

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**MOMENTOS ARTICULARES DURANTE A MARCHA  
DE HEMIPLÉGICOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR  
ENCEFÁLICO**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Carla Emilia Rossato**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2015**

# **MOMENTOS ARTICULARES DURANTE A MARCHA DE HEMIPLÉGICOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

**Carla Emilia Rossato**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Área de Concentração Educação Física, Saúde e Sociedade, linha de pesquisa em Aspectos Biológicos e Comportamentais da Educação Física e da Saúde, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de  
**Mestre em Educação Física**

**Orientador: Prof. Dr. Carlos Bolli Mota**

**Santa Maria, RS, Brasil**

**2015**

Ficha catalográfica elaborada através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Central da UFSM, com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Rossato , Carla Emilia  
MOMENTOS ARTICULARES DURANTE A MARCHA DE HEMIPLÉGICOS  
PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO / Carla Emilia Rossato  
.-2015.  
92 p.; 30cm

Orientador: Carlos Bolli Mota  
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa  
Maria, Centro de Educação Física e desportos, Programa de  
Pós-Graduação em Educação Física, RS, 2015

1. Hemiplegia 2. Marcha 3. Dinâmica Inversa 4.  
Momento Articular I. Mota , Carlos Bolli II. Título.

---

© 2015

Todos os direitos autorais reservados a Carla Emilia Rossato. A reprodução de partes ou do todo deste trabalho só poderá ser feita mediante a citação da fonte.  
E-mail: carlinharossato@gmail.com

---

**Universidade Federal de Santa Maria  
Centro de Educação Física e Desportos  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física**

A comissão examinadora, abaixo assinada,  
aprova a dissertação de mestrado


**MOMENTOS ARTICULARES DURANTE A MARCHA DE HEMIPLÉGICOS PÓS-  
ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

Elaborada por  
**Carla Emilia Rossato**

**Como requisito parcial para obtenção do grau de  
Mestre em Educação Física**

**COMISSÃO EXAMINADORA:**

  
**Carlos Bolli Mota, Dr  
(Presidente/Orientador)**

  
**Felipe Pivetta Carpes, Dr (UNIPAMPA)**

  
**Rodrigo Rico Bini, Dr (EsEFEx)**

**Santa Maria, 19 de março de 2015.**

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, pelas inúmeras oportunidades de crescimento que tem colocado em meu caminho.

À minha família, minha primeira escola, especialmente aos meus pais e irmãos, obrigada pelo apoio e incentivo na busca de meus sonhos.

Ao meu orientador, Prof. Carlos Bolli Mota, agradeço por todos os ensinamentos e pelo exemplo de mestre, pesquisador e ser humano. Obrigada pelo apoio, amizade e incentivo em todos os momentos e pelas oportunidades de aprendizagem que me proporcionou.

Ao meu coorientador e amigo Mateus Corrêa Silveira, não tenho palavras para agradecer toda ajuda que me foi dada durante estes dois anos; sem sua ajuda nada disso seria possível. Você é um exemplo de pesquisador e de ser humano, de uma humildade e simplicidade admirável; a você, meu muito obrigada de coração.

Aos colegas do Laboratório de Biomecânica, principalmente àquela turma da convivência diária e aqueles que já alçaram voos, obrigada pelo companheirismo e por terem contribuído para o meu crescimento; foi muito bom passar este tempo com vocês.

Aos voluntários do estudo, obrigada pela disposição, paciência e pela confiança em mim depositada.

À Estele, ao Eduardo, ao Tiago e ao Daniel, pela ajuda no transporte dos voluntários.

Aos meus amigos que, muitas vezes, mesmo longe, incentivaram-me, torceram por mim e me acompanharam durante todo o curso.

À FAPERGS, pela concessão da bolsa de estudos durante o mestrado.

Aos membros da banca, que gentilmente aceitaram ler meu trabalho e contribuir na sua construção: Ao professor Rodrigo Rico Bini, que sempre se dispôs a tirar minhas dúvidas no decorrer de todo mestrado; à professora Ana Lucia Cervi Prado, pela ajuda na elaboração do projeto e busca por voluntários; e ao professor Felipe Pivetta Carpes, que, na entrevista para ingresso no mestrado, sugeriu o estudo deste tema.

“A verdadeira viagem de descobrimento não consiste em procurar novas paisagens, mas em ter novos olhos”.

(Marcel Proust)

## RESUMO

Dissertação de Mestrado  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física  
Universidade Federal de Santa Maria

### **MOMENTOS ARTICULARES DURANTE A MARCHA DE HEMIPLÉGICOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR ENCEFÁLICO**

AUTORA: CARLA EMILIA ROSSATO

ORIENTADOR: CARLOS BOLLI MOTA

Data e Local da defesa: Santa Maria, 19 de março de 2015.

Pessoas que sofreram Acidente Vascular Encefálico (AVE) frequentemente apresentam dificuldade durante a marcha. Um dos motivos para tal é a hemiplegia, que é o principal comprometimento motor ocasionado pelo AVE. A hemiplegia gera assimetrias corporais que muitas vezes podem resultar em compensações e sobrecargas em um dos hemicorpos, deixando os indivíduos suscetíveis a momentos articulares desproporcionais e/ou exagerados nos membros afetado e não afetado. O objetivo deste estudo foi analisar a mecânica articular durante a marcha de hemiplégicos, pós-AVE. A amostra foi composta por 28 sujeitos hemiplégicos e 22 sujeitos sem hemiplegia. Foram obtidas grandezas cinéticas e cinemáticas da marcha para posterior cálculo dos momentos articulares utilizando o método de dinâmica inversa. Os indivíduos hemiplégicos foram divididos em dois grupos: grupo rápido e grupo lento, de acordo com a velocidade autosselecionada adotada, e os sujeitos sem hemiplegia constituíram o terceiro grupo. As comparações foram realizadas entre os três grupos e entre os membros afetado e não afetado do grupo hemiplégico. Os resultados mostraram curvas de momentos articulares similares para indivíduos hemiplégicos e sujeitos sem hemiplegia. Ainda assim, um maior número de diferenças foi encontrado nos momentos articulares entre grupos e estas se fizeram mais presentes no início da fase de apoio. Nas comparações entre os membros hemiplégico e não hemiplégico poucas diferenças foram encontradas. Conclui-se que pessoas que sofreram AVE estão suscetíveis a alterações nos momentos articulares, sendo estas alterações mais evidentes no grupo hemiplégico que adotou uma velocidade de caminhada mais rápida. Isso ocorre porque a velocidade de caminhada é um fator interveniente para o cálculo dos momentos articulares.

**Palavras-chave:** Hemiplegia. Marcha. Dinâmica Inversa. Momento Articular.

## **ABSTRACT**

Master Dissertation  
Postgraduate Program in Physical Education  
Federal University of Santa Maria

### **JOINT MOMENTS DURING WALKING OF HEMIPLEGIC POST-STROKE SURVIVORS**

AUTHOR: CARLA EMILIA ROSSATO  
SUPERVISOR: CARLOS BOLLI MOTA

Place and date of presentation: Santa Maria, March 19<sup>th</sup> 2015.

People who have suffered stroke often have difficulty during walking. One of the reasons is hemiplegia, which is the main motor impairment caused by stroke. Hemiplegia generates asymmetries in limb control that often can result in compensation and overload in one of the hemisphere, leaving individuals susceptible to joint moments and/or exaggerated in both affected and unaffected limbs. The objective of this study was to analyze joint mechanics during hemiplegic gait, post-stroke. The sample was composed of 28 hemiplegic subjects and 22 subjects without hemiplegia. Kinetic and kinematic gait magnitudes were obtained for subsequent calculation of joint moments via inverse dynamics method. The hemiplegic individuals were divided into two groups: fast group and slow group, according to their self selected speed adopted during the data collection, and subjects without hemiplegia took part of the third group. Comparisons were conducted between groups and between the affected and unaffected members in the hemiplegic group. The results showed similar joint moments patterns between hemiplegic individuals and subjects without hemiplegia. Nevertheless, a higher number of differences were found in joint moments between groups and it became more evident at the beginning of the stance phase. Few differences were found on comparisons between the affected and unaffected limbs within the hemiplegic group. We concluded that people who have suffered strokes are susceptible to changes in joint moments, being more evident in hemiplegic individuals who adopted a faster walking speed. It occurs because the walking speed is an intervening factor for the calculation of joint moments.

**Keywords:** Hemiplegic. Walking. Inverse Dynamic. Joint Moments



## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Comparações entre grupos. ....	45
--	----

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Definição das equações do movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa.....	29
Figura 2: Fluxograma dos procedimentos de coleta.....	39
Figura 3: Medida da perna utilizada para TSL.....	41
Figura 4: Posição adotada durante o TSL e instrumentos utilizados.....	42
Figura 5: Fluxograma para obtenção dos momentos articulares.....	43
Figura 6: Momentos articulares entre grupos. ....	47
Figura 7: Momentos articulares intragrupos. ....	49

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de variância
AVE	Acidente Vascular Encefálico
AVD	Atividades de Vida Diária
Hz	Hertz, unidade de medida de frequência
kg	Quilograma, unidade de medida de massa
kg/f	Quilograma Força, unidade de medida de peso
s	Segundo, unidade de medida de tempo
m	Metro, unidade de medida de comprimento
cm	Centímetro, unidade de medida de comprimento
°	Graus, unidade de medida de ângulo
m/s	Metro por segundo, unidade de medida da velocidade
g	Aceleração da gravidade
p	Probabilidade
$\alpha$	Nível de significância da pesquisa
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
MI	Membro Inferior
ME	Membro Superior
UFSM	Universidade Federal de Santa Maria
UNIFRA	Centro Universitário Franciscano
GH	Grupo Hemiplégico
GHR	Grupo Hemiplégico Rápido
GHL	Grupo Hemiplégico Lento
GNH	Grupo não Hemiplégico
ACO	Membro acometido pela hemiplégico
NACO	Membro não acometido pela hemiplégico
F	Sexo Feminino
M	Sexo Masculino
EFM	Escala de Avaliação de Fugl-Meyer
TSL	Teste de Sentar e Levantar
LABIOMEC	Laboratório de Biomecânica
Nm	Unidade de momento articular

Nm/kg      Unidade de medida de momento articular normalizada pela massa corporal

DP          Desvio Padrão

## LISTA DE ANEXOS

Anexo A – Escala de avaliação de Fugl-Meyer (EFM).....	86
Anexo B – Escala de Ashworth.....	90
Anexo C – Modelo plug in gait .....	91
Anexo D – Tabela antropométrica proposta por Winter (1991). .....	92

## LISTA DE APÊNDICES

Apêndice A – Termo de consentimento livre e esclarecido .....	74
Apêndice B – Características dos grupos hemiplégicos.....	77
Apêndice C – Ficha para anamnese .....	79
Apêndice D – Ficha de avaliação antropométrica .....	80
Apêndice E – Análise estatística .....	81
Apêndice F – Valores das variáveis analisadas .....	82

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>17</b>
1.1	Natureza do problema .....	17
1.2	Delimitação do tema .....	19
1.3	Fundamentação teórica .....	19
1.3.1	Acidente Vascular Encefálico e Hemiplegia.....	20
1.3.2	Marcha e hemiplegia.....	21
1.3.3	Dinâmica Inversa .....	27
1.4	Justificativa .....	30
1.5	Objetivos.....	31
1.5.1	Objetivo geral.....	31
1.5.2	Objetivos específicos .....	32
<b>2</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>33</b>
2.1	Caracterização da Pesquisa .....	33
2.2	Amostra .....	33
2.2.1	Crítérios de inclusão e exclusão .....	34
2.3	Grupo Hemiplégico .....	34
2.4	Grupo Não Hemiplégico.....	35
2.5	Instrumentos para coleta de dados.....	35
2.5.1	Para o Grupo Hemiplégico.....	35
2.5.2	Para ambos os grupos.....	35
2.6	Descrições dos Instrumentos Utilizados .....	36
2.6.1	Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM).....	36
2.6.2	Escala de Ashworth .....	37
2.6.3	Ficha de Medidas Antropométricas .....	37
2.6.4	Instrumentos para avaliação da marcha .....	37
2.7	Filtragem dos Dados.....	38
2.8	Procedimentos para coleta de dados .....	39
2.8.1	Para ambos os grupos.....	40
2.9	Descrição dos procedimentos.....	40
2.9.1	Teste de Sentar e Levantar (TSL) .....	40
2.9.2	Avaliação da marcha .....	42
2.10	Determinação dos momentos articulares.....	42
2.11	Tratamento e análise das variáveis .....	43
2.12	Análise Estatística .....	44
<b>3</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>45</b>
3.1	Características dos grupos .....	45
3.2	Comparações dos momentos articulares entre grupos.....	46
3.3	Comparações dos momentos articulares intragrupos.....	48
3.4	Principais resultados encontrados .....	50
<b>4</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>52</b>
4.1	Efeito da velocidade da marcha nos momentos articulares.....	53
4.2	Efeito das assimetrias e compensações corporais nos momentos articulares .....	54
4.3	Efeito do desempenho físico e esforço nos momentos articulares .....	57

4.4	Comportamento dos momentos articulares durante o ciclo da marcha .....	59
5	<b>CONCLUSÕES.....</b>	<b>62</b>
6	<b>APLICAÇÕES PRÁTICAS E PERSPECTIVAS FUTURAS .....</b>	<b>63</b>
	<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>64</b>
	<b>APÊNDICES .....</b>	<b>74</b>
	<b>ANEXOS .....</b>	<b>85</b>



# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Natureza do problema

O envelhecimento, somado aos fatores de risco prevalentes como hipertensão, tabagismo, dieta inadequada, inatividade física e obesidade, fazem com que o Acidente Vascular Encefálico (AVE) se torne a principal causa de morte prematura e de incapacidade entre adultos (SRIDHARAN, 2009). Segundo a Organização Mundial de Saúde, 15 milhões de pessoas sofrem AVE em todo o mundo a cada ano. Destes, cinco milhões morrem e outros cinco milhões ficam com sequelas permanentes. A pressão arterial elevada contribui para mais de 12,7 milhões de AVE em todo o mundo. Assim, a taxa global de AVE continua a ser elevada devido ao envelhecimento da população (<http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/stroke-statistics/>).

A incidência do AVE duplica a cada década de vida a partir dos 55 anos, sendo a hemiplegia um déficit importante decorrente da lesão. O AVE é considerado a terceira maior causa de morte e o maior problema de saúde pública no mundo. No Brasil, dos sujeitos que sofreram AVE, 30% necessitam de auxílio para caminhar e 20% ficam com sequelas graves e incapacitantes (OVANDO, 2010).

Os sujeitos acometidos pelo AVE frequentemente apresentam deficiência na mobilidade motora, na linguagem, no aprendizado e no comportamento emocional, o que interfere em atividades sociais, reduzindo a qualidade de vida (CARVALHO et al., 2007). A deficiência motora apresenta como principal sequela a hemiplegia, que consiste no comprometimento de um hemicorpo, um dos maiores problemas enfrentados pelos sujeitos que sofreram AVE (REZENDE et al., 2006; OTTOBONI et al. 2002).

A maior evidência do comprometimento devido à hemiplegia é a tendência em manter-se em uma posição de assimetria postural, com uma menor distribuição de peso sobre o membro afetado. Esta assimetria e a dificuldade em transferir o peso para o membro afetado interferem na capacidade de manter o controle postural, impedindo a orientação e estabilidade para realizar movimentos com o tronco e os membros (IKAI et al., 2003; SOARES et al., 2009).

Dois terços dos pacientes com AVE apresentam alguma limitação na caminhada. As características cinemáticas observadas compreendem redução da flexão do quadril, maior flexão do joelho e maior flexão plantar do tornozelo na fase do contato inicial, enquanto ocorre aumento da flexão do quadril, menor flexão do joelho e menor flexão plantar do tornozelo no momento do contato final (OLNEY e RICHARDS, 1996; MACKO et al., 2001). Também ocorrem estratégias compensatórias durante a marcha de hemiplégicos, como propulsão exagerada do membro não afetado durante a fase de balanço inicial, circundução do membro afetado, assim como um trabalho mecânico positivo exagerado durante a fase de balanço inicial e fase de balanço do membro afetado, o que contribui para o aumento do custo energético mecânico durante a marcha (CHEN et al., 2005).

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

Uma técnica que vem sendo utilizada na tentativa de estimar, de forma indireta, a sobrecarga articular é a dinâmica inversa. Esta medida indireta da carga articular parte do princípio de que o somatório absoluto dos momentos articulares, nas três articulações do membro inferior, representa toda a sobrecarga articular (MARSH, MARTIN e SANDERSON, 2000). A dinâmica inversa consiste em uma técnica que modela o corpo humano em segmentos rígidos com centro de massa fixo e articulações do tipo “dobradiça”, nas quais o eixo articular é fixo e o atrito ou mesmo o deslizamento articular são desconsiderados (HAY, 1974; WINTER, 1979; NIGG, 2007). Assumindo-se esses pressupostos, considera-se que o movimento dos segmentos ocorre respeitando as leis da mecânica postuladas por Newton.

O método da dinâmica inversa vem sendo utilizado com fins de estimar as forças e os momentos resultantes nas articulações (LOSS et al., 2002). Este método pode ser utilizado no intuito de avaliar os momentos articulares de sujeitos pós-AVE, comparando o membro afetado pela hemiplegia e o não afetado. Goldberg et al. (2013) utilizaram este método para avaliar a influência da velocidade da marcha e do suporte de peso corporal nos momentos articulares de membro inferior.

As alterações e compensações que ocorrem na marcha de hemiplégicos podem prejudicar músculos e ligamentos dos membros inferiores, podendo

predispor a lesões articulares. No estudo de Kerrigan et al. (1999), foram analisados o torque e a potência do membro não afetado de hemiplégicos pós-AVE durante a marcha. Foram estimados os torques nas articulações de quadril, joelho e tornozelo. Os resultados sugerem que, em média, a probabilidade de excesso de esforço muscular e o risco de lesão no membro não afetado são mínimos em comparação ao grupo controle, sujeitos que não sofreram AVE. No entanto, dada a variabilidade dos sujeitos estudados, os autores recomendam a análise da marcha clínica de rotina para todas as pessoas, assim como estudos que analisem os torques e as potências do membro afetado, assim como estudos longitudinais.

## **1.2 Delimitação do tema**

Há uma grande incidência de AVE, e este pode deixar sequelas como a hemiplegia. Poucos estudos existem sobre as implicações que esta desordem motora pode gerar sobre os momentos articulares. Enquanto as consequências referentes à marcha de sujeitos pós-AVE vêm sendo estudadas (SAAD et al., 1994; GUEDES & MOTA, 2000), pouca atenção tem sido dada ao impacto da hemiplegia sobre as cargas geradas nas articulações dos membros inferiores. Em virtude disso, este estudo tem a finalidade de analisar os momentos articulares em membros inferiores durante a marcha de hemiplégicos, buscando verificar se existem diferenças em relação ao membro hemiplégico e ao não hemiplégico, assim como em relação a sujeitos que não sofreram AVE.

## **1.3 Fundamentação teórica**

Para realização da fundamentação teórica do presente estudo, foram realizadas pesquisas nas bases de dados PubMed, MEDLINE, SciELO e Science Direct. Os descritores utilizados, de acordo com os descritores em ciências da saúde (DeCS) foram: stroke, after stroke, joint moments, moments, joint power, joint work, kinetics, kinematics, inverse dynamics, gait, walking, locomotion, entre outras. Recorreu-se aos operadores lógicos “and” e “or” para a combinação dos descritores e dos termos utilizados para rastreamento das publicações. Também foram observadas referências bibliográficas dos próprios artigos em busca de outros

trabalhos relevantes para a compreensão do tema, assim como, busca em livros, teses e dissertações que trataram sobre o tema.

### 1.3.1 Acidente Vascular Encefálico e Hemiplegia

DA CRUZ e DIOGO (2009) definem o AVE como um déficit neurológico súbito, originado por uma lesão vascular, compreendido por complexas interações nos vasos e nos elementos sanguíneos e nas variáveis hemodinâmicas. Essas alterações podem provocar obstrução de um vaso, causando isquemia, pela ausência de perfusão sanguínea nesse caso, conhecido como AVE isquêmico, como podem também causar rompimento de um vaso e hemorragia intracraniana, conhecido como AVE hemorrágico.

O AVE é a terceira causa de morte nos países em desenvolvimento (THOM et al., 2006). O AVE pode se apresentar de formas variadas, com manifestações clínicas e etiológicas diversas, sendo caracterizado por uma perturbação focal ou global da função cerebral, de origem vascular, e que resulta em sinais clínicos duradouros ou morte (RADANOVIC, 2000). Os idosos, além de serem acometidos com mais frequência, ainda apresentam maiores taxas de óbito e sequelas (PIRES et al., 2004; ROSAMOND et al., 2007).

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

Os déficits apresentados após o AVE incluem deficiência nas funções motoras, sensitivas, mentais, perceptivas e da linguagem, dependendo da localização da artéria acometida, da extensão da lesão e da disponibilidade de fluxo colateral (O'SULLIVAN, 2005). A deficiência na mobilidade motora mais comum é a hemiplegia e consiste em um estado físico caracterizado por uma paresia ou uma paralisia de um hemicorpo, levando à incapacidade ou à dificuldade em realizar diversas tarefas da vida diária que podem interromper atividades de extrema importância na realização pessoal (CARVALHO, 2007). O comprometimento mais evidente é a tendência em manter-se em uma posição de assimetria postural, com distribuição de peso menor sobre o hemicorpo parético (GOMES, 2006).

Depois de ocorrido o AVE, cerca de 80% das pessoas sobrevivem e estas conviverão com algum tipo de incapacidade sensório-motora. Algumas destas incapacidades motoras podem ser: hemiparesia, incoordenação motora e a hipertonia espástica do membro superior e inferior de um dos lados do corpo. É importante enfatizar que logo após o acidente vascular ocorre a hemiparesia flácida, fase na qual os músculos ficam atônicos e os reflexos, tanto os profundos quanto os superficiais, estão ausentes. Na medida em que o processo de lesão se estabiliza, há um progressivo retorno dos reflexos e do tônus e então se instala a espasticidade (SALMELA et al., 2000; LIMA et al., 2007).

A espasticidade é uma manifestação clínica presente nas lesões de neurônio motor superior. A hipertonia se desenvolve devido a uma hiperatividade dos motoneurônios gama, gerando uma contração do fuso neuromuscular, aumento da sensibilidade ao estiramento e uma exacerbação da resposta reflexa miotática perante o estiramento muscular. O paciente com lesão cerebral apresenta padrões “anormais” e incapacidade de gerar movimentos seletivos, pois grande parte das atividades funcionais normais e especializadas necessita desse controle inibitório para serem realizadas (ADA et al., 1998).

A alteração na inervação recíproca leva a uma ativação simultânea de músculos agonistas e antagonistas, podendo gerar um bloqueio do movimento. Quanto ao grau da espasticidade, pode-se esperar que casos moderados permitam movimentos lentos e de pequena amplitude, enquanto em casos leves ocorrem movimentos de maior amplitude e com menor seletividade (LIMA et al., 2007). A espasticidade pode levar a algumas consequências clínicas, como aumento do reflexo de estiramento, aumento dos reflexos tendinosos profundos, lentidão dos movimentos, clônus, alteração da elasticidade muscular, inadequado recrutamento das unidades motoras, fraqueza e atrofia muscular (TEIVE et al., 1998).

### 1.3.2 Marcha e hemiplegia

A marcha é definida como um método de locomoção envolvendo o uso de duas pernas de modo alternado; para fornecer suporte e propulsão a ambas, pelo menos uma deve estar em contato com o solo todo o tempo. Também pode ser definida como uma série de movimentos altamente coordenados, na qual o equilíbrio

está sendo constantemente desafiado e continuamente recuperado (PARTRIDGE, 1999).

O AVE provoca alterações e deixa sequelas muitas vezes incapacitantes relacionadas à marcha, aos movimentos dos membros, à espasticidade, ao controle esfinteriano, à linguagem, à alimentação, à função cognitiva, à depressão, à atividade profissional e às atividades de lazer. Dessa forma, o AVE pode comprometer a vida dos sujeitos de forma global. Essas alterações funcionais interferem em suas atividades de vida diária (AVD), tornando-os dependentes, causando isolamento social e depressão, desestruturando a vida dessas pessoas e, conseqüentemente, a de suas famílias (DA CRUZ e DIOGO, 2009). No indivíduo pós-AVE, as reações posturais automáticas não funcionam no hemicorpo afetado, o que impede o uso de uma variedade de padrões normais de postura e movimento, essenciais para a realização das AVD's e de atividades como transferências, sentar, manter a posição ortostática e andar (SOARES et al., 2009).

A marcha após o AVE apresenta alterações em sua velocidade, cadência, simetria, tempo e comprimento dos passos, desajustes quanto à postura e ao equilíbrio, alterações quanto ao tônus muscular e quanto ao padrão de ativação neural, principalmente no lado parético, caracterizadas pelas dificuldades na iniciação e na duração do passo e em determinar o quanto de força muscular será necessário para deambular; também pode ser observada uma redução no balanceio alternado dos membros superiores (SAAD et al., 1994; GUEDES e MOTA, 2000). O padrão locomotor característico de hemiparéticos é resultante da fraqueza muscular e da ativação motora anormal resultante da interrupção na sinalização descendente dos centros supraespinhais, ocasionando redução na destreza, prejuízo nas respostas de equilíbrio e diminuição na produção de trabalho do membro afetado durante as tarefas locomotoras (DETREMBLEUR et al., 2003).

Uma ampla variedade de capacidades e formas de andar está presente em pacientes após o AVE, dependendo da gravidade do comprometimento sensório-motor. Depois do AVE, 50% dos pacientes inicialmente são incapazes de andar, 12% podem andar com auxílio e 37% podem caminhar de forma independente. No final de 11 semanas de reabilitação após o AVE, 18% dos pacientes ainda são incapazes de andar, 11% podem andar com auxílio e 50% podem caminhar de forma independente (WOOLLEY, 2001). Pessoas que sofreram AVE e têm deambulação funcional apresentam padrões de marcha que diferem daqueles

observados em pessoas saudáveis, estando associados a um maior risco de queda (LAMONTAGNE et al., 2007).

A distribuição do padrão alterado de movimento não é homogênea em todas as partes do corpo, de modo que os membros superiores são, em geral, mais acometidos que os inferiores. Normalmente o padrão postural encontrado na hemiparesia espástica é adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do antebraço, flexão do punho e dedos. O membro inferior apresenta extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, flexão plantar e inversão do tornozelo (LIMA, 2005). A espasticidade no membro inferior, principalmente nos músculos flexores plantares, resulta em resistência ao movimento de dorsiflexão do tornozelo. Alguns estudos relatam uma redução da amplitude de movimento do tornozelo durante a fase de apoio (OLNEY e RICHARDS, 1996). Comumente o lado parético é negligenciado pelo paciente, que acaba utilizando prioritariamente o lado não acometido. Esse comportamento acarreta algumas complicações, como progressivo aumento do tônus do lado parético, assimetrias e fraqueza muscular, ou seja, diminuição em geral dos estímulos sensorio-motores (SCHUCH, 2011).

Devido aos comandos motores interrompidos e à conseqüente redução da integração sensorio-motora, há também o desencadeamento de movimentos descoordenados que resultam em redução do equilíbrio e mobilidade. Secundário ao dano neurológico e posterior desuso, ocorrem mudanças morfológicas e biomecânicas (predominância de fibra muscular tipo I e encurtamento da unidade músculo tendão) levando a adaptações e compensações (LAMONTAGNE et al., 2000; MACKO et al., 2001).

Outro acometimento imediato que afeta a locomoção é a diminuição da força ou incapacidade de gerar contrações voluntárias com magnitude normal em diversos grupos musculares. Essa diminuição da força advém de diferentes fatores, como diminuição no número total de unidades motoras, baixa taxa de disparo, padrões anormais de despolarização muscular no lado acometido, menor capacidade de gerar momento de força na articulação, déficit na potência ou no trabalho muscular (SEGURA e SAHGAL, 1981; OLNEY e RICHARDS, 1996; ARENE e HIDLER, 2009).

A marcha normal tende a ser simétrica, nas variáveis espaciais e temporais, com diferenças entre membros para a força vertical e parâmetros temporais menores que 6% (PATTERSON et al., 2008; KIM et al., 2003). Em contraste, a marcha hemiplégica é caracterizada pela assimetria, com pobre controle motor

seletivo, atraso e interrupção das reações de equilíbrio e reduzida descarga de peso no membro acometido. A progressão simétrica do corpo é prejudicada, com uma grande variação no padrão de marcha relacionada com o grau de recuperação (ROTH et al., 1997). Além disso, a coordenação intra membros e inter membros pode ser readquirida pelo padrão de movimento sinergista do membro hemiplégico que exige ajustes compensatórios da pelve e do membro não hemiplégico (OKEN et al., 2008).

O padrão de assimetria espacial ou comprimento do passo é menos consistente. Como os pacientes que tiveram um AVE constituem um grupo heterogêneo, alguns podem apresentar maior comprimento do passo hemiplégico, enquanto outros apresentam maior comprimento do passo não hemiplégico (BALASUBRAMANIAN, 2007). A gravidade do AVE, bem como a localização e o tipo, e as complicações associadas, como a limitada amplitude de movimento articular e controle de tronco, determinam em grande medida o grau de disfunção. Por isso, pacientes que eventualmente recuperam de alguma forma a capacidade de andar variam muito em simetria da marcha (BALABAN et al., 2014).

Uma das características temporais da marcha hemiplégica é a reduzida velocidade (GOLDIE et al., 1996). Valores de velocidade de caminhada preferidos por pacientes na fase crônica após um acidente vascular cerebral foram relatados na faixa de 0,10 m/s (PERRY et al., 1995) a 0,76 m/s (NADEAU et al., 1999). Menos frequentemente medida é a velocidade máxima de andar em pacientes que tiveram um AVE, que em pacientes na fase crônica variou de 0,76 m/s (JONSDOTTIR et al., 2009) a 1,09 m/s (NADEAU et al., 1999). A grande variação nos valores reportados é provavelmente o resultado de múltiplos fatores, incluindo as diferenças de técnicas e os equipamentos de medição, o nível de assistência autorizado durante a medição (por exemplo, muletas, órteses e suporte externo) e a severidade e cronicidade do AVE (DE QUERVAIN et al., 1996).

Como uma medida clínica, a velocidade é um indicador de desempenho geral da marcha e, não surpreendentemente, tem sido associada com muitos outros parâmetros espaço-temporais, incluindo cadência, comprimento do passo e passada, tempo de duplo apoio e tempo de apoio no membro parético e não parético (BRANDSTATER et al., 1983). Um aumento do tempo de duplo apoio também tem sido relatado, juntamente com uma tendência para um aumento do tempo de apoio simples no membro afetado pela hemiplegia (BRANDSTATER et al., 1983).



Balasubramanian et al. (2007) relataram que a assimetria do comprimento do passo foi relacionada à geração de força propulsiva durante a caminhada hemiplégica. Esses pesquisadores observaram que os pacientes que geraram uma propulsão menor no membro parético caminham com passos relativamente mais longos neste membro, sugerindo que o aumento de propulsão pelo membro inferior não parético pode ser um mecanismo que contribui para um aumento no comprimento do passo parético. Além disso, pacientes com hemiparesia mais grave andam com o comprimento do passo parético mais longo em relação ao comprimento do passo não parético (BALASUBRAMANIAN, 2007). No entanto, esses resultados indicam que o comprimento do passo assimétrico não necessariamente limita a velocidade de caminhada autosselecionada (ou seja, algumas pessoas com um maior comprimento de passo parético andam mais rápido), provavelmente por causa de outra geração compensatória de propulsão por parte do membro não parético (CHEN et al., 2013).

Medidas cinéticas podem ser úteis para avaliar alguns aspectos do movimento de quadril que não são prontamente evidentes através da análise de dados cinemáticos, talvez por causa de uma redução do momento extensor de quadril no início da fase de apoio. Encurtamentos adaptativos dos extensores de quadril ou atividade excessiva dos músculos flexores do quadril também podem diminuir o momento extensor total de quadril, limitando a extensão que ocorre na fase de apoio (MILOVANOVIĆ e POPOVIĆ, 2012; MOSELEY et al., 1993). Diminuição da flexão do quadril no contato inicial com o solo também ocorre em pacientes hemiplégicos, o que pode ser uma consequência da hiperatividade dos extensores do quadril ou atividade limitada de flexores do quadril (TRUEBLOOD et al., 1989).

A diminuição na flexão do joelho durante a fase de balanço está entre os distúrbios de marcha mais comuns em pacientes hemiplégicos, e a marcha de pessoas com joelho rígido é um padrão característico desta perturbação. Vários mecanismos têm sido atribuídos ao problema, sendo o mais comum hiperatividade do músculo reto femoral e inadequada saída do pé do solo. Músculos flexores do joelho fracos podem ser outra causa. Além disso, a limitação da flexão do quadril e a hiperatividade dos músculos flexores plantares na fase de pré-balanço também podem contribuir para um padrão de marcha com o joelho rígido (TOK et al., 2012; KINSELLA et al., 2008; CAMPANINI et al., 2013).

Em relação às habilidades motoras acometidas, dois terços dos pacientes com AVE apresentam alguma limitação na caminhada, resultando em uma marcha assimétrica. As características cinemáticas observadas compreendem redução da flexão do quadril, maior flexão do joelho e maior flexão plantar do tornozelo na fase do contato inicial, enquanto ocorre aumento da flexão do quadril, menor flexão do joelho e menor flexão plantar do tornozelo no momento do contato final (OLNEY e RICHARDS, 1996; MACKO et al., 2001).

Uma estratégia usada para restaurar a simetria do passo em indivíduos pós-AVE que apresentam comprimento do passo hemiplégico ou não hemiplégico assimétricos é a marcha em esteira dupla (caminhada com um membro em cada manta). O treinamento nesta esteira pode alterar a simetria dos momentos articulares de tornozelo; quando o nível de exigência (velocidade da esteira) no membro não hemiplégico foi maior, os momentos articulares de plantiflexão do membro hemiplégico tornaram-se maiores, aumentando o comprimento do passo deste membro. Já quando há um aumento da velocidade na esteira do membro hemiplégico, há uma diminuição do momento de plantiflexão deste membro. Esta intervenção pode ser menos recomendada para indivíduos pós-AVE com um comprimento mais curto do passo hemiplégico porque reduz ainda mais o comprimento do passo neste membro (LAUZIÈRE, 2014).

Outro distúrbio cinemático comum na fase de balanço é a diminuição da dorsiflexão do tornozelo. Normalmente o tornozelo atinge uma posição neutra em balanço médio e mantém essa posição até o contato inicial. O alcance da posição neutra do tornozelo é importante porque neste momento o pé passa mais perto do solo. A posição neutra do tornozelo neste ponto do ciclo de marcha evita que os dedos toquem o chão. A falta de dorsiflexão na fase de balanço e também no apoio do calcanhar é provavelmente causada por hiperatividade dos músculos flexores plantares e uma incapacidade de gerar momento muscular dorsiflexor suficiente. O encurtamento dos músculos flexores plantares é outra causa para este padrão (BENSOUSSAN et al., 2006; MCGINLEY et al., 2006).

Há um consenso de que a maioria dos momentos articulares e picos de potência possuem amplitudes reduzidas nos pacientes pós-AVE e são menores do membro acometido do que no membro não acometido e ambos são menores em comparação com indivíduos saudáveis andando a uma velocidade de marcha confortável (BENSOUSSAN et al., 2006; SHAO et al., 2009). A velocidade da

marcha em pacientes que tiveram um AVE varia de extremamente lenta para quase normal; é geralmente lenta durante a fase inicial da recuperação e está associada com a fraqueza muscular e o fraco controle motor da extremidade inferior. Com a força muscular e o controle motor melhorando, a velocidade aumenta e os movimentos anormais diminuem (JONSDOTTIR et al., 2009).

### 1.3.3 Dinâmica Inversa

A biomecânica pode ser dividida em interna e externa, dada a grande diferença de sua abordagem e aplicação. A biomecânica interna se preocupa com as forças internas, as forças transmitidas pelas estruturas biológicas internas do corpo, tais como forças musculares, forças nos tendões, ligamentos, ossos e cartilagem articular. O conhecimento destas forças internas tem aplicações como o estudo clínico da marcha patológica originada por anomalia muscular, transplante de tendão ou amputação de membros, por exemplo, para aperfeiçoamento da técnica de movimento, assim como na determinação de cargas excessivas durante as atividades físicas (AMADIO, 2000).

Existem duas abordagens possíveis para a determinação das forças internas: direta e indireta. Há grande dificuldade na determinação de forças internas pelo método direto, pois implica fundamentalmente a colocação de transdutores dentro do corpo humano para desempenhar tal tarefa. Outro problema é que, para a calibração do transdutor, são utilizadas medidas indiretas, semelhantes às daquelas dos procedimentos analíticos indiretos. Então, se o procedimento indireto é adequado para a calibração, este pode ser utilizado em outras situações, e o método invasivo *in vivo* poderia ser evitado (BAUMANN, 1995). Portanto, a determinação das forças internas deve ser executada indiretamente, por meio de modelos mecânicos do corpo e de medidas simultâneas e sincronizadas das variáveis biomecânicas externas (AMADIO, 2000).

A dinâmica inversa, juntamente com o modelamento do corpo humano em segmentos articulares, apresenta-se como a alternativa mais adequada à determinação das forças internas (AN et al. 1995). O processo consiste, portanto, em obter a descrição cinemática do movimento, os dados antropométricos do modelo anatômico e as medidas de forças externas ao sistema, que no caso do

andar humano é a força de reação do solo para definição de equações do movimento.

O princípio básico da dinâmica inversa consiste no fato de que sejam consideradas todas as forças e a distância do segmento de interesse em relação ao eixo de rotação da articulação adjacente que atuam em um determinado segmento e que este, se estiver em contato com outro, apresentará uma força de reação sobre o segmento adjacente (NIGG, 2007). Para a resolução da dinâmica inversa, é necessário primeiramente definir, por meio de um diagrama de corpo livre do segmento a ser analisado, todas as forças e a distância do segmento ao eixo de rotação que nele atuam. Estas serão importantes na resolução das equações para o cálculo das forças e momentos deste segmento (WINTER, 1979). Tal abordagem calcula as forças com base na relação com as acelerações do objeto em vez de medir diretamente as forças. A análise avança das articulações mais distais para as articulações mais proximais, os dados do segmento do pé são utilizados para calcular o momento articular resultante do tornozelo e após do joelho e do quadril (HAMILL, 2012).

Os momentos articulares são alterados com o aumento da velocidade de caminhada, e esta alteração se dá em virtude das mudanças cinéticas e/ou cinemáticas que ocorrem com o aumento da velocidade. São estes dados que são utilizados para o cálculo dos momentos articulares. Em relação ao aumento na velocidade de caminhada, estudos encontraram efeitos variados sobre as variáveis cinemáticas no plano sagital, com alguns estudos mostrando pouco (WINTER, 1983) e outros não mostrando (LELAS et al., 2003) efeito devido à velocidade da marcha, e outros mostrando aumento com a velocidade (OBERG et al., 1994; UMBERGER e MARTIN, 2007). Parâmetros cinéticos mostram uma forte e mais consistente relação com o aumento na velocidade da marcha (WINTER, 1984; LELAS et al., 2003; UMBERGER e MARTIN, 2007; FARRIS e SAWICKI, 2012), com maiores picos de momento e potência no plano sagital, mostrando aumentos lineares ou exponenciais com aumento da velocidade (LELAS et al., 2003).

**A figura abaixo mostra as etapas e variáveis biomecânicas e suas respectivas técnicas de medição utilizadas para a definição das equações do movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa (DALLA VECCHIA, 1998).**

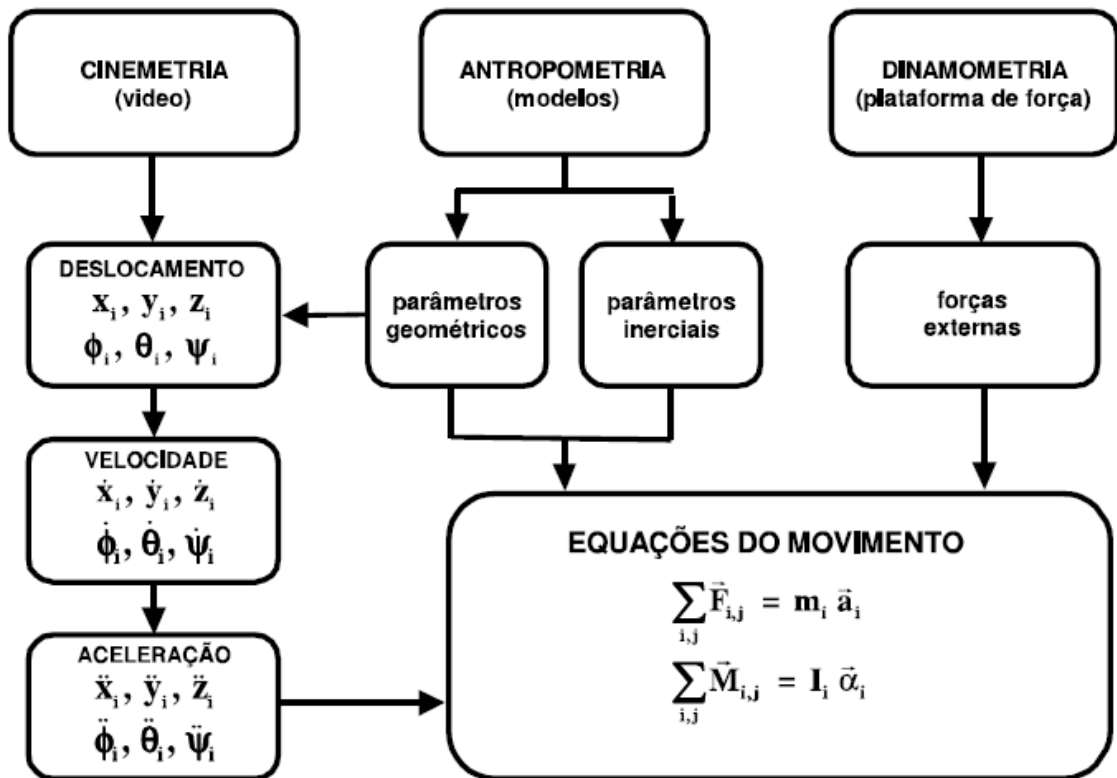


Figura 1: Definição das equações do movimento, segundo o princípio da dinâmica inversa.

A captação e a digitalização das imagens são feitas utilizando um sistema composto de câmeras de vídeo; os pontos visualizados pelas câmeras são localizados dentro de um sistema referencial inercial, utilizando-se para tanto o procedimento de transformação linear direta (DLT). A partir de pontos anatômicos selecionados, é montado um modelo espacial simplificado. Sobre o modelo espacial são calculados os deslocamentos, as velocidades e as acelerações dos segmentos.

Baseado na percentagem da massa corporal e no centro de massa de cada segmento, há a possibilidade de se estimar a localização do centro de massa do corpo. O sistema de vídeo fornecerá desta forma, os parâmetros cinemáticos necessários para o cálculo das forças internas. A plataforma de força possibilitará a medição das forças de reação do solo e dos momentos envolvidos. As informações de força e momento são fornecidas decompostas em três componentes cartesianas:  $F_x, F_y, F_z$  e  $M_x, M_y, M_z$ , respectivamente.

Através de modelo antropométrico, estabelecem-se as propriedades físicas do corpo humano estudado, tais como propriedades geométricas, que envolvem

medidas de comprimento, área e volume dos segmentos, e propriedades inerciais, envolvendo medidas de massa, centro de gravidade e momento de inércia dos segmentos (AMADIO, 2000).

Com isso, a resolução dos diagramas de forças que atuam no segmento a ser analisado é feita a partir da segunda lei de Newton, pela equação do equilíbrio de forças ( $\sum F = m.a$ ) e pela equação do equilíbrio dos momentos de Euler ( $\sum M = I.\alpha$ ). Estas, aplicadas aos segmentos em movimento no espaço, fornecem uma tentativa de resolver um problema dinâmico por meio de uma análise estática do movimento - Princípio de D'Alembert (HAY, 1974).

Os momentos articulares representam uma resposta fisiológica às cargas aplicadas no corpo, como forças de reação do solo ou forças inerciais. Os momentos líquidos são a soma de todos os momentos gerados pelos músculos agonistas e antagonistas em determinada articulação. A interpretação das curvas dos momentos articulares fornece a informação de qual é o grupo muscular dominante, mas não a contribuição individual dos grupos musculares (ÖUNPUU et al., 1991).

#### **1.4 Justificativa**

Estudos mostram que o AVE provoca alterações e deixa sequelas, muitas vezes, incapacitantes, relacionadas à marcha, às cargas geradas sobre as articulações, aos movimentos dos membros, à espasticidade, à realização das atividades da vida diária, entre outras alterações, comprometendo a vida dos sujeitos de forma global.

Os sujeitos com AVE apresentam um característico padrão locomotor de menor velocidade de progressão, diminuição no comprimento e na frequência da passada, além de apresentarem um maior tempo de apoio no membro não parético. Na hemiparesia o déficit da marcha é maior no membro acometido, porém o membro contralateral frequentemente apresenta desvios cinemáticos que podem ser descritos como movimentos compensatórios.

A determinação das cargas internas assume destacada relevância científica, tecnológica e clínica na análise biomecânica do movimento humano. A partir da análise dessas cargas, importantes considerações acerca do controle do movimento e da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor podem ser feitas,

contribuindo de forma efetiva na busca de parâmetros de eficiência do movimento e/ou proteção do aparelho locomotor.

A investigação das cargas impostas nas articulações do corpo durante a marcha possui relevância para educadores físicos e fisioterapeutas envolvidos em atividades de diagnóstico ou de reabilitação, bem como para profissionais ligados às áreas de construção de próteses e controle motor.

Poucas pesquisas procuram quantificar as cargas impostas sobre as articulações dos membros inferiores de hemiplégicos pós-AVE. Descobrir qual a implicação da hemiplegia sobre os momentos articulares gerados no membro acometido e no membro não acometido é algo de extrema relevância para a prevenção e o tratamento de lesões nestes membros. Um entendimento melhor sobre as implicações da hemiplegia, em virtude de um AVE, sobre as articulações, assim como os momentos articulares gerados durante a fase de apoio e as desigualdade destes momentos articulares dos membros inferiores, pode ajudar na busca de providências para a prevenção de possíveis patologias que estas sobrecargas possam vir a gerar. Sabendo das possíveis complicações que podem ocorrer com esta população, podem-se elaborar tratamentos voltados para as reais necessidades destes sujeitos, bem como monitorar a eficácia dos tratamentos propostos.

Dessa forma, o desenvolvimento deste estudo constitui-se de importância clínica e acadêmica com consequências sociais, uma vez que, a partir do conhecimento gerado, podem-se criar formas para melhorar a qualidade de vida de sujeitos com hemiplegia.

## **1.5 Objetivos**

### **1.5.1 Objetivo geral**

Analisar os momentos articulares em membros inferiores durante a marcha de hemiplégicos, pós-acidente vascular encefálico.

### 1.5.2 Objetivos específicos

- Comparar os momentos articulares de tornozelo, joelho e quadril em sujeitos hemiplégicos e não hemiplégicos, no plano sagital, durante a fase de apoio do ciclo da marcha;

- Comparar os momentos articulares de tornozelo, joelho e quadril do membro hemiplégico e não hemiplégico, no plano sagital, durante a fase de apoio do ciclo da marcha;

- Observar possíveis diferenças nos momentos articulares em relação à velocidade autosseleccionada dos hemiplégicos, aqueles que adotaram velocidade da marcha mais lenta e os que adotaram velocidade mais rápida.



## **2 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **2.1 Caracterização da Pesquisa**

O presente estudo caracterizou-se como *ex post facto* do tipo descritivo comparativo (GAYA et al., 2008). Foi realizado com sujeitos com e sem hemiplegia no Laboratório de Biomecânica (LABIOMEC) da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa, número do CAAE 25723114.1.0000.5346.

### **2.2 Amostra**

A amostra se caracterizou como não probabilística do tipo intencional. Para o cálculo amostral, foi realizado um estudo piloto não publicado, utilizando-se as médias e os desvios-padrão das variáveis de momento articular de tornozelo, joelho e quadril para a definição do tamanho da amostra. O software G\*Power 3.1.9.2 foi utilizado para o cálculo amostral, adotando um tamanho de efeito de 1,35, intervalo de confiança de 95% e poder de 95%. Com isso, o tamanho amostral necessário para a realização do presente estudo ficou definido em 13 sujeitos para cada grupo.

Para a seleção da amostra inicialmente, realizou-se um convite nos ambulatórios de fisioterapia da UFSM e do Centro Universitário Franciscano (UNIFRA). Também foi realizada divulgação através do site da UFSM.

Os participantes foram selecionados por conveniência na comunidade de Santa Maria, em projetos de extensão da UFSM e UNIFRA, nos projetos e/ou grupos vinculados aos Postos de Saúde, academias e população em geral da cidade de Santa Maria - RS.

Os sujeitos que participaram do estudo foram esclarecidos sobre os objetivos do trabalho, os possíveis riscos e os benefícios que o mesmo oferece. Fizeram parte da pesquisa os sujeitos que se enquadraram nos critérios de inclusão e exclusão e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) aprovado pelo comitê de ética (APÊNDICE A).

### 2.2.1 Critérios de inclusão e exclusão

Foram incluídos no estudo os sujeitos:

- Que sofreram AVE e este ter deixado como seqüela a hemiplegia;
- Com AVE crônico, de no mínimo 12 meses (LUCARELI e GREVE, 2008;

TRINDADE et al., 2011);

- Com idade entre 45 e 65 anos;
- Que possuíam marcha independente de curta distância;
- Que assinaram TCLE.

Foram excluídos do estudo os sujeitos:

- Que possuíam condições clínicas instáveis ou graves;
- Que possuíam problemas osteomusculares prévios ao AVE ou que não eram em decorrência do AVE;
- Que não conseguiram realizar todos os testes propostos.

### 2.3 Grupo Hemiplégico

O grupo hemiplégico (GH) foi composto de 28 sujeitos hemiplégicos, sendo que estes foram divididos em dois grupos: o grupo de hemiplégicos lentos (GHL), com 13 sujeitos (7 homens e 6 mulheres, média  $\pm$  desvio padrão; velocidade média:  $0,39 \pm 0,16$  m/s, idade:  $58,85 \pm 4,49$  anos, estatura:  $1,64 \pm 0,13$  metros e massa corporal:  $79,24 \pm 13,67$  kg) e o grupo de hemiplégicos rápidos (GHR), com 15 sujeitos (7 homens e 8 mulheres, média  $\pm$  desvio padrão; velocidade média:  $0,79 \pm 0,14$  m/s, idade:  $53,93 \pm 7,35$  anos, estatura:  $1,63 \pm 0,09$  metros e massa corporal:  $76,77 \pm 12,37$  kg). Os sujeitos foram divididos nos dois grupos citados a partir da velocidade média autosselecionada adotada pelo grupo total de hemiplégicos ( $0,61$  m/s). Com isso, 15 sujeitos caminharam com velocidades maiores que a velocidade média e passaram a pertencer ao GHR, enquanto o GHL agregou os demais 13 sujeitos, que tiveram as velocidades de caminhada menores que a velocidade média.

Em apêndice, tabela com características dos sujeitos do GH (APÊNDICE B).

## 2.4 Grupo Não Hemiplégico

Após a formação do GH, foram selecionados sujeitos sem hemiplegia com características semelhantes aos hemiplégicos, tais como: idade, sexo e peso corporal, para a composição do grupo não hemiplégico (GNH). O GNH também foi instruído a caminhar em sua velocidade autosselecionada.

O GNH foi composto por 22 sujeitos, 8 do sexo masculino e 14 do sexo feminino, média  $\pm$  desvio padrão de velocidade média de  $1,11 \pm 0,11$  m/s, idade de  $53,82 \pm 5,95$  anos, estatura de  $1,62 \pm 0,09$  metros e massa corporal  $74,16 \pm 13,19$  kg.

## 2.5 Instrumentos para coleta de dados

Os instrumentos para coleta dos dados foram aplicados de acordo com o grupo, sendo alguns instrumentos aplicados para ambos os grupos (GH e GNH) e outros somente para o GH.

No desenvolvimento desta pesquisa foram utilizados os seguintes instrumentos

### 2.5.1 Para o Grupo Hemiplégico

- Ficha de Anamnese, para coleta de dados pessoais e dados do AVE (APÊNDICE C);
- Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM), para avaliar o comprometimento motor dos sujeitos (ANEXO A);
- Escala de Ashworth, para avaliar o grau de espasticidade (ANEXO B).

### 2.5.2 Para ambos os grupos

- Ficha de Avaliação Antropométrica (APÊNDICE D);
- Balança digital com estadiômetro de marca Welmy, para medidas de massa e estatura corporal, com resoluções de 0,1kg e 0,1cm respectivamente;
- Paquímetro, para medida de diâmetros ósseos e articulares, com resolução de 0,1 cm, marca Lafayette Instrument Company, modelo 01291;

- Fita antropométrica flexível, para medida de comprimento de membro inferior, com resolução de 0,1 cm, marca Nutren Senior;
- Sistema de cinemetria tridimensional, para avaliação cinemática da marcha, marca VICON (modelo 624, Oxford, Reino Unido), com seis câmeras de infravermelho e software NEXUS 1.8.5 para coleta e processamento;
- Plataformas de força AMTI OR6-6-2000 (Advanced Mechanical Technology, Watertown, MA, EUA), para avaliação cinética da marcha.

## **2.6 Descrições dos Instrumentos Utilizados**

### **2.6.1 Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM)**

Esta escala foi o primeiro instrumento quantitativo desenvolvido para mensuração da recuperação sensório-motora de pacientes com AVE e é, provavelmente, a escala mais conhecida e usada para a pesquisa e/ou prática clínica (GLADSTONE et al., 2002). É considerada fácil, de eficiente avaliação clínica e sensível à evolução do paciente. A EFM é um sistema de pontuação numérica acumulativa que avalia seis aspectos do paciente: amplitude de movimento, dor, sensibilidade, função motora da extremidade superior e inferior e equilíbrio, além da coordenação e velocidade na realização do movimento, totalizando 226 pontos. Uma escala ordinal de três pontos é aplicada em cada item: 0 - não pôde ser realizado, 1 - realizado parcialmente e 2 - realizado completamente (FUGL-MEYER, 1980).

Dos seis aspectos anteriormente citados, apenas a função motora foi avaliada para o presente estudo. Para a avaliação da função motora normal, a escala tem um total de 100 pontos, em que a pontuação máxima para a extremidade superior é 66 e para a inferior, 34. A avaliação motora inclui mensuração do movimento, coordenação e atividade reflexa de ombro, cotovelo, punho, mão, quadril, joelho e tornozelo.

Fugl-Meyer et al. (1975) determinaram uma pontuação de acordo com o nível de comprometimento motor, em que menos que 50 pontos indicam um comprometimento motor severo (pequeno ou nenhum movimento voluntário dos membros inferiores e superiores); 50 - 84 marcante; 85 - 95 moderado (em que especificamente a função da mão pode estar altamente comprometida); e 96-99 leve.

No estudo de Maki et al. (2006), propôs-se verificar a confiabilidade da aplicação inter e intraobservador da versão brasileira da EFM. Foi obtido alto índice de confiabilidade de 0,99 e 0,98 nas duas condições avaliadas, respectivamente, permitindo assim seu uso como instrumento de avaliação clínica e de pesquisa no Brasil.

#### 2.6.2 Escala de Ashworth

A Escala de Ashworth indica a resistência à movimentação passiva através da amplitude de movimento articular e é a escala mais aceita para medir o tônus muscular (BOHANNON et al., 1987). Tal escala é utilizada para avaliação do tônus muscular dos músculos flexores e extensores dos membros superiores e inferiores. O aumento do tônus muscular indica uma maior resistência ao movimento. Gregson et al. (2000), ao avaliarem o tônus dos flexores de joelho, encontraram adequada confiabilidade intraexaminador (0,94) e interexaminador (0,79).

#### 2.6.3 Ficha de Medidas Antropométricas

Foram realizadas algumas medidas antropométricas, para criação do modelo biomecânico para análise cinemática, como massa corporal e estatura, comprimento dos membros inferiores e diâmetros bicondiliano do fêmur e bimalleolar. As medidas de diâmetros e comprimentos foram tomadas bilateralmente, através do uso de um paquímetro e uma trena antropométrica flexível, assim como a medida da perna para o teste de sentar e levantar.

#### 2.6.4 Instrumentos para avaliação da marcha

Para a avaliação da marcha foi utilizado o sistema de cinemetria tridimensional VICON (modelo 624, Oxford, Reino Unido), com o software NEXUS 1.8.5. O sistema utilizado é constituído de seis câmeras de infravermelho (modelo MX) e operou a uma frequência de aquisição de 200 Hz, reconhecendo em tempo real a posição dos marcadores reflexivos (14 mm de diâmetro), que foram fixados nos sujeitos, em pontos anatômicos de referência, para rastrear os movimentos do corpo e formar os sistemas de referência locais, a partir dos quais se tornou possível

o cálculo dos movimentos articulares. O posicionamento dos marcadores seguiu o proposto pelo modelo Plug in Gait (total de 16 marcadores, colocados nos pés, pernas e coxas de ambos os membros inferiores e na pelve) (ANEXO C). Este modelo utiliza parâmetros segmentares baseados em Winter (2009) (ANEXO D). Com esses marcadores, é possível obter medidas de velocidades, acelerações, ângulos e deslocamentos dos segmentos e articulações. Estudo de Kiernan et al. (2014) buscou investigar o uso de diferentes parâmetros antropométricos para o cálculo de momentos articulares através da dinâmica inversa. Foram utilizados parâmetros de Jesen, Ganley and Power e Winter e não foram encontradas diferenças significativas entre os modelos de parâmetros antropométricos utilizados para cálculos de dinâmica inversa. No presente foi utilizado os parâmetros propostos por Winter.

Para as avaliações cinéticas, os dados de força de reação do solo foram adquiridos com duas plataformas de força tridimensionais AMTI OR6-6-2000 (Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, MA, EUA) fixas no nível do solo onde os avaliados pisaram durante a marcha e o teste de sentar e levantar. Os dados foram coletados com frequência de amostragem de 200 Hz. Os dados cinéticos foram coletados de forma sincronizada com os dados cinemáticos, através do conversor AD do sistema VICON, para o cálculo dos momentos articulares resultantes. Uma hora antes do início dos testes, as plataformas de força foram ligadas para aquecimento e estabilização dos circuitos eletrônicos.

Os eventos da marcha, toque e saída do pé foram determinados pela plataforma de força, usando um limiar de ativação de força de reação vertical de 20N (KRISTIANSLUND et al., 2012).

## **2.7 Filtragem dos dados**

Tanto os dados cinéticos como os cinemáticos foram filtrados com um filtro passa baixas Butterworth de 4ª ordem, com frequência de corte de 6 Hz, baseada na técnica de análise residual proposta por Winter (2009). Segundo Kristianslund et al. (2013), para calcular momentos articulares através da dinâmica inversa, deve-se usar o mesmo filtro para dados cinemáticos e cinéticos.

## 2.8 Procedimentos para coleta de dados

A sequência de procedimentos adotados durante a coleta de dados esta ilustrada na Figura 2.

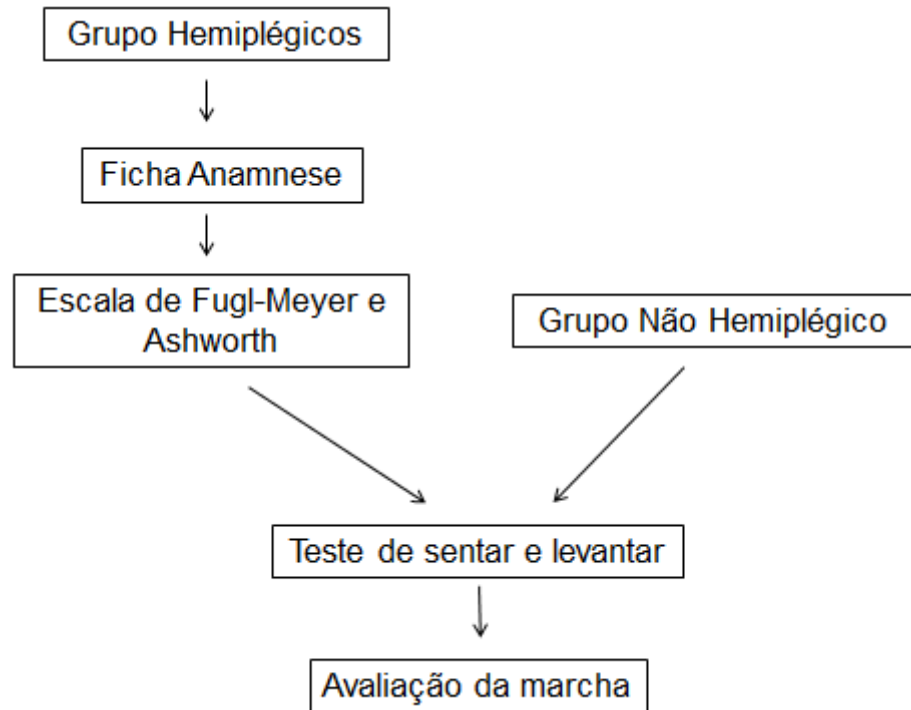


Figura 2: Fluxograma dos procedimentos de coleta

Os sujeitos incluídos no estudo foram entrevistados utilizando uma ficha de anamnese, esta constava de informações gerais (dados pessoais e do AVE). Na sequência, foi avaliado o comprometimento motor através da Escala de Avaliação de Fugl-Meyer (EFM) (FUGL-MEYER et al., 1975) e a espasticidade através da Escala de Ashworth, assim como a força em membros inferiores com o teste de sentar e levantar (TSL). Foram tomadas medidas antropométricas de interesse para a avaliação da marcha. As avaliações foram realizadas individualmente e sempre pelo mesmo avaliador.

Os procedimentos para coleta dos dados foram aplicados para ambos os grupos; foi utilizado o seguinte procedimento:

### 2.8.1 Para ambos os grupos

- Teste de sentar e levantar durante um minuto para mensurar a resistência de força de membros inferiores;
- Avaliação da marcha

## 2.9 Descrição dos procedimentos

### 2.9.1 Teste de Sentar e Levantar (TSL)

Os sujeitos foram solicitados a sentarem-se em um banco, sem apoio para o tronco e membros superiores (Figura 4). A altura do banco foi padronizada para todos, sendo esta altura a medida da perna. Para a medida da altura da perna, foi usada como referência a medida da linha poplíteia ao solo (Figura 3). A altura do banco foi ajustada com suportes de 1 e 2 cm para se adequar à altura da perna de cada participante. O sujeito foi instruído a posicionar os pés paralelamente sobre as plataformas de forças. Durante o procedimento, o sujeito foi instruído a permanecer sentado com o joelho e o tornozelo posicionados a 90° e os pés totalmente apoiados no chão. Após o ajuste do banco para o sujeito, foi solicitado que ele sentasse no banco com os braços cruzados sobre o tronco, para iniciar o teste. Antes de iniciar o teste foram dadas as seguintes instruções: - o teste começará com o comando “levante-se”, - levante e volte a sentar o maior número de vezes que conseguir em um minuto, - ao final do teste será instruído pelo avaliador.





Figura 3: Medida da perna utilizada para TSL



Figura 4: Posição adotada durante o TSL e instrumentos utilizados.

### 2.9.2 Avaliação da marcha

Para avaliação da marcha, foi solicitado que o sujeito andasse descalço por oito metros em velocidade autosselecionada. Primeiramente, foram realizadas três tentativas para a familiarização do sujeito e após foram executadas as tentativas para coleta de dados, das quais foram utilizadas para a análise aquelas em que o sujeito tocou, pelo menos, um dos pés em uma das plataformas de força. Foram analisadas três tentativas com o pé direito e três com o esquerdo.

### 2.10 Determinação dos momentos articulares

Após a medição das variáveis cinemáticas e cinéticas, descritas anteriormente, a união das informações provenientes dos dois sistemas, para o cálculo dos momentos articulares, foi feita pelo software NEXUS 1.8.5.

A figura 5 mostra um fluxograma dos procedimentos utilizados para obtenção dos momentos articulares.

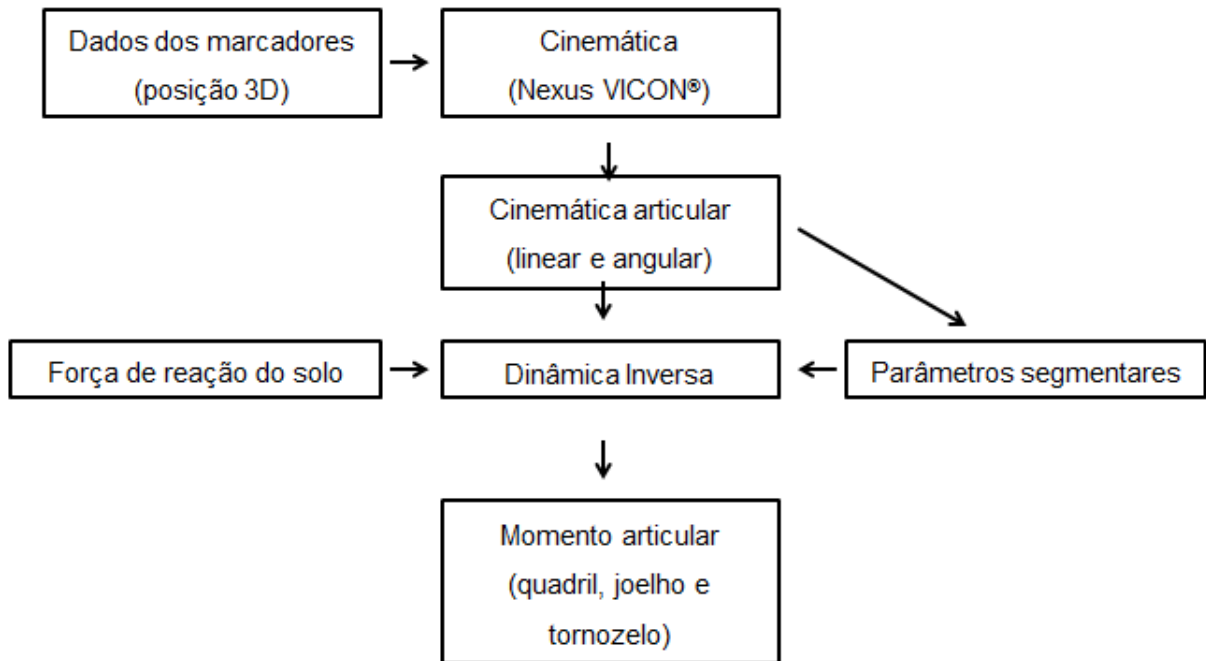


Figura 5: Fluxograma para obtenção dos momentos articulares

## 2.11 Tratamento e análise das variáveis

Para cada uma das tentativas de caminhada, o ciclo foi normalizado em função do tempo de apoio e, posteriormente, foi realizada a interpolação dos dados para que todas as tentativas tivessem o mesmo número de informações. As curvas de momento articular foram comparadas a cada 10% do ciclo do tempo de apoio (0% até 100%).

As variáveis independentes deste estudo foram a velocidade média da marcha e o membro acometido pela hemiplegia. Já as variáveis dependentes do estudo foram os momentos articulares de tornozelo (TOR), joelho (JOE) e quadril (QUA) no plano sagital.

## 2.12 Análise Estatística

Inicialmente as características dos sujeitos – idade, massa, estatura e velocidade média – tiveram sua normalidade confirmada pelo teste de Shapiro-Wilk, e os grupos foram comparados através de uma ANOVA com Bonferroni para ver as diferenças.

Para os momentos articulares, foi realizada uma média (dos momentos médios) entre as tentativas da marcha em cada 10% do tempo de apoio para cada sujeito, em cada articulação analisada. O teste de Shapiro-Wilk verificou a normalidade dos dados para comparações entre grupos (GHL, GHR e GNH) e comparações intragrupo para os grupos de hemiplégicos (membro ACO e NACO). Para as variáveis do grupo não hemiplégico, foi realizada uma média dos valores dos dois membros inferiores.

As variáveis com distribuição paramétrica foram comparadas entre os grupos por uma análise de variância (ANOVA one way), com comparações post hoc de Bonferroni (para as variâncias homogêneas) e Tahmane (para as variâncias não homogêneas). Para as variáveis com distribuição não paramétrica, a comparação entre grupos foi realizada através do teste de Kruskal-Wallis, realizando posteriormente comparações pareadas com o teste U de Mann Whitney para localizar as diferenças.

Para comparações intragrupo (GHL e GHR) dos dados paramétricos, utilizou-se o teste t independente para verificar a diferença entre os membros ACO e NACO. Já para as variáveis não paramétricas, a comparação foi feita através do teste U de Mann Whitney. O nível de significância adotado em todos os testes foi de  $\alpha = 0,05$ . Em apêndice, descrição das variáveis normais e não normais (APÊNDICE E).

### 3 RESULTADOS

Neste estudo foram calculados os momentos articulares líquidos para as articulações do quadril, joelho e tornozelo no plano sagital. Tem-se adotado a convenção de se representar todos os momentos extensores como positivos e os flexores como negativos. Neste estudo esta convenção foi seguida.

#### 3.1 Características dos grupos

Os três grupos foram comparados quanto à massa corporal, à idade, à estatura, à velocidade média da marcha e ao número de repetições no TSL. Não foram observadas diferenças entre os grupos quanto à massa corporal, à idade e à estatura. Foram encontradas diferenças entre os grupos em relação à velocidade da marcha e ao TSL. Em relação à velocidade, as diferenças aconteceram entre todos os grupos. O TSL apresentou diferenças apenas entre o GNH e os grupos GHR e GHL (Tabela 1).

Tabela 1: Comparações entre grupos.

	GNH	GHR	GHL
	Média ±DP	Média ±DP	Média ±DP
Massa (kg)	74,2±13,2	76,8±12,4	79,2±13,7
Idade (anos)	53,8±5,9	53,9±7,3	58,8±4,5
Estatura (m)	1,6±0,1	1,63±0,1	1,64±0,1
Velocidade (m/s)	1,1±0,1 <sup>A</sup>	0,8±0,1 <sup>B</sup>	0,4±0,2 <sup>C</sup>
TSL (nº repetições)	25,1±5,6 <sup>A</sup>	16,5±5,6 <sup>B</sup>	13,4±5,6 <sup>B</sup>

Legenda: GNH – grupo não hemiplégico; GHR – grupo hemiplégico rápido; GHL – grupo hemiplégico lento; TSL – teste de sentar e levantar; nº - número; (A, B, C) - letras diferentes indicam diferenças entre os grupos; DP – Desvio Padrão.

Em relação ao grau de espasticidade e comprometimento motor dos grupos hemiplégicos estudados, nota-se que houve diferentes graus de comprometimento nos membros afetados pela hemiplegia nos diferentes grupos.

Em relação ao grau de espasticidade, o tônus muscular esteve aumentado nos membros superiores (MS) em comparação aos membros inferiores (MI), sendo que, para o GHL, três dos 13 dos sujeitos não tiveram aumento do tônus, ou tiveram um aumento leve, para os MS; já para os MI foram oito sujeitos. Para o GHR, foram quatro dos 15 sujeitos para o MS e oito para o MI. Isto mostra que no MI houve um maior predomínio de hemiplégicos sem aumento de tônus.

Em relação ao comprometimento motor, no GHL seis hemiplégicos tiveram um comprometimento motor leve a moderado e sete um comprometimento motor marcante a severo. Já no GHR estes valores ficaram nove hemiplégicos com um comprometimento leve a moderado e seis tiveram um comprometimento marcante a severo.

### **3.2 Comparações dos momentos articulares entre grupos**

Os resultados das comparações dos momentos articulares entre grupos (GNH, GHR e GHL), para cada uma das situações (ACO e NACO) e articulações estudadas (QUA, JOE e TOR) estão apresentados na Figura 6. Em apêndice, encontra-se uma tabela com os valores médios das variáveis (APÊNDICE F).

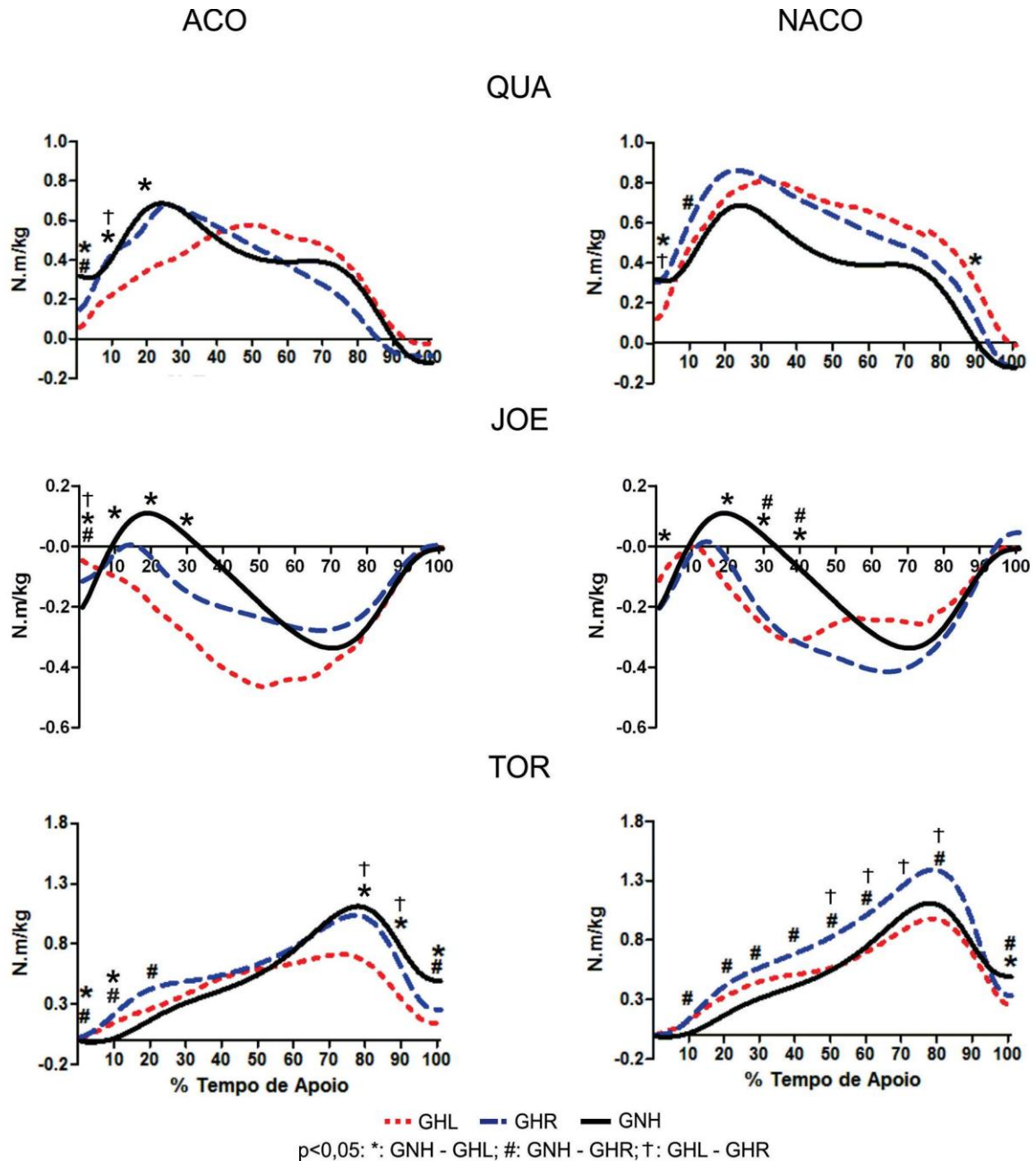


Figura 6: Momentos articulares entre grupos.

ACO: Membro acometido, Hemiplégico; NACO: Membro não acometido; QUA: Articulação do quadril; JOE: Articulação do joelho; TOR: Articulação do tornozelo; GHL: Grupo Hemiplégico lento; GHR: Grupo hemiplégico rápido; GNH: Grupo não hemiplégico.

Um número maior de diferenças entre os grupos foram encontradas para a articulação do tornozelo, sendo as diferenças entre o GHR e GNH no membro não acometido as encontradas em mais instantes durante o tempo de apoio.

Pode-se notar também que no membro NACO o GHR atingiu um maior momento de extensão no quadril, no intervalo de 20% do tempo de apoio, em comparação com o GNH e um maior momento de plantiflexão do tornozelo, em

relação aos demais grupos. Estes resultados foram mantidos para o membro ACO, em que os maiores momentos de extensão de quadril e plantiflexão de tornozelo (final do ciclo) foram atingidos por ambos os grupos (GHR e GNH). Pode-se notar que as curvas de momento articular durante a fase de apoio dos GH foram um pouco semelhantes às do GNH, esta semelhança foi ainda maior para o lado NACO. Para a articulação de JOE as diferenças são razoáveis visto que praticamente não há momento extensor durante o tempo de apoio, indicando possivelmente ausência de ação propulsiva pelos extensores de joelho após as respostas de carga.

Para a articulação de quadril, os momentos articulares foram maiores no membro NACO para ambos os GH. Já no membro ACO o GHR se manteve semelhante ao GNH e o GHL teve valores de momentos menores que ambos os grupos até 40% do tempo de apoio. Nesta articulação houve um predomínio de momentos de extensão. A maior parte das diferenças entre os grupos foram encontradas no início do tempo de apoio.

Para a articulação de joelho de ambos os membros, no GHR quase não houve momento de extensão e no GHL este momento não ocorreu. Houve um predomínio das diferenças encontradas entre os grupos até 40% do tempo de apoio.

Já para a articulação de tornozelo, prevaleceu o momento de plantiflexão. Pode-se observar que no membro ACO, na fase de maior momento de plantiflexão (80%), foram encontradas diferenças entre o GHL e os demais grupos. No membro NACO, na mesma fase anteriormente descrita, foram encontradas diferenças entre o GHR e os demais grupos. Nota-se que no membro NACO o GHR teve maiores momentos de flexão que no membro ACO. Nesta articulação foi encontrado um maior número de diferenças entre os grupos, sendo estas diferenças observadas em todo tempo de apoio.

### **3.3 Comparações dos momentos articulares intragrupos**

Os resultados das comparações dos momentos articulares, intragrupos (GHR e GHL) dos membros ACO e NACO nas três articulações estudadas (QUA, JOE e TOR) estão apresentados na Figura 7.



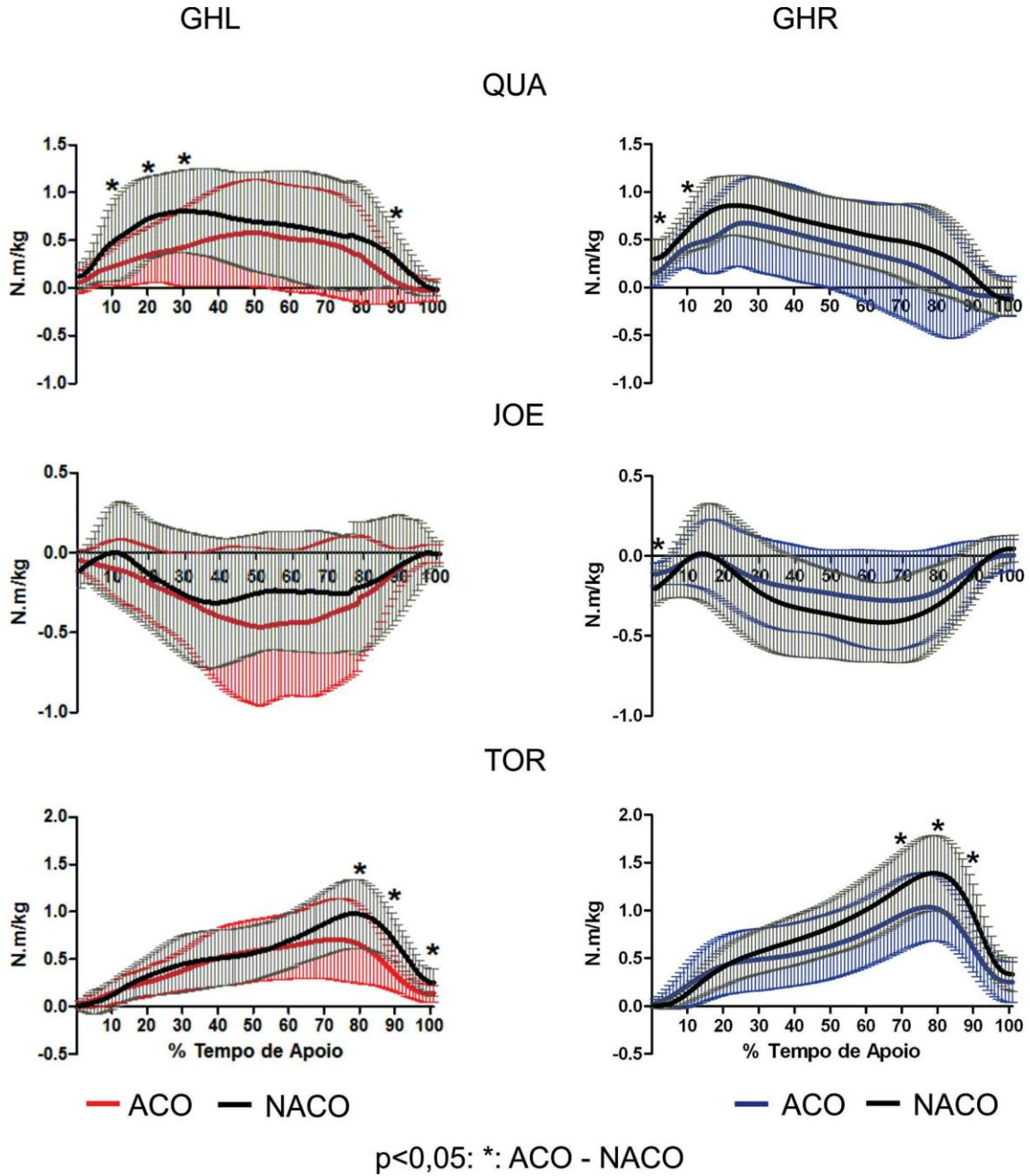


Figura 7: Momentos articulares intragrupos.

ACO: Membro acometido, hemiplégico; NACO: Membro não acometido; QUA: Articulação do quadril; JOE: Articulação do joelho; TOR: Articulação do tornozelo; GHL: Grupo Hemiplégico lento; GHR: Grupo hemiplégico rápido.

Pode-se observar que foram encontradas diferenças para ambos os GH, porém para a articulação de joelho no GHL não foram encontradas diferenças entre os membros ACO e NACO. Também se pode notar o grande desvio padrão encontrado para os dados, sendo este maior para a articulação de quadril no GHL.

Para a articulação de quadril, ambos os GH apresentaram maiores momentos de extensão no membro NACO. Para o GHR as diferenças foram encontradas no início do tempo de apoio. Já para o GHL as diferenças foram encontradas no início e no final do tempo de apoio.

No GHL não foram encontradas diferenças entre membros para a articulação do joelho. Já no GHR os momentos articulares de flexão foram maiores para o membro NACO. Neste grupo a única diferença encontrada foi no início do tempo de apoio (0%).

Para a articulação de tornozelo para ambos os GH, os momentos articulares de plantiflexão foram maiores para o membro NACO, sendo que, para ambos, as diferenças encontradas entre os membros aconteceram no final do tempo de apoio.

### **3.4 Principais resultados encontrados**

Os principais resultados encontrados nas comparações dos momentos articulares intra e entre grupos:

Nas comparações entre grupos foram observados os seguintes resultados:

- semelhança nas curvas de momento articular entre os grupos;
- maior número de diferenças foram encontradas no início da fase de apoio;

Para articulação de quadril

- as diferenças são predominantemente no início do tempo de apoio;
- há um predomínio de momentos de extensão;
- um maior número de diferenças no membro ACO;
- as diferenças foram maiores entre GNH-GHL;

Para articulação de joelho

- as diferenças encontradas foram até no máximo 40% do tempo de apoio;
- no GHR quase não houve momentos de extensão e GHL não houve;
- as diferenças foram maiores entre GNH-GHL;

Para articulação de tornozelo

- o maior número de diferenças foram nesta articulação;
- houve um predomínio de momentos de plantiflexão;

- diferenças entre GNH-GHR no membro NACO foram encontradas em quase todo tempo de apoio;
- para o membro ACO as diferenças foram encontradas no início e final do apoio;
- em 80% do tempo de apoio, o membro ACO do GHL foi diferente dos demais, já no membro NACO do GHR foi diferente dos demais.

Nas comparações intragrupo grupos foram observados os seguintes resultados.

- foram encontradas diferenças para os dois grupos;
- houve grandes Desvios Padrões dos dados;
- as diferenças no QUA foram no início do apoio;
- JOE, as diferença foi só no GHR;
- as diferenças no TOR do GHL foram no final do apoio, já no GHR foram no pico de platifexão.

## 4 DISCUSSÃO

Dados para comparação dos momentos articulares são bastante escassos na literatura, principalmente considerando sujeitos com alguma patologia. Valores nos três planos para adultos foram determinados por Kadaba et al. (1990) e por Winter et al. (1996). Para sujeitos com hemiplegia, foram determinados momentos articulares nos estudos de Balaban e Tok (2014), Allen et al. (2011), Lauzière (2014) entre outros.

Kadaba et al. (1990) normalizaram os dados de momentos articulares pela massa corporal e pelo comprimento do membro inferior, enquanto Öunpuu (1996) utilizou somente a massa corporal. Hof (1996) recomenda a obtenção de quantidades adimensionais, normalizando os momentos articulares pela massa, pela aceleração da gravidade e pelo comprimento do membro inferior. No presente estudo, os dados foram normalizados pela massa corporal.

O AVE pode deixar sequelas permanentes nos sujeitos acometidos, sendo a hemiplegia um dos acometimentos mais recorrentes. Esta leva a alterações da marcha e dos momentos articulares destes sujeitos. A marcha hemiplégica após o AVE é caracterizada por uma velocidade reduzida de caminhada, um padrão de marcha assimétrica e uma diminuição nos picos de momentos do membro hemiplégico (NADEAU, 2013). No presente estudo, a velocidade reduzida talvez tenha sido o fator mais evidente nas diferenças de momento articular, apenas com leves assimetrias nos momentos entre membro hemiplégico e não hemiplégico.

Em relação às habilidades motoras afetadas, dois terços dos sujeitos com AVE apresentaram alguma limitação na caminhada. As características cinemáticas observadas compreendem redução da flexão do quadril, maior flexão do joelho e maior flexão plantar do tornozelo na fase de contato inicial do pé com o solo, enquanto no momento do contato final ocorre aumento da flexão do quadril, menor flexão do joelho e menor flexão plantar do tornozelo (OLNEY e RICHARDS, 1996; MACKO et al., 2001). Estas características fazem com que os sujeitos com AVE tenham uma ativação muscular diferente, conseqüentemente produzindo maior e/ou menor força muscular em determinados grupos musculares.

#### 4.1 Efeito da velocidade da marcha nos momentos articulares

Dentre as principais alterações da marcha dos sujeitos que sofreram AVE está a diminuição da velocidade. A velocidade da marcha espontânea de indivíduos hemiplégicos é diminuída, geralmente entre 0,08 e 1,05 m/s, em comparação com uma velocidade média de marcha de 1,0 a 1,5 m/s em indivíduos saudáveis (BEAMAN, 2010). No presente estudo, a velocidade média do GH foi de 0,61 m/s e do GNH foi de 1,11 m/s, com ambos os grupos caminhando em sua velocidade espontânea. Pode-se notar que o GNH adotou uma velocidade maior que a do GH, assim como descrito pela literatura com valores absolutos.

Algumas características são comuns entre os indivíduos hemiplégicos, mas diferenças significativas no padrão de marcha podem ocorrer entre eles, mesmo que suas velocidades de caminhada sejam comparáveis (NADEAU, 2013). Embora com grande variação, a velocidade preferida adotada por hemiplégicos com AVE é reduzida. A diminuição da velocidade é provavelmente o resultado de vários fatores, incluindo a recuperação motora pobre, a diminuição do equilíbrio, a diminuição da força muscular, gerando um efeito negativo significativo sobre o nível de independência da pessoa (CHEN et al., 2005). A grande variação nos valores reportados pela literatura é provavelmente o resultado de múltiplos fatores, incluindo as diferenças de técnicas e de equipamentos de medição, o nível de assistência autorizado durante a medição (por exemplo, muletas, órteses e suporte externo), e da severidade e cronicidade do AVE (DE QUERVAIN et al., 1996). No presente estudo, também pode-se notar uma grande variedade de velocidades adotadas pelos sujeitos pesquisados, sendo que todos foram instruídos a caminhar em suas velocidades confortáveis e sem o uso de qualquer dispositivo de assistência.

O estudo de Goldberg et al. (2013) investigou o efeito das mudanças simultâneas da velocidade da marcha e do suporte de peso corporal nos picos médios de momentos articulares de tornozelo, joelho e quadril. Os picos médios de momentos articulares diminuem linearmente com a diminuição da velocidade de caminhada e aumentam com maior descarga de peso do corpo, exceto o momento de extensão do joelho, que mostrou uma relação quadrática com velocidade de caminhada e nenhuma mudança significativa com o peso-suporte do corpo. Na maioria dos casos, os momentos de extensão de tornozelo e quadril apresentaram maior sensibilidade à velocidade de caminhada. O fato do aumento da velocidade

gerar um aumento dos momentos articulares já foi descrito por Lelas et al. (2003) e também pode ser observado no presente estudo com sujeitos que sofreram AVE, no qual, em algumas articulações, os GHR tiveram valores de momento articular maiores que o grupo GHL.

O estudo de Goldberg et al. (2013) conclui que os extensores do tornozelo e os extensores do quadril apresentam maior sensibilidade para a velocidade de andar quando comparados a outras articulações. Já Liu et al. (2008) descobriram que a maneira com que a velocidade de caminhada alterou as contribuições musculares para apoio e progressão variou entre os músculos, e que as contribuições dos músculos sóleo e glúteo máximo foram mais fortemente afetadas pela velocidade de caminhada. Além disso, os resultados parecem mostrar que as contribuições dos extensores do joelho (quadríceps) em velocidades lentas foram significativamente diferentes das suas contribuições em velocidades mais altas (LIU et al., 2008), o que é consistente com a conclusão de que os momentos de extensão do joelho mudam de forma não linear com a velocidade de caminhada (GOLDBERG et al., 2013).

A geração de energia a partir dos dorsiflexores está ausente em indivíduos hemiplégicos que andam em velocidades muito baixas ( $\leq 0,25$  m/s) (OLNEY et al., 1991). Por isso, os flexores do quadril contribuem mais do que os dorsiflexores do tornozelo para a geração de energia ao caminhar, ao contrário do que é observado em indivíduos saudáveis que andam em velocidades autosselecionadas (NADEAU et al., 2001). No presente estudo, pode-se notar que o momento articular dos dorsiflexores no GH foi nulo e no GNH foi muito pequeno. Este momento articular reduzido pode ser justificado, além da baixa velocidade de caminhada, pela pouca ativação dos músculos dorsiflexores e pela hiperativação dos plantiflexores citada anteriormente.

#### **4.2 Efeito das assimetrias e compensações corporais nos momentos articulares**

Os resultados de Kepple et al. (1997) mostram que, da fase do ciclo da marcha (fase de propulsão), em que o momento de flexão plantar do tornozelo está em seu pico, o momento do tornozelo é o maior contribuinte para a aceleração vertical (ou seja, apoio) e aceleração para a frente (ou seja, a progressão para a frente) do centro de massa. Este aumento da flexão plantar de tornozelo foi

observado, no presente estudo, no GHR, no membro NACO. Acredita-se que este aumento tenha acontecido em virtude de gerar uma maior aceleração vertical e para a frente, como compensação contralateral ao membro acometido, fazendo com que os sujeitos hemiplégicos tenham um aumento da passada e conseqüentemente um aumento da velocidade de caminhada.

No presente estudo, o membro NACO do GHR apresentou maiores momentos articulares de extensão de quadril e de tornozelo. Estes maiores momentos em sujeitos hemiplégicos não estão associados somente à velocidade de caminhada, já que o GNH teve uma velocidade média de 1,11 m/s enquanto o GHR teve uma média de 0,79 m/s, e também pelo fato de terem ocorrido somente no membro NACO e não no membro ACO, já que este membro tem os extensores de quadril e joelho ativados. Este fato demonstra que sujeitos hemiplégicos acabam fazendo compensações com o membro NACO e com o membro ACO no intuito de manter a funcionalidade da marcha e o equilíbrio corporal.

Há um consenso de que a maioria dos momentos e picos de potência são reduzidos nos pacientes que tiveram um AVE e são menores do membro ACO do que no membro NACO e ambos são menores em comparação com indivíduos saudáveis andando a uma velocidade de marcha confortável (BENSOUSSAN et al., 2006; SHAO et al., 2009). Estes resultados corroboram em parte os resultados encontrados no presente estudo, pois os dados de momentos foram maiores no membro NACO em comparação com o membro ACO. Já os momentos articulares do GH no membro NACO, principalmente para o GHR, foram maiores que os de sujeitos que não sofreram AVE. Esses maiores momentos articulares no membro NACO podem ser uma tentativa de compensar a falta de força muscular ou em virtude da espasticidade do membro ACO.

Pessoas que tiveram AVE têm dificuldade de manter um padrão de marcha normal. Além disso, a coordenação intramembro e intermembro pode ser readquirida pelo padrão de movimento sinergista do membro hemiplégico, que exige ajustes compensatórios da pelve e do membro não hemiplégico (OKEN et al., 2008). Estas compensações podem ser notadas no presente estudo, pois tanto o membro ACO como o NACO dos GH tiveram diferenças em comparação ao GNH, sendo que estas diferenças foram mais marcantes no membro NACO, demonstrando assim que sujeitos pós-AVE adotam ajustes compensatórios no membro não afetado e afetado pela hemiplegia. Estes ajustes compensatórios foram mais marcantes quando

analisados entre os diferentes grupos, já que em comparações dentro do mesmo grupo, entre os membros, estas diferenças não foram muito marcantes, com grande variabilidade dos dados.

Outro fator que gera preocupação são as assimetrias corporais geradas em virtude do AVE. A fase de apoio em sobreviventes de AVE representa uma parte maior do ciclo da marcha em comparação com indivíduos que não sofreram AVE, tanto no membro NACO como no membro ACO, mas a diferença é mais acentuada no membro ACO (SULLIVAN, 2009). Essas mudanças causadas podem ser atribuídas, em parte, pela diminuição da velocidade de caminhada (PATTERSON, 2010).

As assimetrias de comprimento do passo são geradas devido à falta de força propulsiva do membro ACO (BALASUBRAMANIAN, 2007). No presente estudo, as assimetrias de momentos articulares entre os membros ACO e NACO não foram muito marcantes, com as diferenças ocorrendo no início da fase de apoio para a articulação de quadril e no final da fase de apoio para a articulação de tornozelo. Estas poucas diferenças entre os membros podem ter ocorrido em virtude dos grandes desvios padrões dos dados e também pelo fato da velocidade alterar mais significativamente os momentos articulares, pois foram encontradas mais diferenças quando foram feitas comparações entre grupos.

Momentos são obtidos a partir de medições das forças de reação do solo, combinadas com os dados cinemáticos através de um modelo de dinâmica inversa (WINTER, 1991). Durante a marcha, o momento total de um conjunto é igual à soma do momento ativo produzido pela contração do músculo e o momento passivo associado com as estruturas do conjunto não contrátil (cápsula e tecidos conjuntivos). Os valores máximos para os momentos aumentam com a velocidade de caminhada (NADEAU, 2013). O momento positivo líquido do quadril, joelho e tornozelo do membro afetado tem um perfil comparável com a de indivíduos saudáveis, mas os valores são frequentemente diminuídos (PARVATANENI, 2007; TEIXEIRA-SALMELA, 2001). No presente estudo, pode-se notar que o momento do membro ACO também teve um perfil comparável com indivíduos saudáveis, porém nem sempre teve valores menores, principalmente no momento flexor de joelho para o GHL. Já os momentos articulares no membro NACO foram maiores que os observados nos indivíduos saudáveis, na articulação de quadril e joelho para ambos os GH e na articulação de tornozelo para o GHR.



No membro NACO, o momento líquido e a potência, embora ainda menores do que os valores normais, são maiores em comparação com o membro ACO (OLNEY et al., 1991; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2001). A proporção da energia produzida pelos músculos do membro NACO, comparada com o membro ACO, é cerca de 60:40 e permanece semelhante em vários graus de capacidade de caminhar (OLNEY et al., 1991; TEIXEIRA-SALMELA et al., 2001). Isso também pode ser observado no presente estudo, no qual, para algumas articulações, o momento articular foi maior no membro NACO. Este maior momento articular produzido pelo membro NACO pode ser em virtude das compensações que este membro realiza no intuito de compensar a fraqueza muscular do membro hemiplégico.

#### **4.3 Efeito do desempenho físico e esforço nos momentos articulares**

Como uma medida clínica, a velocidade é um indicador de desempenho geral da marcha e, não surpreendentemente, tem sido associada com muitos outros parâmetros espaço-temporais da marcha, incluindo cadência, comprimento do passo e passada, tempo de duplo apoio, tempo de apoio no membro parético e não parético (BRANDSTATER et al., 1983). No presente estudo, uma das formas de mensurar o desempenho muscular de membros inferiores foi o TSL, para medir resistência de força muscular em membros inferiores, além da velocidade média da marcha. Pode-se notar que o GNH teve um desempenho no TSL superior aos demais grupos, sendo que entre os GH não houve diferenças. Já para a velocidade houve diferenças entre os três grupos estudados.

A velocidade da marcha em pacientes que tiveram um AVE varia de extremamente lento para quase normal; geralmente é lenta durante a fase inicial da recuperação e está associada com fraqueza e fraco controle motor da extremidade inferior. Com ganho de força e resistência muscular e melhoria no controle motor, a velocidade da marcha aumenta e movimentos anormais diminuem (JONSDOTTIR et al., 2009). No presente estudo, a resistência de força muscular foi testada através do TSL, em que os GH não tiveram diferença de força entre si, mas ambos foram diferentes do GNH. Já a velocidade média dos três grupos foi diferente; é possível que, para o presente estudo, a força muscular de membros inferiores entre os GH não tenha sido o fator determinante para uma maior velocidade de caminhada.

O padrão locomotor característico de hemiplégicos é resultante da fraqueza muscular, da ativação motora anormal resultante da interrupção na sinalização descendente dos centros supraespinhais, ocasionando redução na destreza, prejuízo nas respostas de equilíbrio e diminuição na produção de trabalho do membro ACO durante as tarefas locomotoras (DETREMBLEUR et al., 2003). No presente estudo, essa fraqueza muscular de membros inferiores foi observada nos sujeitos hemiplégicos quando comparados com sujeitos não hemiplégicos, mas entre os sujeitos hemiplégicos, divididos de acordo com sua velocidade média de caminhada, não apresentam diferenças.

Pesquisas estimaram o nível de esforço para os principais grupos musculares de ambos os membros, em indivíduos saudáveis e hemiplégicos. Indivíduos no grupo AVE mostraram um maior nível de esforço (45% - 78%) do que os indivíduos não hemiplégicos em uma cadência correspondente (24% - 63%). Para ambos os grupos, o nível de esforço foi semelhante entre os membros e aumentou com o aumento da cadência. Os investigadores concluíram que, para uma cadência semelhante, os níveis de esforço de indivíduos hemiplégicos foram maiores do que os de indivíduos não hemiplégicos (MILOT et al., 2006; MILOT et al., 2007). O nível de exigência da caminhada em esteira dupla (caminhada com um membro em cada correia) pode alterar a simetria dos momentos articulares de tornozelo. Isso pode ser observado no estudo de Lauzière et al. (2014), que avaliou sujeitos hemiplégicos em diferentes situações de caminhada. Foi observado que, quando o nível de exigência (velocidade da esteira) no membro NACO era maior, os momentos articulares de plantiflexão do membro ACO se tornaram maiores, aumentando o comprimento do passo deste membro. Quando há um aumento do esforço no membro parético, há uma diminuição do momento de plantiflexão deste membro.

Tal como acontece com os indivíduos não hemiplégicos, indivíduos hemiplégicos autônomos aumentam significativamente os valores de esforço com o aumento da velocidade, com os músculos do quadril apresentando o maior ganho. No entanto, os valores de esforço de indivíduos hemiplégicos foram maiores do que os de indivíduos saudáveis pareados por cadência. Estes resultados também sugerem que os participantes hemiplégicos diminuem espontaneamente sua velocidade autosselecionada para manter o seu nível de esforço semelhante ao observado em indivíduos não hemiplégicos andando na sua velocidade de caminhada autosselecionada (MILOT et al., 2006; MILOT et al., 2007). No presente

estudo, todos os grupos foram instruídos a caminhar em suas velocidades confortáveis, ou seja, velocidade que normalmente usam para andar durante o dia. Pode-se notar que o GHR, para as articulações de tornozelo e quadril no membro NACO, teve valores maiores de plantiflexão e extensão, respectivamente, que os demais grupos. Isso pode ter acontecido na tentativa de gerar uma maior propulsão do membro NACO com o objetivo de gerar uma passada maior para ambos os membros. O fato de sujeitos hemiplégicos adotarem velocidades de caminhada menores de forma instintiva para diminuir o esforço explica o porquê de não termos encontrado grandes diferenças nas curvas de momento destes indivíduos em comparação com a de sujeitos não hemiplégicos, pois não foram encorajados a adotarem um desempenho superior ou máximo.

#### **4.4 Comportamento dos momentos articulares durante o ciclo da marcha**

Comparando-se as curvas dos momentos articulares no plano sagital (Figura 6 e Figura 7) com os dados da literatura (ÖUNPUU et al., 1991; WINTER et al., 1996; KADABA et al., 1990), nota-se a similaridade nas amplitudes e no formato das curvas, com exceção da articulação do quadril que, no presente estudo, praticamente não apresenta momento flexor.

Medidas cinéticas podem ser úteis para avaliar alguns aspectos do movimento de quadril que não são prontamente evidentes através somente da análise de dados cinemáticos, talvez por causa de uma redução do momento extensor de quadril no início da fase de apoio. Encurtamentos adaptativos dos extensores de quadril ou a atividade excessiva dos flexores do quadril também podem diminuir o momento extensor da articulação, limitando a sua extensão na fase de apoio (MILOVANOVIĆ e POPOVIĆ, 2012; MOSELEY et al., 1993). A diminuição da flexão do quadril no contato inicial com o solo também ocorre em pacientes hemiplégicos, podendo ser uma consequência da hiperatividade dos extensores do quadril ou atividade limitada de flexores do quadril (TRUEBLOOD et al., 1989). No presente estudo, houve um momento extensor de quadril menor no início do apoio dos sujeitos hemiplégicos, sendo que isto foi constatado de forma mais evidente no membro ACO de ambos os GH, sendo ainda mais acentuada no GHL. Os achados do presente estudo estão relacionados com os achados da literatura que relatam que os encurtamentos adaptativos ou a atividade muscular

excessiva alteram os momentos articulares de quadril no início da fase de apoio, sendo que podemos acrescentar que sujeitos hemiplégicos que adotam uma velocidade de marcha mais lenta podem ter estas diferenças mais evidentes.

Há uma diminuição do comprimento dos músculos flexores plantares depois do AVE. A hemiplegia é suscetível de reduzir a capacidade dos músculos flexores plantares para produzir força suficiente e, como resultado, reduzir a flexão plantar (KINSELLA et al., 2008). Esta diminuição da capacidade de produzir força pelos flexores plantares pode levar a uma diminuição do momento plantiflexor de tornozelo. No presente estudo, nota-se um maior momento de plantiflexão de tornozelo do membro ACO, no início do apoio, nos GH em comparação com o GNH. Acredita-se que isso seja em virtude da espasticidade no membro inferior, principalmente nos músculos flexores plantares, que resulta em resistência ao movimento de dorsiflexão do tornozelo (OLNEY e RICHARDS, 1996). Já no final da fase de apoio, o GHL mostrou um menor momento plantiflexor de tornozelo, e o GHR teve um comportamento semelhante ao GNH. Acredita-se que o maior momento plantiflexor no início do ciclo pode ser devido à falta de controle muscular dos flexores dorsais para a fase de frenagem, e o menor momento plantiflexor no final do ciclo pode ser a falta de força muscular flexores plantares para auxiliar na fase de propulsão.

O comportamento da curva média para o quadril mostra um momento extensor no início da fase de apoio, sendo nesta fase a ocorrência do pico para os GHR e GNH no membro ACO e o pico para os três grupos no membro NACO. Estes valores não atingiram 1 Nm/kg, porém Winter et al. (1996) encontraram valores de 1,2 Nm/kg para esta fase em adultos saudáveis. No presente estudo, foram encontrados baixos valores de momento flexor somente no final do ciclo, já Winter et al. (1996) descrevem valores de 1,03 Nm/kg por volta de 50% da fase do ciclo.

Para a articulação de joelho, as curvas de momento articular, segundo Winter et al. (1996) e De David (2000), apresentam um momento extensor durante a fase de aceitação do peso perto dos 20% do ciclo, seguido de um momento flexor aos 40% e novamente um momento extensor no final da fase de apoio. Esses estudos foram realizados com adultos saudáveis e crianças, respectivamente. Segundo De David, (2000), todos esses momentos têm magnitudes semelhantes, de aproximadamente 0,2 Nm/kg, enquanto Winter et al. (1996) encontraram magnitudes em torno de 0,45 Nm/kg. No presente estudo, o GNH apresentou o padrão de curva

descrito anteriormente com magnitudes de momentos também semelhantes. Já os GH, tanto o GHL como o GHR, para os dois membros (ACO e NACO), não apresentaram momentos extensores ou apresentaram valores muito baixos. As diferenças encontradas para a articulação de joelho estão na fase de aceitação do peso, em que normalmente se encontram momentos extensores. Para os momentos de flexão, o GH apresentou picos com magnitudes maiores que os do GNH, sendo que, para o membro ACO, quem apresentou maior pico foi o GHL e, para o membro NACO, foi o GHR. Nos 50% finais da fase de apoio, não foram encontradas diferenças entre os grupos estudados.

No presente estudo, as curvas de momentos articulares do tornozelo tiveram o seguinte comportamento: somente o GNH apresentou um pequeno momento dorsiflexor no início do apoio, seguido por um momento de flexão plantar significativo que foi apresentado para todos os grupos estudados. Winter et al. (1996) e De David (2000) encontraram valores de pico de momento de flexão plantar de 1,8 Nm/kg e 1,1 Nm/kg respectivamente, estes picos ocorrendo próximo ao final do apoio. No presente estudo, o GHR, para o membro NACO, apresentou o maior pico plantiflexor (1,38 Nm/kg). Comparado ao membro ACO do grupo GH, quem apresentou maior pico plantiflexor foi o GNH (1,09 Nm/kg). Para ambos os membros, o GHL apresentou os menores valores de pico do momento plantiflexor (ACO 0,64 Nm/kg e NACO 0,97 Nm/kg). Ambos os GH não apresentaram momentos dorsiflexores.

Esta falta de dorsiflexão em fase de balanço e também no apoio do calcanhar é provavelmente causada por hiperatividade dos músculos flexores plantares e uma incapacidade de gerar momento muscular dorsiflexor suficiente. O encurtamento dos músculos flexores plantares é outra causa para este padrão (BENSOUSSAN et al., 2006; MCGINLEY et al., 2006). Este fato pode justificar o porquê de o GH ter apresentado maiores momentos plantiflexores do que o GNH no membro ACO no início do apoio.

## 5 CONCLUSÕES

Neste estudo foram descritos e comparados os momentos articulares de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital de sujeitos hemiplégicos e sujeitos sem hemiplegia durante o andar em velocidade autosselecionada. A partir da análise dos resultados deste estudo, chegou-se às seguintes conclusões:

- a velocidade de caminhada adotada pelos sujeitos com AVE influenciou os momentos articulares de membro inferior; uma velocidade maior gera maiores momentos, pois a velocidade altera as acelerações dos segmentos corporais consequentemente altera os momentos articulares;

- as estratégias de caminhada adotadas pelos sujeitos que sofreram AVE geram adaptações em ambos os membros, no intuito de manter a funcionalidade da marcha e o equilíbrio corporal.

## **6 APLICAÇÕES PRÁTICAS E PERSPECTIVAS FUTURAS**

Através da realização deste estudo, podemos observar resultados importantes acerca dos momentos articulares de membros inferiores de sujeitos que sofreram AVE. Constatou-se que a velocidade da marcha pode alterar esses momentos articulares; com isso, a prática de exercício físico e a reabilitação de pessoas que sofreram AVE necessitam de um acompanhamento mais cuidadoso em relação à velocidade adotada por essa população.

A conclusão deste estudo abre campo para questões adicionais. Inicialmente, seria interessante verificar a influência de diferentes velocidades de caminhada sobre os momentos articulares, a partir da velocidade autosselecionada - adotar uma velocidade mais lenta e outra mais rápida – para, assim, tentar entender se as alterações de velocidade da marcha podem gerar alterações nos torques, torques gerados pela ativação maior ou menor de determinados grupos musculares. Outro fator relevante é entender os mecanismos de compensações utilizados por esta população em diferentes velocidades de caminhada.

## REFERÊNCIAS

ADA, L. et al.. Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke. **J Neural Neurosurg Psychiatry**, v. 64, p. 628 - 635, 1998.

ALLEN, J. L. et al.. Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. **Gait & Posture**, v. 33, p. 538 - 543, 2011.

AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A. C. e BARBANTI, J. (org.). **A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade: Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, 2000.

AN, K. N. et al.. "Estimation of muscle and joint forces". In: ALLARD, P.; STOKES, I. A. F.; BLANCHI, J. P. (eds). Ch.10. **Estimation of muscle and joint forces**. Champaign: Human Kinetics, 1995.

ARENE, N. E.; HIDLER, J. Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: A review of the literature. **Top Stroke Rehabil**, v.16, p. 346 - 356, 2009.

BALABAN, B.; TOK, F. Gait Disturbances in Patients With Stroke. **Physical Medicine and Rehabilitation**, v.6, p. 635 - 642, 2014.

BALASUBRAMANIAN, C. K. et al.. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 88, n.1, p. 43 - 49, 2007.

BAUMANN, W. Procedimentos para determinar as forças internas na biomecânica do ser humano - aspectos da carga e sobrecarga nas extremidades inferiores. In: DE DAVID, A. C.; FONSECA, J. C. P. (ed). **VI Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Brasília, DF, 1995.

BEAMAN, C. B. et al. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. **Gait & Postura**, v. 31, n. 3, p. 311 - 316, 2010.

BENSOUSSAN, L. et al.. Kinematic and kinetic asymmetries in hemiplegic patients' gait initiation patterns. **J Rehabil Med**, v. 38, p. 287 - 294, 2006.



BOHANNOM, R.; SMITH, M. Inter rater reliability of a modified Ashworth Scale of muscle spasticity. **Phys Ther**, v. 67, n. 2, p. 206 - 207, 1987.

BRANDSTATER, M. E. et al.. Hemiplegic gait: Analysis of temporal variables. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 64, p. 583 - 587, 1983.

CAMPANINI, I. et al.. A method to differentiate the causes of stiff-knee gait in stroke patients. **Gait & Posture**, v. 38, p. 165 - 169, 2013.

CARVALHO, A. C. et al.. Projeto hemiplegia um modelo de fisioterapia em grupo para hemiplégicos crônicos. **Arq Ciênc Saúde**, v. 14, n. 3, p. 161 - 168, 2007.

CHEN, C. et al.. The interaction between neuropsychological and motor deficits in patients after stroke. **Neurology**, v. 80, p. 27 - 34, 2013.

CHEN, G. et al.. Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. **Gait & Posture**, v. 22, p. 51 - 56, 2005.

DA CRUZ, K. C. T.; DIOGO, M. J. D. Avaliação da capacidade funcional de idosos com acidente vascular encefálico: Campinas, SP: **Acta Paul Enferm**, v. 22, n. 5, p. 666 - 672, 2009.

DALLA VECCHIA, E. **Aspectos Metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano**. Dissertação (Mestrado em Física do estado sólido) - Instituto de Física da Universidade de São Paulo, São Paulo, 1998.

DE DAVID, A. C. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças: Cinemática e cinética**. Tese (Doutorado em Educação Física) - Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria, 2000.

DETREMBLEUR, C. et al.. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. **Gait & Posture**, v. 18, p. 47 - 55, 2003.

DE QUERVAIN, I. A. et al.. Gait pattern in the early recovery period after stroke. **J Bone Joint Surg**, v. 78, n. 10, p. 1506 - 1514, 1996.

FARRIS, D. J., SAWICKI, G. S. The mechanics and energetics of human walking and running: a joint level perspective. **Journal of The Royal Society Interface**, v. 9, p. 110 - 118, 2012.

FUGL-MEYER, A. R. Post stroke hemiplegia: Assessment of physical properties. **Scand J Rehab Med**, v. 7, p. 85 - 93, 1980.

FUGL-MEYER, A. R. et al.,. The post-stroke hemiplegic patient: 1. A method for evaluation of physical performance. **Scand J Rehab Med**, v. 7, p. 13 - 31, 1975.

GAYA, A. et al.. Ciências do movimento humano: introdução à metodologia da pesquisa. Porto Alegre: Artmed, 2008.

GLADSTONE, D. J. et al., The Fugl-Meyer Assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 16, p. 232 - 240, 2002.

GOLDBERG S. R.; STANHOPE S. J. Sensitivity of joint moments to changes in walking speed and body-weight-support are interdependent and vary across joints. **J Biomech**, v. 46, n. 6, p. 1176 - 1183, 2013.

GOLDIE, P. A. et al.. Deficit and change in gait velocity during rehabilitation after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 77, p. 1074 - 1082, 1996.

GOMES, B. M. et al.. Neurônios Espelho. **Rev. Psicologia USP**, São Paulo, v. 17, n.4, p. 123 - 133, 2006.

GREGSON, J. M. et al.. Reliability of measurements of muscle tone and muscle power in stroke patients. **Age Ageing**, v. 29, n. 3, p. 223 - 228, 2000.

GUEDES, P. V; MOTA, E. P. O. Protocolo de avaliação da marcha para pacientes hemiplégicos após acidente vascular cerebral. **Rev Reabilitar**, v. 8, p. 16 - 23, 2000.

HAMILL, J. **Bases Biomecânicas do movimento humano**. 3 ed. Barueri, SP: Manole, 2012.

HAY, J. G. Moment of inertia of the human body. In: HAY, J. G. **Kinesiology IV**. Washington, DC, AAHPER Publications Sales, 1974.

HOF, A. L. Scaling gait data to body size. **Gait & Posture**, v. 4, p. 222 - 223, 1996.

IKAI, T. et al.. Dynamic postural control in patients with hemiparesis. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 82, n. 6, p. 463 - 469, 2003.

JONSDOTTIR, J. et al.. Functional resources to increase gait speed in people with stroke: Strategies adopted compared to healthy controls. **Gait & Posture**, v. 29, p. 355 - 359, 2009.

KADABA, M. P. et al.. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J. of Orthopaedic Research**, v. 8, p. 383 - 392, 1990.

KEPPLE, T. M. et al.. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. **Gait & Posture**, v. 6, p. 1 - 8, 1997.

KERRIGAN, D. C. et al.. Spastic paretic stiff-legged gait: biomechanics of the unaffected limb. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, n. 4, p. 354 - 360, 1999.

KIERNAN, D. et al.. The influence of estimated body segment parameters on predicted joint Kinetics during diplegic cerebral palsy gait. **Journal of Biomechanics**, v. 47, p. 284 - 288, 2014.

KIM, C. M.; ENG, J. J. Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. **Gait & Posture**, v. 18, p. 23 - 28, 2003.

KINSELLA, S.; MORAN, K. Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. **Gait & Posture**, v. 27, p. 144 - 151, 2008.

KRISTIANSLUND, E. et al.. Artefacts in measuring joint moments may lead to incorrect clinical conclusions: the nexus between science (biomechanics) and sports injury prevention!. **Br J Sports Med**, v. 47, n. 8, p. 470 - 473, 2013.

KRISTIANSLUND, E. et al., Effect of low pass filtering on joint moments from inverse dynamics: Implications for injury prevention. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. 666 - 671, 2012.

LAMONTAGNE, A. et al.. Contribution of passive stiffness to ankle plantarflexor moment during gait after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 81, p. 351 - 358, 2000.

LAMONTAGNE, A. et al., Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. **Clin Neurophysiol**, v. 118, p. 717 - 729, 2007.

LAUZIÈRE, S. et al.. Plantarflexion moment is a contributor to step length after-effect following walking on a split-belt treadmill in individuals with stroke and healthy individuals. **J Rehabil Med.**, v. 46, n. 9, p. 849 - 57, 2014.

LELAS, J. L. et al.. Predicting peak kinematic and kinetic parameters from gait speed. **Gait & Posture**, v. 17, p. 106 - 112, 2003.

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

LIMA, F. et al.. Espasticidade. In: **VII Encontro Latino-Americano de Iniciação Científica e VI Encontro Americano de Pós-Graduação** – Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos-SP, 2007.

LIU, M. Q. et al.. Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 4, p. 3243 - 3252, 2008.

LOSS, J. F. et al.. Cálculo de forças e momentos articulares resultantes pelo método da dinâmica inversa. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v. 23, p. 93 - 104, 2002.

LUCARELI, P. R. G; D'ANDREA GREVE, J. M. Knee joint dysfunctions that influence gait in cerebrovascular injury. **Clinics**, v. 63, p. 443 - 50, 2008.

MACKO, R. et al.. Treadmill training improves fitness reserve in chronic stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 82, p. 879 - 884, 2001.

MAKI, T. et al.. Estudo de Confiabilidade da Aplicação da Escala de Fugl-Meyer no Brasil. **Rev. bras. Fisioter**, v. 10, n. 2, p. 177 - 183, 2006.

MARSH, A. P. et al.. Is a joint moment-based cost function associated with preferred cycling cadence? **Journal of Biomechanics**. v. 33, p.173 - 180, 2000.

MCGINLEY, J. L. et al.. Accuracy of clinical observations of push-off during gait after stroke. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 87, p. 779 - 785, 2006.

MILOT, M. H. et al.. Bilateral level of effort of the plantar flexors, hip flexors, and extensors during gait in hemiparetic and healthy individuals. **Stroke**, v. 37, p. 2070 - 2075, 2006.

MILOT, M. H. et al.. Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensor muscles in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. **J Electromyogr Kinesiol**, v. 17, p. 184 - 193, 2007.

MILOVANOVIĆ, I.; POPOVIĆ, D. B. Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients. **Comput Math Methods Med**, v. 2012, p. 649 - 743, 2012.

MOSELEY, A. et al.. Observational and gait analysis of hemiplegic gait: Stance phase. **Aust J Physiother**, v. 39, p. 259 - 267, 1993.

NADEAU, S. et al.. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 123 - 130, 1999.

NADEAU, S. et al.. Determinants, limiting factors and compensatory strategies in gait. **Crit Rev Phys Rehabil Med**, v. 13, n. 1, p. 1 - 24, 2001.

NADEAU, S. et al.. Gait analysis for post stroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed. **Phys Med Rehabil Clin N Am**, v. 24, n. 2, p. 265 - 76, 2013.

NIGG, B. M. Force system analysis. Biomechanics of musculo-skeletal system. In: NIGG, B.M.; HERZOG, W. Calgary, Canadá. **John Wiley & Sons**. 2007.

O'SULLIVAN, S. B, SCHIMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. São Paulo: Manole, 2005.

OBBERG, T. et al.. Joint angle parameters in gait: references data for normal subjects, 10-79 years of age. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 31, p. 199 - 213, 1994.

OKEN, O.; YAVUZER, G. Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. **Eur J Phys Rehabil Med**, v. 44, p. 127 - 132, 2008.

OLNEY, S. J. et al.. Work and power in gait of stroke patients. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 72, n. 5, p. 309 - 314, 1991.

OLNEY, S.; RICHARDS, C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. **Gait & Posture**, v. 4, p. 136 - 148, 1996.

OTTOBONI, C. et al.. Estudo Comparativo entre Marcha Normal e a de Pacientes Hemiparéticos por Acidente Vascular Encefálico: Aspectos Biomecânicos. **Rev. Neurociências**, v. 10, n. 1, p. 10 - 16, 2002.

ÕUNPUU, S. et al.. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. **J. of Pediatric Orthopaedics**, v. 11, p. 341 - 349, 1991.

ÕUNPUU, S. et al.. Joint kinetics: methods, interpretation and treatment decision-making in children with cerebral palsy and myelomeningocele. **Gait & Posture**, v. 4, p. 62 - 78, 1996.

OVANDO, A. C. Treinamento de marcha, cardiorrespiratório e muscular após acidente vascular encefálico: estratégias, dosagens e desfechos. CURITIBA: **Fisioter Mov.** v. 23, n. 2, p. 253 - 269, 2010.

PARTRIDGE, C. J. Abordagens fisioterapêuticas para o tratamento dos problemas neurológicos: uma perspectiva histórica. In: Edwards S. **Fisioterapia neurológica: uma abordagem centrada na resolução de problemas**. Porto Alegre: Artmed, p.15 - 26, 1999.

PARVATANENI, K. et al.. Changes in muscle group work associated with changes in gait speed of persons with stroke. **Clin Biomech**, v. 22, n. 7, p. 813 - 820, 2007.

PATTERSON, K. K. et al.. Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 89, p. 304 - 310, 2008.

PATTERSON, K.K. et al.. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. **Gait & Postura**, v. 31, n. 2, p. 241 - 246, 2010.

PERRY, J. et al.. Classification of walking handicap in the stroke population. **Stroke**, v. 26, p. 982 - 989, 1995.

PIRES, S. et al.. Estudo das frequências dos principais fatores de risco para acidente vascular cerebral isquêmico em idosos. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 62, p. 844 - 851, 2004.

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

REZENDE, F. B. et al.. Análise da hiper-extensão de joelho em pacientes hemiparéticos usando órtese para neutralização da flexão plantar. **Rev. Neurociências**, v. 14, n. 3, p. 140 - 143, 2006.

ROSAMOND, W. et al.. Heart disease and stroke statistics - 2007 update: a report from the American heart association statistics committee and stroke statistics subcommittee. **Circulation**, v. 115, p. 69 - 110, 2007.

ROTH, E. J. et al.. Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 76, p. 128 - 133, 1997.

SAAD, L. M. V. et al.. Análise computadorizada dos parâmetros temporais da marcha de 25 pacientes hemiplégicos. **Medicina de Reabilitação**, v. 37, n. 38, p. 18 - 25, 1994.

SALMELA, L. et al.. Fortalecimento muscular e condicionamento físico em hemiplégicos. **Acta Fisiátrica**, v. 7, p. 108 - 118, 2000.

SCHUCH, C. P. et al.. The role of anthropometric changes due to aging on human walking mechanical work, pendulum and efficiency. **Biol. Sport**, v. 28, p. 165 - 170, 2011.

SEGURA, R. E.; SAHGAL, V. Hemiplegic atrophy: electrophysiological and morphological studies. **Muscle Nerve**, v. 4, p. 246 - 248, 1981.

SHAO, Q. et al.. An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. **Comput Biol Med**, v. 39, p. 1083 - 1088, 2009.

SOARES, A. V. et al.. Biorretroalimentação para treinamento do equilíbrio em hemiparéticos por acidente vascular encefálico: estudo preliminar. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 16, n. 2, p. 132 - 136, 2009.

SRIDHARAN, S. E. et al.. Incidence, types, risk factors, and outcome of stroke in a developing country: the Trivandrum Stroke Registry. **Stroke**. v. 40, n. 4, p. 1212 - 8, 2009.

STROKE CENTER. Stroke Statistics. Disponível em: <http://www.strokecenter.org/patients/about-stroke/stroke-statistics/>. Acesso em: 15 de set 2014.

SULLIVAN, K. J.; MULROY, S.; SA, K. Walking recovery and rehabilitation after stroke. In: STEIN, Z.; HARVEY, R.; MACKO, R. (Eds.), *et. al.*, Recuperação e Reabilitação do Curso, Demos Medical Publishing, New York, p. 323 - 342, 2009.

TEIVE, A. et al.. Tratamento do espasticidade- uma atualização. **Arq Neuropsiquiatr**, v. 2, p. 852 - 858, 1998.

TEIXEIRA-SALMELA, L. F. et al.. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. **J Med Rehabil**, v. 33, n. 2, p. 53 - 60, 2001.

THOM, T. et al.. Heart disease and stroke statistics. **Journal of the American Heart Association**, v. 6, p. 86 - 151, 2006.

TOK, F. et al.. The effects of on a botulinum toxin a injection into rectus femoris muscle in hemiplegic stroke patients with stiff-knee gait: A placebo-controlled, nonrandomized trial. **Am J Phys Med Rehabil**, v. 9, p. 321 - 326, 2012.

TRINDADE, A. P. N. T. et al.. Influência da simetria e transferência de peso nos aspectos motores após Acidente Vascular Cerebral. **Rev Neurociencias**. v. 19, n. 1, p. 61 - 67, 2011.

TRUEBLOOD, P. R. et al.. Pelvic exercise and gait in hemiplegia. **Phys Ther**, v. 69, p. 18 - 26, 1989.

UMBERGER, B. R.; MARTIN, P. E. Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates. **Journal of Experimental Biology**, v. 210, p. 3255 - 3265, 2007.



WINTER, D. A. et al.. Three-dimensional moments, powers, and work in normal gait: implications for clinical assessments. In: Harris, G.F. & Smith P.A (eds). **Human Motion Analysis** – current applications and future directions. New York: IEEE Press, p. 71 - 82, 1996.

WINTER, D. A. Biomechanical motor patterns in normal walking. **Journal of Motor Behavior**, v.15, p. 302 - 330, 1983.

WINTER, D. A. A new definition of mechanical work done in human movement. **J. Appt. Physiol**, v. 46, p. 79 - 83, 1979.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**, John Wiley & Sons. University of Waterloo, Waterloo, Ontario, Canada, 4 ed., 2009.

WINTER, D. A. Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. **Human Movement Science**, v. 3, p. 51 - 76, 1984.

WINTER, D. A. **The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological**. University of Waterloo Press, Waterloo, 2 ed., p. 143, 1991.

WOOLLEY, S.M. Characteristics of gait in hemiplegia. **Top Stroke Rehabil**, v. 7, p. 1 - 18, 2001.

## **APÊNDICES**

## Apêndice A – Termo de consentimento livre e esclarecido

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA  
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS  
Professor Responsável: Carlos Bolli Mota, Fone: 55 9977 8371

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

O presente termo tem por objetivo convidá-lo a participar voluntariamente de uma pesquisa que busca descobrir a sobrecarga sobre as articulações dos membros inferiores de sujeitos que sofreram AVC. O projeto de Pesquisa é intitulado: “ANÁLISE DA MECÂNICA ARTICULAR DURANTE A MARCHA DE HEMIPLÉGICOS PÓS-ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL”, o qual será realizado no Laboratório de Biomecânica da UFSM.

Será verificada a estatura e massa corporal, também serão aplicados testes para avaliar o comprometimento motor e cognitivo. A marcha será avaliada com câmeras de vídeo que captam somente os pontos que serão fixados em seus membros inferiores. Juntamente com as câmeras, será avaliada a força de reação do solo, com duas plataformas de força metálica. Será solicitado que se caminhe com velocidade autosselecionada. Durante o teste serão colocados, com fita adesiva, marcadores reflexivos nos membros inferiores. Durante essas avaliações, pode haver algum desconforto como dores musculares devido ao esforço para realizar a marcha, assim como desconforto ao responder os testes. Porém, os estudantes responsáveis pela coleta estarão atentos para isso e auxiliarão sempre que for preciso.

O benefício de participar da pesquisa relaciona-se ao fato de que os resultados serão incorporados ao conhecimento científico e, posteriormente, a situações de ensino-aprendizagem desta população.

As avaliações serão realizadas pelos pesquisadores envolvidos no presente projeto, os quais se comprometem em resguardar a sua identidade e também as informações confidenciais, quando forem publicar os dados. O material será armazenado na sala 1007 do Laboratório de Biomecânica do Centro de Educação Física da UFSM, em arquivos de computador e folhas impressas, por um período de 2 anos. Após esse período, os mesmos serão destruídos. Os dados publicados não farão referência a nomes ou a informações que possam identificar os sujeitos da pesquisa. Dessa forma, será garantida a confidencialidade e a privacidade dos sujeitos da pesquisa para que não haja prejuízo a você. Os dados ficarão disponíveis para a consulta em qualquer momento.

O presente projeto não oferece despesas para você, mas também não oferece compensação financeira relacionada à sua participação. Se existir qualquer despesa adicional, ela será coberta pelo projeto.

Fica garantida a liberdade de retirada do seu consentimento sem qualquer prejuízo. Você também terá direito de manter-se atualizado sobre os resultados parciais da pesquisa, que sejam do conhecimento dos pesquisadores, os quais se comprometem também a utilizar os dados coletados somente para essa pesquisa.

Eu, \_\_\_\_\_,  
acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações que li, pois

ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados e seus riscos. Recebi a garantia de confidencialidade e de que não receberei nenhuma ajuda de custo pela participação no projeto.

Concordo em participar voluntariamente deste estudo e estou ciente de que poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, antes ou durante o desenvolvimento da pesquisa, sem penalidades ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do sujeito da pesquisa

\_\_\_\_\_  
nº da identidade

Declaro que obtive de forma apropriada e voluntária o Consentimento Livre e Esclarecido deste sujeito da pesquisa ou responsável para a participação neste estudo.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do responsável pela pesquisa

\_\_\_\_\_  
nº da identidade

Santa Maria, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2013.

Maiores esclarecimentos:

Professor Dr. Carlos Bolli Mota, Fone: 55 9977 8371

Mestranda Carla Emilia Rossato, Fone: 55 9991 4440

Os responsáveis pelo projeto colocam-se à disposição para maiores esclarecimentos a qualquer momento, através dos contatos acima descritos.

\_\_\_\_\_  
Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato:

Comitê de Ética em Pesquisa - CEP-UFSM

Av. Roraima, 1000 - Prédio da Reitoria – 7º andar – Campus Universitário – 97105-900

Santa Maria-RS - Tel.: (55) 32209362 – E-mail: [comiteeticapesquisa@mail.ufsm.br](mailto:comiteeticapesquisa@mail.ufsm.br)

### Apêndice B – Características dos grupos hemiplégicos

	Sujeito	Velocidade (m/s)	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)	ACO	EFM	Ash MS	Ash MI	TSL
GHL	1	0,58	64	103,1	1,75	D	2	3	2	14
	2	0,58	65	97,2	1,71	E	3	3	3	10
	3	0,54	54	59,1	1,57	D	4	4	1	15
	4	0,52	56	73,2	1,64	D	1	2	1	18
	5	0,50	59	61,4	1,54	D	2	1	1	12
	6	0,46	57	78,5	1,45	E	2	2	1	25
	7	0,43	54	79,4	1,84	D	4	2	1	18
	8	0,36	59	85,1	1,55	D	1	1	1	20
	9	0,27	60	89	1,58	D	4	2	1	11
	10	0,27	63	61,5	1,47	D	3	4	3	7
	11	0,23	58	80,4	1,67	E	1	1	2	9
	12	0,20	65	89,4	1,83	D	4	4	2	6
	13	0,13	51	72,8	1,74	E	3	2	1	9

Para EFM: 1 leve, 2 moderado, 3 marcante, 4 severo; Ash: 1 sem aumento de tônus, 2 leve aumento de tônus, 3 moderado aumento de tônus, 4 aumento de tônus acentuado; Vel: velocidade média; ACO: membro hemiplégico

	Sujeito	Velocidade (m/s)	Idade (anos)	Massa Corporal (kg)	Estatura (m)	ACO	EFM	Ash MS	Ash MI	TSL
<b>GHR</b>	1	1,02	45	65,5	1,68	D	1	1	1	18
	2	0,98	45	60,7	1,71	E	3	3	1	14
	3	0,90	50	67,1	1,58	E	1	2	1	26
	4	0,90	54	58,6	1,63	E	2	1	1	24
	5	0,89	57	85,6	1,54	D	2	2	2	13
	6	0,88	62	84,8	1,69	D	2	2	1	23
	7	0,88	55	80,2	1,72	D	3	4	2	21
	8	0,81	45	84,9	1,59	D	1	2	1	17
	9	0,71	63	74,7	1,61	D	3	3	2	11
	10	0,70	46	64,5	1,63	E	3	4	2	21
	11	0,69	57	103,8	1,71	E	2	2	2	10
	12	0,69	45	77,3	1,66	E	4	3	2	9
	13	0,62	64	78	1,44	D	1	1	1	9
	14	0,61	59	74,3	1,49	E	3	3	1	16
	15	0,60	62	91,6	1,71	E	2	1	2	16

Para EFM: 1 leve, 2 moderado, 3 marcante, 4 severo; Ash: 1 sem aumento de tônus, 2 leve aumento de tônus, 3 moderado aumento de tônus, 4 aumento de tônus acentuado; Vel: velocidade média; ACO: membro hemiplégico

**Apêndice C – Ficha para anamnese**

Sujeito nº: \_\_\_\_\_

**Dados Pessoais**

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

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_ anos

Sexo:  Masculino  Feminino

Profissão pré-AVC \_\_\_\_\_

Atividade pós-AVC: \_\_\_\_\_

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_  Normal  Sobrepeso  Abaixo do pesoTipo de AVC:  Isquêmico  HemorrágicoHemisfério:  Direito  Esquerdo  Lateralidade

Tempo decorrido desde a lesão (data da lesão): \_\_\_\_\_

Histórico pregresso de doenças: \_\_\_\_\_

Antecedentes Familiares: \_\_\_\_\_

 Etilismo  Tabagismo  Sedentarismo  HipertensãoAtividade Física:  Antes do AVC  Após AVC  Nunca**Dados do Acidente****Período do AVC:**  manhã  tarde  noiteAmbiente do AVC:  domicilio  trabalho  externo

Tempo que demorou para ser socorrido: \_\_\_\_\_

Histórico de quedas:  sim  não

Tempo de permanência de internação: \_\_\_\_\_

Primeiro AVC:  sim  não Qual? \_\_\_\_\_

Medicação atual (pós AVC): \_\_\_\_\_

Início de atendimento fisioterapêutico:  imediato  tardio Quando: \_\_\_\_\_Terapias realizadas:  Terapia ocupacional  Fonoaudióloga  Psicológica Outras: \_\_\_\_\_**Padrão Cognitivo- perceptual**Fala:  Normal  Arrastada  Murmurada  Não FalaAudição:  normal  prejudicada  surdezVisão:  normal  prejudicadaAtividade de vida diária:  independente  Semidependente  Dependente

## Apêndice D – Ficha de avaliação antropométrica

Sujeito nº: \_\_\_\_\_

<b>Nome:</b>	<b>Sexo:</b>
<b>Idade:</b>	<b>Avaliador:</b>
<b>Data de Nascimento:</b>	<b>Data/Horário da Avaliação:</b>
<b>Massa Corporal:</b> kg	<b>Estatura:</b> mm

	<b>Esquerda</b>	<b>Direita</b>
<b>Comprimento Membro Inferior (Vicon)</b>	mm	mm
<b>D. Bicondiliano do fêmur</b>	mm	mm
<b>D. Bimaleolar</b>	mm	mm



## Apêndice E – Análise estatística

### Para comparações entre grupos

Variáveis com distribuição paramétrica:

- Membro ACO: TOR: 0%, 20% e 30%; JOE: 0%, 10%, 20% e 30%; QUA: 0%, 10%, 30% e 100%.

- Membro NACO: TOR: 0%, 10%, 20% e 30%; JOE: 0%, 10% e 20%; QUA: 0% e 100%.

Variáveis com distribuição não paramétrica:

- Membro ACO: TOR: 10%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%; JOE: 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%, QUA: 20%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% e 90%.

- Membro NACO: TOR: 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%; JOE: 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%; QUA: 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80% e 90%.

### Para comparações intragrupo

Variáveis com distribuição paramétrica:

- TOR: GHL: 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 70%, 80% e 90%, no GHR: 0%, 20%, 30%, 40%, 50%, 60% e 100%.

- JOE: GHL: 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50%, 70% e 80%, no GHR: 0%, 10%, 20%, 60%, 70%, 80% e 100%.

- QUA: GHL: 0%, 30%, 40%, 50%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%, no GHR: 0%, 10%, 20%, 60%, 70%, 80%, 90% e 100%.

Variáveis não paramétricas:

- TOR: GHL: 60% e 100%, no GHR: 10%, 70%, 80% e 90%.

- JOE: GHL: 90% e 100%, no GHR: 30%, 40%, 50% e 90%.

- QUA: GHL: 10% e 20%, no GHR: 30%, 40% e 50%.

## Apêndice F – Valores das variáveis analisadas

### Momentos Articulares de Quadril

Ciclo%	GNH (N.m/kg)	GHL (N.m/kg)		GHR (N.m/kg)	
		ACO	NACO	ACO	NACO
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
0	0,32±0,10 * #	0,06±0,12 *	0,12±0,15* †	<b>0,15±0,14 #</b>	<b>0,30±0,20 †</b>
10	0,44±0,20 * #	<b>0,24±0,21 * †</b>	<b>0,50±0,43</b>	<b>0,44±0,24 †</b>	<b>0,64±0,26 #</b>
20	0,67±0,34 *	<b>0,36±0,30 *</b>	<b>0,74±0,44</b>	0,61±0,42	0,85±0,31
30	0,64±0,37	<b>0,44±0,42</b>	<b>0,80±0,44</b>	0,65±0,50	0,82±0,32
40	0,50±0,35	0,54±0,52	0,76±0,48	0,56±0,49	0,71±0,31
50	0,41±0,34	0,58±0,56	0,69±0,52	0,46±0,48	0,63±0,32
60	0,39±0,36	0,51±0,56	0,65±0,58	0,37±0,53	0,54±0,34
70	0,39±0,40	0,46±0,55	0,58±0,59	0,26±0,60	0,48±0,40
80	0,25±0,40	0,30±0,46	0,50±0,52	0,10±0,61	0,36±0,43
90	-0,02±0,28 *	<b>0,04±0,19</b>	<b>0,25±0,26 *</b>	-0,08±0,35	0,09±0,30
100	-0,12±0,22	-0,02±0,12	-0,01±0,08	-0,09±0,20	-0,12±0,18

Ciclo%: Percentual do tempo de apoio do ciclo; ACO: Membro acometido, hemiplégico; NACO: Membro não acometido; QUA: Articulação do quadril; JOE: Articulação do joelho; TOR: Articulação do tornozelo; GHL: Grupo Hemiplégico lento; GHR: Grupo hemiplégico rápido; \*: diferença entre o GNH e o GHL; #: diferença entre o GNH e o GHR; †: diferença entre o GHL e o GHR; **negrito**: diferença entre o membro ACO e NACO.

### Momentos Articulares de Joelho

Ciclo%	GNH (N.m/kg)	GHL (N.m/kg)		GHR (N.m/kg)	
		ACO	NACO	ACO	NACO
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
0	-0,20±0,06 * #	-0,05±0,07 <sup>T</sup> *	-0,11±0,11 *	<b>-0,12±0,07 <sup>T</sup> #</b>	<b>-0,20±0,10</b>
10	-0,04±0,11 *	-0,10±0,19 *	-0,00±0,32	-0,01±0,17	-0,01±0,26
20	-0,11±0,18 *	-0,20±0,23 *	-0,15±0,34 *	-0,05±0,25	-0,06±0,34
30	-0,02±0,18 * #	-0,30±0,30 *	-0,27±0,40 *	-0,16±0,27	-0,24±0,34 #
40	-0,08±0,16 * #	-0,41±0,44	-0,31±0,40 *	-0,21±0,27	-0,33±0,30 #
50	-0,20±0,17	-0,47±0,49	-0,25±0,37	-0,24±0,28	-0,37±0,27
60	-0,30±0,21	-0,44±0,46	-0,24±0,38	-0,27±0,31	-0,41±0,25
70	-0,34±0,23	-0,38±0,47	-0,25±0,38	-0,27±0,30	-0,40±0,27
80	-0,25±0,21	-0,26±0,35	-0,20±0,40	-0,20±0,26	-0,29±0,24
90	-0,07±0,13	-0,08±0,10	-0,07±0,30	-0,05±0,15	-0,07±0,16
100	-0,01±0,10	-0,00±0,06	-0,01±0,08	0,00±0,10	0,05±0,08

Ciclo%: Percentual do tempo de apoio do ciclo; ACO: Membro acometido, hemiplégico; NACO: Membro não acometido; QUA: Articulação do quadril; JOE: Articulação do joelho; TOR: Articulação do tornozelo; GHL: Grupo Hemiplégico lento; GHR: Grupo hemiplégico rápido; \*: diferença entre o GNH e o GHL; #: diferença entre o GNH e o GHR; <sup>T</sup>: diferença entre o GHL e o GHR; **negrito**: diferença entre o membro ACO e NACO.

### Momentos Articulares de Tornozelo

Ciclo%	GNH (N.m/kg)	GHL (N.m/kg)		GHR (N.m/kg)	
		ACO	NACO	ACO	NACO
	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP	Média ± DP
0	- 0,01±0,02 <sup>#*</sup>	0,02±0,04 <sup>*</sup>	0,00±0,04	0,03±0,04 <sup>#</sup>	0,00±0,03
10	0,03±0,06 <sup>#*</sup>	0,16±0,12 <sup>*</sup>	0,14±0,15	0,24±0,24 <sup>#</sup>	0,16±0,11 <sup>#</sup>
20	0,18±0,13 <sup>#</sup>	0,27±0,16	0,34±0,21	0,43±0,31 <sup>#</sup>	0,43±0,20 <sup>#</sup>
30	0,32±0,17 <sup>#</sup>	0,39±0,22	0,46±0,30	0,49±0,32	0,58±0,23 <sup>#</sup>
40	0,42±0,19 <sup>#</sup>	0,53±0,31	0,51±0,30	0,55±0,33	0,70±0,26 <sup>#</sup>
50	0,56±0,21 <sup>#</sup>	0,60±0,33	0,58±0,29 <sup>†</sup>	0,64±0,35	0,84±0,29 <sup>#†</sup>
60	0,77±0,27 <sup>#</sup>	0,64±0,35	0,71±0,30 <sup>†</sup>	0,79±0,36	1,03±0,34 <sup>#†</sup>
70	1,02±0,37	0,71±0,42	0,89±0,34 <sup>†</sup>	<b>0,98±0,38<sup>*</sup></b>	<b>1,27±0,37<sup>*†</sup></b>
80	1,09±0,41 <sup>#*</sup>	<b>0,64±0,40<sup>*†</sup></b>	<b>0,97±0,35<sup>†</sup></b>	<b>1,00±0,33<sup>*†</sup></b>	<b>1,38±0,39<sup>*†</sup></b>
90	0,72±0,28 <sup>*</sup>	<b>0,31±0,16<sup>*†</sup></b>	<b>0,64±0,22</b>	<b>0,55±0,24<sup>*†</sup></b>	<b>0,88±0,29<sup>*</sup></b>
100	0,49±0,23 <sup>*#</sup>	<b>0,14±0,09<sup>*</sup></b>	<b>0,26±0,14<sup>*</sup></b>	0,25±0,21 <sup>#</sup>	0,33±0,18 <sup>#</sup>

Ciclo%: Percentual do tempo de apoio do ciclo; ACO: Membro acometido, hemiplégico; NACO: Membro não acometido; QUA: Articulação do quadril; JOE: Articulação do joelho; TOR: Articulação do tornozelo; GHL: Grupo Hemiplégico lento; GHR: Grupo hemiplégico rápido; \*: diferença entre o GNH e o GHL; #: diferença entre o GNH e o GHR; †: diferença entre o GHL e o GHR; **negrito**: diferença entre o membro ACO e NACO.

## **ANEXOS**

## Anexo A – Escala de avaliação de Fugl-Meyer (EFM)

Teste	Pontuação
<p><b>I. Movimentação passiva e dor:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Ombro:</b> flexão, abdução 90, rot. ext. e int.</li> <li>- <b>Cotovelo, punho e dedos:</b> flexão e extensão</li> <li>- <b>Antebraço:</b> pronação e supinação</li> <li>- <b>Quadril:</b> flexão, abdução, rot. ext. e int.</li> <li>- <b>Joelho:</b> flexão e extensão</li> <li>- <b>Tornozelo:</b> dorsiflexão e flexão plantar</li> <li>- <b>Pé:</b> eversão e inversão</li> </ul> <p><i>Pont. máx: (44 mobilidade) (44 dor)</i></p>	<p><b>Mobilidade:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>0 – apenas alguns graus de movimento</li> <li>1 – grau de mobilidade passiva diminuída</li> <li>2 – grau de movimentação passiva normal</li> </ul> <p><b>Dor:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>0 – dor pronunciada durante todos os graus de movimento e dor marcante no final da amplitude</li> <li>1 – alguma dor</li> <li>2 – nenhuma dor</li> </ul>
<p><b>II. Sensibilidade:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Exterocepção:</b> membro superior, palma da mão, coxa e sola do pé ( ) <i>Pont. máx: (8)</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>0 – anestesia</li> <li>1 – hipoestesia/ disestesia</li> <li>2 – normal</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Propriocepção:</b> ombro, cotovelo, punho, polegar, quadril, joelho, tornozelo e hálux ( ) <i>Pont. máx: (16)</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li><b>0</b> – nenhuma resposta correta (ausência de sensação)</li> <li><b>1</b> – ¼ das respostas são corretas, mas há diferença entre o membro não afetado do corpo</li> <li><b>2</b> – todas as respostas são corretas</li> </ul>
<p><b>III. Função motora de membro superior</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>1 – Motricidade reflexa: bíceps/ tríceps ( ) (2)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li><b>0</b> – sem atividade reflexa</li> <li><b>2</b> – atividade reflexa presente</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>2 – Sinergia flexora: elevação, retração de ombro, abdução + 90, rot. externa, flexão de cotovelo, supinação ( ) <i>Pont. máx:(12)</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li><b>0</b> – <i>tarefa não pode ser realizada completamente</i> *</li> <li><b>1</b> – <i>tarefa pode ser realizada parcialmente</i></li> <li><b>2</b> – <i>tarefa é realizada perfeitamente</i></li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>3 – Sinergia extensora: adução do ombro, rot. interna, extensão cotovelo, pronação <i>Pont:(8)</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>*</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>4 – Movimentos com e sem sinergia: <ul style="list-style-type: none"> <li><b>a)</b> mão à coluna lombar ( )</li> <li><b>b)</b> flexão de ombro até 90° ( )</li> <li><b>c)</b> prono-supinação (cotov. 90° e ombro 0°) ( )</li> <li><b>d)</b> abdução ombro a 90° com cotov. estendido e pronado ( )</li> <li><b>e)</b> flexão de ombro de 90° a 180° ( )</li> <li><b>f)</b> prono-supinação (cotov. estendido e ombro fletido de 30 a 90° ( )</li> </ul> </li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li><b>a)</b> *</li> <li><b>b) 0</b> – se no início do mov. o braço é abduzido ou o cotovelo é fletido</li> <li><b>1</b> – se na fase final do mov., o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo</li> <li><b>2</b> – a tarefa é realizada perfeitamente</li> <li><b>c) 0</b> – Não ocorre posiciona/o correto do cotovelo e ombro e/ou pronação e supinação não pode ser realizada complet/e</li> <li><b>1</b> – prono-supino pode ser realizada com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados</li> </ul>

<p><i>Pont. máx: (12)</i></p>	<p><b>2</b> – a tarefa é realizada completamente  <b>d) 0</b> – não é tolerado nenhuma flexão de ombro ou desvio da pronação do antebraço no INÍCIO do movimento  <b>1</b> – realiza parcialmente ou ocorre flexão do cotovelo e o antebraço não se mantêm pronado na fase TARDIA do movimento  <b>2</b> – a tarefa pode ser realizada sem desvio  <b>e) 0</b> – o braço é abduzido e cotovelo fletido no início do movimento  <b>1</b> – o ombro abduz e/ou ocorre flexão de cotovelo na fase final do movimento  <b>2</b> – a tarefa é realizada perfeitamente  <b>f) 0</b> – Posição não pode ser obtida pelo paciente e/ou prono-supinação não pode ser realizada perfeitamente  <b>1</b> – atividade de prono-supinação pode ser realizada mesmo com ADM limitada e ao mesmo tempo o ombro e o cotovelo estejam corretamente posicionados  <b>2</b> – a tarefa é realizada perfeitamente</p>
<p>5 – Atividade reflexa normal: ( )  bíceps / tríceps/ flexor dedos (<b>avalia-se o reflexo somente se o paciente atingiu nota 2 para os itens d), e), f) do item anterior</b>)  <i>Pont.máx: ( 2)</i></p>	<p><b>0</b> – 2 ou 3 reflexos estão hiperativos  <b>1</b> – 1 reflexo está marcadamente hiperativo ou 2 estão vivos  <b>2</b> – não mais que 1 reflexo está vivo e nenhum está hiperativo</p>
<p>6 – Controle de punho:  <b>a)</b> Cotovelo 90°, ombro 0° e pronação, c/ resistência. (assistência, se necessário) ( )  <b>b)</b> Máxima flexo-extensão d e punho, cotov. 90°, ombro 0°, dedos fletidos e pronação (auxílio se necessário) ( )  <b>c)</b> Dorsiflexão com cotovelo a 0°, ombro a 30° e pronação, com resistência (auxílio) ( )  <b>d)</b> Máxima flexo-extensão, com cotov. 0°, ombro a 30° e pronação (auxílio) ( )  <b>e)</b> Circundução ( )  <i>Pont. máx:(10)</i></p>	<p><b>a) 0</b> – o pcte não pode dorsifletir o punho na posição requerida  <b>1</b> – a dorsiflexão pode ser realizada, mas sem resistência alguma  <b>2</b> – a posição pode ser mantida contra alguma resistência  <b>b) 0</b> – não ocorre mov. voluntário  <b>1</b> – o pcte não move ativamente o punho em todo grau de movimento  <b>2</b> – a tarefa pode ser realizada  <b>c)</b> Idem ao a)  <b>d)</b> Idem ao b)  <b>e)</b> Idem ao b)</p>
<p>7 – Mão:  <b>a)</b> flexão em massa dos dedos ( )  <b>b)</b> extensão em massa dos dedos ( )  <b>c)</b> Preensão 1: Art. metacarpofalangeanas (II a V) estendidas e interfalangeanas distal e proximal fletidas.  Preensão contra resistência ( )  <b>d)</b> Preensão 2: O paciente é instruído a aduzir o polegar e segurar um papel interposto entre o polegar e o dedo</p>	<p><b>a) *</b>  <b>b) 0</b> - nenhuma atividade ocorre  <b>1</b> – ocorre relaxamento (liberação) da flexão em massa  <b>2</b> – extensão completa (comparado com mão não afetada)  <b>c) 0</b> – posição requerida não pode ser realizada  <b>1</b> – a preensão é fraca  <b>2</b> – a preensão pode ser mantida contra considerável resistência</p>

<p>indicador ( )</p> <p><b>e)</b> Preensão 3: O paciente opõe a digital do polegar contra a do dedo indicador, com um lápis interposto ( )</p> <p><b>f)</b> Preensão 4: Segurar com firmeza um objeto cilíndrico, com a superfície volar do primeiro e segundo dedos contra os demais ( )</p> <p><b>g)</b> Preensão 5: o paciente segura com firmeza uma bola de tênis ( )</p> <p><i>Pont. máx: (14)</i></p>	<p><b>d) 0</b> - a função não pode ser realizada</p> <p><b>1</b> – o papel pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão</p> <p><b>2</b> – um pedaço de papel é segurado firmemente contra um puxão</p> <p><b>e) 0</b> – a função não pode ser realizada</p> <p><b>1</b> – o lápis pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão</p> <p><b>2</b> – o lápis é segurado firmemente</p> <p><b>f) 0</b> – a função não pode ser realizada</p> <p><b>1</b> – o objeto interposto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão</p> <p><b>2</b> – o objeto é segurado firmemente contra um puxão</p> <p><b>g) 0</b> – a função não pode ser realizada</p> <p><b>1</b> – o objeto pode ser mantido no lugar, mas não contra um leve puxão</p> <p><b>2</b> – o objeto é segurado firmemente contra um puxão</p>
<p><b>IV. Coordenação/ Velocidade MS:</b></p> <p><b>a)</b> Tremor ( )</p> <p><b>b)</b> Dismetria( )</p> <p><b>c)</b> Velocidade: Index-nariz 5 vezes, e o mais rápido que conseguir ( )</p> <p><i>Pont. máx: (6)</i></p>	<p><b>a) 0</b> – tremor marcante/ <b>1</b> – tremor leve/ <b>2</b> – semtremor</p> <p><b>b) 0</b> – dismetria marcante/ <b>1</b> – dismetria leve/ <b>2</b> – sem dismetria</p> <p><b>c) 0</b> – 6 seg. mais lento que o membro não afetado/ <b>1</b> – 2 a 5 seg. mais lento que o membro não afetado/ <b>2</b> – menos de 2 segundos de diferença</p>
<p><b>V. Função motora membro inferior:</b></p> <p>Motricidade Reflexa</p> <p>A) Aquiles ( ) B) Patelar ( ) (4)</p> <p><b>1 - Motricidade reflexa:</b></p> <p>Patelar e aquileu / adutor ( ) (2)</p>	<p><b>0</b> – sem atividade reflexa</p> <p><b>2</b> – atividade reflexa pode ser avaliada</p> <p><b>0</b> – 2 ou 3 reflexos estão marcadamente hiperativos</p> <p><b>1</b> – 1 reflexo está hiperativo ou 2 estão vivos</p> <p><b>2</b> – não mais que 1 reflexo está vivo</p>
<p><b>2 – Sinergia flexora:</b> flexão quadril, joelho e dorsiflexão (dec.dorsal) ( )</p> <p><i>Pont. máx: (6)</i></p>	<p>*</p>
<p><b>3 – Sinergia extensora:</b> extensão de quadril, adução de quadril, extensão de joelho, flexão plantar ( ).</p> <p><i>Pont max: (8)</i></p>	<p>*</p>
<p><b>4 – Mov. com e sem sinergias:</b></p> <p><b>a)</b> a partir de leve extensão de joelho, realizar uma flexão de joelho além de 90°. (sentado)( )</p> <p><b>b)</b> Dorsiflexão de tornozelo (sentado) ( )</p> <p><b>c)</b> Quadril a 0°, realizar a flexão de joelho mais que 90° (em pé) ( )</p> <p><b>d)</b> Dorsiflexão do tornozelo (em pé) ( )</p> <p><i>Pont. máx:(8)</i></p>	<p><b>a) 0</b> – sem movimento ativo</p> <p><b>1</b> – o joelho pode ativamente ser fletido até 90° (palpar os tendões dos flexores do joelho)</p> <p><b>2</b> – o joelho pode ser fletido além de 90°</p> <p><b>b) *</b></p> <p><b>c) 0</b> – o joelho não pode ser fletido se o quadril não é fletido simultaneamente</p> <p><b>1</b> – inicia flexão de joelho sem flexão do quadril, porém não atinge os 90° de flexão de joelho ou flete o quadril durante o término do movimento.</p> <p><b>2</b> – a tarefa é realizada completamente</p> <p><b>d) *</b></p>



<p><b>VI. Coordenação./ Velocidade MI:</b></p> <p><b>a)</b> Tremor ( )</p> <p><b>b)</b> Dismetria ( )</p> <p><b>c)</b> Velocidade: calcanhar-joelho 5 vez ( ) (dec. Dorsal) <i>Pont. máx: (6)</i></p>	<p><b>a) 0</b> – tremor marcante/ <b>1</b> – tremor leve/ <b>2</b> – sem tremor</p> <p><b>b) 0</b> – dismetria marcante/ <b>1</b> – dismetria leve/ <b>2</b> – sem dismetria</p> <p><b>c) 0</b> – 6 seg. mais lento que o membro não afetado/ <b>1</b> – 2 a 5 seg. mais lento que o membro afetado/ <b>2</b> – menos de 2 segundos de diferença</p>
<p><b>VII . Equilíbrio:</b></p> <p><b>a)</b> Sentado sem apoio e com os pés suspensos ( )</p> <p><b>b)</b> Reação de paraquedas no lado não afetado ( )</p> <p><b>c)</b> Reação de paraquedas no lado afetado ( )</p> <p><b>d)</b> Manter-se em pé com apoio ( )</p> <p><b>e)</b> Manter-se em pé sem apoio ( )</p> <p><b>f)</b> Apoio único sobre o lado não afetado ( )</p> <p><b>g)</b> Apoio único sobre o lado afetado ( )</p> <p><i>Pont. máx: (14)</i></p>	<p><b>a) 0</b> – não consegue se manter sentado sem apoio/ <b>1</b> – permanece sentado sem apoio por pouco tempo/ <b>2</b> – permanece sentado sem apoio por pelo menos 5 min. e regula a postura do corpo em relação à gravidade</p> <p><b>b) 0</b> – não ocorre abdução de ombro, extensão de cotovelo para evitar a queda/ <b>1</b> – reação de paraquedas parcial/ <b>2</b> – reação de paraquedas normal</p> <p><b>c) idem ao b)</b></p> <p><b>d) 0</b> – não consegue ficar de pé/ <b>1</b> – de pé com apoio máximo de outros/ <b>2</b> – de pé com apoio mínimo por 1 min</p> <p><b>e) 0</b> – não consegue ficar de pé sem apoio/ <b>1</b> – pode permanecer em pé por 1 min e sem oscilação, ou por mais tempo, porém com alguma oscilação/ <b>2</b> – bom equilíbrio, pode manter o equilíbrio por mais que 1 minuto com segurança</p> <p><b>f) 0</b> – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 seg (oscilação)/ <b>1</b> – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos/ <b>2</b> – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos</p> <p><b>g) 0</b> – a posição não pode ser mantida por mais que 1-2 segundos (oscilação)</p> <p><b>1</b> – consegue permanecer em pé, com equilíbrio, por 4 a 9 segundos</p> <p><b>2</b> – pode manter o equilíbrio nesta posição por mais que 10 segundos</p>

**Anexo B – Escala de Ashworth**

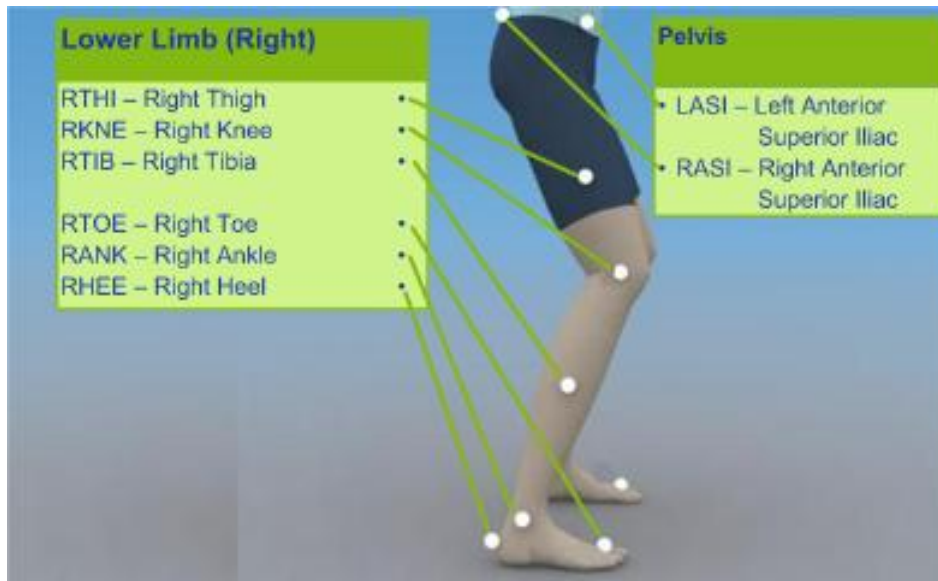
Sujeito nº: \_\_\_\_\_

---

<b>Escore</b>	<b>Grau de Tônus Muscular</b>
1	Sem aumento do tônus
2	Leve aumento do tônus ("canivete")
3	Moderado aumento do tônus
4	Aumento do tônus acentuado
5	Rigidez em flexão ou extensão

---

## Anexo C – Modelo plug in gait



Local de colocação dos marcadores seguindo modelo do manual do Vicon

## Anexo D – Tabela antropométrica proposta por Winter (1991).

TABLE 4.1 Anthropometric Data

Segment	Definition	Segment Weight/Total Body Weight	Center of Mass/Segment Length		Radius of Gyration/Segment Length		Density	
			Proximal	Distal	C of G	Proximal Distal		
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	— PC	0.495	0.116	— PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—
Head, arms, and trunk (HAT)	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—

\*NOTE: These segments are presented relative to the length between the greater trochanter and the glenohumeral joint.

Source Codes: M, Dempster via Miller and Nelson; *Biomechanics of Sport*, Lea and Febiger, Philadelphia, 1973. P, Dempster via Plagenhoef; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs, NJ, 1971. L, Dempster via Plagenhoef from living subjects; *Patterns of Human Motion*, Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1971. C, Calculated.