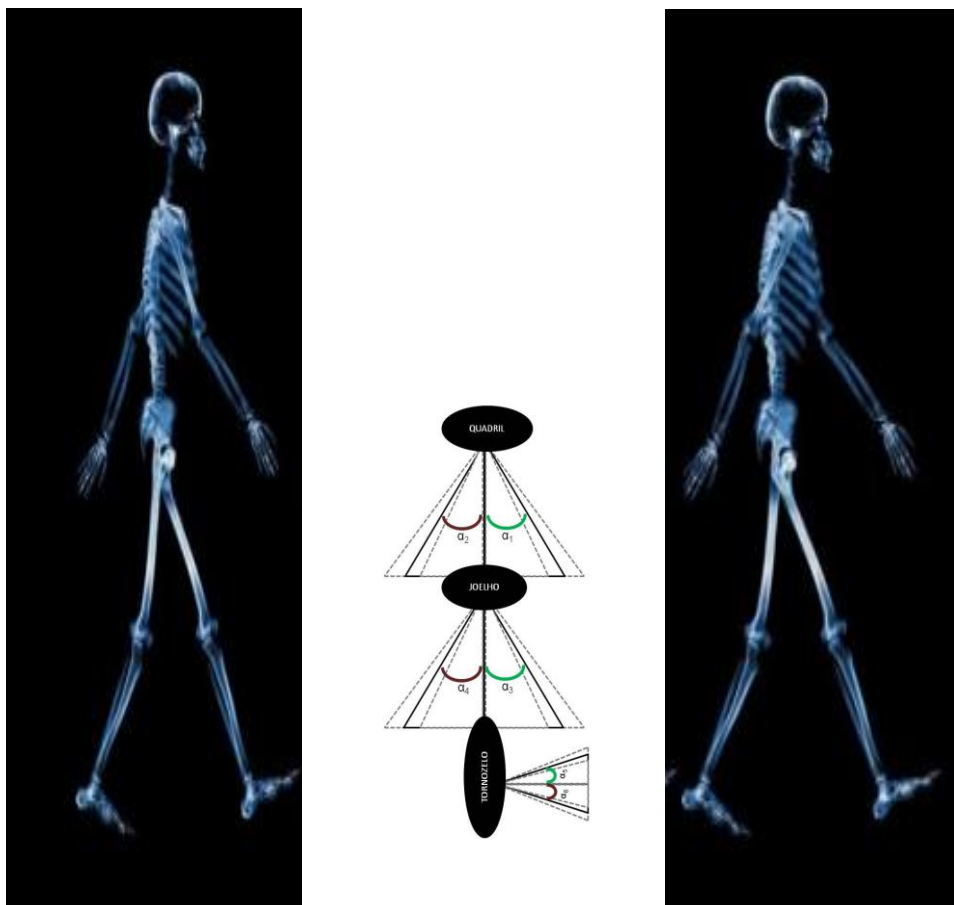


Figura 8: Figura ilustrativa dos valores angulares máximos e mínimos de cada segmento. Na figura central, as linhas pretas contínuas representam o segmento, as linhas cinza pontilhadas representam o desvio padrão.  $\alpha_1$  representa o ângulo máximo do segmento coxa,  $\alpha_2$  representa o ângulo mínimo do segmento coxa,  $\alpha_3$  representa o ângulo máximo do segmento perna,  $\alpha_4$  representa o ângulo mínimo do segmento perna,  $\alpha_5$  representa o ângulo máximo pé e  $\alpha_6$  representa o ângulo mínimo do segmento pé.

Tabela 3: Resultados em média e (DP) para as variáveis cinemáticas para os três grupos: grupo controle (GC), grupo AVE lado não parético (LnP e grupo AVE lado parético LP). Símbolos identificam diferenças significativas ( $p>0,05$ ). \* representa diferença significativa para a velocidade 1km.h<sup>-1</sup>, dentro do mesmo grupo. + representa diferença significativa para a velocidade 1,5km.h<sup>-1</sup>, dentro do mesmo grupo. # representa diferença significativa em relação ao GC, na mesma velocidade.

	Velocidades (km.h <sup>-1</sup> )																		
	1,0		1,5		2,0		2,5		3,0		3,5		4,0						
	LnP	LP	GC	LnP	LP	GC	LnP	LP	GC	LnP	LP	GC	LnP	LP	GC	LnP	LP	GC	
ADM	25,5	29,3	29,8	27,4	30,0	29,3	31,4*†	29,3	27,9	30,7	32,7	27,9	30,7	32,7	36,3*†	32,0*	34,0	33,0	37,4*
Coxa	(3,9)	(4,2)	(3,2)	(3,3)	(3,4)	(3,3)	(5,5)	(3,3)	(4,73)	(3,3)	(4,6)	(6,0)	(6,3)	(6,8)	(6,0)	(6,3)	(6,8)	(6,42)	(4,1)
ADM	21,1	24,5	32,7	25,1	26,4	29,1*	28,5	29,1*	30,7	30,9	31,6	30,7	30,9	31,6	30,1	32,7†	35,6	32,7	33,1
Perna	(4,7)	(3,8)	(6,4)	(3,9)	(3,2)	(4,9)	(4,8)	(4,9)	(4,2)	(2,5)	(9,0)	(4,2)	(2,5)	(9,0)	(4,8)	(6,1)	(4,4)	(6,7)	(3,1)
ADM	23,5	24,0	34,6	27,8	23,6	29,4	29,4	26,2	31,9	28,9	29,4	31,9	28,9	29,4	31,9	33,1	33,8	32,5	35,3
Pé	(1,1)	(1,7)	(6,6)	(1,2)	(1,4)	(1,4)	(1,4)	(1,7)	(5,5)	(1,6)	(1,3)	(5,5)	(1,6)	(1,3)	(1,3)	(1,4)	(7,8)	(6,9)	(4,8)
MÁX	19,9	21,5	20,0	22,5	27,7	27,6#	27,6#	34,7#	20,1	26,0	26,9	20,1	26,0	26,9	29,8	30,8	23,5	24,1	24,6
Coxa	(5,1)	(4,2)	(3,5)	(5,0)	(4,3)	(4,3)	(4,3)	(6,2)	(3,9)	(2,5)	(5,3)	(3,9)	(2,5)	(5,3)	(4,4)	(9,0)	(3,3)	(3,1)	(2,2)
MÍN	-7,8	-3,8#	-11,4	-2,3	-8,9	-3,1	-3,1	-6,8	-8,7	-4,9	-12,3	-8,7	-4,9	-12,3	-5,4#	-14,3	-11,3	-9,7	-11,9
Coxa	(5,0)	(1,9)	(4,8)	(2,7)	(1,0)	(2,2)	(2,2)	(1,9)	(4,0)	(2,0)	(2,3)	(4,0)	(2,0)	(2,3)	(2,6)	(8,7)	(3,3)	(2,8)	(4,2)
MÁX	-8,3	-6,7	-0,7	-7,2	-1,8	-6,1	-6,1	-2,0	-2,3	-4,0†	0,4	-2,3	-4,0†	0,4	-2,3	0,3*	-3,1	-3,8	4,5
Perna	(3,3)	(4,4)	(6,4)	(2,0)	(7,3)	(6,5)	(6,5)	(4,6)	(5,7)	(1,7)	(7,2)	(5,7)	(1,7)	(7,2)	(1,2)	(4,0)	(5,3)	(4,1)	(2,3)
MÍN	-29,4#	-24,4#	-35,1	-32,4	-28,0	-32,1*	-32,1*	-28,6#	-34,7	-34,3*	-29,1	-34,7	-34,3*	-29,1	-33,6	-27,7	-37,1	-34,9	-38,2
Perna	(1,5)	(5,5)	(3,1)	(2,3)	(5,0)	(2,0)	(2,0)	(3,1)	(2,0)	(1,6)	(5,7)	(2,0)	(1,6)	(5,7)	(2,4)	(4,2)	(3,0)	(3,7)	(2,2)
MÁX	15,5	9,3	21,5	18,4	13,7	19,4	19,4	23,1	19,9	17,5	15,4	19,9	17,5	15,4	17,5	16,5	19,0	18,2	18,2
Pé	(4,3)	(4,6)	(7,3)	(3,0)	(3,9)	(2,3)	(2,3)	(6,6)	(6,6)	(4,4)	(8,6)	(6,6)	(4,4)	(8,6)	(2,5)	(8,2)	(7,5)	(4,8)	(3,0)
MÍN	-7,2	-7,9	-9,9	-13,7	-6,2	-12,3	-12,3	-3,1	-10,6	-16,4	-4,8	-10,6	-16,4	-4,8	-16,6	-6,0	-12,6	-11,9	-14,0
Pé	(5,3)	(3,5)	(6,0)	(6,6)	(1,9)	(7,3)	(7,3)	(5,1)	(6,6)	(6,4)	(3,7)	(6,6)	(6,4)	(3,7)	(6,0)	(5,4)	(6,5)	(6,2)	(6,4)

Para a variável ADM coxa, não houve diferenças significativas entre os grupos, quando comparados a uma mesma velocidade. Foram identificadas diferenças significativas apenas entre velocidades e em uma relação direta, ou seja, a ADM aumentou com o aumento da velocidade. No GC, houve diferença significativa entre a velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  e  $4\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,007$ ). No grupo LnP, houve diferença significativa da velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  para as velocidades  $2\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,05$ ) e  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,029$ ) e da velocidade  $1,5\text{km.h}^{-1}$  para as velocidades  $2\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,002$ ) e  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,032$ ). No grupo LP, houve diferença significativa da velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  para a velocidade  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $0,005$ ). Para todos os grupos, portanto, com o aumento da velocidade houve aumento da ADM coxa, o que significa que tanto GC quanto LnP e LP adotam a estratégia de aumentar ADM desse segmento para aumentar a velocidade de caminhada.

Para a variável ADM perna, foram identificadas diferenças significativas entre velocidades e apenas nos grupos LnP e LP. No grupo LnP, houve diferença significativa da velocidade  $1,0\text{ km.h}^{-1}$  para a velocidade  $2,0\text{ km.h}^{-1}$  ( $p=0,046$ ) e da velocidade  $1,5\text{ km.h}^{-1}$  para a velocidade  $3,0\text{ km.h}^{-1}$  ( $p=0,001$ ). No grupo LP, houve diferença significativa entre as velocidades  $1,5\text{ km.h}^{-1}$  e  $3,0\text{ km.h}^{-1}$  ( $p=0,041$ ). Esses resultados demonstram que o GC adota uma estratégia diferente dos grupos LnP e LP, pois para GC a velocidade não influenciou de forma significativa a ADM perna, ou seja, foi mantido o mesmo padrão angular desse segmento com aumento da velocidade. Por outro lado, os grupos LnP e LP apresentaram aumento da ADM perna para aumentar a velocidade de caminhada.

A ADM do segmento pé não apresentou diferenças significativas ( $p>0,05$ ) nem entre os grupos, nem entre as velocidades.

Quanto aos ângulos máximos e mínimos dos segmentos, na comparação entre os grupos, houve diferença significativa, para o ângulo máximo de coxa, na velocidade  $2\text{km.h}^{-1}$  entre o GC e os grupos LnP ( $p=0,001$ ) e LP ( $p=0,025$ ), sendo menor para o GC.

O ângulo mínimo de coxa foi maior para o GC na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  do que o LP ( $0,041$ ) e na velocidade  $3,0\text{ km.h}^{-1}$  foi maior para GC do que o LnP ( $p=0,006$ ).

Apesar das diferenças encontradas entre os grupos para os valores angulares máximos e mínimos do segmento coxa, não é possível relacioná-las com o padrão encontrado para ADM coxa, onde não houve diferenças significativas entre os grupos.

O ângulo máximo de perna apresentou diferenças significativas apenas entre as velocidades e para os grupos LnP - da velocidade  $1,5\text{km.h}^{-1}$  para  $2,5\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,037$ ) - e LP - da velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  para a velocidade  $3\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,035$ ) - com valores absolutos maiores nas menores velocidades.

O ângulo mínimo de perna foi significativamente maior na velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$  no GC do que no LnP ( $p=0,035$ ) e no LP ( $0,014$ ), na velocidade  $2\text{km.h}^{-1}$  foi maior no GC do que no LP ( $p=0,026$ ). O grupo LnP apresentou ângulo mínimo de perna significativamente maior nas velocidades  $2\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,005$ ) e  $2,5\text{km.h}^{-1}$  ( $p=0,021$ ) do que a velocidade  $1\text{km.h}^{-1}$ .

O aumento na ADM perna para os grupos LnP e LP, então, pode ser explicado pelo fato de haver um aumento significativo nos valores absolutos dos ângulos mínimos encontrados para o segmento perna nesses grupos.

Os ângulos máximos e mínimos do segmento pé não apresentaram diferenças significativas nem entre os grupos e nem entre as velocidades, principalmente devido ao fato de apresentarem altos desvios padrão nos três grupos.

Onley e Richards (1996), não encontraram diferenças nos parâmetros cinemáticos da caminhada de sujeitos hemiparéticos na comparação entre lado parético e lado não parético, fato que concorda com os resultados do presente estudo. Porém, Onley e Richards (1996), constataram que há diferença significativa entre lado parético e lado não parético, em uma análise cinemática dividida por fases do ciclo de passada (contato inicial, apoio médio e contato final). Essa questão pode ser levada em consideração para futuros estudos, nos quais se pretende realizar comparações entre membros em populações com algum tipo de alteração de padrão de caminhada (AVE, amputados, paralisia cerebral).

A respeito do conceito de estabilidade local (FERBER *et al.*, 2011), a qual é definida como o acoplamento de ângulos relativos entre as articulações ou segmentos, entende-se que para que essa estabilidade aumente, é necessário haver uma maior variabilidade deste acoplamento angular. No presente estudo, não foram identificadas diferenças significativas entre as variabilidades angulares dos segmentos analisados. Porém, de forma geral, é possível observar, através dos valores de desvio padrão das variáveis cinemáticas, que tanto GC quanto LnP e LP apresentaram uma boa variabilidade, com valores de desvio padrão na maioria dos casos acima de 4 para todas as variáveis cinemáticas analisadas.

A caminhada em esteira pode proporcionar menores valores de variabilidade em uma comparação entre e intra-membros. Sabe-se que há um aumento significativo do tempo de apoio do lado parético, e diminuição significativa do tempo de contato do lado não parético na condição de caminhada em esteira (HARRIS-LOVE, 2001). Em função disso, há uma diminuição de aproximadamente 50% na diferença entre membros (lado parético e lado não parético) e de aproximadamente 11% (mesmo lado) na fase de apoio relativo, o que está relacionado a ajustes nos padrões de ativação muscular e de movimentos articulares. Essas características podem ser observadas nos resultados de deslocamento angular dos segmentos



analisados, que não apresentaram assimetrias significativas esperadas nesta comparação entre lado parético e lado não parético. O movimento em direção posterior da cinta da esteira durante a fase de apoio promove a extensão do quadril e a flexão dorsal de tornozelo (HARRIS-LOVE, 2001). Essa extensão do quadril oferece uma maior fonte de informação periférica aferente utilizada para ativar e modular os geradores de padrão central e promove uma interpretação proprioceptiva para iniciar a fase de balanço (despreque do pé do solo e balanço do segmento à frente); de forma similar, o aumento no ângulo de flexão dorsal de tornozelo resulta em um alongamento dos músculos flexores plantares, o que possivelmente leva a uma facilitação para o início da fase de balanço (ANDERSSON *et al.*, 1983), padrão que pode explicar porque não houve diferenças significativas ( $p > 0,05$ ) nem entre grupos, nem entre velocidades, na ADM do segmento pé.

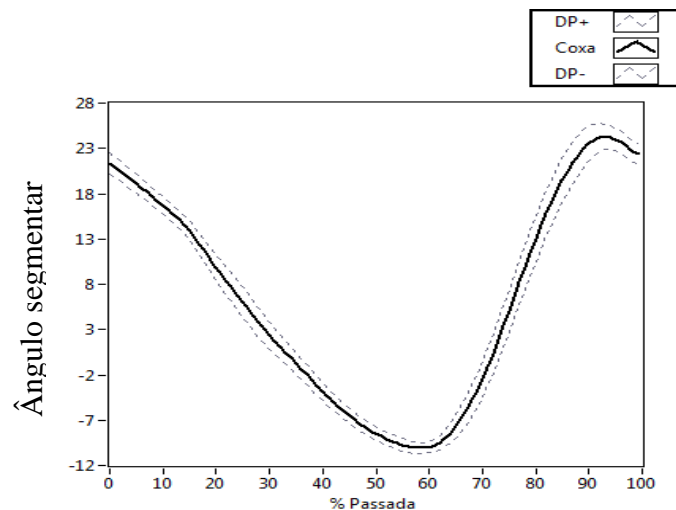


Figura 9: Exemplo de curva do deslocamento angular do segmento coxa. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

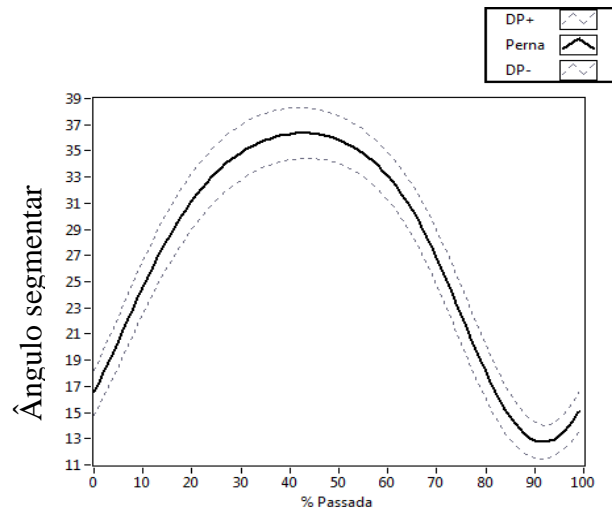


Figura 10: Exemplo de curva do deslocamento angular do segmento perna. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

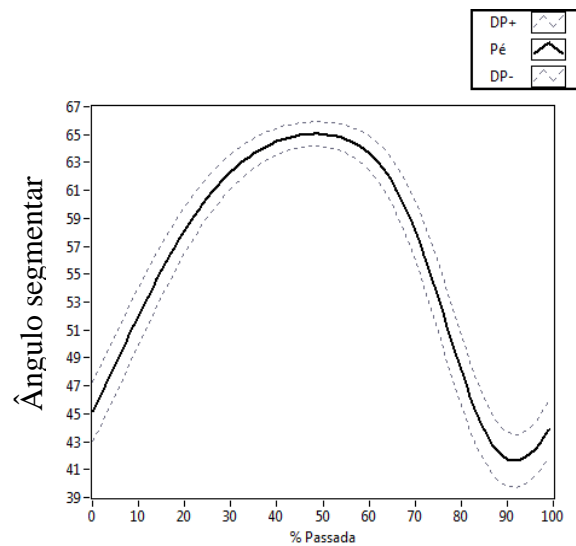


Figura 11: Exemplo de curva de deslocamento angular do segmento pé. Valores relativos a um sujeito do grupo controle a  $3\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ .

### 4.3 ECONOMIA DE MOVIMENTO

A economia de movimento será considerada como o custo de transporte, calculado em  $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ .

## Custo de transporte

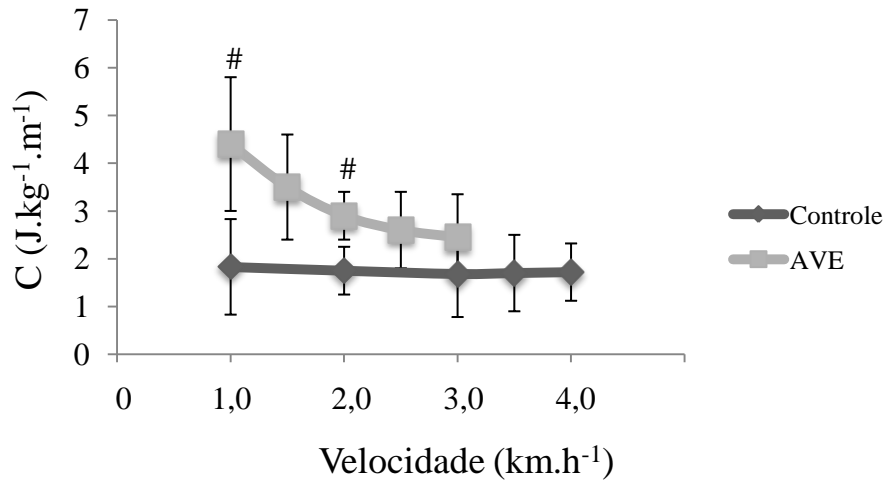


Figura 12: Média e desvio padrão do Custo de Transporte ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ ) para o grupo controle (linha cinza escura) e para o grupo AVE (linha cinza clara). # representa diferença significativa entre os grupos na mesma velocidade.

Os resultados para  $C$  demonstram, de forma geral, que o  $C$  é menor no grupo controle e diminui com o aumento da velocidade para ambos os grupos. Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos nas velocidades de  $1km.h^{-1}$  ( $p = 0,047$ ) e de  $2 km.h^{-1}$  ( $p = 0,014$ ). Pacientes com disfunção motora comumente escolhem velocidades mais baixas de caminhada, fato relacionado ao medo de quedas ou dificuldade de coordenação (ZAMPARO *et al.*, 1995; PARVATANENI, 2009). Os resultados do presente estudo, entretanto, demonstraram que o custo de transporte é maior nas menores velocidades, principalmente para o grupo AVE, o que pode ser considerado um fator determinante para a capacidade de resistência aeróbia, pois leva a um menor período de atividade.

Sabe-se que sujeitos saudáveis escolhem uma velocidade de caminhada na qual ocorre um menor custo de transporte, essa velocidade é chamada de velocidade ótima (MARGARIA, 1938). No presente estudo, o grupo hemiparético apresentou a média do  $C$  mais baixo na velocidade de  $3km.h^{-1}$ , que é uma velocidade maior do que a auto-selecionada (média de  $2km.h^{-1}$ ). Pacientes com sequelas motoras decorrentes de AVEi parecem, portanto, adotar outra estratégia biomecânica para escolherem sua velocidade auto-selecionada. Esse fato pode estar relacionado com os resultados encontrados para a estabilidade dinâmica global, pois com o aumento da velocidade houve também o aumento desta estabilidade (diminuição de  $CoVCP$  e  $CoVFP$ ). Outros estudos estabelecem essa relação direta de estabilidade dinâmica e  $C$ , ou seja, quanto maior a estabilidade dinâmica, menor o  $C$ , provavelmente devido a um padrão

locomotor mais simétrico, principalmente nos parâmetros espaço-temporais (HARRIS-LOVE *et al.*, 2001; OLIVEIRA *et al.*, 2011; BONA, 2011).

Outro fato que pode contribuir para o maior C no grupo hemiparético é que o sistema pendular de minimização de gasto de energia é prejudicado nestes pacientes (DETREMBLEUR, 2003). O que faz com que os pacientes realizem compensações para minimizar o gasto energético adicional. A competência e prejuízos associados a essas compensações dependem, de forma geral, do quanto as habilidades motoras foram afetadas após o AVEi, da condição cardiovascular e musculoesquelética do paciente. Por esses motivos, percebe-se a importância de avaliar a caminhada em diferentes velocidades, e não apenas na auto-selecionada, pois isso pode mostrar onde estão os déficits da função locomotora que não são evidenciados na velocidade auto-selecionada, que é geralmente avaliada (JONKERS *et al.*, 2009).

Portanto, é importante, em um período de readaptação de caminhada de pacientes hemiparéticos, proporcionar uma estratégia que possa melhorar a capacidade de aumentar a velocidade de progressão, pois pode refletir em ganhos sobre o C. O treinamento em esteira é um método eficaz para melhorar a capacidade cardiovascular, promover aumento de força dos membros inferiores e diminuição das assimetrias dos parâmetros espaço-temporais da caminhada (TYRELL *et al.*, 2011).

## 5 CONCLUSÃO

A velocidade de caminhada é um importante fator de análise da estabilidade dinâmica e do custo de transporte tanto para sujeitos saudáveis quanto para sujeitos com sequelas motoras decorrentes do AVEi. Com o aumento da velocidade, principalmente a partir de  $2\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ , é possível observar o aumento da estabilidade dinâmica global e um menor custo de transporte.

Portanto, sugere-se que seja realizada avaliação da estabilidade dinâmica a partir de análise cinemática, com aumento gradual (de forma crônica) da velocidade de caminhada. O objetivo é que a caminhada seja desempenhada com maior estabilidade, diminuindo, assim, o risco de quedas e, além disso, realizada com um menor custo de transporte.

## 6 REFERÊNCIAS

(AHA) AMERICAN HEARTH ASSOCIATION. **Hearth and Stroke Statistical Update**. The Association. 1998.

ABEL, M. F., DAMIANO, D. L. Strategies for Increasing Walking Speed in Diplegic Cerebral Palsy. **Journal Orthopaedics**, v. 16, p 753-758. 1996.

ANDERSSON, O., GRILLNER, S. Peripheral control of the cat's step cycle. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 118, p. 229-239. 1983.

ANDRIACCHI, T. P. e MIKOSZ, R. P. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. **Basic Orthopaedic Biomechanics**. 1. ed., New York, Raven Press, p. 51-92 R. 1991.

ARABADJIS, P. G., HEFFNER, R. R., E PENDERGAST, D. R. Morphologic and functional alterations in aging rat muscle. **Journar of Neuropathology and Experimental Neurology**, v. 49, p. 600-609. 1990.

BARELA, J. A., WHITALL, J., BLACK, P., CLARK, J. E. An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait. **Human Movement Science**, v. 19, p. 251-273. 2000.

BEAUCHET, O. *et al.* Gait Variability among Healthy Adults: Low and High Stride-to-Stride Variability Are Both a Reflection of Gait Stability. **Journal Gerontology**, v. 55, n. 6, p. 702-706. 2009.

BEAUCHET, O., ALLALI, G., ANNWEILER, C., BRIDENBAUGH, S. *et al.* Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. **Journal Gerontology**, v. 55, n. 6, p. 702-706. 2009.

BLAXTER, K. **Energy metabolism in animals and man**. Cambridge, UK: Cambridge University Press. 1989.

BONA, R. L. **Efeitos da velocidade nos parâmetros mecânicos e energéticos da locomoção de amputados transfemorais.** Dissertação de mestrado. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2011.

BRANDSTATER, M. E., DE BRUIN H., GOWLAND C., *et al.* Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 64, p. 583-587. 1983.

CAVAGNA, G. A. e MARGARIA, R. Mechanics of walking. **Journal of Applied Physiology**, v. 21, p. 271-278. 1963.

CUNNINGHAM D. A., MORRISON D., RICE C. L., COOKE C. Ageing and isokinetic plantar flexion. **European Journal of Applied Physiology**, v. 56(1), p. 24-29. 1987.

DEAN, J. C.; KUO, A., D.; ALEXANDER, N., B. Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed. **Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Science**, v. 59A. n. 3, p. 286-292. 2004.

DESCHENES, M. R. Effects of aging on muscle fibres type and size. **Sports Medicine**, v. 34, n. 12, p. 809-824. 2004.

DETREMBLEUR, C., F. DIERICK. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. **Gait and Posture**, v.18, n.2, p.47-55. 2003.

DREWES, L. K; McKEON, P. O; PAOLINI G. *et al.* Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability. **Journal Sport Rehabilitation**, v. 18, n. 3, p. 375–388. 2009.

DUXBURY, A. S. Gait disorders and fall risk: detection and prevention. **Computer Therapy**, v. 26 (4): p. 238-245. 2000.

EKE-OKORO, S. T. A critical point for the onset of falls in the elderly. **Journal of Gerontology**, v. 46, p. 88-92. 2000.

ENGLAND S. A., GRANATA K. P. The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. **Gait Posture**, v. 25, p. 172–8. 2006.

FERBER, R., KENDALL, K. D., FARR, L. Changes in knee biomechanics after a hip-abductor strengthening protocol for runners with patellofemoral pain syndrome. **Journal of Athletic Training**, v. 46, n. 2, p. 142-149. 2011.

FERNANDEZ, A. M., PAILHOUS, J. & SERRATRICE, G. **Locomotion in the elderly: Development adaptation and modulation of posture and locomotion**. Amsterdam: Elsevier, p. 115-124. 1998.

FRONTERA, W. R., HUGHES, V. A., FIELDING, R. A. Aging of skeletal muscle: a 12-year longitudinal study. **Journal Apply Physiology**, v. 88, p. 1321-1326. 2000.

GARDNER, M.; ROBERTSON, M.; CAMPBELL, A. Exercise in preventing falls and fall related injuries in older people: a review of randomized controlled trials. **British Journal of Sports Medicine**, v. 34, p. 7-17. 2000.

GREEN, H. J. Characteristics of aging human skeletal muscles. In J. R. Sutton e R. M. Brock (Eds.) **Sports medicine for the mature athlete**. Indianapolis: Barchmarl Press. p. 17-26. 1986.

HAGEMAN, P. A., BLANKE, D. J. Comparison of gait of young women and elderly women. **Physical Therapy**, v. 66, p. 1382-1387. 1986.

HAMILL, J. VAN EMMERIK R. E., HEIDERSCHEIT B.C., LI L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics** (Bristol, Avon), v. 14, n. 5, p. 297–308. 1999.

HARRIS-LOVE, M. L., FORRESTER, L. W., MACKO, R. F. *et al.* Hemiparetic gait parameters in overground versus treadmill walking. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 15, n. 2, p. 105-112. 2001.



HAUSDORFF, J. M. Gait variability: methods, modeling, and meaning. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 2:19. 2005.

HAUSDORFF, J.M., DEAN, A., RIOS, B.S., HELEN, K., EDELBERG, M. D. Gait Variability and Fall Risk in Community-Living Older Adults: A 1-Year Prospective Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 1050-1056. 2001.

HEIDERSCHEIT, B. C. Movement variability as a clinical measure for locomotion. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 16, p. 419-427. 2000.

HILL, K., M. VANDERVOORT A., A. KRAMER J, F. Reproducibility of performance on a test of postural responses in healthy elderly females. **Physiotherapy Canada**, v. 42, p. 61-67. 1990.

HOFFMAN, M. D., SHELDAHL, L. M., BULEY, K. J. e SANDFORD, P. R. Physiological comparison of walking among bilateral above-knee amputee and able-bodied subjects, and a model to account for the differences in metabolic cost. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 78, p. 385-392. 1997.

HOYT, D. F. e TAYLOR, C. R. Gait and energetics of locomotion in horses. **Nature**, v. 292, p. 239-240. 1981.

JONES, L. M., WATERS, D. E., LEGGE, M. Walking speed at self-selected exercise pace is lower but energy cost higher in older versus younger women. **Journal of Physical Activity and Health**, v. 6, p.327-332. 2009.

JONES, L. M., WATERS, D., LEGGE, M. Walking Speed at Self-Selected Exercise Pace Is Lower but Energy Cost Higher In Older Versus Younger Women. **Journal of Physical Activity and Health**, v. 6, p.327-332. 2009.

JONKERS, I., DELP, S., PATTEN, C. Capacity to increase walking speed is limited by impaired hip and ankle power generation in lower functioning persons post-strokes. **Gait and Posture**, v. 29, p. 129-137. 2009.

JORDAN, K., CHALLILS, J. H., NEWELL, K. M. Walking speed influences on gait cycle variability. **Gait and Posture**, v. 26, n. 1, p. 128-134. 2007.

JORGENSEN, H. S., NAKAYAMA, H., RAASCHOU, H. O. *et al.* Recovery of walking function in stroke patients: the Compenhagen Stroke Study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, p. 27-32. 1995.

KABADA, M., RAMAKRISHNAN, H., WOOTTEN, M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopedic Research**, v. 8, p. 383-392. 1990.

KONRAD, H. R., GIRARDI, M., HELFERT, R. **Balance and aging**. *Laryngoscope*, v. 109, n.9, p. 1454-1460, 1999.

LAMONTAGNE, A., MALOUIN, F., RICHARDS, C. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, p. 351-358. 2000.

LARISH, D. D., MARTIN, P. E., MUNGIOLE, M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. Central determinants of age-related declines in motor function: **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 515, p. 18-31. 1988.

LEXELL J., HENRIKSSON-LARSEN, K., WIMBLAD, B., SJÖSTRÖM, M. Distribution of different fiber types in human skeletal muscles: Effects of aging studies in whole muscle cross-sections. **Muscle and Nerve**, v. 6, p. 588-595. 1983.

LOWE, D. A., SUREK, J. T., THOMAS, D. D., THOMPSON, L. V. ELECTRON. Paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. **American Journal of Physiology Cell Physiology**, v. 280 (3: C), p. 540-547. 2001.

MALATESTA, D., SIMAR, D., DAUVILLIER, Y. *et al.* Energy cost of walking and gait instability in healthy 65 and 80 year-olds. **Journal of Applied Physiology**, v. 95, p. 2248–2256. 2003.

MARGARIA, R. Sulla fisiologia, e specialmente sul consumo energetico, della marcia e della corsa a varie velocita ed inclinazioni del terreno. **Atti Accademia Nazionale Lincei Classe Memorie**, v. 7, p. 299–368. 1938.

MIAN, O. S., THOM, J. M., ARDIGO L. P., NARICI, M. V., MINETTI A. E. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiologica**, v. 186, p. 127–139. 2006.

MOLEN, H. H. **Problems on the evaluation of gait**. Institute of Biomechanics and experimental Rehabilitation, Free University, Amsterdam. 1973.

MORSE, C. I., THOM, J. M., REEVES, N. D., BIRCH, K. M., NARICI, M.V. In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **Journal Apply Physiology**, v. 99, 3, p. 1050-1055. 2005.

MURRAY, M., KORY, P., ROSS, C., CLARKSON, B. H. Walking patterns in healthy old men. **Journals of Gerontology**, v. 24, p. 169-178. 1969.

MURTAGH, E., COLIN, B. Speed and Exercise Intensity of Recreational Walkers. **Preventive Medicine**, v.35, p. 397-400. 2002.

NEPTUNE, R. R., KAUTZ, S. A., ZAJAC, F. E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. **Journal of Biomechanics**, v. 34 (11), p. 1387-1398. 2001.

NEWELL, K. M., CORCOS D. M. Issues in variability and motor control. In: Newell KM, Corcos DM, editors. Variability and motor control. Champaign: **Human Kinetics Publishers**. 1993.

OCHALA, J., DORER, D. J., FRONTERA, W. R., KRIVICKAS, L. S. Single skeletal muscle fiber behavior after a quick stretch in young and older men: a possible explanation of the relative preservation of eccentric force in old age. **Pflügers Archiv European Journal ff Physiology**, v. 452, p. 464-470. 2006.

OLIVEIRA, H. B., SCHUCH, C. P., BALBINOT, G., FARIA, M. 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**, v. 1, p. 76-81. 2011.

OLNEY, S. J. e RICHARDS, C. L. Hemiplegic gait following stroke: Part I: Characteristics. **Gait Posture**, v. 4, p. 136-148. 1996.

PARVATANENI, L., PLOEG, L., *et al.* Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus overground walking in healthy older adults. **Clinical Biomechanics**, v. 24, n.1, p. 95-100. 2009.

PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. **Energetic and mechanics of human walking and running with special reference to locomotion on gradient and effects of age**. Tese de doutorado. Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. 2008.

PHILLIPS, S. K., BRUCE, S. A., WOLEDGE, R. C. In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. **Journal of Physiology**, v. 437, p. 63-70. 1991.

PIRES, S., GAGLIARDI, R., e GORZONI, M. Estudo das frequências dos principais fatores de risco para acidente vascular cerebral isquêmico em idosos. **Arquivos de Neuropsiquiatria**, v. 62, p. 844-851. 2004.

POUSSON, M., LEPERS, R., VAN HOECKE, J. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Experimental Gerontology**, v. 36(10), p. 1687-1698. 2001.

ROSE, J., GAMBLE, J. G. **Human Walking**. 2. ed., London, Williams & Wilkins. 1994.

SAIBENE, F. e MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal Applied Physiology**, v. 88, p. 297-316. 2003.

SIXT, E., LANDAHL, S. Postural disturbances in a 75-years-old population: I. Prevalence and functional consequences. **Age and Ageing**, v. 16, n.6, p. 393-398, 1987.

SPIRDUSO, W. W. **Dimensões físicas do envelhecimento**. Barueri: Manole, 2005.

STOQUART, G., C. DETREMBLEUR, *et al.* Efficiency of work production by spastic muscles. **Gait and Posture**, v.22, p.331-337. 2005.

THOM, T., HAASE, N., ROSAMOND, W., HOWARD, V. Hearth disease and stroke statistics. **Journal of the American Hearth Association**, v. 6, p. 86-151. 2006.

TYRELL, C. M., ROOS, M. A., RUDOLF, K. S., REISMAN, D. S. Influence of systematic increases in treadmill walking speed on gait kinematics after stroke. **Physiology Therapy**, v. 91, p. 392-403. 2011.

VANDERVOORT, A. A. e HAYES, K. C. Plantarflexor muscle function in yound and elderly women. **European Journal of Applied Physiology**, v. 58, p. 389-394. 1989.

VANDERVOORT, A. A., KRAMER, J. F., WHARRAM, E. R. Eccentric knee strength of elderly females. **Journal Gerontology**, v. 45(4B), p. 125-128. 1990.

WALL, J. C., TURNBULL, G. I. Gait asymmetries in residual hemiplegia. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 67, p. 550-553. 1986.

WHIPPLE R. H., WOLFSON, L.I., AMERMAN, P. M. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: An isokinetic study. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 35, p. 13-20. 1987.

WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. New Jersey. John Wiley & Sons. 2005.

YOUNG, A., STOKES, M., CROWE, M. The size and strength of the quadriceps muscles of old and young men. **Clinical Physiology**, v. 5, p. 143-146. 1985.

ZAMPARO, P., M. FRANCESCATO. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.5, n.6, p.348-352. 1995.

[http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia\\_visualiza.php?id\\_noticia=1272](http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=1272)

**APÊNDICE A****FICHA DADOS INDIVIDUAIS**

Nome: \_\_\_\_\_.

Idade: \_\_\_\_\_.

Data de avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_.

Sexo ( )F ( )M

FC repouso: \_\_\_\_\_ FC atividade: \_\_\_\_\_

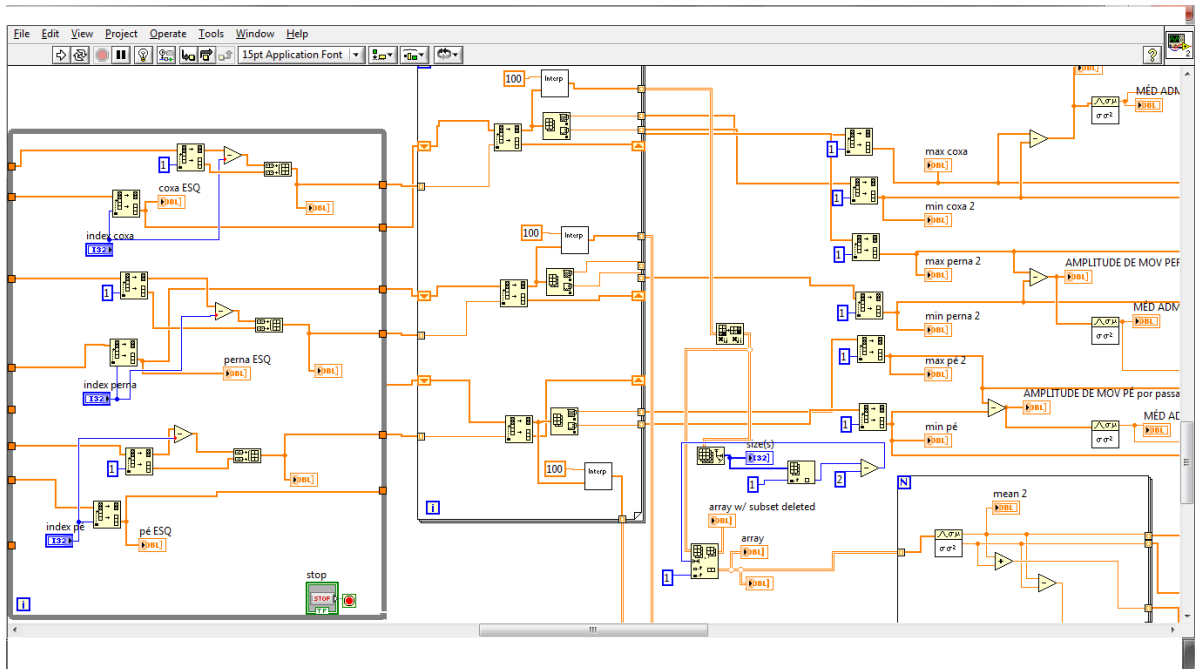
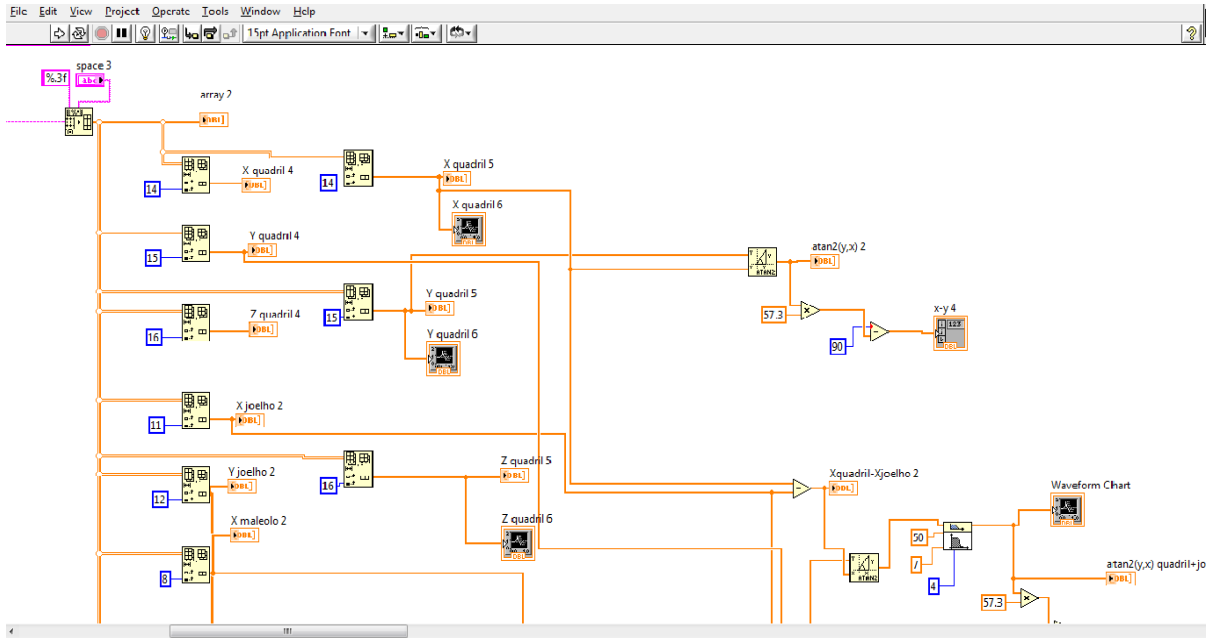
Massa Corporal:

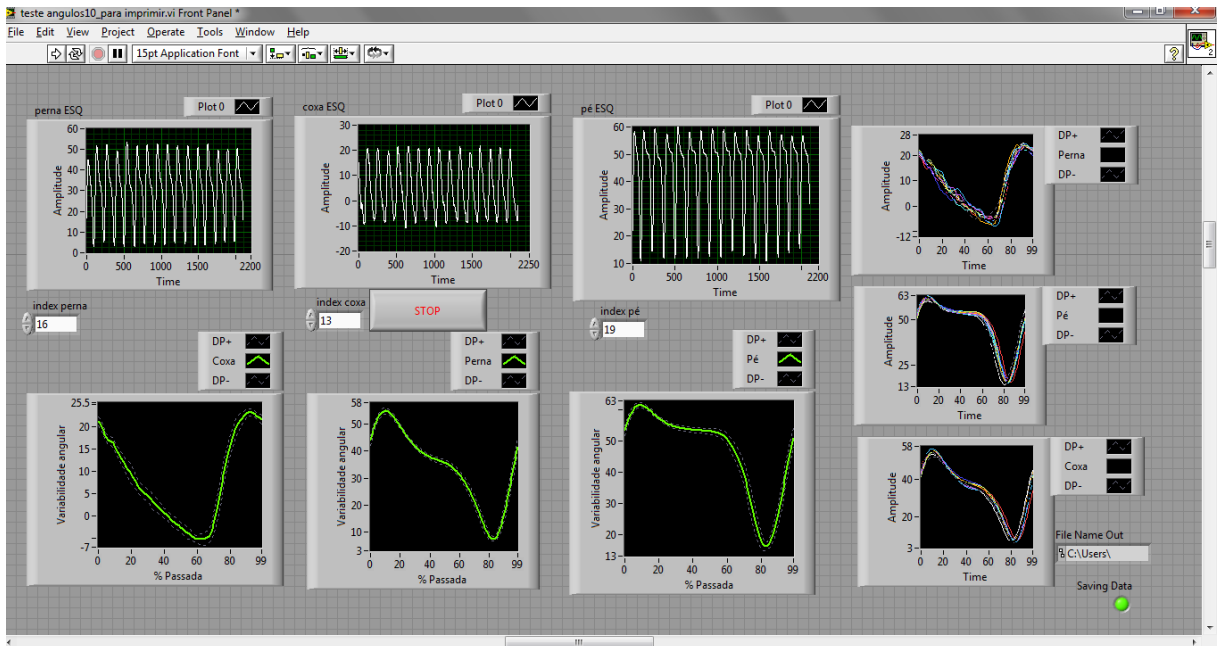
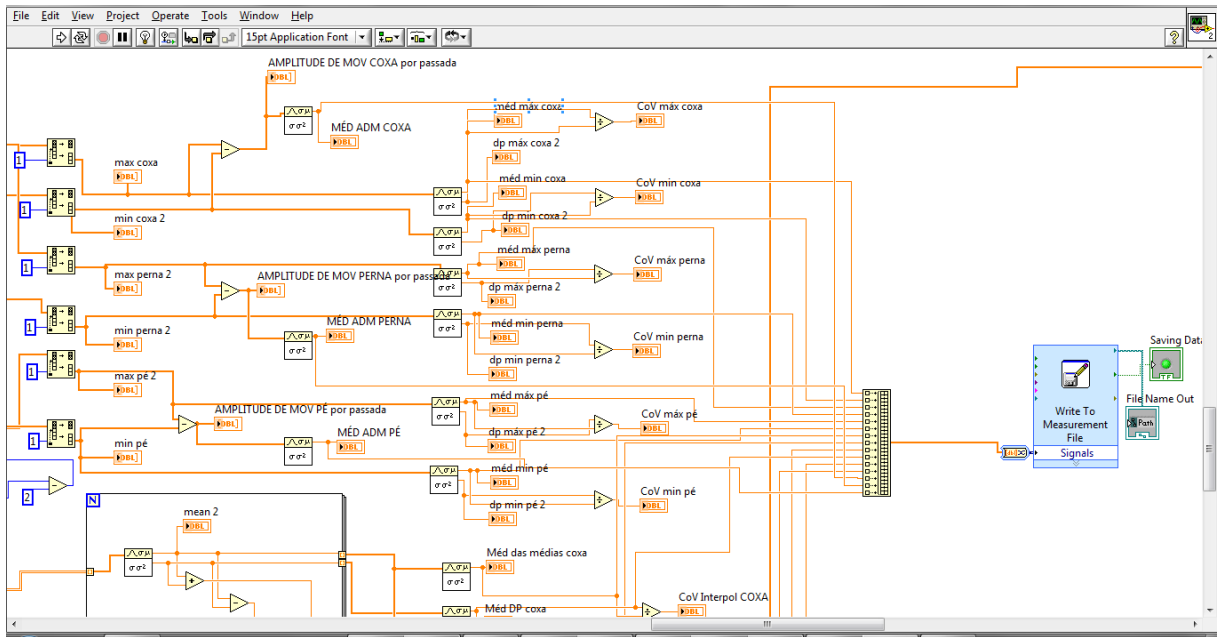
Estatura:

Comprimento de Membro inferior:

## APÊNDICE B

Rotina matemática desenvolvida no *software LabVIEW*, versão 8.5, para cálculos de estabilidade global e parâmetros cinemáticos analisados.







### APÊNDICE C

Tabela média e DP de CoVCP e CoVFP para o grupo Controle.

<b>Velocidade (km.h<sup>-1</sup>)</b>	<b>Média CoVCP</b>	<b>DP</b>	<b>Média CoVFP</b>	<b>DP</b>
<b>1,0</b>	3,60	0,41	3,70	1,24
<b>2,0</b>	2,72	0,26	2,71	0,83
<b>3,0</b>	2,14	0,28	2,24	0,83
<b>3,5</b>	2,01	0,30	1,98	0,62
<b>4,0</b>	1,78	0,09	1,89	0,47

Tabela média e DP de CoVCP e CoVFP para o grupo AVE.

<b>Velocidade (km.h<sup>-1</sup>)</b>	<b>Média CoVCP</b>	<b>DP</b>	<b>Média CoVFP</b>	<b>DP</b>
<b>1,0</b>	5,02	1,08	4,03	0,88
<b>1,5</b>	4,27	1,22	3,82	1,62
<b>2,0</b>	3,33	0,62	2,60	1,16
<b>2,5</b>	2,96	0,60	2,48	0,72
<b>3,0</b>	2,28	0,63	2,13	1,01

## ANEXO 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO – TCLE

Instituição de Pesquisa: Universidade Federal do Rio Grande do Sul

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 adultos com idade entre 50 e 70 que tenham sofrido acidente vascular encefálico isquêmico e sujeitos com a mesma faixa etária sem o acometimento do AVE (controle). O objetivo da pesquisa é analisar e comparar como se comportam a estabilidade dinâmica, a cinemática e o quanto se gasta de energia na caminhada de sujeitos com sem comprometimento de caminhada.

Os procedimentos serão realizados em dois dias consistindo em: 1º dia: Avaliação e familiarização com equipamentos; os sujeitos passarão por avaliações antropométricas (massa corporal, estatura, comprimento da perna). Posteriormente, o sujeito caminhará sobre um trajeto marcado no chão definido pelo pesquisador, onde será cronometrado em quanto tempo percorre aquele trajeto, desta forma será definida a velocidade preferida do sujeito. Outras 4 velocidades serão avaliadas. Estas 5 velocidades (escolhidas de forma aleatória) serão testadas em esteira durante 5 minutos. Haverá um intervalo de dois minutos entre uma caminhada e outra. 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). Durante a caminhada sobre a esteira ocorrerá a filmagem do evento, sem utilização das imagens para divulgação. Os dados serão mantidos em sigilo e será garantido o anonimato dos participantes do estudo. O intervalo entre o 1º dia (pré-teste) e o 2º dia (protocolo principal), será de uma semana.

Esta pesquisa não oferece qualquer benefício aos sujeitos para participação no estudo. Contudo, busca-se contribuir com avanços no conhecimento para a área da Locomoção de Humanos.

De acordo com a necessidade, o pesquisador 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 do pesquisador, de forma que sentindo qualquer desconforto durante a realização da caminhada o teste será interrompido.

Posso em qualquer momento entrar em contato com os pesquisadores responsáveis caso haja algum efeito inesperado que possa prejudicar o 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 Henrique Bianchi Oliveira, aluno da Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Telefone para contato: 51-99081981 ou 51-32393674. Telefone do Professor orientador: 51-84063793. Telefone do LAPEX ESEF/UFRGS: 51-33085817. Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa/UFRGS: 51-33083629.

Eu, \_\_\_\_\_ declaro que fui satisfatoriamente esclarecido pelos pesquisadores, em relação à participação no projeto de pesquisa: **ESTABILIDADE DINÂMICA, CINEMÁTICA E CUSTO DE TRANSPORTE DA CAMINHADA: ANÁLISE COMPARATIVA ENTRE GRUPO CONTROLE E HEMIPARÉTICO**

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

Porto Alegre, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2011.

Assinatura do participante \_\_\_\_\_ .

## ANEXO 2

## 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 **última 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 **última 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 última 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 última semana.

**2c.** Em quantos dias da última 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 última 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 última 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 última 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 ultima 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 ultima 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