

**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA**

**FLÁVIA LIARA MASSAROTO CESSER CHAGAS**

**ESTUDO RETROSPECTIVO DA ANÁLISE DE MARCHA DE PACIENTES COM  
PARALISIA CEREBRAL DO TIPO HEMIPARESIA ESPÁSTICA**

**BRASÍLIA – DF  
2007**

**FLÁVIA LIARA MASSAROTO CESSER CHAGAS**

**ESTUDO RETROSPECTIVO DA ANÁLISE DE MARCHA DE PACIENTES COM  
PARALISIA CEREBRAL DO TIPO HEMIPARESIA ESPÁSTICA**

Dissertação de Mestrado apresentada ao programa de Pós- Graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas em Saúde.

**Orientador: Prof. Dr. Florêncio Figueiredo  
Cavalcanti Neto**

**BRASÍLIA – DF**

**2007**

## **TERMO DE APROVAÇÃO**

**FLÁVIA LIARA MASSAROTO CESSER CHAGAS**

### **ESTUDO RETROSPECTIVO DA ANÁLISE DE MARCHA DE PACIENTES COM PARALISIA CEREBRAL DO TIPO HEMIPARESIA ESPÁSTICA**

**Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas da Faculdade de Medicina da Universidade de Brasília, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas em Saúde.**

Orientador: Prof. Dr. Florêncio Figueiredo Cavalcanti Neto  
Faculdade de Medicina  
UnB – Universidade de Brasília

Examinador 1: Prof. Dr. Demóstenes Moreira  
Faculdade de Ciências da Saúde  
UnB – Universidade de Brasília

Examinador 2: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ana Cristina de David  
Faculdade de Educação Física  
UnB – Universidade de Brasília

**BRASÍLIA – DF**

**2007**

Este trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Movimento da Universidade Estadual de Goiás (UEG) unidade ESEFFEGO (Escolar de Ensino Superior de Educação Física e Fisioterapia), sob supervisão da Prof.<sup>a</sup> Msc. Flávia Martins Gervásio e orientação do Prof. Dr. Florêncio Figueiredo Cavalcanti Neto, com apoio financeiro da CAPES.

## DEDICATÓRIA

**Ao meu querido esposo Clever pelo carinho, amor, alegrias, atenção, incentivo e gotas de coragem para enfrentar mais essa batalha. Sem você eu não teria chegado aonde cheguei.**

**À minha amada família: mãe Eni, avó Dusolina e pai-avô Fioravante, pelo amor, pela dedicação que me foi dada e pelo suor derramado durante minha educação.**

*"Não desanime! Aprenda a começar e a recomeçar. Não se deixe arrastar pela indiferença: se caiu, levante-se e recomece. Se errou, erga-se e recomece. Se não consegue dominar-se, firme sua vontade e recomece. Não desanime jamais! Talvez chegue ao fim da luta cheio de cicatrizes, mas estas se transformarão em luzes, diante do PAI Todo-Compassivo." (Carlos Torres Pastorino).*

## AGRADECIMENTOS

A Deus pela força maior que habita dentro de todos nós e que não permite que desanimemos jamais, fazendo com que sigamos sempre em frente; que sempre esteve comigo nos momentos mais difíceis e decisivos de minha vida, sempre me amparando e guiando pelo caminho que Ele julgava mais correto. Obrigada Meu Deus pelo seu amor!

Ao professor Florêncio por permitir que o sonho se tornasse realidade. Ter ultrapassado barreiras, enfrentado uma experiência nova e ter confiado em mim para executar este trabalho.

Aos professores da Pós-Graduação que participaram da minha caminhada direta, ou indiretamente, pelo conhecimento compartilhado.

Aos amigos do LMPDC, por permitirem minha permanência no local durante todo esse tempo, em especial: Márcia, Prof. Teixeira, etc. Amigos também se fizeram presentes neste ambiente: Flávia, Carol Bussacos, Dani, Miguel, Marol, Flávio, Malu, Cássia, Mari, Nadjar, Eliete, Perla, Adriana, Carol, Alessandro, Carlos e Sérgio.

Ao pessoal do laboratório de movimento da UEG, em especial, à coordenadora, minha grande amiga e madrinha Prof.<sup>a</sup> Msc. Flávia Martins Gervásio, sua ajuda foi primordial durante todo esse trabalho. Com o tempo percebemos que *“alegria compartilhada é dupla alegria e que dor compartilhada é meia dor”*. Obrigada!

Ao Prof. Msc. Clodoaldo Valverde pela ajuda com a estatística e normalização dos dados.

Aos amigos da catequese, que mesmo indiretamente participaram da realização desse trabalho, em especial: Neidimar, Júnior, Carmem, César e Hélio.

Às amigas inseparáveis, que na luta do dia-a-dia estão sempre presentes em meus pensamentos: Aline, Gyelle, Fernanda e Giselle, entre outras.

**A todos os amigos que conheci durante essa caminhada e que ajudaram muito no meu amadurecer.**

**Ao grande amigo Evandro, pelo carinho e atenção incondicional.**

**A toda minha família, pelo apoio e paciência durante toda essa jornada. *A distância nos separou apenas fisicamente, mas nossos laços de união são muito fortes, ultrapassando fronteiras.* Ao meu esposo, meus pais, avós, tios, primos, irmãos, sobrinhos e afilhados, em especial: Shê, Lipe, Gabriel, tia Sid, pai Clóvis, Lalá e Amanda: amo vocês!!!!**

**À família que me adotou com todo carinho: D. Zilda, Seu Jeová e cunhados; em especial ao Cleverson (Son) amigo para todas as horas e à minha afilhada Thaissa, com eles eu percebi que alguns instantes de boas gargalhadas fazem a diferença.**

*“Para mim, o saber será: saber que conhecer não é saber e que não conhecer é saber. O verdadeiro homem de compreensão sabe que não conhece nada além de sua ignorância profunda.” (César Romão).*

# ÍNDICE

LISTA DE TABELAS.....	x
LISTA DE FIGURAS.....	xi
LISTA DE ABREVIATURAS.....	xiii
LISTA DE SIGLAS E SÍMBOLOS.....	xv
RESUMO.....	xvi
ABSTRACT.....	xvii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. Marcha Normal.....	1
1.1.1. História.....	1
1.1.2. Definição e eventos do ciclo da marcha.....	2
1.1.3. Parâmetros espaço-temporais (ou lineares).....	4
1.1.4. Normalização das variáveis lineares do andar.....	6
1.2. Análise de marcha.....	7
1.2.1. Laboratório de análise de marcha.....	7
1.3. Curvas angulares normais das articulações no plano sagital.....	10
1.3.1. Pelve.....	11
1.3.2. Quadril.....	12
1.3.3. Joelho.....	13
1.3.4. Tornozelo.....	14
1.4. Paralisia Cerebral.....	16
1.4.1. Definição.....	16
1.4.2. Etiologia.....	16
1.4.3. Classificação e Epidemiologia da paralisia cerebral (topografia e tônus).....	18
1.4.4. Espasticidade.....	18
1.4.5. Paralisia cerebral hemiparética espástica.....	20
1.5. Classificação segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).....	21
1.5.1. Características e alterações dos grupos segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).....	23
1.5.1.1. Grupo I.....	23
1.5.1.2. Grupo II.....	23
1.5.1.3. Grupo III.....	24
1.5.1.4. Grupo IV.....	24

2. OBJETIVOS.....	26
2.1. Geral.....	26
2.2. Específicos.....	26
3. PACIENTE E MÉTODOS.....	27
3.1. Tipo de estudo.....	27
3.2. Amostra.....	28
3.3. Procedimentos do exame.....	29
3.4. Análise das curvas dos ângulos articulares.....	33
3.5. Normalização e análise estatística.....	33
4. RESULTADOS.....	35
4.1. Grupo I.....	35
4.2. Grupo II.....	40
4.3. Grupo III.....	44
4.4. Grupo IV.....	49
5. DISCUSSÃO.....	57
6. CONCLUSÃO.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	66
ANEXOS	
ANEXO 1. Avaliação físico-funcional.	
ANEXO 2. Avaliação antropométrica.	
APÊNDICES	
APÊNDICE 1. Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa.	
APÊNDICE 2. TERMO DE CONSENTIMENTO DA PESSOA COMO SUJEITO	
APÊNDICE 3. Termo de Consentimento da Pessoa como Sujeito	
APÊNDICE 4. Curvas angulares das articulações dos 3 pacientes excluídos com características semelhantes	

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. ADM das articulações e porcentagens no ciclo da marcha normal segundo PERRY (2005) .....	11
Tabela 2. Classificação dos grupos de WINTERS, GAGE e HICKS (1987). .....	22
Tabela 3. Porcentagem dos pacientes excluídos da pesquisa. ....	28
Tabela 4. Parâmetros lineares absolutos do Grupo I.....	36
Tabela 5. Média dos parâmetros lineares absolutos referentes aos membros comprometidos do Grupo I. ....	36
Tabela 6. Normalização dos parâmetros lineares referente aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo I .....	37
Tabela 7. Parâmetros lineares absolutos do Grupo II.....	41
Tabela 8. Normalização dos parâmetros lineares referente aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo II. ....	41
Tabela 9. Parâmetros lineares absolutos do Grupo III.....	44
Tabela 10. Média dos parâmetros lineares absolutos dos membros comprometidos do Grupo III.....	45
Tabela 11. Normalização dos parâmetros lineares referentes aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo III. ....	45
Tabela 12. Parâmetros lineares absolutos do Grupo IV. ....	50
Tabela 13. Média dos parâmetros lineares absolutos mos membros comprometidos do grupo IV. ....	50
Tabela 14. Normalização dos parâmetros lineares referentes aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo IV. ....	51
Tabela 15. Médias dos grupos referentes aos parâmetros lineares absolutos. ....	55
Tabela 16. Comparação entre a idade e velocidade absolutas de nosso estudo e WINTERS, GAGE e HICKS (1987).....	55
Tabela 17. Classificação da amostra em estudo segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987) .....	56

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Comprimento do passo e da passada.....	2
Figura 2. Fases da marcha .....	3
Figura 3. Porcentagens do ciclo da marcha.....	4
Figura 4. Sistemas de coordenadas .....	9
Figura 5. Representação gráfica do movimento normal da pelve no plano sagital em marcha livre. ....	12
Figura 6. Representação gráfica do movimento normal do quadril no plano sagital em marcha livre .....	13
Figura 7. Representação gráfica do movimento normal do joelho no plano sagital em marcha livre .....	14
Figura 8. Representação gráfica do movimento normal do tornozelo no plano sagital em marcha livre.....	15
Figura 9. Diagrama de classificação dos tipos de hemiparesia .....	25
Figura 10. Laboratório de Movimento da UEG.....	27
Figura 11. Paquímetro e fita métrica.....	31
Figura 12. Marcadores refletivos.....	31
Figura 13. Disposição anatômica dos marcadores refletivos segundo protocolo Peak Motus®. ....	32
Figura 14. Curva angular média de ADM da articulação da pelve - grupo I.....	37
Figura 15. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo I .....	38
Figura 16. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo I.....	39
Figura 17. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo I .....	40
Figura 18. Curva angular média de ADM da articulação da pelve - grupo II.....	42
Figura 19. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo II. ....	42
Figura 20. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo II.....	43
Figura 21. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo II .....	43
Figura 22. Curva angular média de ADM da articulação de pelve – grupo III.....	46
Figura 23. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo III .....	47
Figura 24. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo III.....	48
Figura 25. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo III .....	49
Figura 26. Curva angular média de ADM da articulação da pelve – grupo IV .....	51
Figura 27. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo IV .....	52

Figura 28. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo IV. ....	53
Figura 29. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo IV. ....	54

## LISTA DE ABREVIATURAS

3D: tridimensional;  
ADM: amplitude de movimento;  
AM: apoio médio;  
AS: apoio simples;  
AT: apoio terminal;  
AVD's: atividades de vida diária;  
AVE: acidente vascular encefálico;  
BM: balanço médio;  
BT: balanço terminal;  
CD: cadência;  
CD<sub>ABS</sub>: cadência absoluta;  
CD<sub>ND</sub>: cadência não-dimensional;  
CD<sub>SD</sub>: cadência semi-dimensional;  
CG: centro de gravidade;  
CI: contato inicial;  
CM: ciclo da marcha;  
CP: comprimento do passo;  
CP<sub>ABS</sub>: comprimento do passo absoluto;  
CPD: comprimento da passada;  
CP<sub>ND</sub>: comprimento do passo não-dimensional;  
CP<sub>SD</sub>: comprimento do passo semi-dimensional;  
D: direito;  
DORS: dorsiflexão;  
DP: desprendimento do pé;  
DPO: desprendimento do pé oposto;  
E: esquerdo;  
EIAS: espinhas ilíacas ântero-superiores;  
EIPS: espinhas ilíacas póstero-superiores;  
EXT: extensão;  
FLX: flexão;  
FRS: força de reação do solo;

I.M.C: índice de massa corporal;  
MMII: membros inferiores;  
MMSS: membros superiores;  
ND: não-dimensional;  
PB: pré-balanço;  
PC: paralisia cerebral;  
PLNT: flexão plantar;  
S.C.C: sistema de coordenadas das câmaras;  
S.C.L: sistema de coordenadas do laboratório;  
S.C.O: sistema de coordenadas do objeto;  
SD: semi-dimensional;  
TCE: traumatismo crânio-encefálico;  
TP: toque do pé;  
UEG: Universidade Estadual de Goiás;  
 $V_{ABS}$  = velocidade absoluta;  
VM: velocidade média;  
 $V_{ND}$  = velocidade não-dimensional;  
 $V_{SD}$  = velocidade semi-dimensional;  
WGH = WINTERS, GAGE e HICKS.

## LISTA DE SIGLAS, SÍMBOLOS e UNIDADES

dp: desvio padrão;

ESEFFEGO: Escola de Ensino Superior de Educação Física e Fisioterapia de Goiás;

g: aceleração devido à gravidade ( $9,80 \text{ m/s}^2$ );

gl: graus de liberdade;

H:estatura;

Ho = hipótese de nulidade;

m: metros;

$\text{m/s}^2$ : metros por segundo ao quadrado;

passos/min: passos por minuto;

$\text{s}^{-1}$ : por segundo;

UEG: Universidade Estadual de Goiás;

UnB: Universidade de Brasília;

p: intervalo de confiança.

## RESUMO

### Estudo retrospectivo da análise de marcha de pacientes com paralisia cerebral do tipo hemiparesia espástica.

O objetivo geral deste estudo foi descrever as principais alterações cinemáticas da marcha em pacientes portadores de paralisia cerebral (PC) do tipo hemiparesia espástica segundo a classificação de WINTERS, GAGE e HICKS, (1987). Para isso foram coletados exames já realizados no laboratório de movimento da Universidade Estadual de Goiás (UEG) no período de janeiro de 2001 a fevereiro de 2005, sendo a amostra composta por 27 crianças, de 5 a 15 anos de idade. Neste estudo também foram analisadas as curvas angulares de amplitude de movimento (ADM) dos pacientes e avaliamos esses movimentos no plano sagital, além de normalizar os parâmetros lineares (cadência, velocidade, comprimento do passo e passada). Para registro desses parâmetros foram utilizados 6 câmeras de infra-vermelho, 1 câmera VHS e o processamento dos parâmetros foi realizado através do sistema VICON PEAK MOTUS<sup>®</sup> 2000. A análise de variância (ANOVA) foi utilizada para comparar os valores absolutos e normalizados dos parâmetros lineares entre os grupos. Os pacientes foram divididos em 4 grupos segundo WINTERS, GAGE e HICKS, (1987). No grupo I, caracterizado pelo tornozelo em eqüino durante a fase de balanço, foram identificados 11 pacientes; o grupo II, 5 pacientes tinham flexão plantar durante todas as fases de apoio e balanço. No grupo III, foi enquadrado 6 pacientes, caracterizados pelo pé em eqüino durante todo o ciclo e joelho em *recurvatum*, com limitação de flexão; finalmente no grupo IV, 5 pacientes possuíam as mesmas alterações encontradas no grupo III com o agravante da diminuição de ADM do quadril. Três pacientes foram excluídos por não se enquadrarem nessa classificação, contudo possuíam características semelhantes entre si: joelhos fletidos durante a fase de apoio e tornozelo em flexão plantar durante a fase de balanço. As médias de idade dos pacientes enquadrados nos grupos I, II e IV (9,45; 10,6 e 11,4 anos respectivamente) foram correspondentes estatisticamente ( $\alpha = 0,05$  e gl = 10, 4 e 4 respectivamente) às médias descritas no estudo de WINTERS, GAGE e HICKS, (1987). Foram encontradas diferenças significativas ( $\alpha = 0,05$  e gl = 4 e 5) nos grupos II e III quanto à velocidade. Na normalização observamos que os parâmetros lineares ficaram mais homogêneos e sem muitas discrepâncias. A análise de variância (ANOVA) não detectou diferença significativa ( $\alpha=0,05$ ), entre os grupos (I, II, III, IV) nos parâmetros absolutos e normalizados de forma não dimensional.

**Palavras-chave:** Análise de marcha; classificação da marcha; paralisia cerebral; hemiparesia espástica.

## ABSTRACT

### Retrospective study in gait analysis the patients with cerebral palsy spastic hemiparetic

The objective of this study was to describe the main kinematics alterations of the gait in patients with spastic hemiparesia cerebral palsy to the according classification of WINTERS, GAGE & HICKS, (1987). For this, examinations already carried in laboratory of movement of University Statue of Goiás (UEG) were collected from January 2005 to February 2005. The sample was composed for 27 children's with 5 to 15 years old. In this study, we also analyzed the angler's curves amplitude of patients and also evaluated these movements in the sagittal plan, beyond to normalizing the linear parameters (cadence, speed, length of step and the stride). To register these parameters 6 infra-red ray cameras had been used and 1 VHS camera; the processing of the parameters was made through VICON PEAK MOTUS® 2000 system. The variance analysis (ANOVA) was used to compare the absolute and normalized linear parameters between the groups. The patients were divided in 4 groups according to WINTERS, GAGE e HICKS, (1987). In the group I, characterized for the ankle in equine during swing phase, 11 patients, had been identified; the group II had 5 patients with plantar flexion during all phases of stance and swing; the group III included 6 patients, characterized for having equine foot during the gait cycle and knee in *recurvatum* with flexion limitation; finally in the group IV, 5 patients had the same alterations found in group III with aggravation of movement amplitude reduction of hip. Three patients had been excluded because they didn't fit in this classification although, these patients possessed similar characteristics: knees flexion during the stance phase and plantar flexion during swing phase. The age average of patients fit in group I, II and IV (9,45; 10,6 and 11,4 years old respectively) had been statistically corresponded ( $\alpha=0,05$  and  $Ig=10; 4$  and  $4$  respectively) to age average described in study of WINTERS, GAGE e HICKS, (1987). It was found significant differences ( $\alpha=0,05$  and  $Ig=4$  and  $5$ ) in groups II and III in relation to the speed. In the normalization, it was not found that linear parameters had been more homogeneous and without discrepancies. The variance analysis (ANOVA) did not detect significant difference, between the groups (I, II, III and IV), in the absolute and normalized parameters of non dimensional forms

**Key words:** Gait analysis; gait classification; cerebral palsy; spastic hemiplegic.

# 1. INTRODUÇÃO

## 1.1. Marcha Normal

### 1.1.1. História

A biomecânica e fisiologia da marcha humana tem sido objeto de estudo desde os primórdios da história humana. Aristóteles (384-322 aC) descreveu teorias sobre métodos de avaliação da marcha e escreveu “O homem, sozinho entre todos os seres vivos, anda ereto porque sua natureza e seu ser são Divinos” (SELBER, 1998).

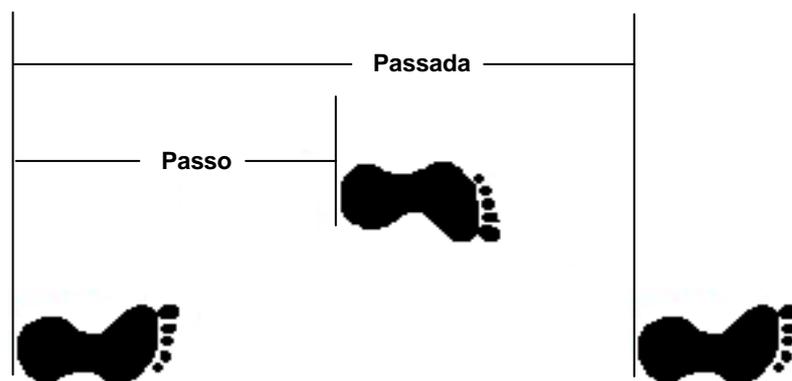
No século XVII, Galileu Galilei (1564-1642) e Isaac Newton (1642-1727) descreveram as leis da dinâmica, massa, momento e força, e tais princípios foram utilizados para a explicação dos eventos e fenômenos encontrados na marcha humana e de outros animais (SELBER, 1998).

Contudo, James R. Gage, em Saint Paul, Minnessota, é sem dúvida o grande defensor do conceito de que a análise de marcha deve ser utilizada sempre que possível para compreendermos melhor os mecanismos empregados durante a marcha, utilizando estes conhecimentos para melhor tratar pacientes com distúrbios motores. Desde então, vários estudos foram realizados para analisar e entender os mecanismos da marcha tanto em pessoas “normais” quanto em pacientes com as mais diversas patologias relacionadas ao movimento. Gage relatou em seu livro “Gait Analysis in Cerebral Palsy”, “Análise de Marcha na Paralisia Cerebral” (1991) que, no final dos anos 70, então locado no “Newington Children’s Hospital, Connecticut”, permanecia inconformado com os resultados conseguidos com os tratamentos ortopédicos propostos na época para crianças com paralisia cerebral (PC). Em 1978, após ouvir os ensinamentos de Mercer Rang e Eugene Bleck, decidiu, antes de continuar a tratar as crianças com PC, visitar vários centros de tratamento que incluíram os doutores Sutherland, Bleck e Perry na Califórnia. Nesta sabatina, Gage percebeu a importância da compreensão dos mecanismos de marcha normal com o objetivo de tratar distúrbios da marcha patológica e o papel fundamental da análise de marcha neste contexto. Quando retornou a Connecticut, não descansou até montar, com a ajuda da “United Technologies, Inc.”, o primeiro Laboratório de Marcha completamente computadorizado com aplicações clínicas (SELBER, 1998).

### 1.1.2. Definição e eventos do ciclo da marcha

A marcha é um meio natural do corpo para se deslocar de um lugar para outro, sendo o meio mais conveniente para se percorrer curtas distâncias. Manifesta-se por uma série de eventos sendo repetida pelos dois membros inferiores até o indivíduo atingir o seu destino desejado. É denominado ciclo de marcha (CM) uma seqüência única dessas funções por um membro (PERRY,2005).

O ciclo da marcha (CM) também tem sido identificado pelo termo descritivo de passada. Passada é o equivalente a um ciclo de marcha e sua duração é o intervalo entre dois contatos iniciais (CI) seqüenciais entre o solo e o mesmo membro, ou seja, CI do pé direito e o próximo CI desse mesmo pé. O passo refere-se ao intervalo entre os dois membros, estando presente dois passos em cada passada (figura 1) (PERRY, 2005).



**Figura 1. Comprimento do passo e da passada (adaptado de PERRY, 2005).**

Observe que as medidas dos comprimentos do passo e da passada são feitas ao longo da linha de progressão, ou seja, a direção na qual o sujeito está andando. Em adultos jovens saudáveis, caminhando com sua velocidade média de livre escolha, auto-selecionada, o comprimento da passada mede cerca de 1,4m com um comprimento do passo de 0,7m (WALL, 2001).

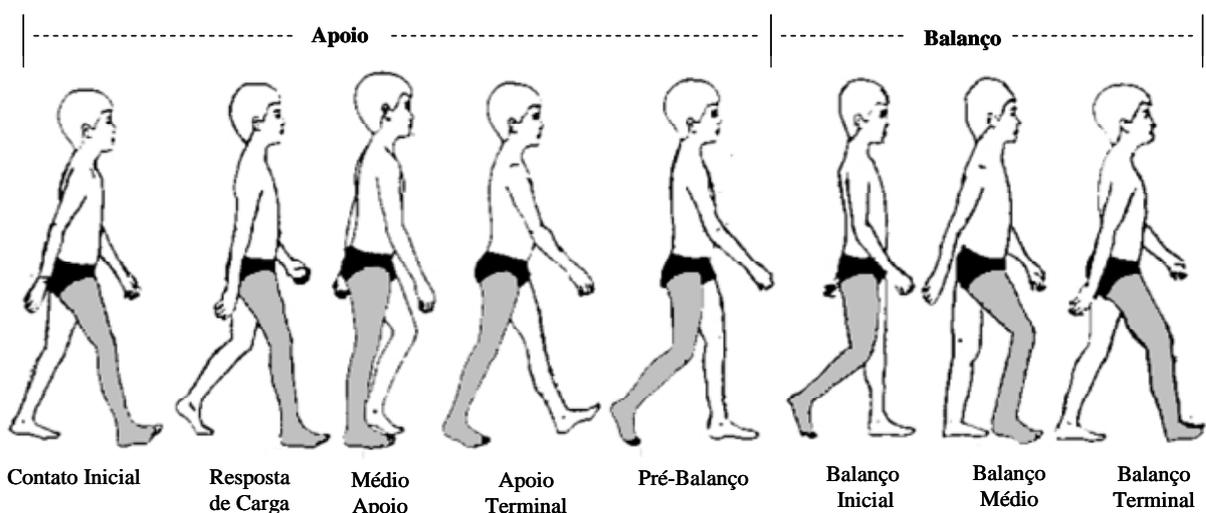
Cada CM é dividido em duas fases: apoio e balanço. O termo apoio designa todo o período em que o pé está em contato com o solo e corresponde a 60% do CM. O balanço é designado ao tempo de avanço do membro, em que o pé está no ar, sem contato com a superfície, correspondendo a 40% do CM (PERRY, 2005). Atualmente, por convenção comumente aceita, descreve-se o ciclo em termos de porcentagem, em vez de tempo corrido, pois se observou que os eventos ocorrem

em seqüências bastante similares e são independentes do tempo, permitindo assim, a normalização dos dados para inúmeros indivíduos (ROSE & GAMBLE, 1998).

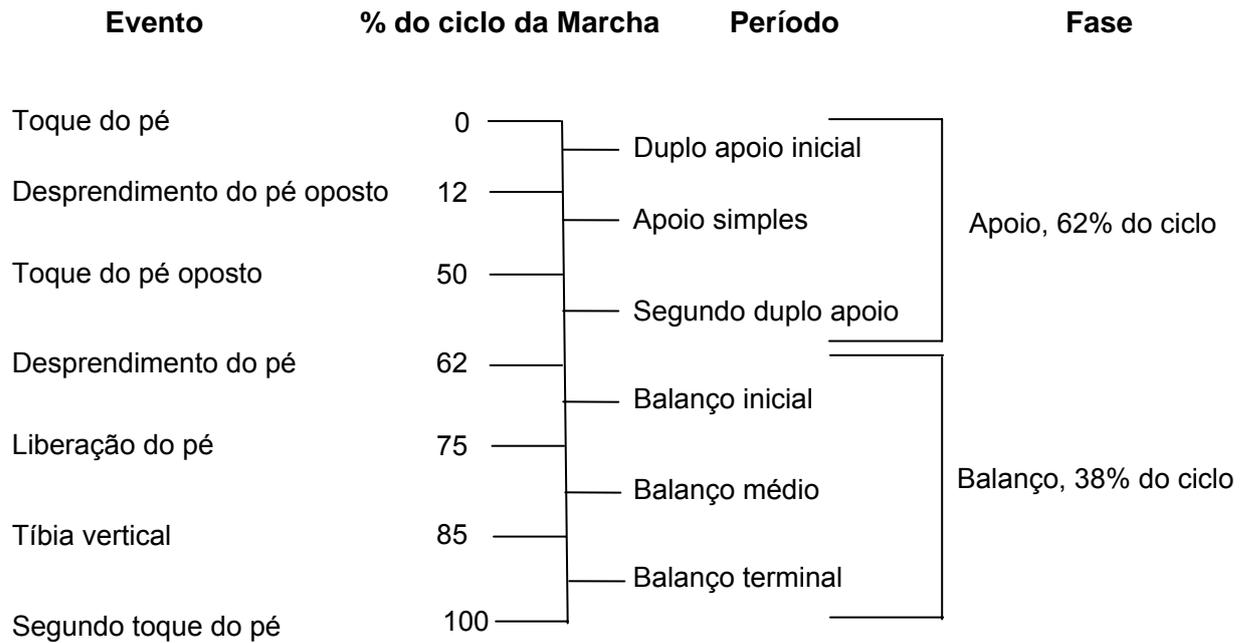
A fase de apoio subdivide-se em três períodos: 1) duplo apoio inicial, momento no qual, ambos os pés estão no solo depois do CI (toque do pé – desprendimento do pé oposto); 2) apoio simples, quando o pé oposto é elevado para o balanço (desprendimento do pé – toque do pé contralateral); e 3) segundo duplo apoio (ou duplo apoio terminal), contato entre o solo e o outro pé (CI contralateral) e continua até o momento em que o membro original do apoio é elevado para o balanço (desprendimento dos dedos ipsilateral – toque do pé contralateral – desprendimento do pé). Ao final do apoio encontramos uma fase de transição para o balanço que se denomina fase de pré-balanço (PERRY, 2005).

A fase de balanço também pode ser subdividida em 3 períodos: 1) balanço inicial (desprendimento do pé até a passagem do pé à frente); 2) balanço médio (passagem do pé até a perna vertical – quando a tíbia está perpendicular ao solo); 3) balanço terminal (desaceleração do membro) (ROSE & GAMBLE, 1998).

Para observar melhor as fases e porcentagens do ciclo da marcha, ilustramos logo abaixo um indivíduo deambulando no plano sagital. Note que o ciclo refere-se ao membro inferior direito, membro hachurado (figura 2) e na figura 3 podemos observar um pequeno diagrama com as porcentagens do ciclo, correlacionadas com as fases e eventos que ocorrem em determinado momento.



**Figura 2. Fases da marcha (adaptado de ROSE & GAMBLE, 1998).**



**Figura 3. Porcentagens do ciclo da marcha (adaptado de ROSE & GAMBLE, 1998).**

### 1.1.3. Parâmetros espaço-temporais (ou lineares)

As medidas de como a posição do corpo ou segmentos corporais mudam com o tempo são conhecidas como parâmetros espaço-temporais. Estes parâmetros referem-se mais freqüentemente à posição relativa dos pés durante a marcha, embora possam incluir também outros segmentos corporais (WALL, 2001).

Desta forma, foi desenvolvida uma terminologia para descrever as medidas lineares do ciclo da marcha: (ROSE & GAMBLE, 1998).

a) Cadência – definida como o número de passos em intervalo de tempo (passos/min). SUTHERLAND (1988) definiu como valor normal para crianças, de 1 a 7 anos de idade, 144 passos/min);

b) Comprimento do passo – definido pela distância, em centímetros, entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio. Em geral, a distância entre os calcanhares no instante do toque do calcâneo no solo; segundo WINTER (1991) o valor normal seria de 0,48m;

c) Comprimento da passada – definido pela distância, em centímetros, percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé. Portanto, cada passada é composta por um comprimento de passo direito e um esquerdo, medidos em centímetros; de acordo com WINTER (1991), esse valor seria de 0,96m;

d) Velocidade de marcha – velocidade média atingida depois de aproximadamente três passos (estágio rítmico) expressa em distância/tempo (cm/seg.; m/min; ou m/s); o valor normal apresentado por WINTER (1991) foi de 0,97m/s.

A mais básica dessas medidas é o tempo que uma pessoa leva para caminhar uma distância determinada, ou seja, a velocidade de marcha. Do ponto de vista clínico talvez esta seja a medida objetiva isolada mais importante da mobilidade funcional, comportando-se como um indicador global de capacidade, ou, mais importante, incapacidade, já que está afetada em virtualmente todos os pacientes com anormalidades da marcha. Em geral, quanto mais severo o prejuízo, mais lentamente o paciente andar. A outra razão pela qual esta medida é tão importante é que quase todas as outras mensurações de marcha são dependentes da velocidade – por exemplo, quando a velocidade aumenta, a variação de movimento do quadril aumenta (WALL, 2001).

O movimento linear do corpo, ou seja, deslocamento do corpo de um lugar para outro, é efetuado principalmente através de deslocamentos angulares das articulações dos membros inferiores. Estas articulações podem realizar movimentos em todos os planos durante a marcha, mas as maiores excursões ocorrem no plano sagital. Os gráficos que representam movimentos angulares das articulações são comumente denominados goniogramas (WALL, 2001).

Percebemos através desses deslocamentos angulares a maturidade da marcha, sendo que o padrão na dinâmica das variações angulares das articulações é bem estabelecido entre três e quatro anos de idade. Nas crianças com idade entre um e sete anos existe uma relação linear entre o comprimento do passo e o comprimento do membro inferior e entre a idade e a velocidade da marcha, contudo, essa linearidade muda por volta dos quatro anos, devido a uma alteração na razão de crescimento. Mesmo que o padrão de maturidade da marcha esteja bem estabelecido entre os três e os quatro anos de idade, as mudanças do crescimento continuam até a puberdade. O aumento da estatura do corpo continua a influenciar nas medidas lineares: o comprimento do passo aumenta, a velocidade da marcha aumenta e a cadência diminui, estabilizando-se aos vinte anos de idade e mantendo-se constantes durante a vida adulta (ROSE & GAMBLE, 1998).

A marcha tem papel importante nas atividades da vida diária (AVD's), pois a capacidade de ficar ereto e mover-se sobre os dois pés constitui um pré-requisito

para a realização de muitas outras tarefas. Se considerarmos as limitações impostas por uma cadeira de rodas, é mais fácil compreender o quanto à capacidade de andar independentemente é importante nas tarefas cotidianas, para uma vida auto-suficiente, ocupação ou recreação. Assim, não é surpreendente que fisioterapeutas e outros profissionais da área da saúde envolvidos na reabilitação de pacientes com incapacidades locomotoras concentrem tanto sua atenção em conseguir deambulação independente (WALL, 2001).

#### **1.1.4. Normalização das variáveis lineares do andar**

A normalização é uma tentativa de cancelar todas as diferenças morfológicas presentes na marcha de um grupo, comparando, assim, informações entre indivíduos de estatura e peso corporal diferentes e tem sido realizada utilizando-se a estatura ou comprimento dos membros inferiores (MMII), não havendo um consenso na literatura (DAVID, 2000).

Alguns autores, como KIRTLEY, WHITTLE e JEFFERSON (1996), não concordam que deva haver normalização dos parâmetros lineares da marcha. E em seu estudo citam três razões do porquê não realizá-la: são introduzidas unidades obscuras, não há uma convenção do método utilizado para se normalizar e as diferenças obtidas pela normalização são pequenas quando se compara a marcha normal com a patológica. ZIJLSTRA, PROKOP e BERGER (1996), no entanto, concordam que a normalização é importante, pois pequenas discrepâncias corporais contidas em um grupo podem levar à alterações nos valores absolutos encontrados nos parâmetros lineares.

A normalização do comprimento do passo e cadência em crianças foi realizada por O'MALLEY (1996) com relação à idade e estatura, não se descartando a utilização de outras técnicas, o importante é a compreensão das suposições fundamentais e a aplicação correta das técnicas. O autor ainda afirma que, quando se analisa a marcha de indivíduos de estaturas diferentes, principalmente quando se trata de crianças, torna-se imprescindível a normalização dos parâmetros lineares, pois grandes variações podem estar relacionadas apenas com a idade, reduzindo assim a variância dos dados normalizados à zero.

Utiliza-se na normalização do comprimento do passo em crianças, a estatura ou comprimento do membro inferior (STANSFIELD e cols. 2001). Porém, não há uma razão específica para a escolha de um desses parâmetros. O que é mais

correto de se pensar é que quanto maior o comprimento do membro inferior, maior será o comprimento do passo, daí a escolha pelo método de normalização.

## **1.2. Análise de marcha**

A análise de marcha computadorizada fornece dados de cinemetria, dinamometria, antropometria e eletromiografia de tronco, pelve, quadris, joelhos, tornozelos e pés, observados nos três planos: coronal, sagital e transversal, que proporcionam evidências das alterações de marcha que não são observáveis apenas com o exame clínico. Cinemetria, cinemática, é o termo utilizado para descrever o movimento espacial do corpo, não considerando as forças que causam esse movimento. Incluem deslocamentos linear e angular, velocidade e aceleração. Dinamometria, cinética, é o termo usado para descrever a medida e análise de forças, potência e energia do movimento. As variáveis cinéticas incluem força de reação do solo (FRS), momento de força, potência e trabalho mecânicos da articulação e energia de segmentos corporais. A antropometria obtém valores geométricos de massas corporais, como comprimento dos membros e volume muscular, que irão auxiliar na construção de um “boneco” do corpo humano, ou seja, um modelo, para o sistema de análise computadorizada. A eletromiografia registra a atividade elétrica a partir de contrações musculares (BAUMANN, 1995; ROSE & GAMBLE, 1998).

### **1.2.1. Laboratório de análise de marcha**

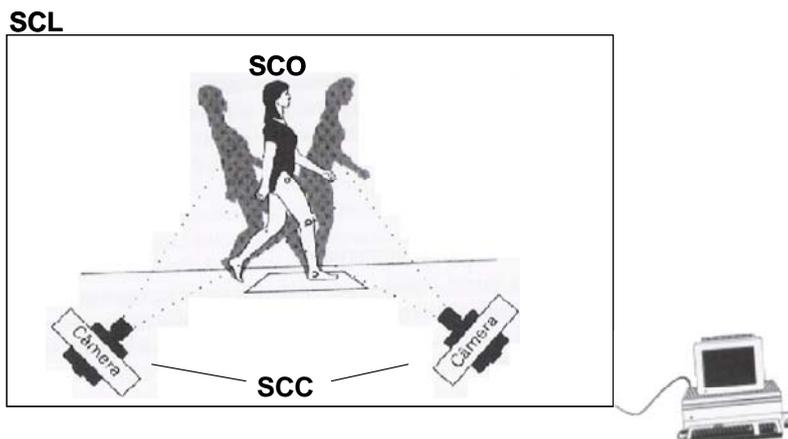
Um dos recursos tecnológicos que tem proporcionado maior exatidão em análise de marcha na atualidade é o Laboratório de Marcha ou Laboratório de Análise/Estudo do Movimento Humano. Este sistema baseia-se em câmeras de vídeo, de duas a seis, que registram o deslocamento de marcadores, tanto refletores quanto emissores de luz, acoplados na pele do paciente; plataformas de força, sistema óptico eletrônico, para captação da cinemática e eletromiógrafo por telemetria ou cabo. As informações obtidas destes instrumentos são reunidas em um sistema integrado de *hardware* e sistema para análises cinemáticas e cinéticas, incluindo aquisição e processamento de sinais analógicos (GERVÁSIO, 2005).

Os marcadores passivos ou refletores são dispositivos fixados na pele do paciente e alinhados com determinados marcos de segmentos ósseos que auxiliam na identificação das articulações durante os movimentos realizados na marcha e

ajudam a definir os eixos de rotação para os segmentos avaliados. O posicionamento destes respeitam um criterioso processo de posicionamento, uma vez que a confiabilidade dos resultados depende da repetição dos padrões de movimentos obtidos a partir da identificação dos marcadores durante a análise de marcha. Após a calibração, a posição das câmeras deve ser mantida para que a documentação das alterações dos padrões de movimento seja válida; e a cada nova captura de análise deverá ser realizada uma nova calibração (MORAES, 2000).

Associado a isso, no momento da calibração, os marcadores devem ser identificados, por no mínimo, duas ou mais câmeras em diferentes posições para que ocorra a reconstrução tridimensional (3D) e esta, seja calculada através de uma aproximação fotogramétrica. Para tanto, existem equações matemáticas que utilizam o princípio da colinearidade, relacionando o marcador ao objeto e à sua imagem, e coplanaridade, condição em que cada marcador do corpo deve estar no mesmo plano formado pelas posições de suas imagens correspondentes ao centro focal de cada câmera que o visualiza. Ainda assim, outros cálculos devem ser considerados, como: equações de rotação, translação, constantes das câmeras, entre outros. (MORAES, 2000). Com isso o sistema gera gráficos de curvas angulares, que podem ser visualizados de acordo com a porcentagem do CM. Cabe ao observador, portanto, entender os padrões normais de movimento para compará-los aos patológicos.

Ao final, a obtenção da imagem tridimensional correta para o estudo do movimento depende da interação de três sistemas de coordenadas: o sistema de coordenadas do laboratório (SCL), sistema de coordenadas das câmeras (SCC) e do corpo em movimento, denominado sistema de coordenadas do objeto (SCO) (GERVÁSIO, 2005) (figura 4).



**Figura 4. Sistemas de coordenadas (adaptado de PERRY, 2005).**

O SCL é definido durante a instalação do sistema. O SCC é determinado através do processo de calibração, que correlaciona o SCL e o sistema de coordenadas de cada câmera, permitindo a criação de um volume espacial para aquisição da imagem pelo sistema, ou seja, um espaço dentro do qual qualquer movimento do objeto é reconhecido e reconstruído pelo sistema, pois identifica a localização simultânea entre os planos frontal, sagital e transversal. Uma vez as câmeras calibradas segundo o sistema de orientação espacial do laboratório, é possível determinar a posição de cada marcador, nas coordenadas referentes ao laboratório, possibilitando a reconstrução das trajetórias de movimentos dos pacientes a partir desses marcadores (MORAES, 2000; KERRIGAN e cols., 1998; BAUMANN, 1991). As plataformas de força também auxiliam nesse processo e medem as forças triaxiais de reação ao solo através de um sinal elétrico proporcional à força aplicada, transmitindo estes sinais ao sistema.

A partir da determinação das coordenadas do laboratório, das câmeras e de cada marcador no corpo do paciente, juntamente com os sinais gerados pelas plataformas de força, o programa, instalado em um computador, recebe todas as informações e processa os cálculos necessários para obtenção das variações angulares, momentos e forças nos três planos de movimento. A linguagem técnica utilizada para interpretação dos resultados obtidos é adotada igualmente entre todos que estudam a análise do movimento, ou seja, é uma linguagem internacional, o que permite um intercâmbio de conhecimentos (DUHAMEL e cols, 2004; SCHWARTZ, TROST e WERVEY, 2004; APKARIAN, NAUMANN e CAIRNS, 1989; ISACSON, GRANSBERG e KNUTSSON, 1986).

Exemplos deste tipo de sistema de avaliação de movimento comercializados na atualidade são: *Vicon Peak Motus (Vicon Motion Systems Inc. California, EUA)*; *Optotrack (Northern Digital Inc.)*; *Motion Analysis Systems (Motion Analysis Corporation, Santa Rosa, California)*; *Elite (Bioengineering Technology Systems, Milan, Italia)* e *Ariel Dynamics Mediam Library (Ariel Dynamics Inc. by Gideon Ariel & Associates)*.

Atualmente, o estudo da marcha a partir de um sistema óptico tridimensional de análise do movimento, é utilizado como uma medida objetiva e quantitativa da função física para decidir melhor sobre a intervenção terapêutica, com auxílio ainda para documentar a progressão de uma doença. Além disso, tem a vantagem de fornecer dados que não dependem da impressão e julgamento subjetivos do observador clínico (BAUMANN, 1991; GAGE, RENSHAW & DeLUCA, 1995; SUTHERLAND, 2002).

PERRY (2005), afirmou que para diagnosticar desvios de marcha é necessário: entender o que é normal, compreender quais são os elementos osteomioarticulares e/ou neurológicos que podem ser a causa da disfunção de marcha, e, sempre que possível, finalizar este processo de avaliação através de equipamentos de uma análise computadorizada, para então, aplicar todo este saber no plano de tratamento.

A interpretação das curvas angulares de amplitude de movimento (ADM) normal das articulações de pelve, quadril, joelho e tornozelo, no plano sagital, são descritas a seguir.

### **1.3. Curvas angulares normais das articulações no plano sagital**

As medidas no plano sagital são as mais estudadas e compreensíveis, por serem reproduzidas com maior precisão; de fato, nesse plano as articulações têm maior progressão, ou seja, maior ADM das principais articulações dos membros inferiores (pelve, quadril, joelho e tornozelo) (SUTHERLAND, KAUFMAN e MOITOZA, 1998). Através destas medidas podemos analisar os movimentos de flexão e extensão das articulações de joelho e quadril, anteversão (flexão anterior) e retroversão pélvica e flexão plantar e dorsiflexão do tornozelo.

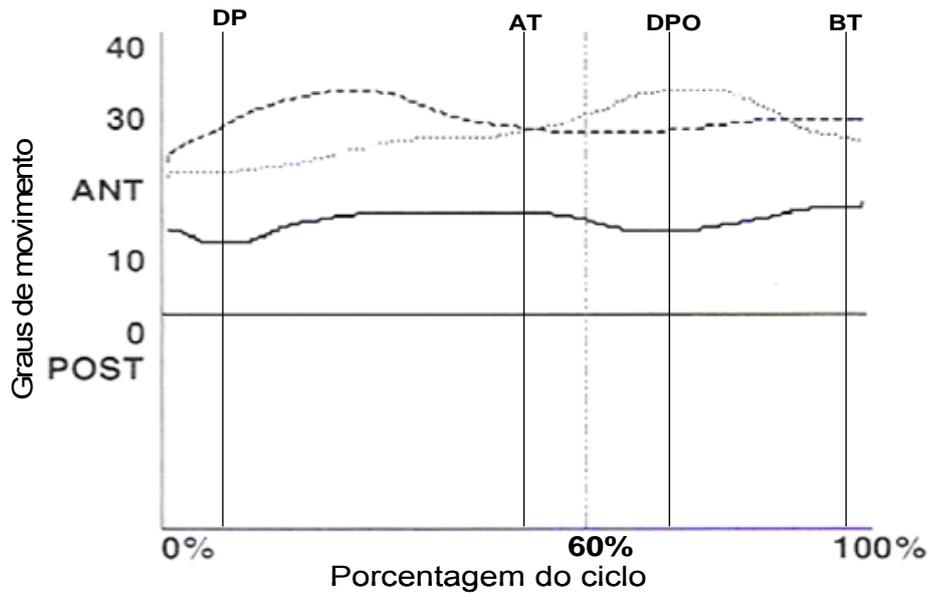
Para melhor compreensão e visualização das curvas angulares a seguir apresentamos na tabela 1 os valores indicados como normais apresentados por PERRY (2005).

Tabela 1. ADM das articulações e porcentagens no ciclo da marcha normal segundo PERRY (2005)

Quadril	Joelho	Tornozelo
0% → 30° flexão (FLX)	15% → 18° flexão	12% → 7° plantiflexão (PLN)
50% → 10° extensão (EXT)	40% → 5° extensão	48% → 10° dorsiflexão (DOR)
85% → 35° flexão	70% → 65° flexão	62% → 20° plantiflexão
—	97% → 2° extensão	100% → dorsiflexão para neutro

### 1.3.1. Pelve

Os movimentos sagitais da pelve são controlados pela gravidade, pela inércia e pela ação dos músculos flexores e extensores do quadril. A pelve é inclinada para frente, anteversão, ou flexionada, com dois picos e duas depressões (figura 5). Horizontaliza-se no desprendimento do pé e no desprendimento do pé oposto, com flexão máxima, inclinação para frente, anteversão, na metade até o final do apoio e no balanço terminal. A inclinação pélvica diminui, retroversão, durante o primeiro duplo apoio, período de resposta à carga, e, a seguir, aumenta quando o centro de gravidade (CG) do corpo passa sobre o pé fixo no solo. A inclinação começa a se aplanar novamente, quando o centro de massa (CM) do corpo desacelera durante o final do apoio simples (AS) tardio, após o desprendimento do calcâneo (SUTHERLAND, KAUFMAN e MOITOZA, 1998).

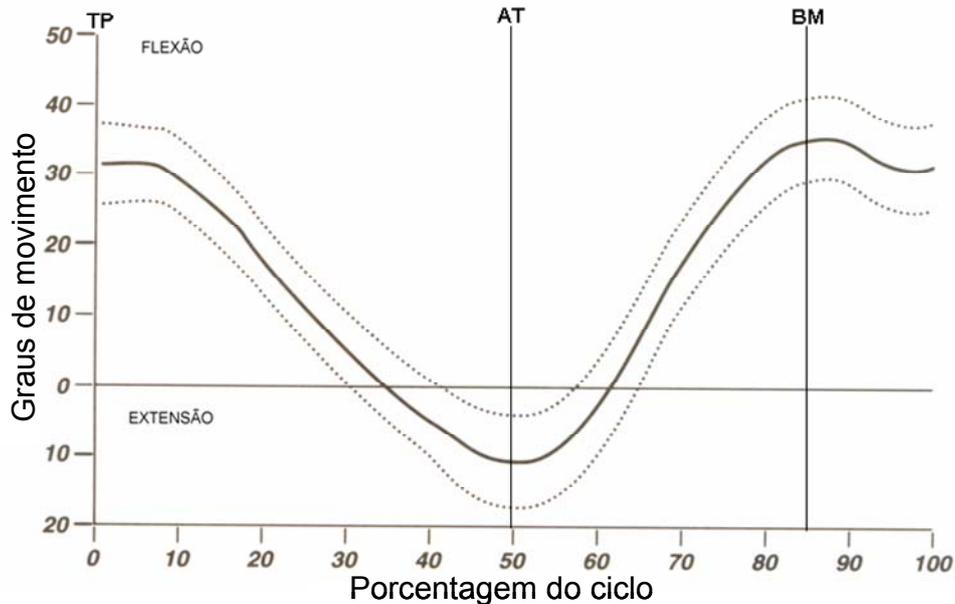


**Figura 5. Representação gráfica do movimento normal da pelve no plano sagital em marcha livre (adaptado de SELBER, 1998).**

Onde: DP = desprendimento do pé; AT = apoio terminal; DPO = desprendimento do pé oposto; BT = balanço terminal; ANT = anterior, correspondendo à anteversão pélvica e POST = posterior, correspondendo à retroversão pélvica. A linha inteira mostra a anteversão pélvica normal.

### 1.3.2. Quadril

O quadril realiza um movimento muito simples no plano sagital, sendo observado como uma curva sinusóide (figura 6). A flexão máxima ocorre na fase de balanço terminal (BT), seguida por ligeira extensão imediatamente anterior ao toque do pé no solo. Os músculos extensores do quadril desaceleram a coxa e diminuem a flexão do quadril na preparação para a transferência de peso. A extensão máxima ocorre no momento do toque do pé oposto. Logo que o pé oposto toca o solo, o peso é transferido para o membro que está à frente. O membro inferior, que está atrás, inicia a flexão do joelho e do quadril, enquanto faz pivô sobre o antepé.



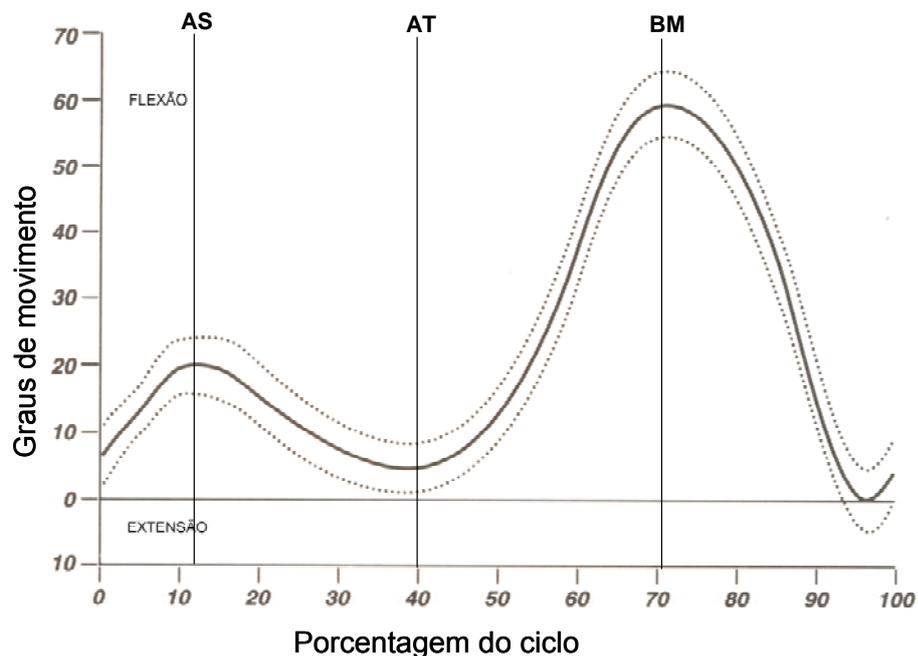
**Figura 6. Representação gráfica do movimento normal do quadril no plano sagital em marcha livre (PERRY, 2005).**

Onde: TP = toque do pé; AT = apoio terminal; BM = balanço médio. Linha cheia = média; linha pontilhada = desvio padrão.

### 1.3.3. Joelho

A curva do movimento do joelho no plano sagital é dividida em ondas de flexão, sendo que ambas começam com uma extensão relativa e progridem para flexão e, a seguir, voltam novamente para o ponto de partida, em extensão (figura 7). A primeira onda de flexão do joelho, na fase de apoio, a 10% do CM, ocorre como absorção do choque, auxiliando a transferência de peso, encurtando efetivamente o comprimento do membro. O pico dessa curva ocorre no duplo apoio inicial, no momento do desprendimento do pé oposto. Para que isso ocorra, o quadríceps da coxa realiza contração excêntrica e permanece ativo até que o vetor força de reação do solo passe à frente do joelho, o que cria uma força de extensão e leva a articulação do joelho de volta à extensão, na fase de apoio médio (AM), podendo ocorrer sem uma forte contração excêntrica dos flexores plantares que restringem a perna em sua rotação progressiva para frente. A segunda onda de flexão é necessária para liberar a passagem do pé na fase de balanço inicial (BI). A flexão de joelho começa realmente no término da fase de pré-balanço (PB), quando o calcanhar começa a se elevar do chão, e precede o início da flexão de quadril, que ocorre no toque do pé oposto. A flexão do joelho ocorre rapidamente, começando

logo após o desprendimento do calcâneo e atinge a flexão máxima na fase de balanço médio, quando o pé em balanço ultrapassa o pé oposto. Essa flexão encurta efetivamente o membro, permitindo a liberação do pé do membro em balanço, para evitar seu arrasto. A articulação do joelho é, então, estendida rapidamente por uma combinação de forças inerciais e pela atividade dos músculos glúteo máximo, posteriores de coxa (bíceps, semitendinoso e semimembranoso) e do quadríceps. Imediatamente antes do toque do pé, é atingida a extensão quase total.



**Figura 7. Representação gráfica do movimento normal do joelho no plano sagital em marcha livre (PERRY, 2005).**

Onde: AS = apoio simples; AT = apoio terminal; BM = balanço médio. Linha cheia = média; linha pontilhada = desvio padrão.

#### 1.3.4. Tornozelo

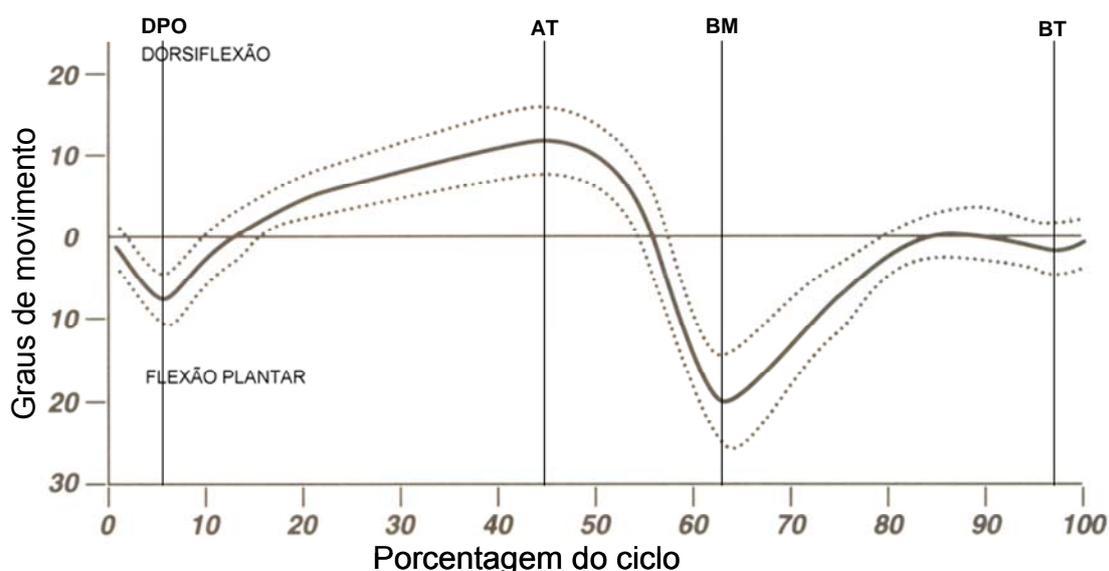
A curva do tornozelo é a mais complexa do plano sagital e pode ser dividida em quatro segmentos funcionais (figura 8).

O primeiro segmento ocorre entre o toque do pé e o desprendimento do pé oposto. Quando ocorre o toque do pé, o tornozelo está em posição neutra e o momento de força em flexão plantar gerado pela força de reação do solo (FRS) realiza a flexão plantar até atingir o contato total do pé, antes do desprendimento do pé oposto. Essa parte da curva é conhecida como *primeiro rolamento*, sinalizado pelo toque do calcanhar no solo.

O segundo segmento ocorre durante a fase de apoio simples (AS). É representado pela convexidade superior da curva, representando a passagem do corpo sobre o pé em apoio total denominado de *segundo rolamento*, que representa o avanço da tíbia sobre o pé fixo, em um movimento de dorsiflexão. Ao final do AS, aproximadamente 40% do ciclo da marcha (CM), o calcanhar começa a se elevar à medida que os flexores plantares aumentam a força de contração muscular, atuando de forma concêntrica, conhecido por *terceiro rolamento*, movimento de rolar sobre a cabeça dos metatarsos, na fase de apoio terminal.

O terceiro segmento é a continuidade do toque do pé oposto, terminando com o desprendimento do pé. Ocorre uma rápida flexão plantar de 20 – 25 graus, no máximo, quando o pé é elevado do solo. Este período é confundido com o de aceleração do tornozelo, devido à ação concêntrica dos flexores plantares.

O quarto segmento é uma flexão dorsal (dorsiflexão) rápida do tornozelo. Este movimento coincide com o esforço máximo para a liberação do pé e com a segunda onda de flexão do joelho. Portanto, este segmento é conectado funcionalmente à liberação do pé. O tornozelo é mantido em posição neutra pela contração isométrica dos músculos do compartimento anterior da perna, até que o pé toque o solo. Esses músculos são novamente recrutados, agora excentricamente, para desacelerar a flexão plantar que irá se repetir no primeiro segmento do CM.



**Figura 8. Representação gráfica do movimento normal do tornozelo no plano sagital em marcha livre (PERRY, 2005).**

Onde: DPO = desprendimento do pé oposto; AT = apoio terminal; BM = balanço médio; BT = balanço terminal. Linha cheia = média; linha pontilhada = desvio padrão.

## **1.4. Paralisia Cerebral**

### **1.4.1. Definição**

Paralisia Cerebral (PC) é um termo abrangente que compreende uma grande variedade de fatores, dentre eles, distúrbios da função motora, que são secundários a uma patologia no cérebro ainda em desenvolvimento. A Comissão Mundial de Paralisia Cerebral, em 1988, definiu-a como: “distúrbio de postura e movimento persistente, porém não imutável, causado por lesão no sistema nervoso em desenvolvimento, antes ou durante o nascimento ou nos primeiros meses de lactância” (Comissão Mundial de Paralisia Cerebral). Na literatura atual, a paralisia cerebral tem sido apresentada como Encefalopatia Crônica Não-evolutiva da Infância (DIAMENT, 1996; ROTTA, 2001 e 2002; LEITE & PRADO, 2004).

Esta encefalopatia possui uma condição não progressiva; porém, isto não significa uma semiologia permanente e imutável. Ao contrário, o distúrbio funcional desse paciente vai se estruturando com o passar do tempo e manifestando-se evolutivamente (LEITÃO, 1983). Ou seja, a lesão cerebral não se modificará, mas os padrões de movimento desse paciente, se não tratado, poderá evoluir para contraturas e deformidades ósseas, entre outros problemas. Isso porque as células nervosas lesadas não se recuperam e, portanto, a criança não apresentará cinestesia, isto é, percepção do movimento à área correspondente à lesão. Ainda que o distúrbio do cérebro seja estacionário, observa-se o comprometimento psicomotor de forma progressiva quando não se faz tratamento adequado (FISCHINGER, 1984).

Desta forma, a criança portadora de PC se desenvolve, num ritmo anormal, mais lento e desordenado, atingindo seus marcos de desenvolvimento neuropsicomotor tardiamente quando comparada às crianças saudáveis. Isto representa um desvio no desenvolvimento normal, observado pelo aparecimento de atividades motoras alteradas. Essa alteração do desenvolvimento é percebida quando a criança se torna mais ativa, como ao tentar se sentar, usar as mãos e membros superiores, empurrar-se para levantar, ou quando tenta andar.

### **1.4.2. Etiologia**

A etiologia de PC é diversa e multifatorial. As causas podem ser congênitas, genéticas, inflamatórias, infecciosas, por eventos anóxicos, traumáticos e

metabólicos, sendo que esse dano no cérebro pode ser pré, peri ou pós-natal. Entre 75% a 80% dos casos ocorrem devido a danos pré-natais e menos de 10% começam devido trauma no nascimento ou asfixia. O mais importante fator de risco observado pode ser a prematuridade e o baixo peso ao nascer. O risco também aumenta com a diminuição da idade gestacional (SANKAR & MUNDKUR, 2005).

A pluralidade também é fator de risco, pois casos de PC aumentam quando vários fetos são gerados ao mesmo tempo, pois mais de um feto no útero dificulta um desenvolvimento total, devido à diminuição do espaço. Acredita-se também que isto seja devido à possibilidade do parto ser antecipado, levando a uma tendência de gestação curta, diminuindo com isso o crescimento intra-uterino (BLAIR & WATSON, 2005).

Recentemente, KUBAN & LEVITON (2001) definiram e resumiram os fatores de risco associados a PC:

*Antes da Gestação:* História materna de abortos espontâneos prévios e/ou natimortos; ciclos menstruais longos e irregulares; intervalo muito curto (menor que três meses) ou muito longo (maior que três anos) da gestação anterior e história familiar de PC, doença genética ou mal formativa.

*Durante a gestação (pré-natal):* Classe social e cultural inferior; má formação congênita; retardo no crescimento fetal; gestação múltipla, principalmente em monozigóticos; apresentação fetal anômala; doença crônica materna. SANKAR & MUNDKUR (2005) cita ainda infecções intra-uterinas, complicações placentárias e condições maternas como: retardo mental, ataques epiléticos ou hipertiroidismo.

*Durante o período perinatal:* a detecção de corionite associada com prematuridade e amnionite tem sido considerada de alto risco para PC; além de descolamento prévio da placenta; encefalopatia hipóxico-isquêmica, lesão vascular cerebral no território da artéria cerebral média. Esta última tem sido identificada como causa provável para PC hemiplégica em muitos nascidos. Também são fatores apresentados por SANKAR & MUNDKUR (2005): quadros infecciosos como toxoplasmose congênita, rubéola, citomegalovírus, herpes simples, sífilis, entre outros. Hipoglicemia, hiperbilirrubinemia e significativa asfixia ao nascimento, também estão entre as causas.

*As causas pós-natais* incluem aquelas lesões adquiridas enquanto o cérebro está em desenvolvimento. Geralmente o quadro clínico resultante das seqüelas é mais grave, como no caso de traumatismo cranioencefálico (TCE), acidente vascular

encefálico (AVE), meningoencefalites adquiridas e lesões por afogamento (TEIVE, ZONTA e KUMAGAI, 1998).

As causas de lesões no SNC supracitadas originam espasticidade da musculatura anti-gravitacional, ou seja, musculatura flexora nos membros superiores (MMSS) e extensora nos membros inferiores (MMII) (MASINI, 2000).

#### **1.4.3. Classificação e Epidemiologia da paralisia cerebral (topografia e tônus)**

O fato da PC ser uma lesão no cérebro ainda em desenvolvimento representa uma série de dificuldades no estabelecimento de seus critérios diagnósticos. Além disso, por não ter uma notificação compulsória é difícil determinar com precisão a sua incidência. Essa dificuldade ocorre tanto nos países mais desenvolvidos quanto nos países subdesenvolvidos como o Brasil (LIANZA, 2001). Com isso, o número de casos de PC é definido pela presença de anormalidade cerebral, não podendo assim ser estimado. Contudo, somente a prevalência de crianças mais velhas que sobrevivem com PC pode ser confiavelmente identificada (BLAIR & WATSON, 2005).

Apesar disso, dados apontam que a incidência da PC tem se mantido a mesma nos últimos anos. As formas moderadas e severas estão entre 1,5 e 2,5 a cada 1000 nascidos vivos nos países desenvolvidos; contudo, há relatos de incidência geral, considerando todos os níveis de comprometimento de até 7/1000 (SOUZA & FERRARETO, 1998). No Brasil não há estudos conclusivos a respeito da incidência; esta, portanto, depende do critério de diagnóstico de cada objeto de estudo, presume-se assim que o Brasil possua uma incidência elevada, devido ao precário sistema de saúde relacionado às mães gestantes (LEITE & PRADO, 2004).

Os casos de PC são classificados de acordo com o déficit neuromuscular em: espástica; discinética, incluindo coreoatetóide e distônica; atáxica; hipotônica e mista. A forma espástica é a mais comum e acomete de 70-75% de todos os casos, discinética de 10 a 15% e a atáxica está presente em menos de 5% dos casos (SANKAR & MUNDKUR, 2005). Já GONZÁLEZ & SEPÚLVEDA (2002) encontraram em 88% dos casos, pacientes espásticos.

#### **1.4.4. Espasticidade**

A espasticidade, principal característica dos pacientes com PC, é um fator incapacitante resultante de uma lesão do SNC, mais especificamente da via

piramidal com sinais de comprometimento do motoneurônio superior e em especial da via córtico-retículo-bulbo-espinal, caracterizada principalmente por hipertonia muscular ao movimento passivo, especialmente na flexão e extensão, fraqueza muscular, clônus, sinal de Babinski positivo, hiperreflexia tendinosa, movimentos desarmônicos dos músculos e co-contração agonista-antagonista com conseqüente enrijecimento e lentidão de movimento do membro espástico devido basicamente à exaltação funcional das atividades reflexas monossinápticas miotáticas (CASALIS, 1990).

Os sinais clínicos da espasticidade se caracterizam pelo aumento do tônus que, segundo o grau de acometimento neurológico, irão da paresia à plegia total da musculatura hipertônica, padrões de movimentos estereotipados e limitados, diminuição da amplitude de movimento ativa e passiva, tendência a desenvolver contraturas e deformidades, persistência dos reflexos tônicos e primitivos, e desenvolvimento pobre do mecanismo de postura (CASALIS, 1990; CAMPBELL, 1991).

A PC do tipo espástica pode ser dividida topograficamente nas formas: quadriparética, na qual o prejuízo motor dos membros inferiores é igual ou menor do que nos membros superiores; hemiparéticas, em que apenas um hemicorpo é comprometido; diparéticas, na qual o prejuízo motor dos membros inferiores é maior do que nos membros superiores (SELBER, 1998). Essa classificação ainda inclui a monoparesia e a triparesia, relativamente raras (SANKAR & MUNDKUR, 2005).

A quadriparesia espástica é a forma mais severa e envolve os quatro membros (superiores e inferiores) e o tronco, sendo que os MMSS são mais severamente envolvidos do que os MMII; está associada com asfixia intra-parto e hipóxia aguda, podendo ocorrer ainda, segundo LEITE & PRADO (2004), microcefalia, deficiência mental e epilepsia.

A diparesia está associada com a prematuridade e o baixo peso ao nascimento. Quase todos os nascidos pré-termo com diparesia espástica exibem cistos de leucomalácia periventricular na neuroimagem. Leucomalácia periventricular é a isquemia mais comum no cérebro de crianças prematuras. Essa isquemia ocorre na borda da zona final da distribuição arterial vascular, adjacente ao ventrículo lateral (SANKAR & MUNDKUR, 2005). Acomete de 10 a 30% dos pacientes. Os MMII são mais comprometidos que os MMSS, evidenciado pela hipertonia acentuada dos músculos adutores de quadril.

A hemiparesia espástica é a manifestação mais freqüente, com paresia unilateral, sendo que os MMSS são mais severamente afetados do que os MMII. Observada em 56% dos nascidos a termo e 17% nos nascimentos prematuros, com patogênese multifatorial (STOKES, 2000).

Por essa pesquisa se tratar da análise de marcha de pacientes com PC do tipo hemiparesia, vamos realizar uma abordagem pormenorizada.

#### **1.4.5. Paralisia cerebral hemiparética espástica**

A PC hemiparética espástica é a primeira mais comum observada em lactentes pré-termo e a termo. Nos lactentes pré-termo não têm associação específica com problemas ao nascimento, enquanto a hemiparesia nos lactentes a termo, resulta, freqüentemente, de eventos que ocorreram no início do terceiro trimestre de gestação, e que comprometeram a irrigação sangüínea. Malformações e infarto da região encefálica perfundida pela artéria cerebral média também são encontradas (STOKES, 2000).

A PC espástica hemiparética, segundo CAMPBELL (1991), possui algumas características marcantes: (a) tônus muscular e movimentos anormais em apenas um lado do corpo; (b) envolvimento total do lado afetado, incluindo muitas vezes face, pescoço e tronco, assim como as extremidades, sendo o membro superior significativamente mais comprometido; (c) problemas associados, tais como: estrabismo, disfunção motora oral, disfunção somato-sensorial e desordens perceptuais e de aprendizagem; (d) presença de deficiência sensorial prejudicando tanto a função quanto a espasticidade e o déficit motor; (e) negligência do hemicorpo envolvido e uso apenas do lado não afetado nas atividades.

A hemiparesia é precocemente identificada, devido à assimetria óbvia da postura e movimentos da criança. Algumas crianças são indicadas para o tratamento com 5 meses de idade. No entanto, mais freqüentemente, são diagnosticadas aos 8 ou 9 meses de idade, quando se nota que não podem se sentar e usam somente uma das mãos para apanhar e segurar objetos (BOBATH & BOBATH, 1989).

Os MMSS são mais afetados sendo que neles, os pacientes encontram dificuldades em realizar movimentos de pinça com o polegar, extensão de punho e supinação de antebraço. Nos MMII a dorsiflexão do tornozelo e eversão do pé são os movimentos mais comprometidos; isso porque com o aumento do tônus flexor na postura hemiparética podemos observar: flexão de cotovelo e punho, polegar

aduzido, flexão de quadril, joelho estendido e pé em eqüino. É comum a presença de anormalidades sensoriais nos membros e comprometimento de esterognosia, discriminação deficitária de sensibilidade e posição de dois pontos. Ataques epilépticos ocorrem em mais de 50% das crianças (SANKAR & MUNDKUR, 2005).

O padrão típico de espasticidade presente no membro superior da criança com PC espástica hemiparética corresponde à retração e depressão da escápula, rotação interna do ombro, flexão do cotovelo com o antebraço em pronação, desvio ulnar, flexão de punho, adução e flexão do polegar, e diminuição do primeiro espaço interdigital (STOKES, 2000). Em relação ao membro inferior, os padrões patológicos freqüentemente observados são eqüinismo dinâmico, ou seja, o paciente tem o pé em eqüino, mas isso não se trata de uma deformidade instalada/estática, pois é capaz de realizar movimento ou flexão plantar excessiva do tornozelo durante a fase de apoio da marcha; flexão excessiva ou hiperextensão do joelho; flexão, adução e rotação interna do quadril e inclinação anterior da pelve durante a fase de apoio (RADTKA e cols, 1997).

As crianças hemiparéticas constituem um grupo capaz e auto-suficiente, que atinge a posição ortostática e a marcha o mais tardar aos 2-3 anos de idade. Tendem a rejeitar o lado afetado e a eleger e inclinar-se para o não-afetado. Se não receberem atendimento contínuo e adequado desde cedo, a assimetria persiste e pode resultar em limitação do movimento; desconforto, devido a contraturas musculares e deformidade óssea quando alcançar a idade adulta (STOKES, 2000).

### **1.5. Classificação segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

As alterações de marcha na PC são objetos de estudo e tratamento há tempos. Neste sentido, a necessidade de se agrupar padrões de alterações de movimento nestes pacientes é constante, pois facilita o entendimento clínico e as tomadas de decisões nos tratamentos, sejam elas cirúrgicas ou não.

Os padrões de marcha advindos da interferência da espasticidade sobre o controle motor têm sido descritos por diversos autores, como podemos observar em uma revisão sistemática realizada por DOBSON e cols, (2007), em que os autores analisam várias classificações de marcha em crianças com PC. Entre as classificações analisadas, podemos citar alguns autores como: KADABA e cols, (1990) com classificação da marcha diparética espástica; RODDA & GRAHAM (2001), também classificando diparéticos, entre outros.

No estudo realizado por WINTERS, GAGE e HICKS em 1987, foram analisados 46 indivíduos com hemiparesia espástica, conseqüente a três desordens neurológicas: Paralisia Cerebral (PC), Acidente Vascular Encefálico (AVE) e Traumatismo Cranioencefálico (TCE), com média de idade de 11,2 (3,4 a 30,5) anos, 33 do sexo masculino e 13 do sexo feminino, sendo que foram selecionados exames que possuíam dados com menor variabilidade entre si. Destes 46 indivíduos, 38 tinham PC e nenhum paciente havia realizado cirurgia ou faziam uso de órteses e outros dispositivos auxiliares para a marcha, como bengalas e/ou andadores. Em suas análises utilizou-se o sistema 3D, com 3 canais de câmera VHS, 2 plataformas de força e eletromiografia, observando-se apenas o plano sagital. Durante a avaliação todos os pacientes deambularam com velocidade auto-selecionada, ou seja, de acordo com sua deambulação normal, sem se definir uma velocidade padrão para obtenção de dados passíveis de comparações com a filmagem. A eletromiografia foi utilizada para classificar pacientes que não puderam ser agrupados apenas pelos dados cinemáticos. Assim, os pacientes foram classificados em 4 grupos diferentes. O grupo I, com 19 pacientes, caracterizava-se melhor pelo tornozelo em equino presente durante a fase de balanço. O grupo II, 11 pacientes, mantinha o tornozelo em equino durante todas as fases (apoio e balanço), e o joelho realizava hiperextensão, devido à espasticidade presente nos gastrocnêmios. O grupo III, 2 pacientes, possuía marcha espástica com passos curtos e limitação da flexão de joelho durante a fase de balanço; observou-se o comprometimento nas articulações mais proximais e deformidade em equino do tornozelo. O grupo IV, com 6 pacientes, possuía ADM diminuída no plano sagital com aumento da inclinação pélvica anteriormente (anteversão), tornozelo em equino durante todo o ciclo e joelho e quadril fletidos. Na tabela 2 podemos observar um resumo da amostra dos pacientes classificados por WINTERS, GAGE e HICKS em 1987.

Tabela 2. Classificação dos grupos de WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

	<b>Nº. de pacientes com PC</b>	<b>Idade (anos)</b>	<b>Velocidade (cm/s)</b>
Grupo I	19	9,5	97,3
Grupo II	11	10,2	90
Grupo III	2	14,5	79,7
Grupo IV	6	12,2	84,4

### **1.5.1. Características e alterações dos grupos segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

#### **1.5.1.1. Grupo I**

Na classificação descrita por WINTERS, GAGE e HICKS (1987) o padrão de marcha do Grupo I apresenta o menor grau de comprometimento osteomioarticular, e foi mais bem caracterizado pela flexão plantar do tornozelo na fase de balanço, resultando numa deformidade em eqüino no contato inicial, porém permite uma dorsiflexão adequada a partir da fase de apoio médio (AM). Frequentemente ocorrem compensações, como: aumento da flexão de joelho, no choque do pé com o solo, e do quadril, no intuito de manter o corpo numa posição centrada acima do pé, ajudando o membro contralateral a desenvolver um balanço adequado. Há inclinação pélvica anterior aumentada, observada pelo aumento da lordose lombar durante o ciclo da marcha (CM) (WINTERS, GAGE e HICKS, 1987).

Em resumo, esse paciente apresenta contratura dinâmica do gastrocnêmio durante a fase de apoio. A cinemática do tornozelo no plano sagital nestes pacientes revela contato inicial (CI) do pé em eqüino, entretanto, durante a fase de apoio, a dorsiflexão é adequada (SELBER, 1998).

#### **1.5.1.2. Grupo II**

O Grupo II possui contraturas estáticas e dinâmicas dos músculos gastrocnêmio e sóleo que resultam na persistência da flexão plantar do tornozelo durante as fases de apoio e balanço (WINTERS, GAGE e HICKS, 1987). Em adição, o avanço do tronco foi limitado e o comprimento do passo oposto, diminuído. Para manter o centro de gravidade (CG) acima do pé, a flexão do quadril e a lordose lombar são aumentadas. Segundo SELBER (1998), o grupo II apresenta contratura definitiva do gastrocnêmio durante as fases de apoio e balanço. O CI foi em eqüino e em nenhuma fase da marcha ocorre dorsiflexão adequada. Aqui, como no tipo I, não há deformidades importantes do joelho e quadril do lado comprometido.

PERRY (2005) estabeleceu que uma amplitude de 15° de flexão plantar do tornozelo posiciona o tronco atrás do pé a menos que o joelho faça uma hiperextensão, o quadril seja fletido ou o calcanhar seja elevado por um suporte externo. Quando o tornozelo está fixo em flexão plantar, a tíbia e o pé funcionam juntos como uma longa alavanca que não permitirá os rolamentos usuais da tíbia

sobre o pé. Isto força o joelho em hiperextensão nas fases de apoio médio (AM) e terminal (AT).

### **1.5.1.3. Grupo III**

A musculatura proximal das extremidades inferiores dos pacientes do grupo III está mais envolvida do que naqueles dos Grupos I ou II. O reflexo extensor remanescente no quadril e no joelho resiste ao impulso flexor; devido ao tônus extensor, que é ressaltado quando assumimos a postura de pé. A lesão central dispara o reflexo plantar do tornozelo da sua inibição, o que resulta em um joelho rígido com passos curtos. Na fase de balanço, os músculos quadríceps e isquiotibiais contraem-se simultaneamente dificultando a flexão do joelho. Acredita-se que a perda da contração coordenada destes músculos é a causa primária do decréscimo da flexão do joelho que ocorre durante a fase de balanço (WINTERS, GAGE e HICKS, 1987).

SELBER (1998) acrescenta que o grupo III apresenta achados do grupo II, além de anormalidades do joelho que tendem a diminuir o arco de movimento. Na fase de apoio também é observada a hiperextensão do joelho, uma compensação devido muito mais a uma fraqueza muscular do que a espasticidade da musculatura flexora plantar.

### **1.5.1.4. Grupo IV**

Assim como no grupo III, o grupo IV, além da diminuição da ADM do joelho e flexão plantar do tornozelo, apresenta redução do movimento de quadril, diferença marcante entre os grupos III e IV. O aumento da atividade dos músculos íliopsoas e adutores de quadril evitam que esta articulação atinja a completa extensão na fase de apoio terminal (AT). Há um aumento compensatório da inclinação pélvica anterior para se evitar a excessiva redução do comprimento da passada (WINTERS, GAGE e HICKS, 1987). Esse grupo apresenta, além do que já existe no grupo III, o comprometimento do movimento de quadril, que não realiza extensão adequada na fase de pré-balanço (PB) (SELBER, 1998).

De acordo com esses quatro grupos, RODDA & GRAHAM (2001), conseguiram ilustrá-los com o auxílio de um diagrama de classificação (figura 9).

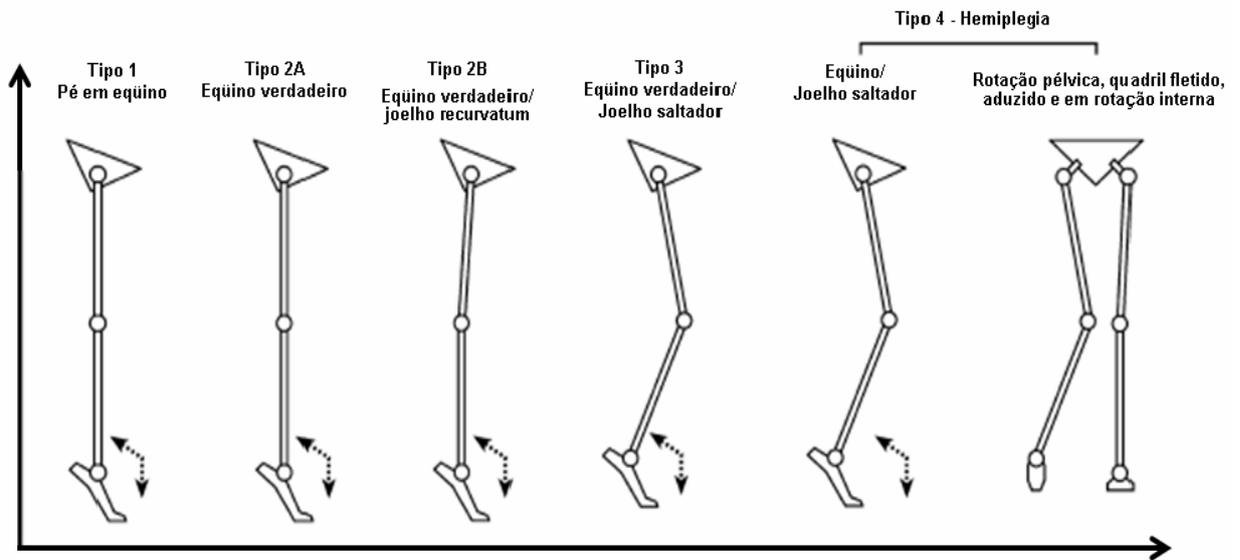


Figura 9. Diagrama de classificação dos tipos de hemiparesia (adaptado de RODDA & GRAHAM, 2001).

## 2. OBJETIVOS

### 2.1. Geral

- 👣 Descrever as principais alterações cinemáticas da marcha em pacientes portadores de paralisia cerebral (PC) do tipo hemiparesia espástica segundo a classificação de WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

### 2.2. Específicos

- 👣 Comparar as curvas dos ângulos de movimentos articulares de pacientes hemiparéticos com a classificação realizada por WINTERS, GAGE e HICKS (1987);
- 👣 Avaliar os movimentos realizados no plano sagital, das articulações: pelve, quadril, joelho e tornozelo, de pacientes com PC hemiparética;
- 👣 Analisar os parâmetros lineares da marcha (cadência, comprimento do passo e da passada e velocidade).

### 3. PACIENTE E MÉTODOS

#### 3.1. Tipo de estudo

Foi realizado um estudo retrospectivo, descritivo, transversal, realizado em 27 pacientes portadores de PC do tipo hemiparesia espástica e que ao final foram divididos em 4 grupos seguindo a classificação de WINTERS, GAGE e HICKS (1987). Os pacientes foram analisados no Laboratório de Movimento situado na Clínica Escola de Fisioterapia na Escola Superior de Educação Física e Fisioterapia de Goiás (ESEFFEGO) da Universidade Estadual de Goiás - UEG (figura 10), no período de janeiro de 2001 a fevereiro de 2005 advindas do serviço público de saúde de Goiânia – GO.

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da UnB (CEP-FM/UnB) na 7ª Reunião Ordinária de 2006, realizada no dia 27/09/2006, com o registro de projeto: CEP-FM 041/2006 (apêndice 1).



**Figura 10. Laboratório de Movimento da UEG.**

Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

Crerios de incluso: pacientes com diagnstico de hemiparesia espstica, crianas e adolescentes deambuladores comunitrios, isto , que conseguem se locomover de um local para outro independentemente, sem uso de dispositivos auxiliares de marcha, com idade entre 5 e 15 anos, ambos os sexos.

Crítérios de exclusão: pacientes que fizeram uso de medicamentos neurobloqueadores, que interferem diretamente na espasticidade e pacientes submetidos a qualquer tipo de cirurgia de membros inferiores (MMII).

Os prontuários dos pacientes selecionados pela pesquisadora a partir dos arquivos de pacientes avaliados no Laboratório de Movimento – UEG no período citado anteriormente; para isso também foi assinado pela pesquisadora um termo de compromisso para uso de dados em arquivos (apêndice 2).

### 3.2. Amostra

No laboratório de movimento da UEG haviam 56 pacientes cadastrados como portadores de PC hemiparética espástica. Destes, 29 foram excluídos por: cirurgias não específicas, cirurgia de alongamento do tendão de Aquiles, aplicação de toxina botulínica do tipo A, conseqüência de outras patologias, nesse caso traumatismo cranioencefálico (TCE) e poliomielite, idade acima de 15 anos e erros e/ou espículas no traçado das curvas angulares de pacientes, não se enquadravam na classificação (tabela 3).

Tabela 3. Porcentagem dos pacientes excluídos da pesquisa.

<b>Crítérios de Exclusão</b>	<b>Número de pacientes</b>	<b>Porcentagem (%)</b>
Cirurgias não específicas	1	1,78
Cirurgia de alongamento do tendão de Aquiles	4	7,14
Aplicação de toxina botulínica do tipo A	1	1,78
Conseqüência de outras patologias	2	3,57
Idade acima de 15 anos	9	16,07
Erros e/ou espículas nos traçados gráficos	5	8,92
Não se enquadraram na classificação	7	12,5
<b>Total de pacientes excluídos</b>	<b>29</b>	<b>51,78</b>

Buscamos tornar nossa amostra o mais pura possível, excluindo pacientes que já haviam feito cirurgias ligadas aos membros inferiores (MMII) ou uso de toxina botulínica do tipo A (TBA); excluímos também pacientes que ficaram hemiparéticos devido a outras patologias, como poliomielite (pólio) e TCE; e incluímos pacientes

que tinham deambulação independente, sem auxílio de órteses ou outros dispositivos de auxílio à marcha.

A exclusão de pacientes que já haviam realizado cirurgias ou aplicação de TBA, é devido ao fato de que qualquer intervenção nos MMII, seja ela cirúrgica ou não, influencia diretamente na deambulação do indivíduo.

A exclusão de muitos pacientes com idade acima de 15 anos foi devido à instalação de deformidades ósseas, o que não quer dizer que os pacientes inclusos não possuíam deformidades, que também geram alterações na marcha, mas com essa exclusão tentou-se também padronizar uma faixa etária, homogeneizando a amostra de acordo com a maturação da marcha.

Após a seleção dos pacientes aptos a comporem a amostra da pesquisa, foram impressos todos os seus resultados gráficos da análise de marcha no plano sagital de pelve, quadril, joelho e tornozelo. Neste momento foram excluídos da pesquisa todos os exames que apresentavam erros no traçado das curvas angulares com presença de espículas ou retificação ao longo do ciclo da marcha; isso porque o laboratório de movimento enfrentou problemas técnicos no final do ano de 2004 e início de 2005 e nesses exames ocorreram algumas alterações. Como obtivemos os exames dos arquivos do laboratório, já coletados e realizados, não tínhamos como realizá-los novamente, portanto, optamos por excluir qualquer traçado nas curvas angulares que continha espículas ou curvas que, de acordo com a excursão da articulação dos pacientes, não condiziam como tal.

Ao final, a amostra foi composta por 27 pacientes, e os resultados das curvas angulares da análise de marcha selecionados foram, então, classificados segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

Todas as avaliações de marcha que obtivemos desses pacientes foram realizadas no laboratório de movimento – UEG: anamnese, exame físico e antropométrico, colocação dos marcadores e filmagem da marcha seguiram as mesmas etapas, aplicadas por avaliadores treinados pela mesma pessoa, descritos a seguir.

### **3.3. Procedimentos do exame**

Todos os atendimentos realizados no Laboratório de Movimento - UEG objetivam a possibilidade de estudos posteriores, uma vez que este pertence ao âmbito público de ensino, pesquisa e extensão. Para tanto, utilizamos os exames em

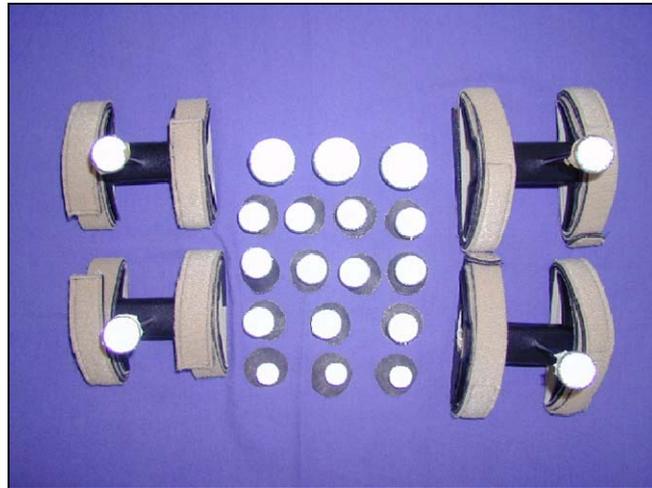
que pais e/ou responsáveis já haviam assinado o termo de consentimento da participação da pessoa como sujeito, presente nos arquivos (apêndice 3), que autorizava a realização do exame e o uso dos resultados em pesquisas posteriores, resguardada a imagem do paciente, contendo duas vias uma para o representante legal do sujeito e outra para o laboratório.

No momento da avaliação, os participantes passaram por anamnese e exame físico que incluíam a amplitude de movimento (ADM) ativa, pois assim observamos a capacidade real que o paciente tem em realizar um movimento independente, já deduzindo como será sua desenvoltura durante a marcha, presente nas articulações de pelve, quadril, joelho e tornozelo em suas respectivas liberdades de movimento e força muscular manual, segundo o protocolo de KENDALL, McCREARY e PEOVANCE (1995) dos principais músculos dos MMII que influenciam a marcha e testes específicos de adaptações osteomioarticulares (anexo 1). Dentre as avaliações, esta é a melhor e mais viável forma de análise funcional.

Para avaliação instrumentada da marcha os pacientes foram submetidos a uma avaliação antropométrica da pelve e MMII segundo o protocolo de exigência do sistema Vicon Peak Motus<sup>®</sup> (anexo 2), sendo utilizados os seguintes materiais: paquímetro (Lafayette Instrument Company<sup>®</sup> modelo 01290), balança Filizola<sup>®</sup>, série 3134 n<sup>o</sup>. 86713 com divisões de 100g e carga máxima de 150kg e fita métrica de 1,5m (figura 11). Na análise da marcha utilizou-se: 2 plataformas de força AMTI<sup>®</sup> modelo OR6, 6 câmeras de infravermelho Pulnix<sup>®</sup> (modelo TM 6701 NA, posicionadas a 1.75m de altura e a 4m umas das outras e do centro da passarela), fita crepe para fixar os 15 marcadores refletivos (figura 12), 1 microcomputador (Processador Pentium II<sup>®</sup> 400MHz, 128Mb de memória RAM) com o software Vicon Peak Motus 2000<sup>®</sup> (Vicon Motion Systems Inc. Califórnia, EUA) para coleta e cálculo de dados, observados na figura 10.

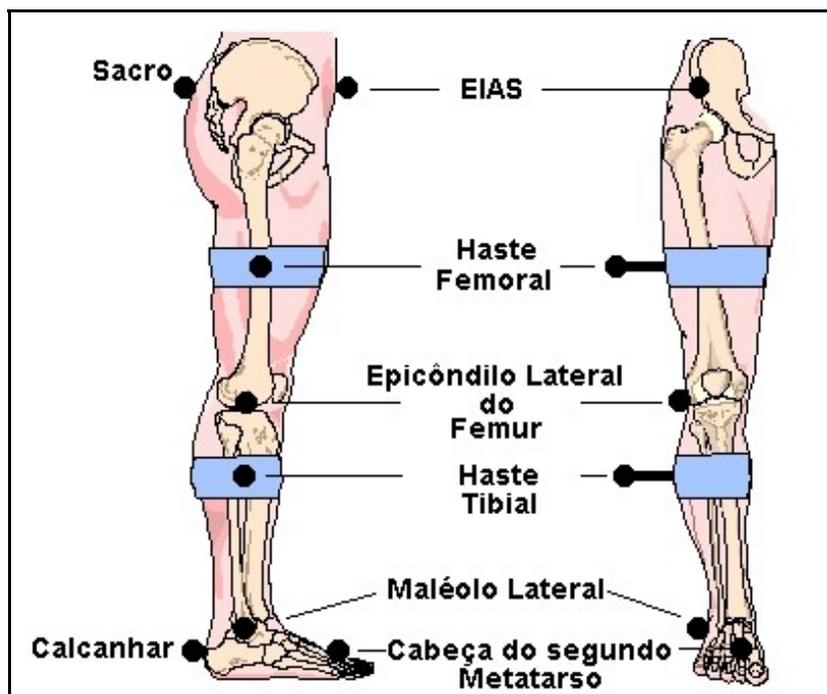


**Figura 11. Paquímetro e fita métrica.**  
Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.



**Figura 12. Marcadores refletivos.**  
Fonte: Laboratório de Movimento – UEG.

Os participantes fizeram uso de roupas de banho, passando pelos processos de avaliação supracitados. Marcadores refletivos foram dispostos sobre seu corpo segundo seguintes referências anatômicas: espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), ponto médio do sacro em relação com as espinhas ilíacas pósterio-superiores (EIPS), côndilos laterais do fêmur, maléolos fibulares, calcanhares e cabeças dos II metatarsos, sendo fixados à pele com fita crepe. As hastes intersegmentares foram colocadas no ponto médio do comprimento das coxas e maior volume muscular de tríceps sural, sendo presa ao corpo com elásticos e velcros (figura 13).



**Figura 13. Disposição anatômica dos marcadores refletivos segundo protocolo Peak Motus®.**

Fonte: Manual Peak Motus® 2000.

Os participantes deambularam pela sala de exame para habituarem-se aos marcadores sobre a pele. Logo após, foram instruídos verbalmente a percorrerem descalços, uma pista de 8m de comprimento, em velocidade livre (auto-selecionada), transpondo as duas plataformas de força, localizadas aproximadamente na metade da distância total percorrida, tocando alternadamente os pés sobre cada uma delas, sendo a primeira com o pé direito e a seguir na próxima plataforma, com o pé esquerdo, o que permitiu delimitar o ciclo de marcha. Com isso, o programa digitalizava a imagem do paciente no computador e traduz os valores numéricos de seus ângulos articulares em gráficos. Todos os gráficos das curvas angulares passaram pela avaliação e interpretação de 3 fisioterapeutas, baseados na descrição de PERRY (2005) e a classificação se deu pelo consenso. Foram realizadas duas filmagens de cada paciente. O exame não foi considerado válido se: ocorresse o contato inadequado dos pés com a plataforma, no caso de pacientes se ocorresse dois toques do mesmo pé em uma mesma plataforma; se ocorressem alterações óbvias do passo para entrar em contato com as mesmas, ou seja, se o paciente alterasse sua marcha para atingir adequadamente a plataforma;

ou se a velocidade fosse notadamente alterada, para mais ou para menos durante a filmagem.

Para evitar os efeitos de distorção naturais da marcha, de aceleração e desaceleração, a análise iniciou-se após três passos iniciais, durante a fase de desenvolvimento da marcha (SELBER, 1998).

### **3.4. Análise das curvas dos ângulos articulares**

De acordo com as análises, foi possível dividir os pacientes nos quatro grupos da classificação realizada por WINTERS, GAGE e HICKS (1987). As curvas angulares das articulações no plano sagital, descritos a seguir, são referentes à média dos pacientes dispostos em cada grupo. Em todos os gráficos obtidos observa-se que o eixo das ordenadas (y) refere-se aos graus de ADM desenvolvido pelas articulações, sendo que valores acima de zero indicam flexão e abaixo correspondem à extensão dos movimentos articulares. Este padrão não é visualizado somente nas curvas angulares de ADM do tornozelo, no qual acima de zero observa-se a dorsiflexão e abaixo, a flexão plantar. As curvas de cor verde referem-se à articulação pélvica de cada grupo. As curvas de cor azul representam o membro inferior direito comprometido de cada grupo e as curvas de cor vermelha, representam o membro inferior esquerdo comprometido dos pacientes referentes a cada grupo, sendo que as curvas periféricas representam a variação da média da ADM das articulações dos pacientes e a curva central representa a média de cada grupo. Para melhor visualização de nossa comparação e classificação, cada curva angular está associada a outro pequeno gráfico, cor preta, referente ao estudo descrito por WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

### **3.5. Normalização e análise estatística**

A normalização não-dimensional dos parâmetros lineares (cadência, velocidade, comprimento do passo e da passada) foi baseada no estudo realizado por STANSFIELD e cols. (2003 e 2006), sendo utilizadas as seguintes fórmulas:

Velocidade normalizada =

$$V_{ND} = \frac{V_{ABS}}{\sqrt{H \times g}}$$

Comprimento do passo normalizado =

$$CP_{ND} = \frac{CP_{ABS}}{H} \text{ ou seja, } CP_{SD} = CP_{ND}.$$

Cadência normalizada =

$$CD_{ND} = CD_{ABS} \times \frac{H}{\sqrt{g}}$$

Onde:  $V_{ND}$  = velocidade não-dimensional;  $V_{ABS}$  = velocidade absoluta (m/s);  $H$  = estatura (m);  $g$  = aceleração devido à gravidade ( $9,80 \text{ m/s}^2$ );  $CP_{ND}$  = comprimento do passo não-dimensional;  $CP_{ABS}$  = comprimento do passo absoluto;  $CD_{ND}$  = cadência não-dimensional;  $CD_{ABS}$  = cadência absoluta (passos/min).

Vale ressaltar que a fórmula para a normalização não-dimensional do comprimento da passada não foi citada porque seu cálculo é idêntico ao cálculo realizado no comprimento do passo.

A estatística utilizou a análise de variância (ANOVA) com índice de significância a 5% entre as variáveis lineares encontradas em nossos pacientes, com auxílio do programa Microsoft Office Excel 2003.

## 4. RESULTADOS

Ao final da coleta de dados, nossa amostra foi composta por 27 pacientes com PC hemiparéticos espásticos, sendo que de todos os pacientes analisados observamos apenas o membro inferior comprometido (MIC)

Os resultados foram baseados no estudo e interpretação das curvas dos ângulos articulares de pelve, quadril, joelho e tornozelo, no plano sagital, obtidos da análise de marcha de pacientes com PC. Os dados referentes a essa análise foram utilizados para classificar os pacientes de acordo com a classificação descrita por WINTERS, GAGE e HICKS (1987). Nas tabelas referentes aos parâmetros lineares absolutos, os comprimentos do passo e da passada dos lados comprometidos estão em destaque.

### 4.1. Grupo I

O grupo I, pé em eqüino, foi composto por 11 pacientes, 5 do sexo feminino e 6 do sexo masculino, com média de idade de 9,45 (dp= 3,17)anos, 5 com hemiparesia esquerda e 6 com hemiparesia direita.

Os parâmetros lineares absolutos encontrados neste grupo são apresentados na tabela 4 e na tabela 5 esses mesmos parâmetros referentes apenas ao membro inferior comprometido. A normalização não-dimensional é observada na tabela 6.

Tabela 4. Parâmetros lineares absolutos do Grupo I.

Pacientes	Idade (anos)	CP D (m)	CP E (m)	CPD (m)	CPD E (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	8	0,62	0,63	1,04	1,25	104	0,87
2	12	0,57	0,56	1,06	1,12	144	1,32
3	7	0,60	0,54	1,46	1,14	115	1,36
4	5	0,57	0,42	1,13	1,00	92	0,86
5	12	0,53	0,53	1,24	1,06	121	1,25
6	10	0,51	0,55	1,04	1,06	109	0,93
7	7	0,54	0,54	1,08	1,08	115	1,04
8	5	0,49	0,52	1,18	1,01	91	0,89
9	12	0,60	0,59	1,05	1,19	106	0,95
10	12	0,53	0,53	1,08	1,06	108	0,96
11	14	0,75	0,71	1,06	1,46	108	0,97
<b>Média</b>	<b>9,45</b>	<b>0,57</b>	<b>0,56</b>	<b>1,13</b>	<b>1,13</b>	<b>110</b>	<b>1,04</b>
<b>DP</b>	<b>3,17</b>	<b>0,07</b>	<b>0,07</b>	<b>0,13</b>	<b>0,13</b>	<b>14</b>	<b>0,18</b>

Onde: CP D = comprimento do passo direito; CP E = comprimento do passo esquerdo; CPD D = comprimento da passada direita; CPD E = comprimento da passada esquerda; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 5. Média dos parâmetros lineares absolutos referentes aos membros comprometidos do Grupo I.

Hemiparéticos	MIC	H (m)	CP (m)	CPD (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	D	1,41	0,57	1,04	104	0,87
2	D	1,54	0,60	1,06	144	1,32
3	E	1,22	0,71	1,46	115	1,36
4	E	1,12	0,56	1,13	92	0,86
5	D	1,50	0,62	1,24	121	1,25
6	D	1,40	0,49	1,04	109	0,93
7	E	1,32	0,55	1,08	115	1,04
8	D	1,35	0,60	1,18	91	0,89
9	E	1,55	0,53	1,05	106	0,95
10	D	1,64	0,51	1,08	108	0,96
11	E	1,75	0,54	1,06	108	0,97
<b>Média</b>		<b>1,44</b>	<b>0,57</b>	<b>1,13</b>	<b>110</b>	<b>1,04</b>
<b>DP</b>		<b>0,18</b>	<b>0,06</b>	<b>0,13</b>	<b>14</b>	<b>0,18</b>

Onde: D = direito; E = esquerdo; MIC = membro inferior comprometido; H = estatura; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 6. Normalização dos parâmetros lineares referente aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo I

Pacientes	CP ND	CPD ND	CD ND	VM ND
1	0,40	0,74	0,66	0,23
2	0,39	0,69	0,95	0,34
3	0,58	1,20	0,68	0,39
4	0,50	1,01	0,52	0,26
5	0,41	0,83	0,79	0,33
6	0,35	0,74	0,69	0,25
7	0,42	0,82	0,70	0,29
8	0,44	0,87	0,56	0,24
9	0,34	0,68	0,70	0,24
10	0,31	0,66	0,74	0,24
11	0,31	0,61	0,76	0,23
<b>Média</b>	<b>0,41</b>	<b>0,80</b>	<b>0,70</b>	<b>0,28</b>
<b>DP</b>	<b>0,08</b>	<b>0,17</b>	<b>0,11</b>	<b>0,05</b>

Onde: ND = não-dimensional CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Na figura 14.a observamos que a pelve dos pacientes hemiparéticos deste grupo tem ADM dentro dos padrões normais.

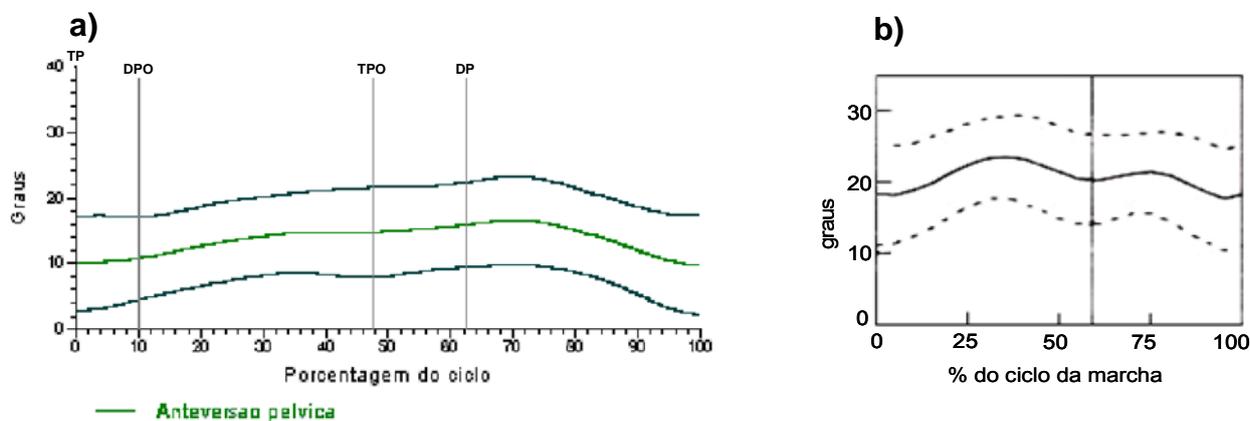
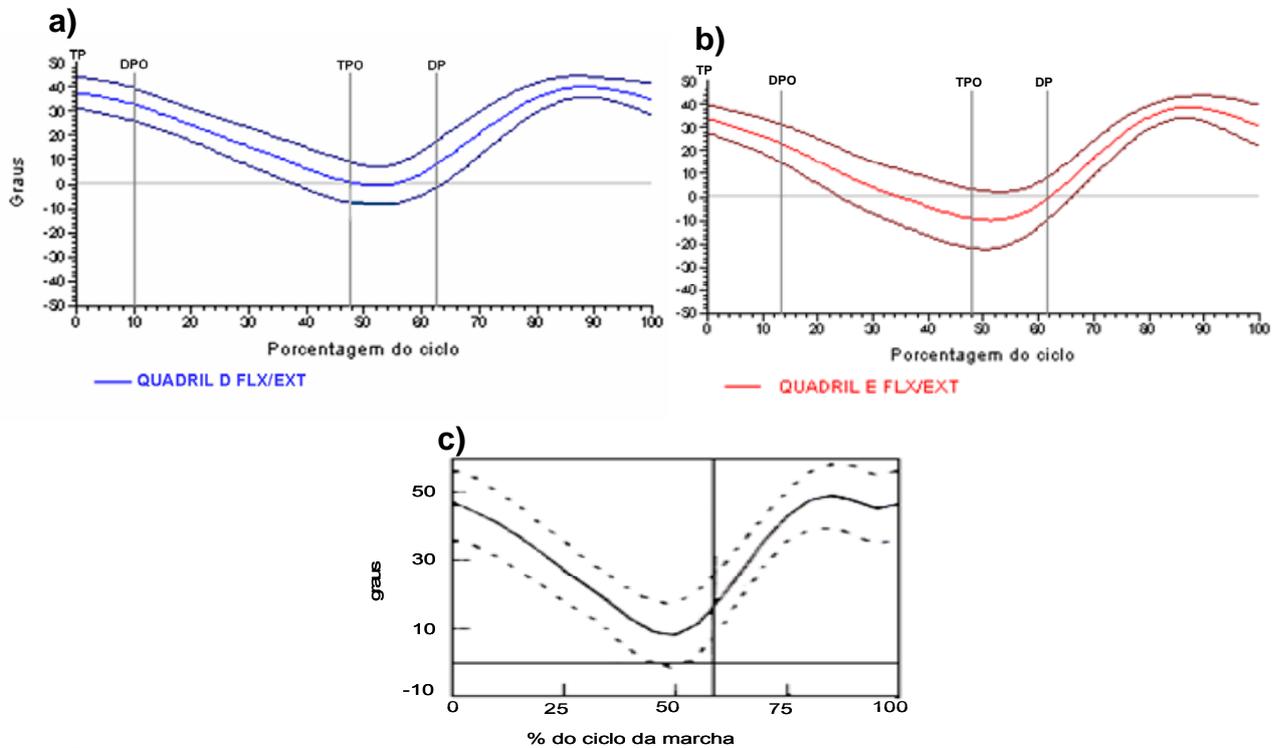


Figura 14. a) Curva angular média de ADM da articulação da pelve - grupo I. b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

Onde: TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

Na figura 15.a, observamos que o quadril direito tem ADM próximo da normalidade. Inicia o CM com um pequeno aumento de flexão, 37°. Ao longo do ciclo não realiza extensão completa. E na fase de balanço médio (BM), 89% do CM, exibe um pequeno aumento da flexão, 40°.

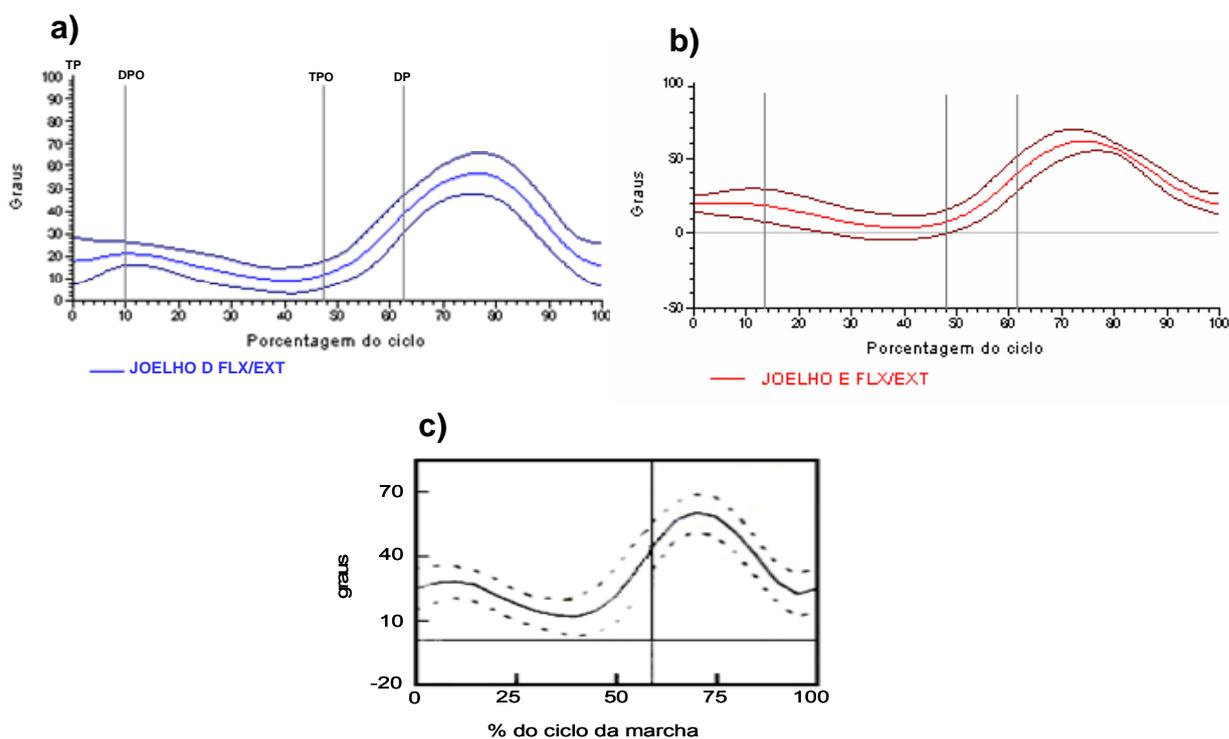
Na figura 15.b observamos que o quadril esquerdo também inicia o ciclo com pequeno aumento de flexão, 34°; estende a 51% do CM, com 10° e retorna a flexionar-se a 88%, com 39°; ou seja, uma ADM próximo à normalidade.



**Figura 15. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo I. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Comprometimento do membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).** Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

A figura 16.a apresenta o joelho direito também com ADM normal, com 18° de flexão no contato inicial (CI) e progride para a 1ª onda de flexão durante a fase de apoio médio (AM) com 21°, próximo à normalidade. A 41%, na fase de AT, realiza extensão de 9°, ou seja, não estende completamente. Evolui para a 2ª onda de flexão no BM e não atinge os 60° de flexão previstos para a normalidade. Finaliza o CM mantendo o joelho fletido a 20°.

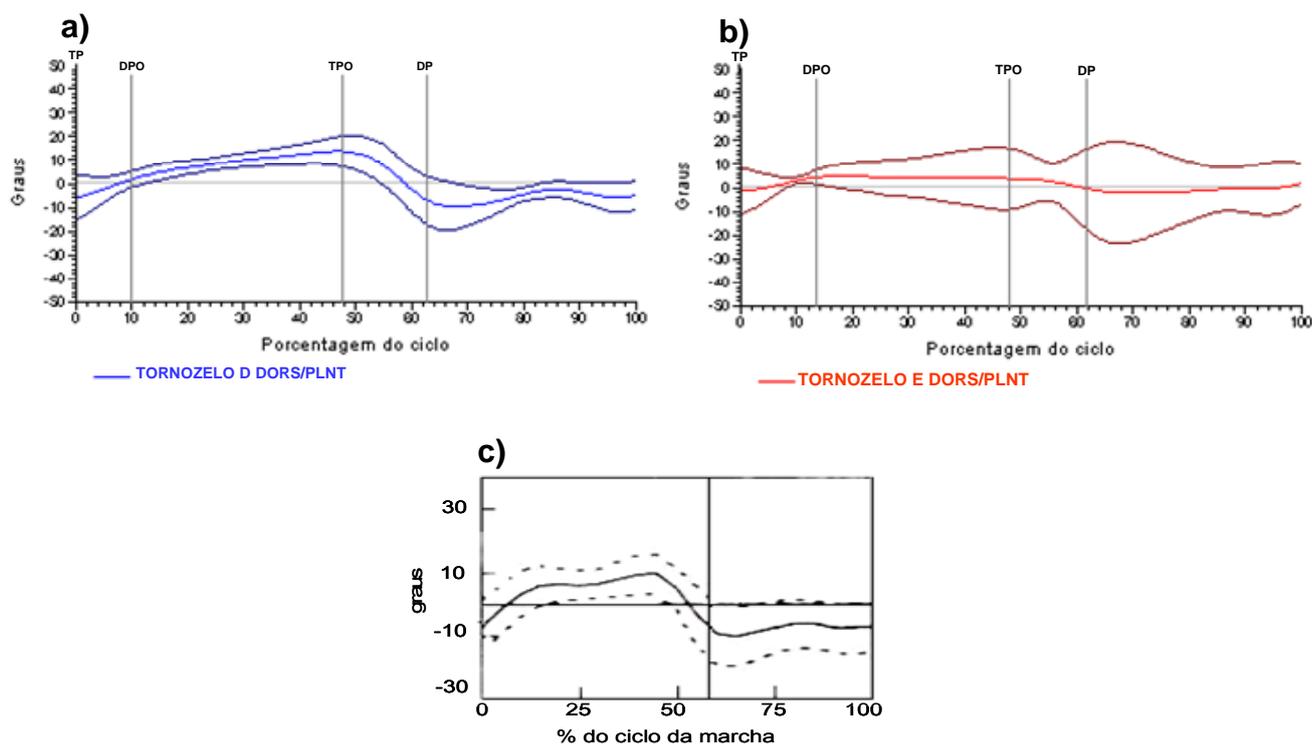
E na figura 16.b, o joelho esquerdo inicia o ciclo com 20° de flexão; à 40% do CM atinge 4° de extensão, realiza a 2ª onda de flexão a 75% com 61°, observado como padrões normais.



**Figura 16. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo I. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Comprometimento do membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).** Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

Na figura 17.a, o tornozelo direito inicia o CM com 6° de flexão plantar, considerado normal segundo PERRY (2005). Durante a progressão do CM, permanece em dorsiflexão durante toda a fase de apoio. A 47% do CM, na fase de AT, atinge 14° de dorsiflexão. Permanece durante toda a fase de balanço em flexão plantar, cujo pico se dá tardiamente a 68% do CM e com apenas 10°. No balanço terminal (BT), o tornozelo que deveria evoluir de dorsiflexão para neutro, se mantém em flexão plantar de 3°. O grupo foi melhor caracterizado pela flexão plantar do tornozelo durante a fase de balanço e por uma dorsiflexão adequada a partir da fase de AM.

A figura 17.b apresenta o tornozelo esquerdo iniciando o CI com apenas 1° de flexão plantar; a 48% atinge 5° de dorsiflexão e a 72% retorna para 2° de flexão plantar. Possui uma ADM diminuída, porém, o tornozelo realiza uma pequena dorsiflexão durante a fase de apoio e permanece em flexão plantar durante a fase de balanço.



**Figura 17. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo I. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Comprometimento do membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).** Onde: DORS = dorsiflexão; PLNT = flexão plantar; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

## 4.2. Grupo II

O grupo II, equino verdadeiro com tendência ao *recurvatum*, foi composto por 5 pacientes, sendo 1 do sexo feminino e 4 do sexo masculino, com média de idade de 10,6 (dp= 2,88) anos. Todos com hemiparesia direita.

Os parâmetros lineares absolutos encontrados neste grupo são observados na tabela 7, vale ressaltar que todos os pacientes desse grupo possuem comprometimento do lado direito. Na tabela 8 apresenta-se esses mesmos parâmetros normalizados não-dimensionalmente.

Tabela 7. Parâmetros lineares absolutos do Grupo II.

Pacientes	Idade (anos)	MIC	H (m)	CP D (m)	CP E (m)	CPD D (m)	CPD E (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	8	D	1,26	0,62	0,52	1,21	1,13	120	1,17
2	7	D	1,25	0,50	0,52	1,10	1,01	78	0,68
3	12	D	1,61	0,64	0,44	0,67	1,08	129	0,93
4	13	D	1,41	0,57	0,44	1,09	1,02	121	1,06
5	13	D	1,65	0,57	0,49	1,19	1,05	115	1,07
<b>Média</b>	<b>10,6</b>		<b>1,44</b>	<b>0,58</b>	<b>0,48</b>	<b>1,05</b>	<b>1,06</b>	<b>113</b>	<b>0,98</b>
<b>DP</b>	<b>2,88</b>		<b>0,19</b>	<b>0,05</b>	<b>0,04</b>	<b>0,22</b>	<b>0,05</b>	<b>20</b>	<b>0,19</b>

Onde: D = direito; MIC = membro inferior comprometido; H = estatura; CP D = comprimento do passo direito; CP E = comprimento do passo esquerdo; CPD D = comprimento da passada direita; CPD E = comprimento da passada esquerda; CD = cadência; VM = velocidade média e DP = desvio padrão.

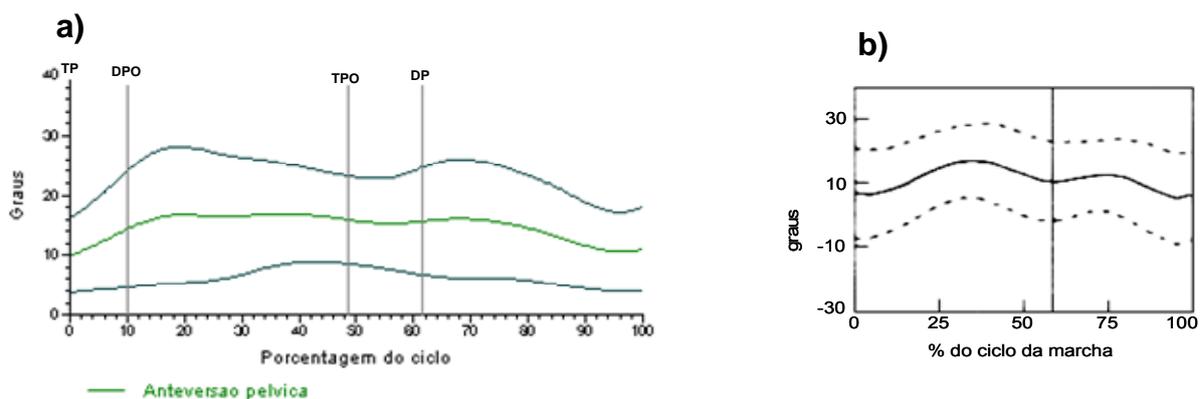
Tabela 8. Normalização dos parâmetros lineares referente aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo II.

Pacientes	CP ND	CPD ND	CD ND	VM ND
1	0,49	0,96	0,72	0,33
2	0,40	0,88	0,46	0,19
3	0,40	0,42	0,87	0,23
4	0,40	0,77	0,76	0,29
5	0,35	0,72	0,79	0,27
<b>Média</b>	<b>0,41</b>	<b>0,75</b>	<b>0,72</b>	<b>0,26</b>
<b>DP</b>	<b>0,05</b>	<b>0,21</b>	<b>0,15</b>	<b>0,05</b>

Onde: ND = não-dimensional; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Notamos nesse grupo a flexão plantar do tornozelo durante as fases de apoio e balanço e hiperextensão de joelho nas fases de AM e AT. Para manter o centro de gravidade (CG) acima do pé, a flexão de quadril e a lordose lombar são aumentadas.

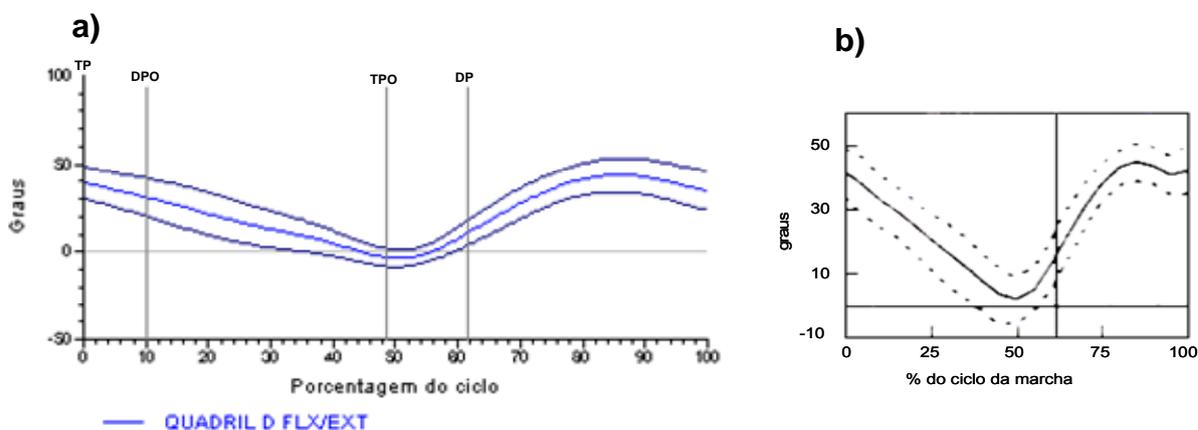
Observando-se a média das pelvis na figura 18.a, percebemos que apresentam padrões de normalidade.



**Figura 18. a) Curva angular média de ADM da articulação da pelve - grupo II. b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

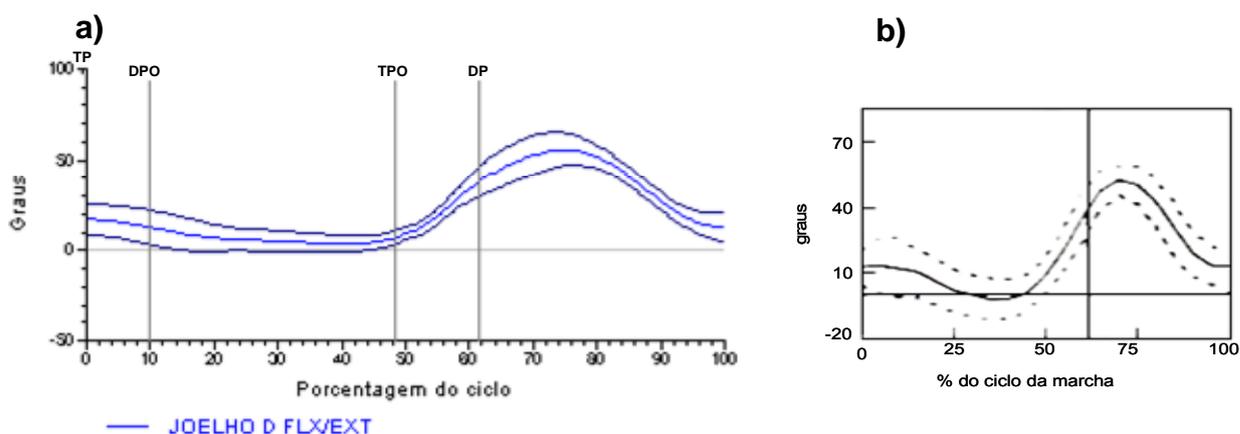
Na figura 19.a, o quadril direito inicia o CM com 39° de flexão, evolui a 51% do CM para uma extensão de 3°, não estendendo completamente; e a 86% do CM, na fase de BM, realiza uma excessiva flexão, 44°.



**Figura 19. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo II. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

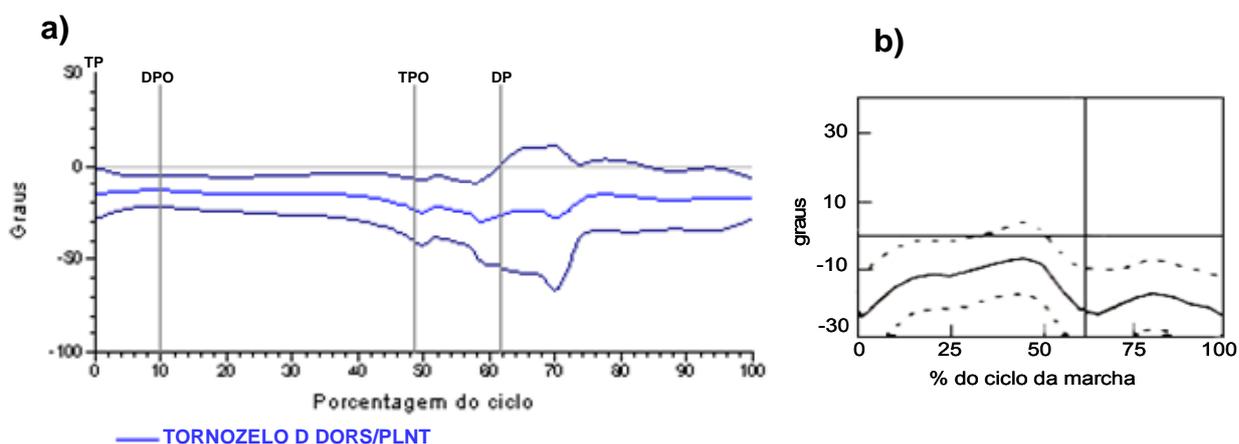
A figura 20.a nos mostra uma flexão precoce do joelho direito, 18°; praticamente não realiza a 1ª onda de flexão, pois a 15% do CM onde isso deveria acontecer, o joelho possui apenas 10° de flexão. Permanece estendido durante toda a fase de apoio, tendendo a neutro. Atinge a 2ª onda de flexão tardiamente, à 75% do CM, mas não atinge a flexão máxima de 65°, chegando apenas a 56° de flexão.



**Figura 20. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo II. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

No CI o tornozelo apresenta 15° de flexão plantar e permanece assim durante as fases de apoio e balanço. De acordo com a média, o tornozelo direito atinge 30° de flexão plantar a 59% do CM, o que podemos observar na figura 21.a.



**Figura 21. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo II. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: DORS = dorsiflexão; PLNT = flexão plantar; D = direito; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

### 4.3. Grupo III

O grupo III, equino verdadeiro com joelho saltador, foi composto por 6 pacientes, 4 do sexo feminino e 2 do sexo masculino, com média de idade de 8,83 (dp= 2,63)anos, 3 pacientes com hemiparesia esquerda e 3 com hemiparesia direita.

No grupo III ocorre hiperextensão do joelho na fase de apoio e diminuição da flexão de joelho na fase de balanço. Os parâmetros lineares absolutos estão elucidados nas tabelas 9 e 10, sendo que nessa última encontramos os valores relacionados ao membro inferior comprometido; e os dados normalizados são apresentados na tabela 11.

Tabela 9. Parâmetros lineares absolutos do Grupo III.

Pacientes	Idade (anos)	CP D (m)	CP E (m)	CPD D (m)	CPD E (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	7	0,54	0,57	1,18	1,18	117	1,12
2	6	0,62	0,43	1,13	1,06	107	0,97
3	8	0,61	0,53	1,16	1,15	100	0,96
4	11	0,52	0,45	0,97	0,97	107	0,86
5	8	0,65	0,54	1,24	1,19	95	0,95
6	13	0,53	0,39	1,12	0,93	103	0,87
<b>Média</b>	<b>8,83</b>	<b>0,58</b>	<b>0,49</b>	<b>1,13</b>	<b>1,07</b>	<b>105</b>	<b>0,96</b>
<b>DP</b>	<b>2,63</b>	<b>0,05</b>	<b>0,07</b>	<b>0,09</b>	<b>0,10</b>	<b>7</b>	<b>0,09</b>

Onde: CP D = comprimento do passo direito; CP E = comprimento do passo esquerdo; CPD D = comprimento da passada direita; CPD E = comprimento da passada esquerda; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 10. Média dos parâmetros lineares absolutos referentes aos membros comprometidos do Grupo III.

Hemiparéticos	MIC	H (m)	CP (m)	CPD (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	D	1,20	0,54	1,18	117	1,12
2	E	1,25	0,43	1,06	107	0,97
3	E	1,21	0,53	1,15	100	0,96
4	D	1,51	0,52	0,98	107	0,86
5	D	1,29	0,65	1,24	95	0,95
6	E	1,54	0,40	0,93	103	0,87
<b>Média</b>		<b>1,33</b>	<b>0,51</b>	<b>1,09</b>	<b>105</b>	<b>0,96</b>
<b>DP</b>		<b>0,15</b>	<b>0,09</b>	<b>0,12</b>	<b>7</b>	<b>0,09</b>

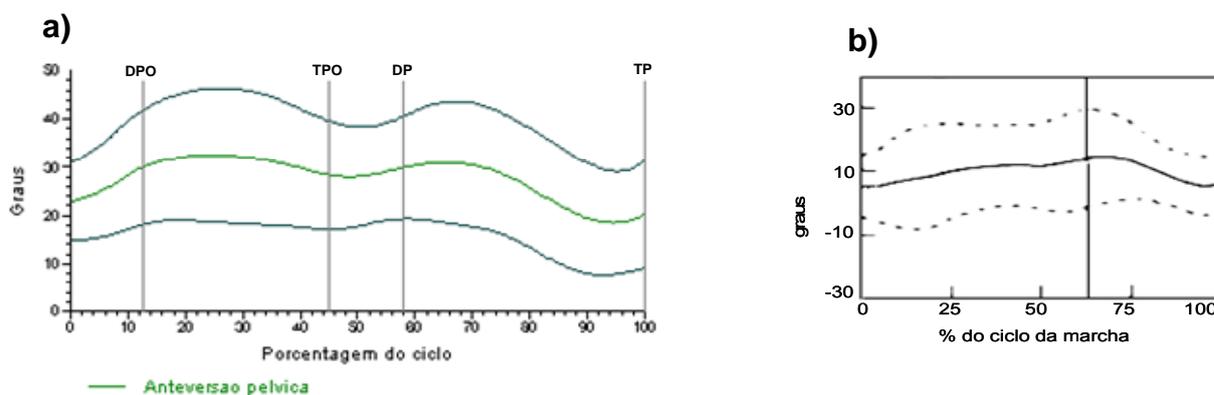
Onde: D = direito; E = esquerdo; MIC = membro inferior comprometido; H = estatura; CP = Comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 11. Normalização dos parâmetros lineares referentes aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo III.

Pacientes	CP ND	CPD ND	CD ND	VM ND
1	0,45	0,98	0,68	0,33
2	0,34	0,85	0,64	0,28
3	0,44	0,95	0,59	0,28
4	0,34	0,65	0,70	0,22
5	0,50	0,96	0,57	0,27
6	0,26	0,60	0,68	0,22
<b>Média</b>	<b>0,39</b>	<b>0,83</b>	<b>0,64</b>	<b>0,27</b>
<b>DP</b>	<b>0,09</b>	<b>0,17</b>	<b>0,05</b>	<b>0,04</b>

Onde: ND = não-dimensional; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Na figura 22.a, a pelve permanece em excessiva anteversão durante todo o CM, atingindo mais de 30°.

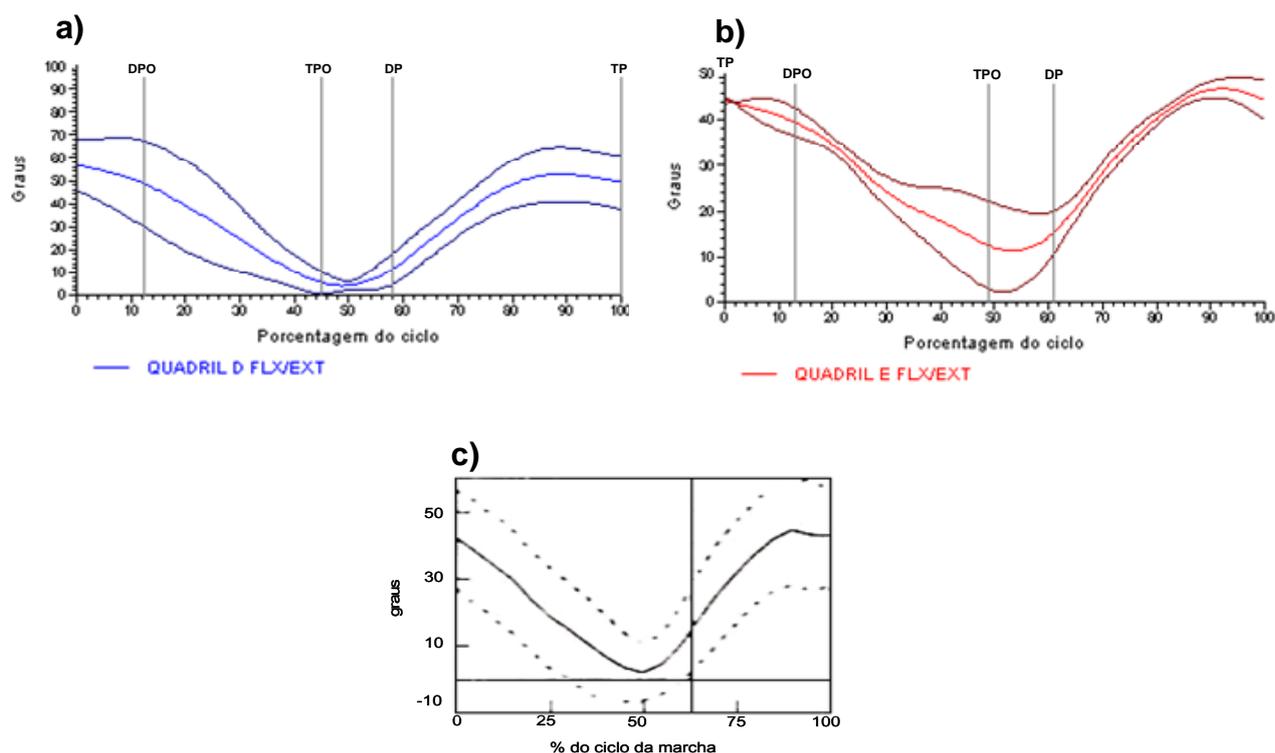


**Figura 22. a) Curva angular média de ADM da articulação de pelve – grupo III; b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

A figura 23.a nos mostra o quadril direito iniciando o CM com  $57^\circ$  de flexão. Com a progressão, a 49% do CM, fica praticamente em neutro, não estendendo completamente; e a 90% do CM, na fase de BM, retorna à posição de flexão, com  $53^\circ$ . Ou seja, o quadril se mantém fletido durante todo o ciclo.

Na figura 23.b, o quadril esquerdo inicia com aumento da flexão,  $44^\circ$ , porém, menos comprometido quando comparado ao membro inferior direito. Durante a progressão do ciclo permanece fletido, não estendendo completamente, ou seja, à 54% ainda possui  $11^\circ$  de flexão; e à 93% realiza  $47^\circ$  de flexão, menor do que o quadril esquerdo, mas também aumentada.

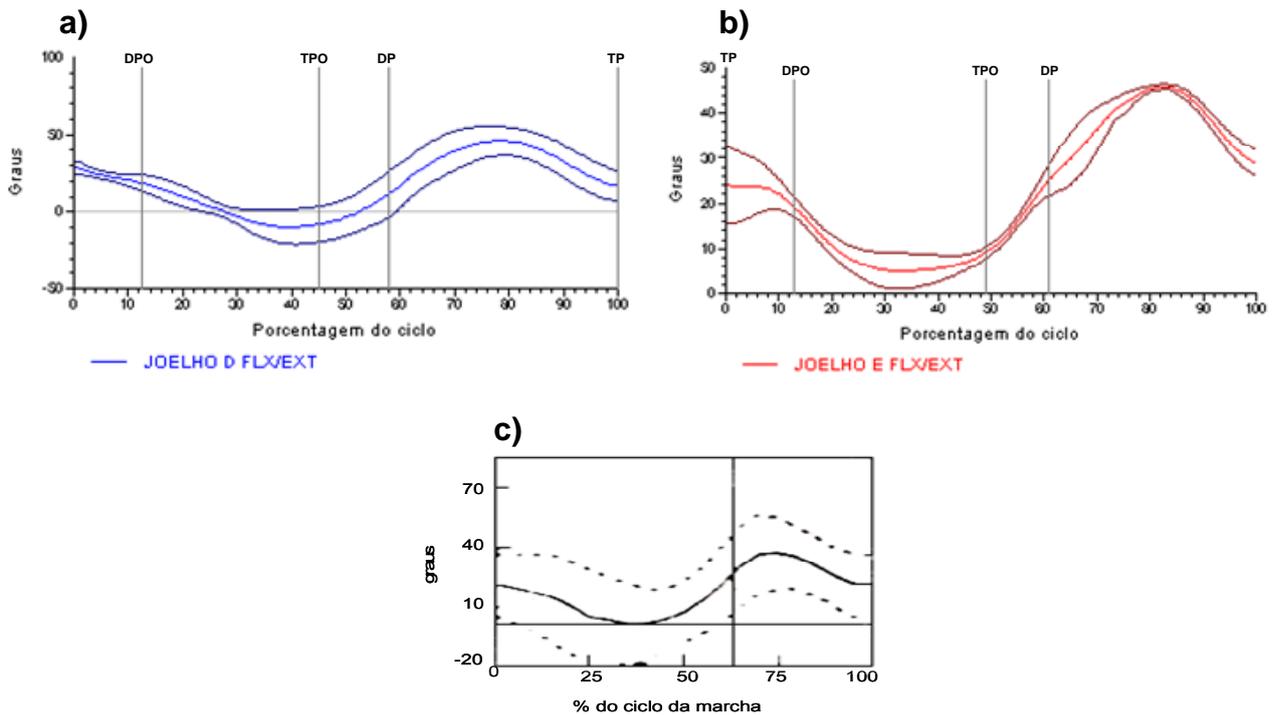


**Figura 23. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo III. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

No CI o joelho direito encontra-se excessivamente fletido. Observando-se a figura 24.a, percebemos que a 1ª onda de flexão se dá antecipadamente à normalidade. A 40% do CM, na fase de AT, realiza uma hiperextensão de 10° e atinge tardiamente a 2ª onda de flexão, 79% do CM, não alcançando a flexão máxima esperada no ciclo normal.

Na figura 24.b o joelho esquerdo, no CI, possui 24° de flexão, estende antecipadamente à 34% com 5°, considerado normal, e realiza a 2ª onda de flexão à 83% com apenas 46°.

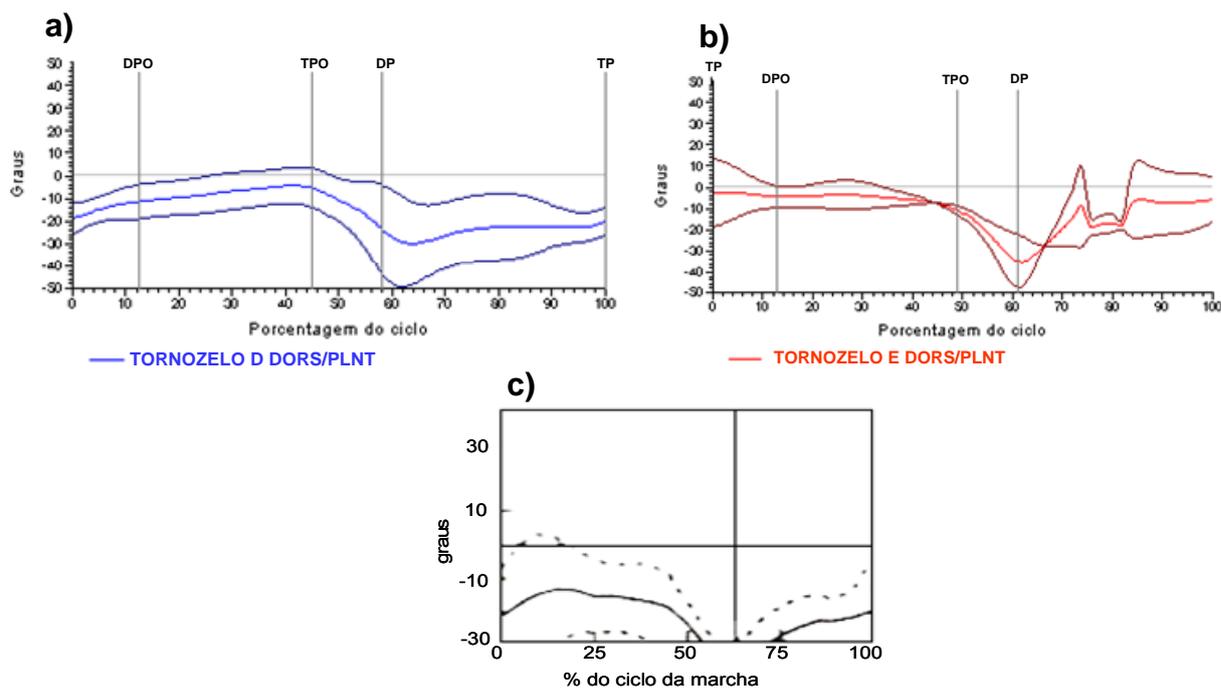


**Figura 24. Curva angular média de ADM da articulação do Joelho - grupo III. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

O tornozelo direito inicia o CM com 19° de flexão plantar, permanecendo assim durante todas as fases de apoio e balanço, sendo que essa flexão plantar atinge 30°, a 64% do CM, na fase do balanço inicial (BI), o que podemos constatar na figura 25.a.

Na figura 25.b observamos que o tornozelo esquerdo possui 3° de flexão plantar no CI e permanece assim até praticamente o toque do pé oposto (TPO). E a 62% do CM atinge 35° de flexão plantar.



**Figura 25. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo III. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: DORS = dorsiflexão; PLNT = plantiflexão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé oposto; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento.

#### 4.4. Grupo IV

O grupo IV, eqüino com joelho saltador, rotação pélvica, flexão, adução e rotação interna de quadril, foi composto por 5 pacientes, 2 do sexo feminino e 3 do sexo masculino, com média de idade de 11,4 (dp= 3,36) anos, com 2 pacientes hemiparéticos esquerdos e 3 hemiparéticos direitos.

Os parâmetros lineares absolutos dos membros e parâmetros lineares absolutos apenas do membro comprometido são mostrados nas tabelas 12 e 13, respectivamente, enquanto que os parâmetros normalizados na forma não-dimensional são apresentados na tabela 14.

Tabela 12. Parâmetros lineares absolutos do Grupo IV.

Pacientes	Idade (anos)	CP D (m)	CP E (m)	CPD D (m)	CPD E (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	9	0,65	0,37	1,20	1,02	102	0,94
2	14	0,57	0,63	1,16	1,20	117	1,15
3	7	0,18	0,43	0,65	0,61	109	0,57
4	15	0,64	0,55	1,17	1,19	96	0,94
5	12	0,56	0,50	1,18	1,07	89	0,83
<b>Média</b>	<b>11,4</b>	<b>0,52</b>	<b>0,50</b>	<b>1,07</b>	<b>1,02</b>	<b>103</b>	<b>0,89</b>
<b>DP</b>	<b>3,36</b>	<b>0,19</b>	<b>0,10</b>	<b>0,24</b>	<b>0,24</b>	<b>11</b>	<b>0,21</b>

Onde: CP D = comprimento do passo direito; CP E = comprimento do passo esquerdo; CPD D = comprimento da passada direita; CPD E = comprimento da passada esquerda; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 13. Média dos parâmetros lineares absolutos referentes aos membros comprometidos do grupo IV.

Hemiparético	MIC	H (m)	CP (m)	CPD (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
1	D	1,29	0,65	1,20	102	0,94
2	E	1,68	0,63	1,20	117	1,15
3	E	1,26	0,44	0,61	109	0,57
4	D	1,74	0,64	1,17	96	0,94
5	D	1,51	0,56	1,19	89	0,83
<b>Média</b>		<b>1,50</b>	<b>0,58</b>	<b>1,07</b>	<b>103</b>	<b>0,89</b>
<b>DP</b>		<b>0,22</b>	<b>0,09</b>	<b>0,26</b>	<b>11</b>	<b>0,21</b>

Onde: D = direito; E = esquerdo; MIC = membro inferior comprometido; H = estatura; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

Tabela 14. Normalização dos parâmetros lineares referentes aos membros comprometidos dos pacientes do Grupo IV.

Pacientes	CP ND	CPD ND	CD ND	VM ND
1	0,50	0,93	0,93	0,26
2	0,38	0,71	0,71	0,28
3	0,35	0,48	0,48	0,16
4	0,37	0,67	0,67	0,23
5	0,37	0,79	0,79	0,22
<b>Média</b>	<b>0,39</b>	<b>0,72</b>	<b>0,72</b>	<b>0,23</b>
<b>DP</b>	<b>0,06</b>	<b>0,16</b>	<b>0,16</b>	<b>0,05</b>

Onde: ND = não-dimensional; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão.

A pelve inicia o CM, figura 26.a, com uma ADM normal e evolui para um pequeno aumento da anteversão.

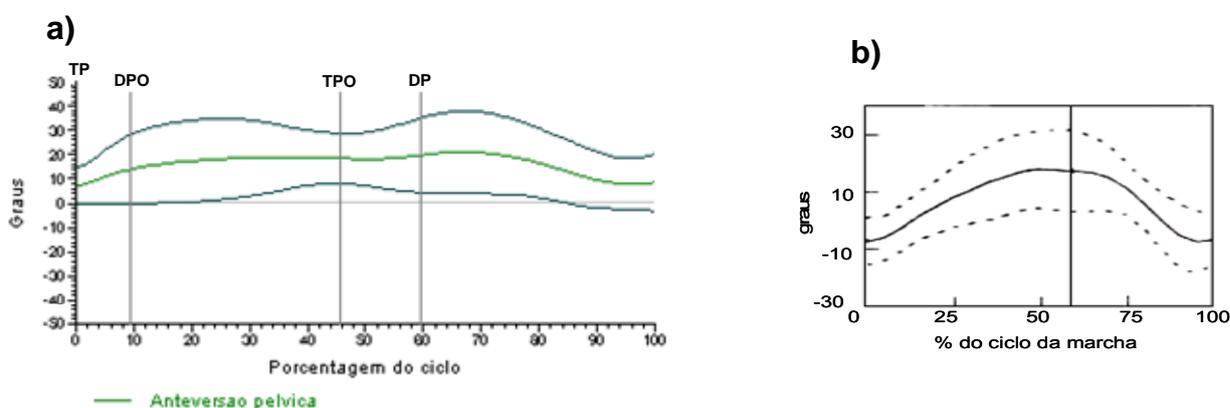
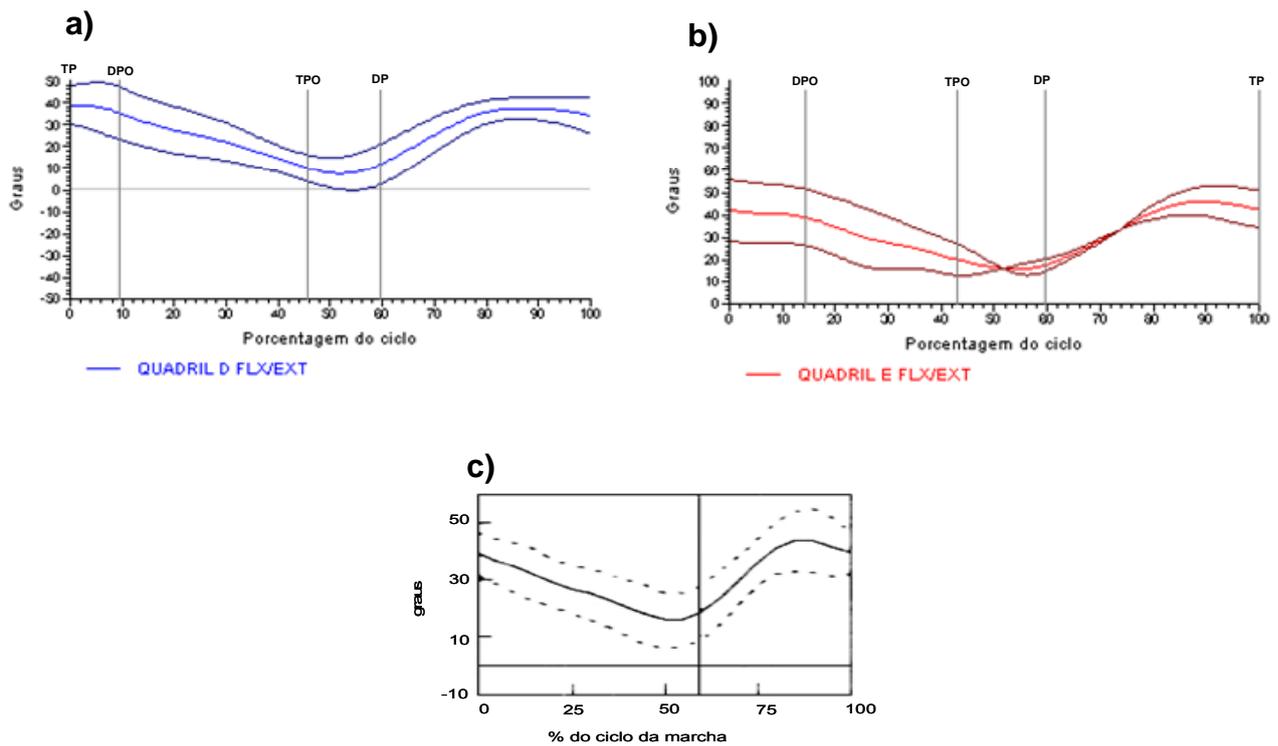


Figura 26. a) Curva angular média de ADM da articulação da pelve – grupo IV; b) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

Onde: TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

Na figura 27.a, notamos que no CI o quadril direito possui aumento da flexão, 39°, realizando a extensão tardiamente, à 52% do CM, com 10°. Evolui para aumento da flexão a 87% do CM, com 37°.

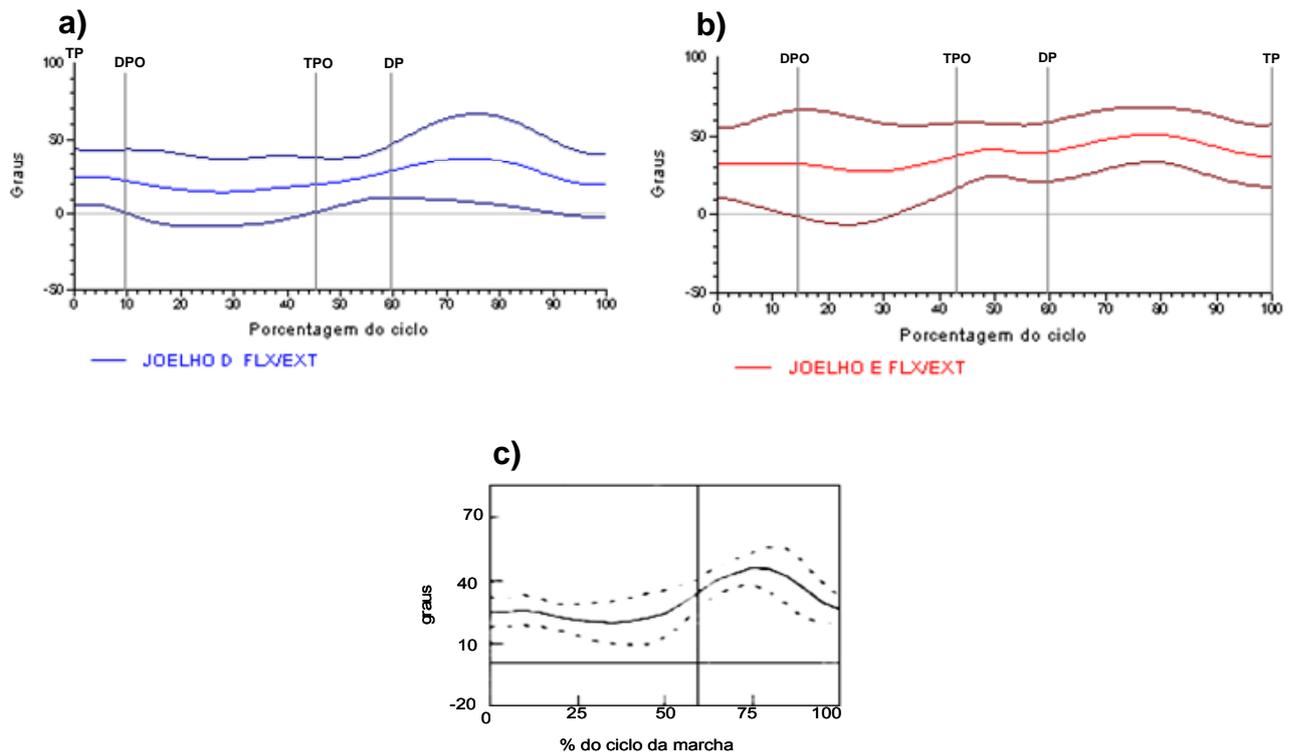
E na figura 27.b também observamos um aumento da flexão do quadril esquerdo, 42°. Este estende menos que o quadril direito, ou seja, a 55% do CM ainda encontra-se com 16° de flexão. A 90% evolui para 46° de flexão.



**Figura 27. Curva angular média de ADM da articulação do quadril - grupo IV. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

O joelho direito tem aumento da flexão no CI, 24°, e permanece assim até o AT. A 75% realiza a 2ª onda de flexão com 37° (figura 28.a). O joelho esquerdo também permanece fletido durante todo o ciclo, como podemos observar na figura 28.b. Inicia com 33° de flexão, e realiza a 2ª onda de flexão a 71% com 51° de flexão, ou seja, o joelho não estende e a ADM é diminuída, não alcançando a flexão ideal.

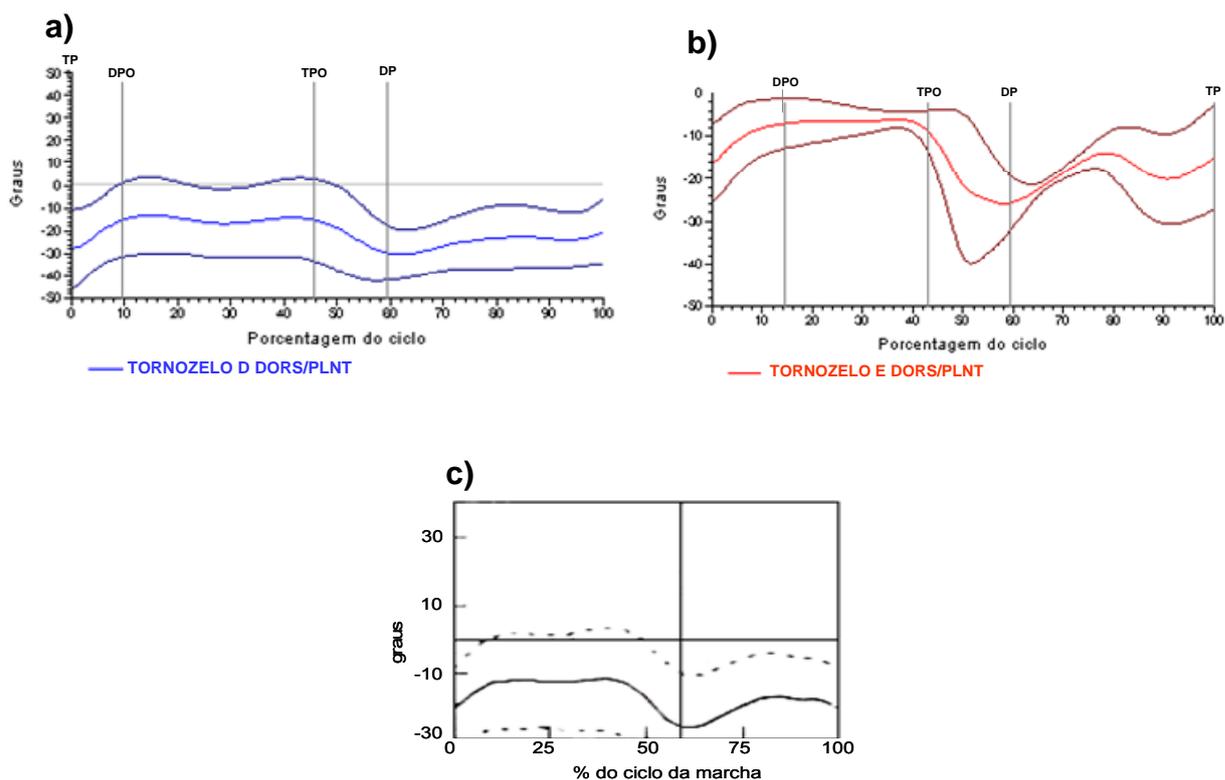


**Figura 28. Curva angular média de ADM da articulação do joelho - grupo IV. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: FLX = flexão; EXT = extensão; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

Na figura 29.a, o tornozelo direito permanece em flexão plantar durante todo o ciclo, atingindo o máximo de 30° a 62% do CM.

Na figura 29.b o tornozelo esquerdo apresenta 17° de flexão plantar e permanece assim durante todo o ciclo, atingindo o máximo de 26° à 58% do CM.



**Figura 29. Curva angular média de ADM da articulação do tornozelo - grupo IV. a) Média dos pacientes com comprometimento do membro inferior direito; b) Membro inferior esquerdo; c) WINTERS, GAGE e HICKS (1987).**

Onde: DORS = dorsiflexão; PLNT = flexão plantar; D = direito; E = esquerdo; TP = toque do pé; DPO = desprendimento do pé; TPO = toque do pé oposto; DP = desprendimento do pé.

Na tabela 15, podemos observar as médias dos grupos de nosso estudo de acordo com os parâmetros lineares dos membros inferiores comprometidos, na tabela 16, as médias de idade e velocidade absoluta encontradas em nossos grupos comparando-as com as médias referentes ao estudo de WINTERS, GAGE e HICKS (1987). A tabela 17 apresenta um resumo da composição da nossa amostra segundo o estudo citado anteriormente. Foram encontrados 11 pacientes no grupo I, pé em eqüino; 5 pacientes no grupo II, eqüino verdadeiro e tendência ao joelho recurvatum; 6 pacientes compuseram o grupo III, eqüino verdadeiro com joelho saltador; 5 pacientes encontrados no grupo IV, eqüino com joelho saltador, rotação pélvica, flexão, adução e rotação interna de quadril.

Na análise de variância ANOVA, com índice de significância a 5%, nenhum dos parâmetros lineares apresentou diferença estatisticamente significativa, tendo hipótese de nulidade ( $H_0$ ) aceita.

Tabela 15. Média dos grupos referentes aos parâmetros lineares absolutos.

Grupos	Idade (anos)	H (m)	CP (m)	CPD (m)	CD (passos/min)	VM (m/s)
I	9,45	1,44	0,57	1,13	110	1,04
II	10,60	1,44	0,58	1,05	113	0,98
III	8,83	1,33	0,51	1,09	105	0,96
IV	11,40	1,50	0,58	1,07	103	0,89
<b>Média geral</b>	<b>10,0</b>	<b>1,43</b>	<b>0,56</b>	<b>1,08</b>	<b>107</b>	<b>0,97</b>
<b>DP</b>	<b>1,15</b>	<b>0,07</b>	<b>0,03</b>	<b>0,03</b>	<b>5</b>	<b>0,06</b>

Onde: H = estatura; CP = comprimento do passo; CPD = comprimento da passada; CD = cadência; VM = velocidade média; DP = desvio padrão. Não houve diferença significativa entre os grupos ( $\alpha = 0,05$ ).

Tabela 16. Comparação entre idade e velocidade absolutas de nosso estudo com a classificação WINTERS, GAGE e HICKS (1987)

Classificação	VM (m/s)		Idade (anos)	
	PE	WGH	PE	WGH
Grupo I	1,04**	0,97**	9,45*	9,5*
Grupo II	0,98	0,90	10,6*	10,2*
Grupo III	0,96	0,79	8,83	14,5
Grupo IV	0,89**	0,84**	11,4*	12,2*

\* Médias sem diferença estatística ( $\alpha = 0,05$ )

\*\* Médias sem diferença estatística ( $\alpha = 0,05$ )

Onde: VM = velocidade média; PE = presente estudo; WGH = Classificação de WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

Tabela 17. Classificação da amostra em estudo segundo WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

<b>Classificação</b>	<b>Número de pacientes</b>	<b>Porcentagem (%)</b>
Grupo I	11	40,74
Grupo II	5	18,51
Grupo III	6	22,22
Grupo IV	5	18,51
<b>Total de pacientes</b>	<b>27</b>	<b>100</b>

## 5. DISCUSSÃO

Os resultados obtidos através de uma análise de marcha computadorizada são importantes porque oferecem informações complementares para auxiliar a equipe multiprofissional de saúde na decisão sobre a melhor conduta terapêutica relacionada ao aparelho locomotor, associado a conhecimentos prévios obtidos durante a análise clínica.

Além disso, a realização da classificação da marcha de pacientes não apenas hemiparéticos, mas de todos os indivíduos com alguma alteração motora na deambulação é indispensável para a decisão do tratamento ideal para cada caso. Isto realmente deve ser realizado antes de qualquer conduta, pois diminui o risco de erros, tendo-se, portanto, a certeza de qual musculatura está comprometida, se é apenas uma contratura ou uma deformidade óssea já instalada, entre outros.

COOK e cols. (2003) realizaram um estudo para avaliar o impacto da análise de marcha no tratamento de 102 pacientes com PC. Na avaliação clínica, 71 pacientes foram indicados a realizar cirurgia e 31 não precisaram; após a avaliação de marcha 62 pacientes ainda requeriam cirurgia. Foram propostas 215 cirurgias em 71 pacientes de acordo com a avaliação clínica; o número de cirurgias quase não se alterou após a avaliação da marcha, 213 para 62 pacientes. Ou seja, houve diminuição apenas do número de pacientes que deveriam ser operados, isso nos leva a concluir que uma menor quantidade de pacientes requereu intervenção cirúrgica, mas nessa menor quantidade de pacientes, quando avaliada novamente, agora em relação à marcha, foi detectado problemas mais específicos, determinando assim um maior número de cirurgias, clarificando melhor a desordem motora de cada paciente.

Em um estudo retrospectivo, descritivo, realizado por MASSAROTO e cols. (2006), em 13 pacientes diparéticos espásticos, ambos os sexos e média de idade de 9,70 (dp = 3,94) anos, observou-se que, segundo a classificação de GRAHAM e cols. (2004), a maioria dos pacientes com marcha eqüino aparente (ADM de tornozelo com variação normal, mas quadril e joelho excessivamente fletidos) evoluía para marcha agachada (tornozelos excessivamente em dorsiflexão durante a fase de apoio juntamente com joelho e quadril excessivamente fletidos) devido à conduta terapêutica incorreta; ou seja, apenas com a análise observacional da

marcha concluiu-se que o paciente tinha marcha eqüino verdadeiro (tornozelo em eqüino, joelho estendendo completamente ou entrando em *recurvatum* moderado e o quadril estendendo completamente durante a fase de apoio); já com a análise computadorizada da marcha, constatava-se marcha eqüino aparente. Daí os cirurgiões alongavam o tendão de Aquiles desses pacientes, que evoluíam para a marcha agachada, agravando o caso, pois o problema não era na ADM do tornozelo, e sim, na excessiva flexão de quadril e joelho.

Nossa classificação, assim como a de WINTERS, GAGE e HICKS (1987), foi baseada apenas nas alterações do plano sagital, pois este é o que nos permite observar um maior grau de ADM das articulações (GRAHAM & SELBER, 2003). Contudo, as classificações baseadas apenas no plano sagital podem ter dados limitados em sua validade e restringe sua aplicação devido a desvios típicos que ocorrem em outros planos de movimento que não são capturados ou levados em consideração; esta questão foi levantada por DOBSON e cols. (2007) num estudo de revisão sistemática, em que os autores abordam diversos tipos de classificação.

Desta forma, desvios nos planos coronal e transversal são importantes para a decisão de uma melhor conduta clínica para o tratamento de um paciente (GAGE, 1991; ÖUNPUU, DeLUCA e DAVIS, 2000; DOBSON e cols., 2005). DOBSON e cols. (2005) relataram a incidência de importantes alterações no plano transversal que influenciam diretamente no desenvolvimento da marcha do paciente, como pé valgo, rotação interna de quadril e fêmur e rotação pélvica. Essas alterações são observadas principalmente no grupo IV da classificação proposta por WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

O presente estudo utilizou a classificação descrita por WINTERS, GAGE e HICKS (1987) para classificar pacientes com PC do tipo hemiparesia espástica que já haviam sido analisados no Laboratório de Movimento da UEG (ESEFFEGO). Essa classificação, além de ser específica para pacientes hemiparéticos, é a mais citada na literatura (mais de 79 citações) e utilizada em muitos laboratórios de movimento, de acordo com DOBSON e cols (2006). Esses autores realizaram uma investigação sobre a classificação de WINTERS, GAGE e HICKS (1987) e para isso convidaram 16 clínicos com experiência em laboratório de movimento, sendo 9 fisioterapeutas e 7 cirurgiões ortopedistas, que avaliaram 34 crianças hemiparéticas espásticas, com média de idade de 10 (dp = 3) anos, 22 do sexo masculino e 12 do sexo feminino. Eles concluíram que é aceitável a classificação dos padrões de marcha proposta por

WINTERS, GAGE e HICKS (1987) e que juntamente com ela, deve-se ter conhecimento prévio em análise de marcha instrumentada, além de realizar filmagem de vídeos dos indivíduos para auxiliar na compreensão de possíveis alterações. Ainda nesse estudo, os avaliadores afirmaram que o maior déficit encontrado nessa classificação foi a falta da descrição das alterações em todos os planos de movimento.

Com relação ao nosso estudo, as curvas angulares das articulações encontradas em nossos pacientes, ao que se refere os grupos I e II, as pelvis apresentam-se em padrões de normalidade. O grupo IV, apesar de apresentar-se normal, evolui para um pequeno aumento da anteversão; já o grupo III foi o que obteve uma excessiva anteversão pélvica. WINTERS, GAGE e HICKS (1987) encontraram aumento da anteversão pélvica em todos os grupos.

Com relação ao quadril, todos os grupos iniciaram o CM com aumento da flexão, com destaque ao grupo III que inicia o ciclo com 55° de flexão; e em relação a extensão, o grupo de maior comprometimento foi o grupo IV, assim como em WINTERS, GAGE e HICKS (1987).

Os joelhos dos pacientes de todos os grupos começam o ciclo com aumento de flexão, sendo mais evidente no grupo III, o que também foi observado por WINTERS, GAGE e HICKS (1987). Esse mesmo grupo realiza a maior extensão, atingindo a posição de *recurvatum*. O grupo IV é o mais discrepante, pois mantém uma ADM comportando-se como uma “linha quase sem curvas”, ou seja, inicia o CM com aumento da flexão e permanece assim durante todo o ciclo.

No grupo I, encontramos um tornozelo com os padrões mais próximos à normalidade. Nos demais, permanece em flexão plantar (pé em equino) durante todo o ciclo, sendo que o grupo IV encontra-se com maior comprometimento, o que contradiz WINTERS, GAGE e HICKS (1987), pois ao observarmos os gráficos no diagrama, percebemos que o grupo mais comprometido, com relação ao tornozelo, foi o grupo III.

As médias de idade encontradas nos grupos I, II e IV de nosso trabalho, 9,45; 10,6 e 11,4 anos respectivamente, corresponderam às médias dos grupos I, II e IV encontrada no estudo realizado por WINTERS, GAGE e HICKS (1987), 9,5; 10,2 e 12,2 anos de idade respectivamente, ou seja, são estatisticamente idênticas com  $p < 0,05$ , não havendo diferença estatística. Contudo, no grupo III, média de idade de 8,83 ( $dp = 2,63$ ) anos, houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ),

quando comparada com a média de idade do grupo III do estudo referente, 14,5 anos. Isso se deve ao fato de WINTERS, GAGE e HICKS (1987) ter classificado indivíduos com idade entre 4,5 e 30,5 anos de idade e em nosso trabalho focamos indivíduos de 5 a 15 anos de idade. O que podemos observar também é que o comprometimento dos grupos evolui de forma ascendente, ou seja, do tornozelo ao quadril, e que a média de idade de nossos pacientes também evoluíram conforme o comprometimento encontrado, o que podemos sugerir é que quanto maior a idade, maior o comprometimento da marcha, sabendo-se que esses pacientes não realizaram nenhum tipo de tratamento, incluindo o fisioterapêutico. Portanto, essa evolução seria um curso normal, desde que o paciente não fosse submetido a nenhum tipo de intervenção terapêutica.

No que se refere aos parâmetros lineares, WINTERS, GAGE e HICKS (1987) calcularam apenas a velocidade absoluta. De acordo com nosso trabalho, a velocidade absoluta correspondente aos grupos I e IV, 1,04 (dp = 0,18)m/s e 0,89 (dp = 0,21)m/s, respectivamente, foram idênticas aos grupos I e IV do estudo referente (0,97m/s e 0,84m/s), ou seja, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ). Ao contrário dos grupos II e III, com médias de velocidades absolutas, 0,98 (dp = 0,19)m/s e 0,96 (dp = 0,09)m/s, que divergiram das velocidades correspondentes ao grupo do estudo referente, 0,90m/s e 0,80m/s foram estatisticamente diferentes ( $p > 0,05$ ).

Não conseguimos classificar 7 (sete) pacientes da amostra, sendo que destes, 3 assemelhavam entre si. A característica marcante entre eles foi os joelhos permanecerem fletidos durante a fase de apoio e os tornozelos em flexão plantar durante toda a fase de balanço (apêndice 4). Esses pacientes se enquadrariam no grupo I, pela ADM de tornozelo, mas isso não acontece porque a ADM das articulações do quadril e joelho do grupo I estão dentro da normalidade, o que não acontece com esses pacientes, pois tanto o quadril, quanto o joelho estão excessivamente fletidos durante a fase de apoio.

Nos parâmetros lineares absolutos foram utilizados apenas os dados referentes ao membro inferior comprometido (MIC), pois nosso objetivo foi observar apenas o lado hemiparético. KULAK & SOBANIEC (2004) afirmaram que não ocorre diferença significativa entre o lado esquerdo e direito, pois a locomoção está afetada proporcionalmente em ambos.

Do ponto de vista clínico, dos parâmetros lineares da marcha, a velocidade é o principal indicador de incapacidade global, pois está afetada em praticamente todos os pacientes com marcha anormal. Em geral, quanto mais severo for prejuízo motor, mais lentamente o paciente deambulará (DURWARD, BAHER e ROWE, 2001).

De acordo com essa afirmativa, percebemos que há uma diminuição gradativa de acordo com os grupos, ou seja, o grupo I possui velocidade maior que a do grupo II, que conseqüentemente é maior que a do grupo III e este que a do grupo IV; isso se deve ao grau de comprometimento dos pacientes, quanto mais comprometido, menor a velocidade de deambulação.

GORMLEY e cols. (1999) compararam a velocidade de marcha de 11 crianças saudáveis em um laboratório e em um corredor. Os autores encontraram aumento da velocidade de quase todas as crianças, quando avaliadas em um laboratório. De acordo com esse estudo, percebemos que nossos pacientes já sofreram alteração em sua marcha. Isso pode ter influência do próprio ambiente laboratorial, por ser um ambiente diferente; das câmeras que estarão filmando-a quando estiver deambulando e da presença dos analisadores (examinadores), como por exemplo, fisioterapeutas, médicos ortopedistas, etc.

ÖBERG, KARSZNIA e ÖBERG, (1993) examinaram 233 indivíduos saudáveis, 116 homens e 117 mulheres, de 10 a 79 anos de idade, os quais foram separados em grupos de acordo com a faixa etária; o grupo que variava de 10 a 14 anos contava com 12 indivíduos. E na análise de marcha, os parâmetros espaço-temporais foram coletados durante as velocidades lenta, normal e rápida. Com relação à velocidade normal, os autores obtiveram, no grupo de 10 a 14 anos de idade, a média de 1,20m/s; esse mesmo valor foi observado por ÖUNPUU, DeLUCA e DAVIS (1991) em crianças de 5 a 14 anos. Nessa faixa etária nossos pacientes do grupo I e II não tiveram diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0,05$ ), ou seja, são estatisticamente idênticos. Contudo, no grupo III, referente à mesma faixa etária, foi encontrada diferença, com  $p > 0,05$ , o que pode ser devido ao maior comprometimento desses pacientes.

KATOH, MOCHIZUKI e MORIYAMA, (1997) apresentaram valores de 1,10m/s para indivíduos com idade de 7 – 8 anos; nessa faixa etária, os grupos I, II e III são estatisticamente idênticos ( $p < 0,05$ ), ou seja, não foram encontradas diferenças significativas entre eles.

ALENCAR & MARINHO (1999) realizaram um estudo com 9 pacientes hemiparéticos, média de idade de 51,77 anos, e a análise cinemática da marcha foi feita através do método “steep-page”, utilizado para quantificar o comprimento do passo, passada, velocidade, cadência, entre outros. O paciente com idade de 16 anos, obteve-se velocidade de 0,82m/s; 71,33 passos/min de cadência; 0,59m de comprimento do passo; 1,20m de comprimento de passada; De acordo com nossos achados, o valor relacionado ao comprimento do passo está praticamente igual; o comprimento da passada em nosso estudo foi menor e com relação à cadência e velocidade obtivemos valores bem maiores com relação ao estudo citado acima.

RAIMUNDO (2005) realizou um estudo com crianças saudáveis e hemiparéticas, com idade entre 4 e 6 anos, comparando velocidades de marcha no corredor e no laboratório; normalizando os dados posteriormente. De acordo com nosso trabalho, os grupos II e IV não possuíam nenhum paciente nessa faixa etária para que pudéssemos comparar, no grupo III, nosso estudo contou com apenas um paciente com 6 anos de idade. Já no grupo I, encontramos dois pacientes, ambos com 5 anos de idade, de acordo com esse grupo, a velocidade de crianças hemiparéticas, tanto absoluta quanto normalizada de forma não-dimensional no laboratório, foram idênticas à velocidade encontrada por esse autor ( $p < 0,05$ ).

Com relação à cadência, os valores encontrados em nosso estudo decresceram do grupo II ao grupo IV, sendo que a média geral da cadência foi de 107passos/min. SUTHERLAND e cols, (1988) encontraram o valor de 144 (dp = 17) passos/min em crianças com idade de 7 anos. ÖUNPUU, DeLUCA e DAVIS, (1991) apresentaram 128 (dp = 12) passos/min para crianças na faixa etária de 5 a 14 anos de idade, sendo que no grupo I, a média de cadência encontrada foi de 110 (dp = 14) passos/min e no grupo IV foi de 103 (dp = 11) passos/min, encontrando, portanto, diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ), sendo nossos valores menores. STOLZE e cols, (1997) apresentaram valores de 120 (dp = 11) passos/min para crianças de 6 a 7 anos.

ÖBERG, KARSZNIA e ÖBERG (1993) obtiveram o valor de 158 passos/min. De acordo com nossos pacientes, os grupos I, II e III são estatisticamente idênticos ( $p < 0,05$ ) aos dados relatados anteriormente.

O valor absoluto do comprimento da passada encontrado por DAVID (2000) para crianças de 6 -7 anos de idade foi 1,09 (dp = 0,13)m; em nosso estudo, na faixa

etária equivalente, o grupo III apresentou valores estatisticamente significativos ( $p < 0,05$ ).

Os valores encontrados para o comprimento da passada absoluta foram estatisticamente significativos ( $p < 0,05$ ) de acordo com a literatura abordada, no que se refere aos grupos II e III.

Com relação ao comprimento do passo, no grupo I, na faixa etária de 6 – 7 anos, apresentou diferença estatisticamente significativa de acordo com os dados apresentados por DAVID (2000), com  $p > 0,05$ , assim como no grupo III. Para essa mesma faixa etária, nos grupos II e IV, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre eles, com  $p > 0,05$ .

De acordo com ÖBERG, KARSZNIA e ÖBERG (1993), todos os grupos foram estatisticamente iguais ( $p < 0,05$ ) em indivíduos de 10 a 14 anos de idade, ao que se refere ao comprimento do passo.

Realizamos a normalização desses parâmetros lineares e nas tabelas relacionadas à normalização não-dimensional, observamos que os valores dos parâmetros lineares ficam mais homogêneos, sem muitas discrepâncias entre eles.

STANSFIELD e cols, (2001) realizaram um estudo com 26 crianças saudáveis, de 7 a 12 anos de idade e normalizaram os parâmetros lineares da marcha dessas crianças. Os valores encontrados pelos autores após a normalização não-dimensional foram: velocidade = 0,35; cadência = 0,81 e comprimento do passo = 0,43. De acordo com nossos parâmetros normalizados, essas mesmas variáveis, em todos os grupos, foram estatisticamente diferentes ( $p > 0,05$ ), ou seja, nossos pacientes obtiveram valores menores quando comparados às crianças saudáveis deste estudo, mostrando que os pacientes hemiparéticos têm um maior comprometimento no desenvolvimento da marcha.

SUTHERLAND (1997) também utilizou a normalização para evitar diferenças entre a marcha de crianças de 1 a 7 anos de idade, no que se refere à cadência e comprimento da passada. Com relação à idade de 7 anos, o autor observou 1,57 de comprimento de passada e 0,6 de cadência. De acordo com nossos grupos, todos os pacientes correspondentes à essa faixa etária obtiveram valores menores de comprimento de passada quando normalizados de forma não-dimensional. Já com relação aos valores de cadência normalizada, os grupos I e III são idênticos ( $p < 0,05$ ) aos achados de SUTHERLAND (1997), e os grupos II e IV possuem diferenças estatisticamente significativas ( $p > 0,05$ ).

A análise de variância ANOVA revelou que não existem diferenças significativas quando se comparou as médias obtidas nos parâmetros lineares entre os grupos. Este dado é de grande interesse, pois WINTERS, GAGE e HICKS (1987), em seu estudo, diferenciaram 4 grupos homogêneos de marcha utilizando dados cinemáticos apenas no plano sagital. Em vista disso, previa-se a ocorrência de diferenças nas médias espaço-temporais de cada grupo. Como isso não ocorreu em nosso estudo, sugerimos que as diferenças encontradas por WINTERS, GAGE e HICKS (1987) não são suficientes para afetar os parâmetros lineares. Por outro lado, acreditamos que as diferenças nesses parâmetros seriam conseqüências das alterações articulares encontradas em cada grupo, sendo desta forma contraditória a falta de diferenças nos dados lineares. Estes questionamentos levantam a necessidade de um maior número de estudos comparando as diversas características apresentadas pelos pacientes.

## 6. CONCLUSÃO

• A classificação realizada por WINTERS, GAGE e HICKS (1987) é um instrumento de avaliação aceitável e que demonstrou aplicabilidade em nosso estudo. Contudo, faz-se necessário que seja atualizada, revisada e adaptada para a rotina dos laboratórios de marcha.

• Dos 7 pacientes que foram excluídos por não se enquadrarem na classificação, 3 possuíam características comuns entre eles, sendo interessante realizar mais análises desses pacientes para confirmar suas marchas. E se a partir dessa nova análise eles não se enquadrarem realmente, propor uma nova classificação, mas com estudo com mais pacientes.

• As amplitudes de movimento (ADM) das articulações apresentadas nas curvas angulares de nossa amostra apresentaram-se diminuídas, assemelhando-se às curvas apresentadas por WINTERS, GAGE e HICKS (1987), no que diz respeito à execução do movimento normal.

• A análise de marcha mostrou ser uma importante aliada na escolha da decisão terapêutica, seja ela cirúrgica ou não, pois apresenta dados que não foram observados apenas na avaliação clínica. E juntamente com o conhecimento da classificação proposta por WINTERS, GAGE e HICKS (1987), obtém-se características específicas do comprometimento de cada grupo de pacientes, direcionando assim, a um melhor tratamento.

• A velocidade de marcha encontrada em nossos pacientes foram relativamente menores quando comparadas às crianças saudáveis e decresceram de acordo com o grau de comprometimento dos grupos, ou seja, G I > G II > G III > G IV. Enquanto que o comprimento do passo e da passada apresentaram-se dentro da normalidade.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALENCAR JF de, MARINHO LF. **Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos.** *Revista Brasileira de Ciências da Saúde.* Vol 3, n 1/3, p. 45-50, 1999.

APKARIAN J, NAUMANN S, CAIRNS B. **Three dimensional kinematic and dynamic model of lower limb.** *J. Biomech,*v 22(2), p. 143-155, 1989.

BAUMANN JU. **Requirements of clinical gait analysis.** *Human Movement Science,* v 10, p. 535-542, 1991.

BAUMANN W. **Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: Estudo da arte e perspectivas.** VI Congresso de Biomecânica, Brasília, 1995.

BLAIR E, WATSON L. **Epidemiology of cerebral palsy.** *Seminars in Fetal & Neonatal Medicine.* Xx, p. 1-9, 2005.

BOBATH B, BOBATH K. **Desenvolvimento motor nos diferentes tipos de paralisia cerebral.** São Paulo. Manole, 1989.

CAMPBELL SK. **Pediatric neurologic physical therapy.** 2.ed. New York: Churchill Livingstone; 1991.

CASALIS MEP. **Reabilitação: espasticidade.** 1.ed. Rio de Janeiro: Editora Atheneu; 1990.

COOK RE, ORTH FRCS, SCHNEIDER I, HAZLEWOOD ME, HILLMAN SJ, ROBB JE. **Gait analysis alters decision-making in cerebral palsy.** *Journal of Pediatric Orthopaedics,* v 23, p. 292-295, 2003.

DAVID AC de. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças: Cinemática e Cinética**. Tese (Doutorado em Ciência do Movimento Humano) – UFSM. Santa Maria, RS, Brasil, 2000.

DIAMENT A. **Encefalopatia crônica na infância (paralisia cerebral)**. In: DIAMENT A & CYPEL A, editores. *Neurologia Infantil*. 3ª ed., São Paulo; Atheneu, p. 781-98, 1996.

DOBSON F, GRAHAM HK, BAKER R, MORRIS ME. **Multilevel orthopaedic surgery in group IV spastic hemiplegia**. *J Bone Joint Surg [Br]*, v 87-B, n° 4, p. 548-55, April 2005.

DOBSON F, MORRIS ME, BAKER R, WOLFE R, GRAHAM HK. **Clinician agreement on gait pattern ratings in children with spastic hemiplegia**. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v 48, p. 429-435, 2006.

DOBSON F, MORRIS ME, BAKER R, GRAHAM HK. **Gait classification in children with cerebral palsy: A systematic review**. *Gait & Posture*, v 25, p. 140-152, 2007.

DUHAMEL A, BOURRIEZ JL, DEVOS P, KRYSKOWIAK P, DESTÉE A, DERAMBURE P, DEFEBVRE L. **Statistical tools for clinical gait analysis**. *Gait & Posture*, v 20, p. 204-212, 2004.

DURWARD BR, BAER GD, ROWE PJ. **Movimento funcional humano: mensuração e análise**. Manole, São Paulo, 2001.

FISCHINGER, B. **Considerações sobre a Paralisia Cerebral na Fisioterapia**. São Paulo: Panamed, 1984.

GAGE JR. **Gait analysis in cerebral palsy**. *Clinics in Developmental Medicine*, n° 121. London: Mackeith Press; 1991.

GAGE JR, RENSHAW TS, DeLUCA PA. **Gait Analysis: Principles and Applications**. *J. Bone Joint Surg*, v 77-A, p. 1607-1622, 1995.

GERVÁSIO, FM. **Análise da Marcha de pacientes com Artrite Reumatóide.** Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) – UnB/UFG/UFMS. Goiânia, Go, Brasil, 2005.

GONZÁLEZ RC, SEPÚLVEDA RFC. **Tratamiento de La Espasticidad en Parálisis Cerebral con Toxina Botulínica.** *Rev. Neurol*, v 34 (1), 2002.

GORMLEY J, JENKINSON A, WALSH M, O'BRIEN T. **Do children walk normally in the gait laboratory? Comparison of walking velocities achieved during gait analysis in the laboratory with velocities outside the laboratory.** *Gait & Posture*, v 10, p 56, 1999.

GRAHAM HK, SELBER P. **MUSCULOSKELETAL ASPECTS OF CEREBRAL PALSY. Review article.** *The Journal of Bone & Joint Surgery (Br)*, v. 85-B, nº 2, p. 157-166, March, 2003.

GRAHAM, H.K.; RODDA, J.M.; CARSON, L.; GALEA, M.P.; WOLFE, R. **Sagittal gait patterns in spastic diplegia.** *The Journal of Bone & Joint Surgery*, v 86-B, nº 2, March, 2004.

ISACSON J, GRANSBERG L, KNUTSSON E. **Three dimensional electrogoniometric gait recording.** *J. Biomech*, v 19(8), p. 627-635, 1986.

KADABA MP, RAMAKRISHNAN HK, WOOTTEN ME. **Measurement of lower extremity kinematics during level walking.** *J. of Orthopaedic Research*, v. 8, p. 383-392, 1990.

KATOH M, MOCHIZUKI T, MORIYAMA A. **Changes of Sagittal-plane ankle motion and ground reaction force (fore-aft shear) in normal children aged four to 10 years.** *Developmental Medicine & Child Neurology*, v. 35, p. 417-423, 1993.

KENDALL FP, McCREARY EK, PEOVANCE PG. **Músculos, Provas e Funções.** 4 ed, São Paulo, Ed. Manole, 357p, 1995.

KERRIGAN CD; TODDY MK; CROCE UD; LIPSTIZ LA; COLLINS JJ. **Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence of specific limiting impairments.** *Arch Phys Med Rehabil.*, v 79, p. 317-322, 1998.

KIRTLEY C, WHITLLE MW, JEFFERSON RJ. **Influence of walking speed of gait parameters.** *J Biomed. Engng*, v 7, p. 282-283, 1996.

KUBAN & LEVITON In. SOUZA AMC, FERRARETO I. **Paralisia Cerebral - Aspectos Práticos.** Memnon (SP), 2001.

KULAK W, SOBANIEC W. **Comparisons of right and left hemiparetic cerebral palsy.** *Pediatr Neurol*, v 31, p. 101-108, 2004.

LEITÃO A. **Paralisia Cerebral - Diagnóstico, Terapia, Reabilitação.** Ed. Atheneu (RJ): 1983.

LEITE JMRS, PRADO GF do. **Paralisia Cerebral – Aspectos Fisioterapêuticos e Clínicos.** *Revista Neurociências*, v 12, nº 1, 2004.

LIANZA S. **Paralisia Cerebral.** In. *Medicina de Reabilitação.* Guanabara Koogan (RJ), p. 281-298, 2001.

MASINI M. In. Souza SEM. **Tratamento das doenças neurológicas.** Ed. Guanabara Koogan Rio de Janeiro RJ, 2000.

MASSAROTO FLMC, LIMA GR, REZENDE LA, GERVÁSIO FM. **Análise cinemática da marcha no plano sagital de pacientes com paralisia cerebral do tipo diparesia espástica.** Monografia (Especialização em Análise e Terapêutica do Movimento Associado à Fisioterapia) – UEG. Goiânia, Go, Brasil, 2006.

MORAES JCTB. **Instrumentação para análise da biomecânica do movimento humano**. In. AMADIO AC; BARBANTI VJ. **A biomecânica do Movimento Humano e suas relações interdisciplinares**. São Paulo: Estação Liberdade. Cap. 1, p. 267, 2000.

ÖBERG T, KARSZNIA A, ÖBERG K. **Basic gait parameters : Reference data for normal subjects, 10-19 years of age**. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 30, n. 2, p. 210-223, 1993.

O'MALLEY MJ. **Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait**. *J Biomechanics*, v.9, n.2, p.619-625, 1996.

ÖNUPUU S, GAGE JR, DAVIS RB. **Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait**. *J. of Pediatric Orthopaedics*, v. 11, p. 341-349, 1991.

ÖNUPUU S, DeLUCA P, DAVIS RB. **Gait analysis**. In: Neville B, Goodman R, editors. Congenital hemiplegia. *Clinics in Developmental Medicine*, n° 150. London: Mackeith Press; p. 81-97, 2000.

PEAK PERFORMANCE TECHNOLOGIES. **Peak Start Manual** – Motus. Englewood, 2000.

PERRY J. **Análise de Marcha**. Volumes 1, 2 e 3. Ed. Manole, 2005.

RAIMUNDO AK de S. **Comparação da velocidade da marcha entre crianças saudáveis e crianças com paralisia cerebral em dois ambientes**. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) – UnB. Brasília, DF, Brasil, 2005.

RADTKA SA, SKINNER SR, DIXON DM, JOHANSON ME. **A comparison of gait with solid, dynamic, and no ankle-foot orthosis in children with spastic cerebral palsy**. *Phys Ther*, v 77, p. 395-409, 1997.

RODDA J, GRAHAM HK. **Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm.** *European Journal of Neurology*, v 8 (suppl. 5), 98-108, 2001.

ROSE J, GAMBLE JG. **Marcha Humana.** 2ª ed, Editora Premier São Paulo, 1998.

ROTTA NT. **Encefalopatia crônica da infância ou paralisia cerebral.** In. PORTO CC. *Semiologia Médica.* 4ª ed. Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, p. 1276-8, 2001.

ROTTA NT. **Paralisia, novas perspectivas terapêuticas.** *Jornal de Pediatria*, v 78, supl. 1, 2002.

SANKAR C, MUNDKUR N. **Cerebral Palsy – Definition, Classification, Etiology and Early Diagnosis.** *Indian Journal of Pediatrics*, v 72, October, 2005.

SCHWARTZ, MH; TROST, JP; WERVEY, RA. **Measurement and management of errors in quantitative gait data.** *Gait & Posture*, v. 20, p. 196-203, 2004.

SELBER PRP. **Análise da Marcha na Paralisia Cerebral.** In. SOUZA AMC & FERRARETO I. *Paralisia Cerebral – Aspectos Práticos.* Editora Memnon (SP), p. 47-62, 1998.

SOUZA AMC, FERRARETO I. **Paralisia Cerebral - Aspectos Práticos.** São Paulo, ed Memnon, 1998.

STANSFIELD BW, HILLMAN SJ, HAZLEWOOD ME, LAWSON SS, MANN AM, LOUDON IR, ROBB JE. **Sagittal joint kinematics, moments, and powers are predominantly characterized by speed of progression, not age, in normal children.** *J Pediatr Orthop*, v.21, n.3, p.403-11, 2001.

STANSFIELD BW, HAZLEWOOD ME, HILLMAN SJ, LAWSON AM, LOUDON IR, MANN AM. **Normalisation of gait data in children.** *Gait & Posture*, v 17, p. 81-7, 2003.

STANSFIELD BW, HILLMAN SJ, HAZLEWOOD ME, ROBB JE. **Regression analysis of gait parameters with speed in normal children walking at self-selected speeds.** *Gait & Posture*, v 23, p. 288-294, 2006.

STOLZE H, KUHTZ-BUSCHBECK JP, MONDWURF C, BOCZEC-FUNCKE A, JÖHNK K, DEUSCHL G, ILLERT M. **Gait analysis during treadmill and over ground locomotion in children and adults.** *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, v 105, p. 490-497, 1997.

STOKES M. **Neurologia para fisioterapeutas.** Editorial Premier. São Paulo, 2000.

SUTHERLAND DH, OLSHEN RA, BIDEN EN, WYATT MP. **The development of mature walking.** Oxford. Mac Keith, 1988.

SUTHERLAND D. **The development of mature gait.** Review Paper. *Gait & Posture*, v 6, p. 163-170, 1997.

SUTHERLAND DH, KAUFMAN KR, MOITOZA JR. **Cinemática da Marcha Humana Normal.** In.: *Marcha Humana*. ROSE J, GAMBLE JG. Editorial Premier. 2ª ed. São Paulo, 1998.

SUTHERLAND DH. **The Evolution of Clinical gait analysis.** *Gait & Posture*, v 16, p. 159-179, 2002.

TEIVE HAG, ZONTA M, KUMAGAI Y. **Tratamento da Espasticidade: uma atualização.** *Arquivo de Neuropsiquiatria*, v 56, p. 852-858, 1998.

WALL JC. **Marcha.** In. DURWARD BR; BAER GD; ROWE PJ. *Movimento Funcional Humano – Mensuração e Análise*. Cap. 6. Ed. Manole. 1ª ed. Barueri-SP. 2001.

WINTERS T, GAGE J, HICKS R. **Gait patterns in spastic hemiplegia in children and adults.** *J Bone Joint Surg [Arm]*, v 69A, p. 437-41, 1987.

WINTER DA. The biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. 2<sup>a</sup> ed. Waterloo, Ont., Canada, 1991.

ZIJLSTRA W, PROKOP T, BERGER W. **Adaptability of leg movements during normal treadmill walking and split-belt walking in children.** *Gait & Posture*, v 4, p.212-221, 1996.

# ANEXO 1

## Avaliação físico-funcional baseada no roteiro de avaliação do Laboratório de Análise do Movimento da North West University, Springfield, Illinois, USA.

Anexo A Avaliação físico-funcional baseada no roteiro de avaliação do Laboratório de Análise do Movimento da North West University, Springfield, Illinois, USA.

### AMPLITUDE DE MOVIMENTO E TESTES MUSCULARES MANUAIS

LABORATÓRIO DE MOVIMENTO

Nome:

Data:

		ESQUERDO	DIREITO	VALORES NORMAIS
<b>AMPLITUDE DE MOVIMENTO (em graus)</b>				0-45
<b>QUADRIL</b>	FLEXÃO			0-10
	EXTENSÃO			0-45
	ABDUÇÃO EM EXTENSÃO			
	ABDUÇÃO EM FLEXÃO			0-15
	ADUÇÃO			0-45
	ROTAÇÃO INTERNA EM EXTENSÃO			0-30
	ROTAÇÃO EXTERNA EM EXTENSÃO			NEGATIVO
	TRENDELEMBURG			NEGATIVO
	DUNCAN-ELY			NEGATIVO
	OBER			0-135
<b>JOELHO</b>	FLEXÃO			0
	EXTENSÃO			
	ÂNGULO POPLÍTEO (quadril a 90°)			0-10
<b>TORNOZELO</b>	DORSIFLEXÃO: JOELHO A 0°			
	DORSIFLEXÃO: JOELHO A 90°			0-50
	FLEXÃO PLANTAR			0-30
	INVERSÃO			0-15
	EVERSÃO			15-25
	ÂNGULO COXA-PÉ			
<b>FORÇA MUSCULAR (0 A 5/5)</b>		<b>ESQUERDO</b>	<b>DIREITO</b>	
<b>QUADRIL</b>	FLEXÃO			
	EXTENSÃO			
	ABDUÇÃO			
	ADUÇÃO			
	SENTADO: ROTAÇÃO INTERNA			
	SENTADO: ROTAÇÃO EXTERNA			
<b>JOELHO</b>	FLEXÃO			
	EXTENSÃO			
<b>TORNOZELO</b>	TIBIAL ANTERIOR			
	EXTENSOR LONGO DO HÁLUX			
	EXTENSOR LONGO DOS DEDOS			
	GASTROCNÊMIO: MANUAL			
	GASTROCNÊMIO: EM PÉ			
	TIBIAL POSTERIOR			
	FIBULARES			
	FLEXOR DOS DEDOS	<b>ESQUERDO</b>	<b>DIREITO</b>	
<b>TESTES NEUROLÓGICOS</b>				
REFLEXOS TENDÍNEOS				
CLÔNUS				
PROPRIOCEPÇÃO				
BABINSKI				
SENSIBILIDADE				
OBSERVAÇÕES:				

## ANEXO 2

**Avaliação Antropométrica segundo protocolo Peak Motus®  
LABORATÓRIO DE MOVIMENTO DA ESEFFEGO – UEG  
EXAME ANTROPOMÉTRICO (ANTROPOMETRIC MEASUREMENT)**

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Código LM: \_\_\_\_\_

Nome \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

Sexo (Gender) F ( ) M ( )                      Telefone: \_\_\_\_\_

Data de Nascimento: \_\_\_\_\_ Idade (Age): \_\_\_\_\_

ALTURA (HEIGHT)		
PESO (TOTAL BODY MASS)		
LARGURA EIAS (ASIS BREADTH)		
	Direito (R)	Esquerdo (L)
COMPRIMENTO DA COXA (THIGH LENGTH)		
CIRCUNFERÊNCIA DA COXA (MIDHIGH CIRCUMFERENCE)		
COMPRIMENTO DA PERNA (CALF LENGHT)		
CIRCUNFERÊNCIA DA PERNA (CALF CIRCUMFERENCE)		
DIÂMETRO DO JOELHO (KNEE DIAMETER)		
COMPRIMENTO DO PÉ (FOOT LENGHT)		
ALTURA DO MALEOLO (MALLEOLUS HEIGHT)		
LARGURA DOS MALEOLOS (MALLEOLUS WIDTH)		
LARGURA DO PÉ (FOOT BREADTH)		

Obs: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## **APÊNDICE 1**

**Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da UnB**

## APÊNDICE 2

### TERMO DE CONSENTIMENTO DA PESSOA COMO SUJEITO

Eu, \_\_\_\_\_, RG nº \_\_\_\_\_,  
CPF nº \_\_\_\_\_, nº de prontuário \_\_\_\_\_, nº de  
matrícula \_\_\_\_\_, abaixo assinado, concordo em participar do  
estudo como sujeito. Fui devidamente informado e esclarecido pelo pesquisador  
\_\_\_\_\_ sobre a pesquisa, os procedimentos nela  
envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha  
participação. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer  
momento, sem que isto me leve a qualquer penalidade ou interrupção de meu  
acompanhamento/assistência/tratamento.

Local e data: \_\_\_\_\_

Nome do pai e/ou responsável: \_\_\_\_\_

Assinatura do pai e/ou responsável: \_\_\_\_\_

Presenciamos a solicitação de consentimento, esclarecimentos sobre a pesquisa e  
aceite do sujeito em participar.

Testemunhas (não ligada à equipe de pesquisadores):

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

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

Observações complementares: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

## APÊNDICE 3

### TERMO DE COMPROMISSO PARA USO DE DADOS EM ARQUIVO

Título do projeto: \_\_\_\_\_

Pesquisadores: \_\_\_\_\_

O(s) pesquisador(es) do projeto acima identificado(s) assume(m) o compromisso de:

1. preservar a privacidade dos pacientes cujos dados serão coletados;
2. que as informações serão utilizadas única e exclusivamente para execução do projeto em questão;
3. que as informações somente serão divulgadas de forma anônima, não sendo usadas iniciais ou quaisquer outras indicações que possam identificar o sujeito da pesquisa.

Brasília, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_.

\_\_\_\_\_  
Nome e Assinatura do Pesquisador Responsável

\_\_\_\_\_  
Nome(s) e Assinatura(s) de todos pesquisador(es) participante(s)

## APÊNDICE 4

### Curvas angulares das articulações dos 3 pacientes excluídos com características semelhantes

