

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA



**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE PESSOAS COM PARALISIA
CEREBRAL, CLASSIFICADAS SEGUNDO CRITÉRIOS DO COMITE
PARALÍMPICO INTERNACIONAL MODALIDADE ATLETISMO.**

JANAINA DE OLIVEIRA RODRIGUES

Dezembro, 2013

JANAINA DE OLIVEIRA RODRIGUES

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE PESSOAS COM PARALISIA
CEREBRAL, CLASSIFICADAS SEGUNDO CRITÉRIOS DO COMITE
PARALÍMPICO INTERNACIONAL MODALIDADE ATLETISMO.**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação
em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de
Uberlândia, como parte do cumprimento dos requisitos
necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Processamento da informação.

Linha de pesquisa: Engenharia Biomédica

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Orientador (UFU)

Prof. Dr. Edgard A. Lamounier Jr.

Coordenador do Curso de Pós- Graduação

Dezembro, 2013

JANAINA DE OLIVEIRA RODRIGUES

**ANÁLISE CINEMÁTICA DA MARCHA DE PESSOAS COM PARALISIA
CEREBRAL, CLASSIFICADAS SEGUNDO CRITÉRIOS DO COMITE
PARALÍMPICO INTERNACIONAL MODALIDADE ATLETISMO.**

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Uberlândia, perante a banca examinadora abaixo, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovada em 13/12/2013.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves – Orientador (UFU)

Prof. Dr. Silvio Soares dos Santos – Co-orientador (UFU)

Prof. Dra. Nívea de Macedo Oliveira Morales – (UFU)

Prof. Dra. Cláudia Santos Oliveira - (UNINOVE)

Dedico aos meus amigos e familiares que acreditaram e torceram por mim.

AGRADECIMENTOS

A DEUS, pelas inúmeras manifestações e bênçãos em minha vida, inclusive esta!

Ao Prof. Dr. Eduardo L. M. Naves, pela oportunidade oferecida, pelas discussões geradas, que foram de grande importância para o enriquecimento deste estudo. Muito Obrigada.

Ao Prof. Dr. Silvio S. Santos, pelo interesse, confiança e dedicação ao longo desta jornada, estando sempre presente, contribuindo sempre, com seu conhecimento e suas idéias, além das diversas conversas que tivemos durante este período. Obrigada Sempre.

A Dra. Nívea pelo apoio e interesse por esta pesquisa.

Aos meus pais que continuaram depositando confiança em mim, mesmo diante das dificuldades.

A meu irmão pelas inúmeras tentativas de ajuda neste processo.

Aos meus familiares e amigos que estiveram privados de minha presença em vários momentos. Obrigada pela paciência, compreensão e torcida.

Aos meus companheiros de trabalho, que sempre estavam dispostos a ajudar, a me substituir e me liberar quando necessário, para que eu pudesse realizar mais esta etapa de minha vida.

Aos amigos do BIOLAB, em especial Thiago e Daniel pelas inúmeras ajudas prestadas. E aos demais: Rodney, Laise, Zezé, Amanda, Suelen, Maria Fernanda, Iraídes, Bruno, Lucas, Tati, Elder, que sempre estavam dispostos a me ajudar.

A todos do BIOLAB que se dedicam todos os dias em prol da pesquisa.

Às crianças e adolescentes juntamente com seus acompanhantes que participaram deste estudo, pela colaboração e boa vontade: vocês foram fundamentais para a conclusão deste trabalho, agradeço de coração!

Muito obrigada!!!!

Janaina de Oliveira Rodrigues

“Não se deve ir atrás de objetivos fáceis. É preciso buscar o que só pode ser alcançado por meio dos maiores esforços.”

(Albert Einstein).

RESUMO

Estudos referentes à análise da marcha correlacionada ao desporto paralímpico como na modalidade atletismo são escassos. Neste cenário, o objetivo do presente estudo foi determinar quantificar e comparar as alterações cinemáticas de parâmetros lineares e angulares da marcha humana, entre grupos com paralisia cerebral, classificados segundo critérios do Comitê Paralímpico Internacional, em classes: T35 diplégicos, T36 atetóides e atáxicos e T37 hemiplégicos. Foram realizadas medidas de variáveis antropométricas, cinemáticas lineares e angulares. Para a avaliação da marcha foi utilizado um sistema de captura de movimento Optitrack e o Software ARENATM Motion Capture. Para análise estatística dos dados, realizou-se uma análise de variância com teste de pós hoc de Tukey. Os resultados mostraram diferença significativa ($p < 0,05$) entre os grupos em algumas variáveis lineares como: Comprimento do Passo Direito, Largura do Passo, Apoio Simples Esquerdo, Apoio Simples Direito, Balanço Esquerdo Plégico e Balanço Direito Plégico e algumas variáveis angulares de flexo-extensão durante o apoio inicial como: Flexão de Quadril Esquerdo e Flexão de Quadril Esquerdo Plégico, durante o apoio médio: Dorsiflexão Direita e Dorsiflexão Direita Plégica e algumas variáveis angulares de inclinação durante o apoio inicial: Inclinação do tronco esquerdo e Inclinação do tronco esquerdo plégico, durante o apoio final: Inclinação de quadril direito, Inclinação de Tronco Esquerdo e Inclinação do Tronco Esquerdo Plégico e no balanço médio: Inclinação de tronco direito e Inclinação de tronco direito plégico. Esses resultados corroboram a diferenciação feita dentro da classificação funcional qualitativa baseada nos critérios do International Paralympic Committee (IPC), entre as três classes (T35, T36 e T37). Todavia constatou-se a existência de “subgrupos”, ou seja, pessoas com diferentes graus de acometimentos, mas que pertencem à mesma classe funcional segundo a classificação tradicional do IPC. Dependendo do grau de variabilidade dos acometimentos dentro de uma mesma classe, poder-se-ia reagrupar essas pessoas em subclasses com habilidades semelhantes, podendo assim, contribuir para um grande número de atletas paralímpicos conseguirem melhores resultados uma vez que esses estariam competindo em grupos mais homogêneos.

Palavras-chave: paralisia cerebral; marcha; análise cinemática.

ABSTRACT

Studies concerning the analysis of march correlated to paralympic sport athletics are scarce. The purpose of this study was to determine, quantify and compare the kinematic changes in linear and angular parameters of human gait between groups with cerebral palsy, classified according to criteria the International Paralympic Committee in classes: T35 diplegic, T36 athetoid and ataxic and T37 hemiplegic. Measures of anthropometric variables, linear and angular kinematics were performed. For gait assessment was used movement system capture Optitrack and Motion Capture ARENATM Software. For statistical analysis, we performed an analysis of variance with post hoc Tukey test. The results showed significant differences ($p < 0,05$) between groups for some linear variables such as Right Step Length, step width, Left Simple Support, Right Simple Support, Paralyzed Balance Left and Paralyzed Balance Right and some angular variables flexion-extension during initial support as: Left Hip Flexion and Paralyzed Left Hip Flexion, during the mid-stance: Right dorsiflexion and Paralyzed Right dorsiflexion and some angular variables of slope during the initial support: Left Leaning on the Trunk and Paralyzed Left Leaning on the Trunk during the final support Leaning right Hip, Left Leaning Trunk and Paralyzed Left Leaning Trunk and the average balance Right Leaning Trunk and Paralyzed Right Leaning Trunk. These results corroborate the differentiation made within the functional classification based on qualitative criteria by the International Paralympic Committee (IPC) between the three classes (T35, T36 and T37). There was a finding of "subgroups", in other words, people with different degrees of affections that belong to the same functional class according to the traditional classification of IPC. Depending on the degree of variability of occurrence within the same class, power would bring together those people in subclasses with similar abilities and therefore, contribute to a large number of Paralympic athletes achieve better results since these groups would be competing in more homogeneous.

Key words: cerebral palsy; gait; kinematics analysis.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

PC	Paralisia Cerebral
GMFCS	Gross Motor Function Classification System (Sistema de Classificação da Função Motora Grossa)
MACS	Manual Ability Classification System (Sistema de Classificação de Habilidade Manual)
BFMF	Função Motora Fina Bimanual
CPISRA	Cerebral Palsy International Sports e Recreation Association (Associação Internacional de Esportes e Recreação de Paralisia Cerebral)
ANDE	Associação Nacional do desporto para deficientes
OMS	Organização Mundial de Saúde
CIF	Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde
IPC	International Paralympic Committee (Comite Paralímpico Internacional)
SNC	Sistema Nervoso Central
AOM	Análise Observacional da Marcha
CM	Ciclo da Marcha
AI	Apoio Inicial
CI	Contato Inicial
RC	Resposta à carga
AM	Apoio Médio
AF	Apoio Final
BI	Balanço Inicial
BM	Balanço Médio
BF	Balanço Final
MI	Membro Inferior
MMII	Membros inferiores

MMSS	Membros superiores
AD	Apoio Duplo
AS	Apoio Simples
CPE	Comprimento do Passo Esquerdo
CPD	Comprimento do Passo Direito
CPE-P	Comprimento do Passo Esquerdo Plégico
CPD-P	Comprimento do Passo Direito Plégico
ASE	Apoio Simples Esquerdo
ASD	Apoio Simples Direito
ASE-P	Apoio Simples Esquerdo Plégico
ASD-P	Apoio Simples Direito Plégico
BE	Balanço Esquerdo
BD	Balanço Direito
BE-P	Balanço Esquerdo Plégico
BD-P	Balanço Direito Plégico
FQD	Flexão de Quadril Direito
FQD-P	Flexão de Quadril Direito Plégico
FQE	Flexão de Quadril Esquerdo
FQE-P	Flexão de Quadril Esquerdo Plégico
FJD	Flexão de Joelho Direito
FJD-P	Flexão de Joelho Direito Plégico
FJE	Flexão de Joelho Esquerdo
FJE-P	Flexão de Joelho Esquerdo Plégico
DFD	Dorsiflexão Direita
DFD-P	Dorsiflexão Direita Plégica
DFE	Dorsiflexão Esquerda
DFE-P	Dorsiflexão Esquerda Plégica

IQD	Inclinação de Quadril no apoio Direito
IQD-P	Inclinação de Quadril no apoio Direito Plégico
IQE	Inclinação de Quadril no apoio Esquerdo
IQE-P	Inclinação de Quadril no apoio Esquerdo Plégico
ITD	Inclinação de Tronco no apoio Direito
ITD-P	Inclinação de Tronco no apoio Direito Plégico
ITE	Inclinação de Tronco no apoio Esquerdo
ITE-P	Inclinação de Tronco no apoio Esquerdo Plégico

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Divisões do ciclo da marcha (Adaptado de PERRY, 2005)	23
Figura 2.2: Fases da marcha de Contato Inicial, Resposta à carga e Apoio Médio	25
Figura 2.3: Fases da marcha de Apoio Terminal 1 pé e Contato Inicial 2 pé.....	25
Figura 2.4:Fases da marcha de Balanço inicial, médio e final (Adaptado de PERRY, 2005)	26
Figura 2.5:A) exemplificação dos locais anatômicos para colocação de marcadores segundo protocolo de Cleveland Clinic Marker Set; B) exemplificação dos locais anatômicos para colocação de marcadores segundo protocolo de Helen Hayes Marker Set.....	34
Figura 2.6: Resumo dos tipos de PC de acordo com as áreas do SNC afetadas e suas características de movimento.....	41
Figura 3.1: Local de coleta de dados CENESP/UFU.....	44
Figura 3.2: Calibradores do Sistema de Câmeras Optitrack (Natural Point,EUA)	46
Figura 3.3: Localização dos marcadores corporais de acordo com sistema de marcação do software ARENA™ Motion Capture.....	47
Figura 3.4: Esquema corporal com colocação de marcadores nos pontos anatômicos do sistema de marcação do software ARENA™ Motion Capture.....	49
Figura 3.5: Exemplo de marcações gráficas feitas no programa C3D Analysis, para cálculo das variáveis lineares e respectivos resultados.	52
Figura 3.6: A e C- Exemplo de imagem retiradas do sistema Arena Motion. B- Exemplo de imagem transferidas para o software CorelDraw12 versão 2007, com medição dos ângulos de inclinação de quadril e tronco no plano frontal. D- Exemplo de imagem transferidas para o software CorelDraw12 versão 2007, com medição dos ângulos de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital.	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Possibilidades etiológicas. (Adaptado de Diamant, 1996)	36
Tabela 3.1: Posicionamento dos marcadores segundo o sistema de marcação do software ARENA TM Motion Capture	48
Tabela 3.2: Parâmetros cinemáticos lineares analisados no ciclo da marcha.....	50
Tabela 3.3: Parâmetros cinemáticos angulares analisados no ciclo da marcha.....	51
Tabela 3.4: Variáveis lineares calculadas para cada grupo	53
Tabela 3.5: Variáveis angulares calculadas para cada grupo.	55
Tabela 4.1: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados antropométricos e idade de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC	57
Tabela 4.2: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados cinemáticos lineares de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC	58
Tabela 4.3: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados angulares de flexo-extensão das articulações de quadril, joelho e tornozelo de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.	60
Tabela 4.4: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados angulares de inclinação lateral de quadril e tronco de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.	61
Tabela 4.5: Análise de variância (ANOVA) das variáveis antropométricas e idade para os grupos 35,36 e 37 classificados de acordo com o IPC.....	64
Tabela 4.6: Análise de variância (ANOVA) das variáveis lineares para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.	64
Tabela 4.7: Análise de variância (ANOVA) das variáveis cinemáticas angulares de flexo-extensão de quadril, joelho e tornozelo, nas fases de apoio (inicial, médio e final) e de balanço (médio), para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.....	66
Tabela 4.8: Análise de variância (ANOVA) das variáveis cinemáticas angulares de inclinação de quadril e tronco, nas fases de apoio (inicial e final) e de balanço (médio), para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.	68

SUMÁRIO

Capítulo 1 INTRODUÇÃO.....	15
Capítulo 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	22
2.1 Marcha humana	22
2.1.1 Ciclo Normal da Marcha.....	23
2.1.2 Parâmetros Lineares da Marcha Normal	26
2.1.3 Parâmetros Angulares da Marcha Normal	27
2.1.4 Marcha e Paralisia Cerebral	28
2.2 Avaliação da Marcha Humana	30
2.2.1 Objetivos da análise da marcha.....	31
2.2.2 Tipos de análise da marcha	32
2.2.3 Protocolo de marcadores.....	33
2.3 Paralisia Cerebral	34
2.3.1 Etiologia e Patogênese	35
2.3.1.1 Paralisia Cerebral Espástica	38
2.3.1.2 Paralisia Cerebral Tetraplégica	39
2.3.1.3 Paralisia Cerebral Diplégica.....	39
2.3.1.4 Paralisia Cerebral Hemiplégica.....	40
2.3.1.5 Paralisia Cerebral Discinética	40
2.3.2 Manifestações Clínicas Acessórias	41
Capítulo 3 METODOLOGIA.....	43
3.1 Ambiente	43
3.2 Tipo de estudo e participantes	44
3.3 Descrição da amostra	44
3.4 Critérios de inclusão e exclusão	45
3.5 Avaliação funcional pelo IPC	45
3.6 Avaliação Antropométrica.....	45
3.7 Coleta de dados cinemáticos	46
3.8 Parametros cinemáticos.....	50
3.9 Calculo das variáveis.....	52
3.10 Análise estatística	55
Capítulo 4 RESULTADOS	57
Capítulo 5 DISCUSSÃO	70

Capítulo 6 CONCLUSÃO.....	76
Capítulo 7 CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	78
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	80

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

A locomoção humana é realizada na postura bípede e é denominada na literatura como marcha humana. A principal função da marcha é promover o deslocamento do corpo através do avanço alternado de um membro inferior, enquanto o outro atua no suporte do peso corporal (SUTHERLAND & VALENCIA, 1992).

A marcha humana envolve uma série de movimentos complexos em todos os segmentos corporais e para que seja possível, a análise da marcha nos seus diferentes aspectos é imprescindível à segmentação temporal do movimento, facilitando a identificação dos eventos relacionados a cada etapa da marcha (ANDRADE, 2002).

Os profissionais que trabalham nas áreas, ortopédica, neurológica e de reabilitação necessitam de critérios objetivos para a análise dos problemas na locomoção, a fim de tomar uma decisão racional, sobre a indicação de procedimentos cirúrgicos, uso de órteses, fisioterapia e medicamentos. Desta forma, a análise de marcha tornou-se objeto de estudo e pesquisa em reabilitação, em particular, da biomecânica (ANDRADE, 2002).

Desde o final do século XIX, foram realizados estudos referentes à marcha, inicialmente estes foram com animais, utilizando o método fotográfico (Muybridge), que posteriormente abriria espaço para análises com humanos (BRAUNE & FISHER, 1895; FILHO & SANTOS, 2008). Porém o grande avanço nas pesquisas de movimento humano ocorreu após a II Guerra Mundial com o Dr. Verne Inman e Henry Ralstonque, ajudaram na formação de um laboratório de biomecânica na Universidade da Califórnia em San Francisco e Berkley e nele, foram realizadas pesquisas que determinaram padrões de marcha normal. (FILHO & SANTOS, 2008)

A partir destes estudos iniciais, houveram pesquisas em relação ao padrão normal de marcha, a análise da marcha fornece parâmetros biodinâmicos, que permitem a interpretação de informações, visando identificar desvios em relação ao padrão de normalidade da marcha (DAVIS, 1997).

De acordo com (FILHO & SANTOS, 2008), na década de 1980 houve um impulso maior na utilização da análise instrumentada do movimento, através do Dr. James Gage, que encontrou no laboratório de marcha, uma nova forma de tratar pacientes com distúrbios motores em especial àqueles com paralisia cerebral (PC).

De acordo com (ANDRADE, 2002), a análise quantitativa da marcha de sujeitos com alterações motoras torna-se ainda mais complexa, uma vez que, além da complexidade intrínseca ao movimento, adicionam-se elementos derivados das patologias específicas. Sendo assim, a quantificação das alterações do movimento perante o padrão normal, pode indicar formas de tratamento, bem como verificar sua eficácia.

Essa análise da marcha patológica é utilizada em especial, nas patologias de ordem neurológica, onde os movimentos se tornam complexos em virtude de eventuais deformidades ósseas associadas à espasticidade e reflexos patológicos concomitantes durante a marcha, como é o caso da PC.

A PC é considerada a causa mais comum de disfunção motora crônica da infância, sendo sua incidência difícil de ser determinada devido às dificuldades em se estabelecer critérios diagnósticos uniformes e por não ser moléstia de notificação compulsória. Nos últimos anos, a incidência mundial tem-se mantido constante, entre 1,5 a 5,9 para cada 1.000 nascidos vivos em países desenvolvidos (MELO-SOUZA, 2008). Por não ser moléstia de identificação obrigatória ao Ministério da Saúde no Brasil, fica difícil estimar incidência e prevalência de casos de PC no país. Para Schwartzman (2004), é provável que em países em desenvolvimento, como é o caso do Brasil, a incidência seja significativa em relação aos dados mundiais, por reunirem várias condições que favoreçam a ocorrência de problemas crônicos. Segundo Tabaquim e Lamônica (2004), os levantamentos estatísticos se tornaram incipientes porque os dados são descentralizados e não há obrigatoriedade de notificação da ocorrência. Para estes autores, a incidência pode ser elevada devido às condições sócio-econômicas precárias da maioria da população, para a qual faltam cuidados adequados à gestante, à parturiente, aos recém nascidos e aos lactentes. Um estudo, realizado por Edelmuth, revela que, no Brasil surgem 17.000 novos casos, por ano, de paralisia cerebral (ROTTA, 2002).

O termo “PC” foi descrito em 1843, pelo ortopedista inglês, William John Little e sua definição é: um grupo de doenças do desenvolvimento do movimento e da postura, causando limitação de atividade, que são atribuídas a distúrbios não progressivos que ocorrem no desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil. Os distúrbios motores da paralisia cerebral são

muitas vezes acompanhados por distúrbios de cognição, sensação, comunicação, percepção e/ou do comportamento, e /ou pela alteração na apreensão (BAX, 2005). Esse tipo de prejuízo ao sistema neurológico comumente resulta em um controle motor anormal e provoca distúrbios na marcha.

Sendo assim, o desempenho da marcha dessas crianças, quando comparado ao de crianças saudáveis é prejudicado, levando à dificuldade na realização de tarefas diárias e até mesmo de lazer (BOBATH, 1984; O' BYRNE *et al.*, 1998).

Portanto, é necessária uma compreensão da biomecânica da marcha humana normal, para melhor identificação das disfunções e uma avaliação objetiva das desordens existentes nos indivíduos. Essa avaliação objetiva, muitas vezes acontece por meio da análise dos parâmetros cinemáticos lineares e angulares, que são medidas utilizadas freqüentemente para avaliar o desenvolvimento da marcha e identificar possíveis alterações (STOLZE *et al.*, 1998; SORSDAHL, 2008). Dentre os parâmetros mais comumente utilizados estão: velocidade da marcha, comprimento do passo e da passada, cadencia, largura do passo, percentual de apoio e de balanço, angulações nas articulações de quadril, joelho e tornozelo.

Geralmente, os dados da avaliação da marcha são baseados na coleta de tentativas registradas em uma única visita do paciente ao laboratório e comparados com os dados de sujeitos controle, ou seja, sem comprometimento do padrão da marcha. É extremamente importante a garantia de que esses valores representem o padrão de locomoção do público estudado (DINI & DAVID, 2009).

Foram realizados vários estudos (FRANCO, 2009; BOTEGA, 2010; MATSUNO, VÂNIA M. *et al.*, 2010; MATSUNO, V. M. *et al.*, 2010; ZONTA, JÚNIOR, *et al.*, 2010), que avaliaram a PC como uma doença heterogenia em suas alterações ou disfunções, a qual, de acordo com a Classificação Internacional de Funcionalidade e incapacidade (CIF) necessita de uma avaliação das conseqüências funcionais para cada estado de saúde. Para PC são utilizados como avaliações funcionais: o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), a Função Motora Fina Bimanual (BFMF) e o Sistema de Classificação de Capacidade Manual (MACS), como classificações funcionais para membros inferiores, tronco, membros superiores e mãos.

Ainda não se tem relato de estudos baseados em sistemas de classificação funcional de atletas, como a classificação da Associação Internacional de Esportes e Recreação de Paralisia Cerebral (CPISRA) e no Brasil da Associação Nacional de Desporto para Deficientes

(ANDE) que disponibiliza um Manual de Classificação Funcional em conformidade com a CPISRA.

O *Internacional Paralympic Committee* (IPC) oferece um guia de classificação funcional desportiva para pessoas com lesões na medula espinhal, amputações, deficiências músculo-esqueléticas, anomalias congênicas e lesões nervosas, paralisia cerebral, traumatismo crânio-encefálico, acidente vascular cerebral, deficiência visual e com deficiência intelectual (TWEEDY & BOURKE, 2009). A classificação pelo IPC deve ser realizada por profissionais especializados nesta função, conhecidos como classificadores nacionais e/ou internacionais, e certificados pelo próprio comitê internacional. A classificação do IPC está em conformidade com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF), criada em 2001 pela Organização Mundial de Saúde (OMS).

Sendo a marcha um conjunto de movimentos similares aos da corrida de atletismo, a classificação funcional do IPC, consegue agrupar crianças e adolescentes com PC com mesma lesão, levando em consideração suas características morfológicas, clínicas e de habilidades físicas funcionais.

De acordo com o manual de classificação atlética do IPC capítulo 4 (TWEEDY & BOURKE 2009), os indivíduos com PC são classificados em oito grupos, sendo que quatro desses grupos são específicos para cadeirantes e os outros quatro, para deambuladores e apresentam as seguintes características:

Classe T31: Tetraplégico grave.

- Possui espasticidade de grau 4 e 3+, com ou sem atetose.
- Pouca amplitude funcional de movimento, pouca força nas extremidades e tronco
- Dependente de outras pessoas para impulsionar a cadeira de rodas para locomoção.
- Nenhum ou pouco controle de tronco.
- Limitação grave das extremidades superiores (dedos), apresentando pobre amplitude de movimento e/ou atetose severa.

Classe T32: Tetraplégico – grave à moderado

- Grau de espasticidade de 3+ à 3, com ou sem atetose
- Pouca força e amplitude funcional de movimento, porém com capacidade de impulsionar a cadeira de rodas.

- Pouco controle do tronco estático, menor ainda no controle dinâmico.
- Possui funcionalidade nas mãos para manipulação de objetos.

Classe T33: Tetraplégico, Hemiplégico, Triplégico- grave à moderado

- Possui força e amplitude funcional em pelo menos um membro superior.
- Impulsiona cadeira de rodas independentemente.
- Nas extremidades inferiores apresentam espasticidade de grau 4 e 3.
- Capaz de deambular pequenas distâncias com auxílio ou dispositivos.
- Possui controle de tronco, porém com pequenas amplitudes de movimento.
- Nas extremidades superiores o grau de espasticidade é 2+, apresentando limitação principalmente na extensão.
- Manipular objetos, porém com pequena destreza.
- Pouca capacidade em usar movimentos de tronco rápidos, pequena coordenação em soltar ou agarrar um objeto.

Classe T34: Diplégico – grave à moderado

- Boa força funcional com limitação mínima, com menor controle nos membros superiores e tronco do que os deambuladores.
- Grau de espasticidade nos membros inferiores 4 à 3, por isso a dificuldade na deambulação a longas distâncias.
- Conseguem deambular usando dispositivos de assistência, em pequenas distâncias.
- Limitação de movimento mínima no tronco.
- Os membros superiores e mãos possuem força funcional normal, limitação mínima de amplitude de movimento. Limitação observada em tarefas motoras finas rápidas.

Classe T35- Diplegia- moderada

- Consegue deambular sem ou com o uso de dispositivos de assistência.
- O deslocamento do centro de gravidade pode levar a perda de equilíbrio, porém consegue ficar na posição estática.
- Os membros inferiores são espásticos de grau 3-2. Enquanto que o acometimento dos membros superiores é mínimo;

- Nos membros superiores e mãos pode haver uma limitação moderada de movimento, porém com força dentro dos limites da normalidade.

Classe T36- Atetose ou ataxia- moderada

- Geralmente são quadriplégicos e diplégicos
- Tanto membros inferiores como superiores são afetados, pois não tem capacidade de permanecer imóvel.
- Em deslocamento apresentam melhor equilíbrio do que em posição estática, assim como são melhores com velocidades maiores (correr) do que com velocidades menores (caminhar).

Classe T37 – Hemiplegia

- Um hemicorpo é afetado, sendo membro inferior e superior
- Apresenta espasticidade grau 3 ou 2 em uma metade do corpo
- Diferenças significantes em movimentos contralaterais de membros inferiores e superiores.

Classe T38- Diplegia, hemiplegia e monoplegia com grau mínimo de espasticidade (1), atetose e ataxia mínimas também.

- A maioria dos casos confundível com pessoas saudáveis, devido às mínimas variações de movimento, fala e entendimento.
- Devem apresentar um mínimo sinal de uni- bilateral reflexo de babinski;
- Clonus muscular uni- bilateral;
- Reflexos diferentes entre direita e esquerda;
- Evidências de atetose ou ataxia;
- Rigidez de um ou mais membros;
- Atrofia ou encurtamento de um membro.

A associação entre a análise cinemática da marcha com os diversos tipos de PC é algo pouco explorado e de pouco conhecimento, uma vez que os estudos apresentados (FRANCO, 2009; BOTEAGA, 2010; MATSUNO, VÂNIA M. *et al.*, 2010; MATSUNO, V. M. *et al.*, 2010; ZONTA, JÚNIOR, *et al.*, 2010) são voltados para a parte clínica e por isso, utilizam a classificação clínica funcional e não a classificação funcional desportiva, aqui apresentada.

Sabe-se que a atividade desportiva praticada por pessoas com deficiência existe desde a Grécia Antiga (FREITAS & AMARANTE, 1997). No entanto, foi somente após a Segunda Guerra Mundial que o desporto adaptado teve maior avanço no contexto da prevenção e da reabilitação física, social e psíquica do deficiente (MATTOS, 1990). No Brasil se iniciou em 1957 com o basquetebol em cadeira de rodas, começando a aparecer clubes especializados em esportes para pessoas com limitação física (MATTOS, 1994).

Atualmente o esporte para pessoas com deficiência tem recebido atenção crescente, oferecendo aos deficientes a oportunidade de experimentar sensações e movimentos que freqüentemente eram impossibilitados pelas barreiras físicas, ambientais e sociais.

A atividade física e/ou esportiva para pessoas portadoras de deficiência significa a oportunidade de testar suas possibilidades, prevenir contra deficiências secundárias e promover a integração total do individuo (consigo mesmo e com a sociedade). Os objetivos a serem desenvolvidos dentro da educação física e/ou esportes com pessoas com deficiência física devem considerar sempre as limitações e potencialidades individuais do deficiente, bem como as atividades propostas, cujos objetivos podem englobar: o desenvolvimento da auto-estima; o estímulo a independência; a experiência intensa com suas possibilidades de limitações; a melhoria das condições organo-funcional; o aprimoramento das qualidades físicas; o desenvolvimento das habilidades físicas e também a possibilidade de acesso à pratica do esporte como lazer, reabilitações e competição (FREITAS & AMARANTE, 1997).

O meio do esporte de auto rendimento, ou seja, do esporte competitivo, não deve ser diferente, deve oferecer o desenvolvimento das potencialidades, vivencias de situações de sucesso e para isso o atleta deve ter a possibilidade de competir com igualdade de condições para com os demais atletas.

O objetivo do presente estudo foi determinar quantificar e comparar as alterações cinemáticas nos parâmetros lineares e angulares da marcha humana, entre grupos com PC pertencentes às classes T35, T36 e T37 de acordo com o manual do IPC.

Capítulo 2

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo foi realizada uma revisão, sobre a marcha humana normal, suas técnicas de avaliação bem como da paralisia cerebral e da marcha a ela associada.

2.1 Marcha humana

A deambulação humana, ou marcha é um meio natural do corpo para se deslocar de um local para outro, sendo um dos componentes básicos da função autônoma que é afetado comumente por doenças e lesões (NORKIN, 2010).

A eficiência no movimento de marcha depende da mobilidade articular livre e da atividade muscular que é seletiva na duração e intensidade (PERRY, 2005a). De modo geral, a marcha humana é uma atividade motora complexa que requer controles de vários elementos, inclusive da condição de manter o corpo ereto em movimento (ROSE & GAMBLE, 1994; PERRY, 2005a).

Essa locomoção humana é alcançada através de um sistema de regulação sensório e motora que controla a ação muscular, como resultado das atividades neurais complexas nos sistemas sensoriais e motores, centrais e periféricos (POPOVIĆ *et al.*, 2003).

Entretanto, informações importantes sobre a habilidade de andar da pessoa, podem ser obtidas por diferentes níveis de análise (PERRY, 2005a). Na análise patológica da marcha, a função normal é o modelo em relação ao qual a incapacidade é avaliada. Desvios do padrão normal definem as correções necessárias para diversas patologias incluindo a Paralisia Cerebral.

2.1.1 Ciclo Normal da Marcha

A marcha utiliza uma sequência de repetições de movimento do membro para mover o corpo para frente enquanto, simultaneamente, mantém a postura estável. Conforme o corpo move-se para frente, um membro serve como fonte de apoio, enquanto o outro membro avança para uma nova posição de apoio. Em seguida os membros invertem seus papéis (PERRY, 2005a).

A marcha é composta por ciclos repetidos de passos e passadas. Um passo se refere ao início de um evento com um membro agindo até o início desse mesmo evento com o outro membro em posição contra lateral; já a passada se refere ao início de um evento por um membro até que esse evento se repita com o mesmo membro (ROSE & GAMBLE, 1994).

Uma sequência única desses eventos pelos membros é chamada de ciclo de marcha (CM). Indivíduos normais iniciam o contato da superfície com o calcanhar, sendo este o padrão de contato inicial (CI) no apoio inicial (AI) do ciclo da marcha normal (PERRY, 2005a).

A figura 2.1 mostra como o CM é dividido, quanto aos períodos, às tarefas e fases da marcha.

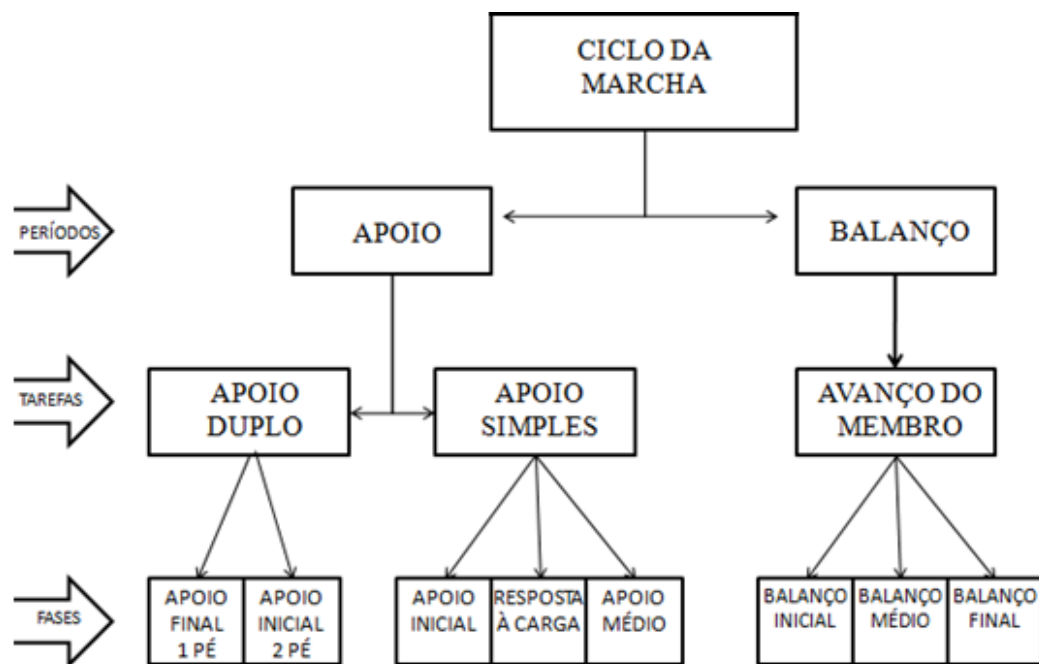


Figura 2.1 Divisões do ciclo da marcha (Adaptado de PERRY, 2005)

Cada CM é dividido em dois períodos, apoio e balanço. Observando os membros inferiores de um paciente durante a marcha, verifica-se esses períodos: o apoio, onde encontra-se um membro inferior apoiado ou dois membros dependendo da tarefa, que dura aproximadamente 60% a 65% do ciclo completo e a fase de balanço, no qual um membro inferior se encontra suspenso e dura aproximadamente 35% a 40% do ciclo, dependendo da velocidade de marcha do indivíduo (MAGEE, 2005; PERRY, 2005a).

Nesta última fase, o equilíbrio do corpo, a suavidade do movimento e a minimização do gasto energético são garantidos por uma fina conjunção de movimentos auxiliares do corpo, tais como a movimentação dos braços, o deslocamento do centro de massa para perto do plano de movimentação do membro inferior de apoio e uma leve flexão do membro inferior de apoio (ROSE & GAMBLE, 1994; PERRY, 2005a). Esta flexão tem o objetivo de diminuir impactos na transição da fase de balanço para a de apoio e as oscilações verticais do centro de massa, ambos responsáveis por gastos excessivos de energia durante a marcha (ROSE & GAMBLE, 1994; CROCE *et al.*, 2001).

Geralmente o CM tem início com o apoio, que se subdivide em duas tarefas, as quais juntas se subdividem em cinco fases. As tarefas do período de apoio são: Apoio duplo (A.D) e Apoio simples (A.S).

Na tarefa de A.S (Figura 2.2), três padrões funcionais são necessários: absorção de choque, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. Nesta tarefa um membro tem a total responsabilidade de sustentar o peso do corpo tanto no plano sagital como no coronal, enquanto o outro membro executa a progressão, ela se subdivide em três fases. O AI que corresponde de 0% a 2% do intervalo do CM, é o momento quando o pé acaba de tocar o solo; na resposta à carga (RC) que corresponde de 0% a 10% do intervalo do CM, neste momento o pé de apoio estará recebendo toda carga do corpo e o apoio médio (AM) que corresponde de 10% a 30% do intervalo do CM, iniciando quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo seja alinhado sobre o ante pé (MAGEE, 2005; PERRY, 2005a).

A tarefa de A.D (Figura 2.3) é o período em que um pé começa a perder o contato com o solo, enquanto o outro começa a suportar o peso corporal e a amortecer o choque do contato inicial. A fase de apoio final (AF) do 1º pé, equivale de 30% a 50% do intervalo do CM, começando com a elevação do calcanhar e continua até que o outro pé toque o solo. Quando o outro pé toca o chão, ocorre o apoio inicial do 2º pé, representando de 50% a 60% do

intervalo do CM, pois demanda um tempo maior para que ocorra a transferência de peso de um membro ao outro.

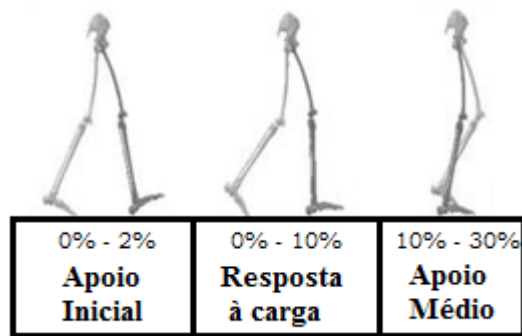


Figura 2.2 Fases da marcha de Contato Inicial, Resposta à carga e Apoio Médio (adaptado de PERRY, 2005)

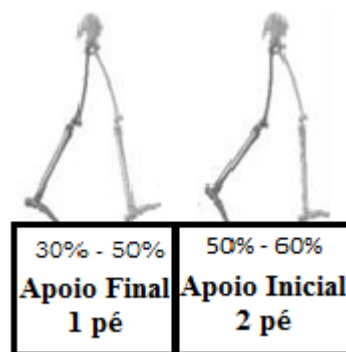


Figura 2.3 Fases da marcha de Apoio Terminal 1 pé e Contato Inicial 2 pé (Adaptada de PERRY, 2005)

Ao mesmo tempo em que um membro está na tarefa de A.S o outro membro está realizando a tarefa de Avanço do membro no período de balanço (Figura 2.4). Ocorrem as fases de balanço inicial (BI) responsável por 60% a 73% do intervalo do CM, sendo um terço do período do balanço, começando com a elevação do pé e terminando quando o pé em balanço está oposto ao pé de apoio. A fase de balanço médio (BM) corresponde de 73% a 87% do intervalo do CM, começando quando o membro em balanço está oposto ao membro de apoio e terminando quando o membro está anterior. E por fim a fase de balanço final (BF) a qual representa 87% a 100% do intervalo do CM, que começa quando o membro está anterior e a tíbia na vertical, terminando com o apoio do membro ao solo pelo calcanhar.

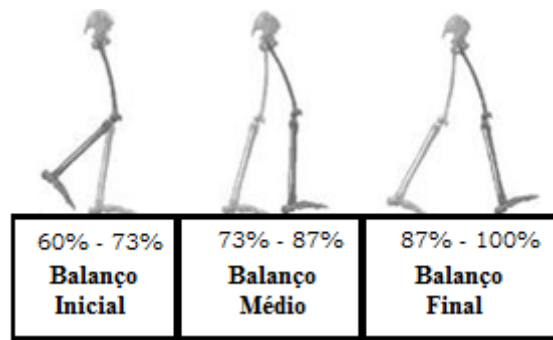


Figura 2.4 Fases da marcha de Balanço inicial, médio e final (Adaptado de PERRY, 2005)

Nesta última fase, como ocorre nas duas subfases iniciais, ambos os pés encontram-se em contato com o solo, de modo que, pela segunda vez, ocorre um A.D durante o ciclo da marcha (QIANG *et al.*, 2001; MAGEE, 2005).

2.1.2 Parâmetros Lineares da Marcha Normal

Os parâmetros listados a seguir se referem a indivíduos saudáveis com idades entre 8 e 45 anos. Entretanto, deve ser destacado que um padrão relativamente normal de marcha é observado em indivíduos muito jovens de até 3 anos de idade. Contudo, existem diferenças entre indivíduos do mesmo gênero e entre homens e mulheres. Na maioria da população fora dessa faixa etária, ocorrem alterações causadas pelo desenvolvimento neurológico, pelo controle do equilíbrio, pelo envelhecimento, pelas alterações do comprimento dos membros e pela maturação (MAGEE, 2005).

No que diz respeito à largura da base (largura entre os dois pés durante o apoio duplo), um valor normal varia de 5 a 10 cm. Quando a base é mais larga, o examinador pode suspeitar de alguma patologia que acarreta um mau equilíbrio; de uma condição como diabetes ou neuropatia periférica que pode indicar uma perda de sensibilidade; ou de um problema musculoesquelético como, por exemplo, uma contratura dos abdutores do quadril (SUBOTNICK, 1979).

Já sobre o comprimento do passo (comprimento entre a saída dos dedos de um pé e o contato inicial do outro pé) tem-se normalmente uma distancia de 35 a 41 cm, sendo relativamente constante para cada indivíduo, devendo ser igual para ambos os membros

(SEKIYA *et al.*, 1997). O comprimento varia de acordo com a idade e o sexo, sendo que os passos das crianças são menores que os dos adultos e os passos das mulheres são menores que os dos homens (BARRY-GREB & HARRISON, 1996). A altura do indivíduo também influencia: um indivíduo mais alto deambula passos maiores. Idade, fadiga, dor e doenças tendem a diminuir o comprimento do passo. Sendo o comprimento do passo igual para ambos os membros, o ritmo da marcha é regular. E o comprimento da passada (comprimento da saída dos dedos de um pé até o contato inicial deste mesmo pé) é de 70 a 82 cm (MAGEE, 2005).

A cadência normal é de 90 a 120 passos por minuto. Geralmente a cadência das mulheres é de 6 à 9 passos por minuto mais alta que a dos homens. Com a idade a cadência diminui (RODGERS, 1995).

2.1.3 Parâmetros Angulares da Marcha Normal

A cinemática angular descreve o comportamento singular das articulações envolvidas no processo de marcha e em cada fase da marcha. A cinemática do tornozelo no plano sagital inicia no apoio inicial, com o toque do calcanhar, o tornozelo está em posição neutra (90°). Durante a fase de resposta a carga, ocorre um movimento de flexão plantar do tornozelo até cerca de -7° o pé neste momento move-se para a posição de pronação, pois essa posição o desbloqueia e permite adaptação a diferentes terrenos e posturas. A partir do momento em que o pé encontra-se totalmente apoiado no solo, a tíbia passa a ser o segmento que avança sobre este pé e garante a continuidade da progressão anterior. Durante o apoio médio, ocorre movimento de dorsiflexão contínua e gradativa até um pico de cerca de 10° , já durante o apoio terminal, ou seja, quando há uma elevação do calcanhar do solo, ocorre uma flexão plantar do tornozelo, que atinge cerca de -15° . No balanço inicial o tornozelo apresenta o pico de flexão plantar de cerca de -20° . Após o balanço inicial é que ocorre a dorsiflexão, que irá posicionar o tornozelo em posição neutra para o contato inicial variando de 5° a 0° (AMIGOS, 1996; MAGEE, 2005)

Na cinemática do joelho no plano sagital, o contato inicial o joelho se encontra estendido em posição neutra podendo variar de -2° a 5° . Na resposta a carga o joelho encontra-se em flexão de até 15° a 25° . A partir desta flexão, ocorre extensão gradual do

joelho até aproximadamente 3° de flexão no apoio terminal. Na fase de balanço, o joelho começa flexionando 30° à 35° durante o pré-balanço. O pico máximo de flexão do joelho é cerca de 60° e ocorre entre balanço inicial e balanço médio. A extensão do joelho inicia-se novamente a partir do balanço médio e atinge extensão completa no balanço terminal de cerca de -3° a 5° (AMIGOS, 1996; MAGEE, 2005).

Para a cinemática articular do quadril no plano sagital apresenta-se uma flexão de 30° a 35° no contato inicial e durante a resposta a carga o quadril se estende continuamente até o máximo de 10° a 20° atingidos no final do apoio terminal. No pré-balanço o quadril inicia a flexão até atingir um pico de 25° no balanço médio que é mantido no balanço terminal (MAGEE, 2005; O`SULLIVAN & SCHIMITZ, 2010).

O desvio pélvico e de tronco vertical acontecem no plano frontal. Verifica-se que durante movimentos de flexão e extensão dos quadris ocorre uma oscilação vertical do quadril e tronco, impedindo que o centro de gravidade se mova mais de 5 cm para cima e para baixo.

Durante o contato inicial ou AI, a pelve encontra-se inclinada ao lado que executa o contato, e o tronco encontra-se alinhado entre os dois MMII. Na fase de resposta à carga, o tronco encontra-se alinhado com o membro inferior de apoio e a pelve desce discretamente para o lado do membro inferior em balanço. Durante o apoio médio o tronco encontra-se alinhado sobre o membro inferior de apoio e a pelve apresenta uma discreta queda para o lado do membro em balanço. No apoio Final o tronco encontra-se alinhado inicialmente sobre os membros inferiores e move-se em direção ao membro de apoio. Para a fase de balanço inicial a pelve inclina-se em direção ao lado do membro inferior em balanço e o tronco mantém-se alinhado com o membro inferior de apoio (MAGEE, 2005).

2.1.4 Marcha e Paralisia Cerebral

Uma das alterações padrão para pessoas com PC como resultado de lesão neurológica é o acometimento da motricidade que normalmente impede a realização da marcha independente. Essa dificuldade na marcha independente pode ser atribuída ao descontrole postural, anormalidades do tônus muscular e controle motor alterado (CURY *et al.*, 2006).

É preciso conhecer primeiramente os padrões de marcha normal independente para eventualmente ter o entendimento de uma marcha patológica (HEBERT *et al.*, 2003; CURY *et al.*, 2006). Sendo a paralisia cerebral uma condição que freqüentemente interfere na

aquisição de habilidades motoras na infância, as quais são essenciais para o desempenho de atividades e tarefas da rotina diária, a locomoção é uma das atividades motoras que geralmente apresenta-se alterada em crianças com PC, quando comparada com crianças normais.

O AI raramente acontece com o toque do calcâneo ao solo, sendo o mesmo mais frequentemente realizado com a planta do pé ou em flexão plantar. Essas alterações podem ser geradas por desequilíbrio muscular entre os dorsiflexores (fracos) e flexores plantares (espásticos ou encurtados) dos tornozelos (FILHO & SANTOS, 2008; FONSECA *et al.*, 2008).

A deformidade em flexão de joelhos também pode comprometer o CI, pois a limitação para a extensão completa desta articulação no BF, o toque do calcâneo ao solo no início do ciclo de marcha fica inviabilizado (FILHO & SANTOS, 2008; FONSECA *et al.*, 2008).

Na RC ocorre um aumento de flexão do joelho e do tornozelo também, podendo não haver a flexão plantar nesta fase.

No AM e AF, os tornozelos passam a apresentar aumento da dorsiflexão na fase de apoio, com isso, ocorre aumento da flexão dos joelhos no AM, com necessidade de ativação do quadríceps para promover a estabilização articular. A espasticidade e/ou encurtamento pode limitar a extensão dos joelhos nesta fase.

Durante as fases de balanço ocorre uma redução na flexão dos joelhos devido a espasticidade do músculo quadríceps principalmente no BM. Enquanto que no BF pode ter a extensão dos joelhos limitada, alteração esta que inviabiliza o adequado posicionamento do membro para o CI. Além da flexão plantar mantida durante todo o balanço também comprometer este AI (FILHO & SANTOS, 2008; FONSECA *et al.*, 2008).

Os quadros clínicos de paralisia cerebral que normalmente podem adquirir a deambulação independente são Hemiplegia e Diplegia leve; esses quadros clínicos compreendem 48% a 79% de todas as pessoas com PC (CURY *et al.*, 2006).

Classificar os diferentes tipos de marcha dessas pessoas pode ser uma tarefa subjetiva, propensa a variabilidade ou a falta de validade. Alguns autores como (BACHWCHMIDT *et al.*, 2000; BELL *et al.*, 2002; CURY *et al.*, 2006; BAGLEY *et al.*, 2007), já fizeram tentativas de caracterização dos padrões de marcha relacionados com a PC, porém os há necessidade dos tipos de marcha a serem estudados por um consenso de especialistas e/ou por interrogação sistemática de dados estatísticos de marcha de cada caso, para assim determinar os distúrbios da marcha dos diferentes tipos de PC.

A análise da marcha é reconhecida como um elemento central na avaliação quantitativa de marchas, bem como, nos planos de tratamentos para os indivíduos com distúrbios do movimento tais como as causadas por PC. Essa análise da marcha gera uma grande quantidade de dados; isso muitas vezes torna a análise um instrumento complicado de se usar e difícil de interpretar. Existe, todavia, uma crescente necessidade clínica dos índices que permitem um objetivo quantitativo, na validação da marcha patológica (CURY *et al.*, 2006).

2.2 Avaliação da Marcha Humana

A avaliação da marcha é realizada devido a diversas razões específicas, sendo que todas elas requerem alguma informação sobre o desempenho da marcha de um indivíduo ou grupo de pessoas com alguma incapacidade ou alteração do padrão normal de marcha.

A avaliação da marcha proporcionou nas últimas décadas, um importante avanço no conhecimento de biomecânica e da fisiologia dessa área.

A evolução dos laboratórios de marcha tem um longo trajeto. No século XVII, Galileo (1564-1642) e Isaac Newton (1642- 1727) descreveram as leis de dinâmica, massa, momento de força, princípios estes que são utilizados nos dias atuais, que explicam fenômenos biomecânicos observados durante a marcha humana (HEBERT *et al.*, 2003).

Desde então, verifica-se uma evolução acentuada no que diz respeito à análise da marcha. Um laboratório de marcha nos dias atuais é composto por equipamentos de alta tecnologia para que haja uma complexa investigação.

- Câmeras dotadas de um sistema óptico eletrônico de emissão de raios infravermelhos que capta ou “visualiza” marcadores reflexivos colocados em regiões estratégicas sobre a superfície corporal. Esse sistema juntamente com um sistema computadorizado (software) calcula as posições tridimensionais dos diversos segmentos do esqueleto a ser estudado e permite a coleta de dados cinemáticos.
- Plataformas de força compostas por sensores piezo elétricos capazes de medirem a força exercida pelo indivíduo quando toca seu pé na plataforma durante a marcha. Esse sistema torna possível o cálculo da intensidade da força de reação do solo, assim como sua direção e sentido. Esse método produz dados cinéticos, que vem como complementação dos dados cinemáticos.

- Eletromiografia permite o estudo da atividade muscular durante determinado movimento, podendo ser coletados ao mesmo tempo 10 ou mais músculos envolvidos.
- Dinamometria indica as causas do movimento através da deformação de um transdutor havendo uma grandeza elétrica resultante desta deformação. Os transdutores podem ser piezo elétricos, capacitivos ou resistivos.

Na literatura temos exemplos que ilustram as finalidades da avaliação da marcha, que demonstram diferenças entre marcha patológica e normal (SUTHERLAND *et al.*, 1980; MUELLER *et al.*, 1994; OSTROSKY *et al.*, 1994; GOLDBERG *et al.*, 2011), determinação da necessidade ou eficiência de órteses, próteses e dispositivos auxiliares (RADTKA *et al.*, 2005; CURY *et al.*, 2006), determinação da marcha em diferentes fases da vida (OSTROSKY *et al.*, 1994; BARRY-GREB & HARRISON, 1996), determinação dos efeitos dos tratamentos (DAMIANO *et al.*, 1995; GRANATA *et al.*, 2000).

2.2.1 Objetivos da análise da marcha

Alguns objetivos da análise da marcha são demonstrados de acordo com (NORKIN, 2010):

- I. Auxiliar na compreensão das características da marcha de um distúrbio em particular.
O que inclui:
 - Obter descrições acuradas dos padrões e variáveis de marcha típicos de diferentes condições;
 - Identificar e descrever os desvios da marcha presentes ou tipicamente presentes em distúrbios específicos;
 - Determinar o equilíbrio, a resistência à fadiga, o gasto energético e a segurança;
 - Determinar a capacidade de deambulação funcional do paciente em relação as demandas em casa, na comunidade e no ambiente de trabalho.

- II. Auxiliar no diagnóstico do movimento por meio de:
 - Identificação e descrição dos desvios da marcha e das diferenças entre o desempenho de um paciente e os parâmetros da marcha normal;
 - Análise dos desvios da marcha e identificação dos mecanismos responsáveis por sua produção;

III. Orientar a seleção da intervenção:

- Propor o tratamento apropriado dos comprometimentos que possa melhorar o desempenho da marcha;
- Determinar a necessidade de dispositivos ou equipamentos de adaptação, auxiliares, ortóticos, protéticos, de proteção ou suporte.

IV. Avaliar a eficiência do tratamento.

Porém o tipo de análise de marcha selecionado, não depende apenas do objetivo da análise, mas também do tipo de equipamento disponível, do conhecimento em usá-lo e do tempo disponível para realizar a análise.

A análise da marcha deve fornecer dados acurados confiáveis e válidos que sirvam de base para a descrição do estado presente (limitações e possibilidades de desempenho), o planejamento e a implementação das intervenções, a avaliação da eficiência e da progressão com o tempo, a avaliação dos resultados e em alguns casos e previsão do estado futuro do avaliado.

2.2.2 Tipos de análise da marcha

Os tipos de análise em uso atualmente podem ser classificados em duas amplas categorias: cinemática e cinética. A análise cinemática da marcha é usada para descrever padrões de movimento sem considerar as forças envolvidas na sua produção, como os movimentos lineares e angulares. Uma análise cinemática da marcha consiste na descrição do movimento do corpo como um todo e de segmentos corporais, um em relação ao outro, podendo ser qualitativa ou quantitativa. A análise cinética da marcha é usada para determinar as forças envolvidas como inércia, massa, força, centro de gravidade, peso, pressão, volume, densidade, torque, impulso. Em alguns casos, é possível avaliar tanto as variáveis cinemáticas quanto as cinéticas da marcha em uma única análise. Além de examinar essas variáveis, pode-se avaliar variáveis fisiológicas, como frequência cardíaca, consumo de oxigênio e gasto energético e a eletromiografia (STOKES, 2000).

O método mais comum usado nos estabelecimentos clínicos é a análise qualitativa da marcha. Esse método em geral requer apenas uma pequena quantidade de equipamento e uma

porção mínima de tempo. A variável primária avaliada em uma análise cinemática qualitativa é o deslocamento, que inclui uma descrição dos padrões de movimento, de desvios das posturas corporais normais e dos ângulos articulares em pontos específicos do ciclo da marcha. Esse tipo de análise é chamada de análise observacional da marcha (AOM) (STOKES, 2000).

A análise cinemática quantitativa da marcha é usada para obter informações sobre variáveis espaciais e temporais, assim, como padrões de movimento. Os dados obtidos por meio dessas análises podem ser quantificados, portanto, fornecem àqueles que trabalham com esse tipo de análise, dados numéricos das variações da marcha humana.

2.2.3 Protocolos de marcadores

Há dois protocolos de conjunto de marcadores comumente utilizado na análise da marcha. Na maioria dos estudos são utilizados marcadores apenas em membros inferiores e quadril. O primeiro deles é referido como Cleveland Clinic Marker Set. Ele usa uma tríade rígida de marcadores (Cluster) em um plano paralelo ao eixo longo do osso para captar o movimento da coxa e canela em 3 dimensões além de definir o joelho e o tornozelo como centros e eixos de rotação, veja a figura 2.5A abaixo. O segundo conjunto de marcadores foi originalmente desenvolvido no Hospital Helen Hayes e leva o nome de Helen Hayes Marker Set. É também chamado de "simplificado Marker Set". Na face lateral da coxa e da perna, é colocada uma haste de 10 cm para medir a rotação do membro. Um refinamento do presente Helen Hayes Marker Set, define melhor o joelho e o tornozelo como centros e eixos de rotação veja figura 2.5B. Ambos os conjuntos de marcadores usam marcadores da parte superior do corpo e os marcadores de cabeça como opcionais. (KADABA, et. al., 1990). Neste trabalho, adotou-se o protocolo sugerido pelo fabricante do sistema ARENATM Motion Capture, que se assemelha ao protocolo Helen Hayes Marker Set, e será detalhado no capítulo seguinte.

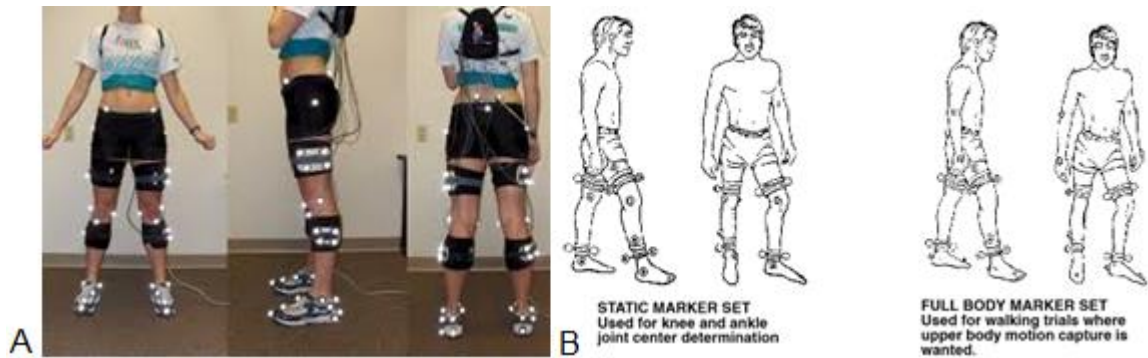


Figura 2.5: A) exemplificação dos locais anatômicos para colocação de marcadores segundo protocolo de Cleveland Clinic Marker Set; B) exemplificação dos locais anatômicos para colocação de marcadores segundo protocolo de Helen Hayes Marker Set.

2.3 Paralisia Cerebral

A paralisia cerebral, definida como uma encefalopatia crônica não progressiva da infância é uma desordem do movimento e da postura, provocada por uma lesão do cérebro imaturo (BOBATH, 1984).

Little (1843), descreveu pela primeira vez, a encefalopatia crônica da infância, e a definiu como patologia ligada a diferentes causas e características, principalmente por rigidez muscular (DIAMENT & CYPEL, 1996; ROTTA, 2002). Freud, em 1897, sugeriu a expressão paralisia cerebral que, mais tarde, foi utilizada por Phelps, ao se referir a um grupo de crianças que apresentavam transtornos motores mais ou menos severos devido à lesão do sistema nervoso central, semelhantes ou não aos transtornos motores da Síndrome de Little (DIAMENT & CYPEL, 1996; ROTTA, 2002).

Desde o Simpósio de Oxford, em 1959, a expressão Paralisia Cerebral foi definida como seqüela de uma agressão encefálica que se caracteriza, como um transtorno persistente, com alteração do tônus muscular, postura e de movimentos involuntários, que aparece na primeira infância e está diretamente ligada á lesão estática no encéfalo (ROTTA, 2002).

Segundo a Comissão Mundial de Paralisia Cerebral, (1988) ela é definida como: “um distúrbio de postura e movimento persistente, porém não imutável, causado por lesão no sistema nervoso central em desenvolvimento, antes ou durante o nascimento ou nos primeiros anos de Lactancia”(GRIFFTHS & CLEGG, 1988).

Sendo assim, a PC é caracterizada por uma alteração dos movimentos controlados ou posturais dos pacientes, aparecendo cedo, sendo secundária a uma lesão, dano ou disfunção do sistema nervoso central (SNC) e não é reconhecido como resultado de uma doença cerebral progressiva ou degenerativa (RUSSMAN *et al.*, 1997; FERRARETTO & SOUZA, 1998a).

2.3.1 Etiologia e Patogênese

Para PC existem muitas causas e qualquer condição que leve a uma anormalidade do cérebro nos períodos pré, peri ou pós natal pode ser responsável pelo acometimento motor e o aparecimento desta patologia.

A asfixia pré e perinatal são responsáveis pelo maior contingente de comprometimento cerebral do recém-nascido, sendo a primeira causa de morbidade neurológica neonatal e uma das principais causas de morte neste período (MELO-SOUZA, 2008). A prematuridade entra como a segunda maior causa. Com menor frequência estão as infecções pré-natais como rubéola e toxoplasmose (HEBERT *et al.*, 2003).

De acordo com a tabela 2.1, são múltiplas as possibilidades etiológicas, para a ocorrência de paralisia cerebral na primeira infância.

Tabela 2.1: Possibilidades etiológicas. (Adaptado de Diamant, 1996)

Causas		Genéticas e/ou Hereditárias
Causas Pré - natais	Maternas	Circulatórias (fenômenos hipóxico-isquêmicos, hipotensão)
		Eclampsia
		Hemorragias com ameaça de aborto
		Desprendimento prematuro da placenta
		Má posição do cordão umbilical
		Infecções (rubéola, toxoplasmose, vírus do herpes simples)
		Metabólicas (diabetes, desnutrição)
		Tóxicas (medicamentos, drogas)
Causas perinatais		Malformações congênitas
		Físicas (radiações, raio X)
		Parto distócico
		Asfixia (hipóxia ou anóxia)
		Hemorragia intracraniana
		Prematuridade e baixo peso
		Icterícia grave
Causas pós - natais		Infecção pelo canal do parto
		Meningoencefalites
		Traumatismos crânio-encefálicos
		Encefalopatias desmielinizantes
		Processos vasculares
		Desnutrição
		Síndromes epilépticas

O acometimento motor pode ser proveniente a estas alterações mencionadas (tabela 1) na primeira infância. São consequências comuns de lesões do neurônio motor, a menor capacidade de gerar força muscular e uma diminuição no volume muscular (LUNDY-EKMAN, 2008).

Uma vez que as crianças com PC têm como principal característica o comprometimento motor, que influencia no seu desempenho funcional, a categorização da paralisia cerebral é baseada nas descrições das características observáveis e em um diagnóstico por imagem das áreas do SNC afetadas (LUNDY-EKMAN, 2008).

De acordo com Souza & Ferraretto (1998) após diagnóstico clínico, ocorre a classificação levando em conta o tipo de disfunção motora extrapiramidal ou discinético (Atetoide, coreico e distônico), atáxico, misto e espástico; ou pela topografia das lesões (Localização no corpo), que inclui tetraplegia, monoplegia, diplegia e hemiplegia.

Quanto à disfunção motora:

- Atetoide: Caracterizada por movimentos involuntários, Neste tipo, os movimentos são involuntários devido a um estímulo ineficaz e exagerado que o cérebro envia ao músculo não sendo capaz de manter um padrão.
- Coreico: Acomete crianças e jovens do sexo feminino com movimentos involuntários e descoordenados dos membros e dos músculos da face.
- Distônico: Incoordenação do tônus muscular
- Atáxico: Dificuldade de coordenação motora (Tremores ao realizar um movimento).
- Mistos: Quando apresentam pelo menos dois tipos associados de alteração do movimento (Exemplo: espástico e atetoide)
- Espástico: Ocorre uma lesão do córtex cerebral, diminuindo a força muscular e aumentando o tônus muscular. A tensão muscular encontra-se aumentada notada ao realizar algum alongamento da musculatura ou mesmo um estiramento (FERRARETTO & SOUZA, 1998a; FONSECA *et al.*, 2008).

Quanto à topografia da lesão

- Tetraplegia (Hemiplegia bilateral ou quadriplegia): Ocorrendo em 9 a 43% dos casos, com lesões difusas bilateral no sistema piramidal apresentando tetraparesia espástica com

retrações em semiflexão severas, síndrome pseudobulbar (hipomímia, disfagia e disartria), e até microcefalia, deficiência mental e epilepsia.

- **Diplegia:** Surge em 10 a 30 % dos pacientes, sendo mais comum em prematuros, comprometendo os membros inferiores, podendo apresentar hipertonia dos músculos Adutores, denominado síndrome de Little (Cruzamento dos membros inferiores e marcha "em tesoura"). Existem vários graus para classificar a intensidade do distúrbio, podendo ser pouco afetado (com um prognóstico bom, sendo capaz de se adaptar à vida diária) ou grave com limitações funcionais. Ao 1º ano de vida, a criança pode se apresentar hipotônica, passando para distonia intermitente, com tendência ao opistótono quando estimulada. Nos casos mais graves a criança pode permanecer num destes estágios por toda a sua vida, porém geralmente passa a exibir hipertonia espástica, inicialmente extensora e, finalmente, com graves retrações semiflexoras.
- **Hemiplegia:** É a mais comum de todas, comprometendo mais o membro superior; acompanhada de espasticidade, hiper-reflexia e sinal de Babinski. O padrão hemiplégico caracteriza-se pela postura semiflexora do membro superior, com o membro inferior hiperestendido e aduzido, e o pé em postura equinovara, podendo aparecer ser encontrado hipotrofia dos segmentos acometidos, hemi-hipoestesia ou hemianopsia (FERRARETTO & SOUZA, 1998a; FONSECA *et al.*, 2008).

2.3.1.1 Paralisia Cerebral Espástica

A mais freqüente forma de paralisia cerebral é a espástica, podendo ser quadriplégica, hemiplégica ou diplégica. Trata-se de uma lesão do SNC que compromete o neurônio motor superior ao longo do trato cortico-retículo-bulboespinal ou piramidal (MELO-SOUZA, 2008).

No geral, cerca de 75% dos pacientes doentes com paralisia cerebral apresentam padrão espástico (FERRARETTO & SOUZA, 1998a). Observa-se hipertonia muscular extensora e adutora dos membros inferiores (MMII) e flexoras dos membros superiores (MMSS), hiperreflexia profunda e sinal de Babinski (MELO-SOUZA, 2008).

2.3.1.2 Paralisia Cerebral Tetraplégica

A síndrome tetraplégica ou quadriplégica é verificada tanto em lactentes pré-termo como a termo. As causas são numerosas patologias, como infecções intra-ulterinas, malformações, encefalopatias fetais e encefalopatia isquêmica hipóxica perinatal (ROSENBLOOM, 1995).

A tetraplegia ou quadriplegia acomete de 9 a 43% dos pacientes. Ocorrem lesões no feixe corticoespinhal (piramidal) bilateral, simétrico ou assimétrico, podendo ocorrer além da grave tetraparesia espástica, microcefalia, deficiência mental e epilepsia (FERRARETTO & SOUZA, 1998a).

O grupo tetraplégico afetado com maior gravidade é incapaz de adquirir e reter habilidades de deitar, sentar, ficar em pé, sem treinamento, instrução e acompanhamento. As anormalidades no tônus muscular são pronunciadas e nos anos seguintes, não é incomum encontrar deformidade fixa dos membros e do corpo, ocasionada pela imobilidade e pela espasticidade persistente. Os pacientes têm dificuldade com a fala e comunicação (ROSENBLOOM, 1995).

2.3.1.3 Paralisia Cerebral Diplégica

As síndromes diplégicas são características nas crianças prematuras com infarto hemorrágico das áreas periventriculares do cérebro. Considera-se que os mecanismos causadores, lesões dos núcleos reticulares pontinos ou bulbares e do feixe corticoespinhal ventral, através da leucomalacia periventricular e infartos venosos hemorrágicos (ROSENBLOOM, 1995). Essas afecções têm incidência crescente nos lactentes que sobrevivem a prematuridade, acomete de 10 a 45 % dos pacientes (FERRARETTO & SOUZA, 1998a; FONSECA *et al.*, 2008).

O grupo diplégico tem movimentos nas mãos e nos membros superiores, adquire rapidamente o equilíbrio ao sentar, sendo que maior dificuldade é a posição ortostática e a marcha. Esses indivíduos têm marcha flexionada-aduzida característica que provavelmente deteriora durante os estirões de crescimento, tendência a deformidade dos pés, mas em geral, não têm problemas com a fala e comunicação (ROSENBLOOM, 1995).

2.3.1.4 Paralisia Cerebral Hemiplégica

A hemiplegia é a segunda síndrome mais comum observada em lactentes pré-termo e a termo, acometendo cerca de 25 a 40% dos casos de PC. Nos lactentes pré-termo não tem associação específica com problemas ao nascimento, enquanto a hemiplegia nos lactentes a termo resulta, com frequência, de eventos no início do terceiro trimestre de gestação, que comprometem a irrigação sanguínea, havendo lesão no feixe corticoespinhal (piramidal) lateral. As malformações e o infarto da região encefálica perfundida pela artéria média do cérebro são outras causas (ROSENBLOOM, 1995).

As crianças com hemiplegia 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 desnecessária, desconforto e deformidade na idade adulta (ROSENBLOOM, 1995).

2.3.1.5 Paralisia Cerebral Discinética

Essa síndrome inclui os indivíduos que tem movimentos coreoatetóides involuntários. Está intimamente associada a adversidades peri natais evidentes, como asfixia grave, porém de curta duração ao nascimento, ainda que, em geral, seja apenas uma encefalopatia isquêmica hipóxica leve ou moderada. A lesão neural acomete os gânglios basais caracterizando movimentos lentos uniformes e de contorção das extremidades e/ou do tronco (MELO-SOUZA, 2008).

Atualmente a discinesia é o quadro clínico mais raro, atinge cerca de 8-15% dos casos de PC. Manifesta-se através de movimentos involuntários, sobretudo distonias axiais e/ou movimentos coreoatetóides das extremidades. No primeiro ano de vida este padrão costuma não estar definido, podendo existir hipotonia muscular (FERRARETTO & SOUZA, 1998a).

A forma coreoatetóide da paralisia cerebral discinética é rara na atualidade, devido às medidas de prevenção de encefalopatia por bilirrubina. A atetose pode ocorrer com maior envolvimento nas extremidades, embora mais frequentemente, interfira em toda a estabilidade postural (FERRARETTO & SOUZA, 1998a). Apesar de a atetose hoje ser rara em lactentes, há um número significativo de adultos com paralisia cerebral atetóide. Essa afecção pode ser enganadora, devido à gravidade de sua apresentação, que consiste em contrações faciais,

movimento involuntário, deficiência da audição e da fala e ausência no controle postural, que ocasiona espasticidade e deformidades graves em idades mais avançadas (ROSENBLOOM, 1995).

E igualmente rara é a ataxia cerca de 4% dos casos, que inicialmente pode traduzir-se por hipotonia (FERRARETTO & SOUZA, 1998b), aos poucos, verificam-se alterações do equilíbrio e da coordenação e tremores durante movimentos voluntários (GUYTON, 1992; MELO-SOUZA, 2008), sendo afetado o cerebelo, especialmente nos feixes espino cerebelares (GUYTON, 1992; MELO-SOUZA, 2008).

A marcha deste grupo se faz com aumento da base de sustentação podendo apresentar tremor intencional (FERRARETTO & SOUZA, 1998b). As reações atáxicas são frequentemente notadas na marcha de um indivíduo atetóide, apresentando tônus nas articulações proximais, gerando assim movimento (UMPHRED, 2004).

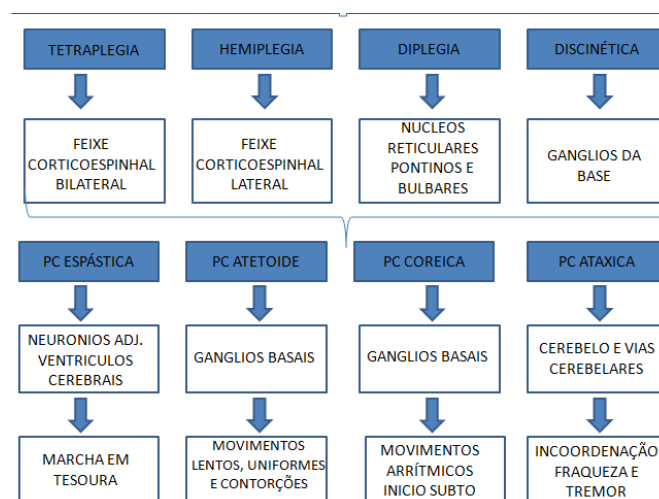


Figura 2.6 Resumo dos tipos de PC de acordo com as áreas do SNC afetadas e suas características de movimento.

2.3.2 Manifestações Clínicas Associadas

De acordo com autores como Melo- Souza, 2008 e Ferraretto e Souza 1998, além do distúrbio motor, obrigatório para a caracterização da paralisia cerebral, o quadro clínico pode incluir também outras manifestações acessórias com frequência variável, são exemplos a deficiência mental, epilepsia, deficiência visual, transtornos auditivos, de linguagem e distúrbios ortopédicos.

A deficiência mental ocorre de 30 a 70% dos pacientes. Está mais associada às formas tetraplégicas, diplégicas ou mistas. Já os transtornos de conduta, aparecem em 2-3 que apresentam deficiência mental associada. Mas se tem inteligência normal, devido às dificuldades físicas, pode apresentar problemas de comportamento, devido as frustrações que ocorrem devido sua limitação motora.

A epilepsia ocorre em 65% dos casos, ocorrendo mais associado com a forma hemiplégica ou tetraplégica.

Nos distúrbios visuais podem ocorrer perda da acuidade visual ou dos movimentos oculares sendo o mais comum o estrabismo convergente, por lesão no 6º nervo, que percorre longo trajeto na base do crânio, ficando mais exposto a traumatismos, hemorragias e infecções. A dificuldade visual é freqüente e vai desde a presença de catarata nos casos de toxoplasmose congênita.

Os transtornos de linguagem são freqüentes, incluindo alterações do tipo disfásico, dislélico ou disártrico. As disfasias acometem mais nas formas espásticas, hemiplegia direita. As dislalias acometem as formas piramidais em geral. As disartrias acometem as formas atáxicas cerebelares e nas atetóticas.

Os transtornos auditivos ocorrem ou por comprometimento do 8º nervo craniano, desde seu núcleo até a saída do crânio pelo meato auditivo (MELO-SOUZA, 2008).

Por sua vez, os distúrbios ortopédicos se dão devido a alterações nas áreas motoras cerebrais específicas durante a infância. Mesmo nos pacientes submetidos à reabilitação bem orientada, são comuns as retrações fibrotendíneas (50%), cifoescoliose (15%), “coxa valga”(5%) e deformidades nos pés.

A criança com PC apresenta menor estatura, menor massa corporal e menor resistência às infecções, o que mostra a importância de um cérebro saudável, para uma constituição física normal.

Capítulo 3

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Ambiente

A coleta de dados deste trabalho foi realizada no Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Educação Física no Centro de Excelência Esportiva CENESP/PPDNE da Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

A área destinada para captura do movimento da marcha foi de 3,00 m de comprimento, 2,00 m de largura e 2,50 m de altura, totalizando um volume de 15,00m³. O laboratório teve sua única janela coberta por um tecido preto e no solo houve cobertura com um tapete de material EVA preto, para que não houvesse reflexo da luz do ambiente. Neste EVA, foi feita uma marcação com fita crepe branca, que delimitava o espaço de caminhada para o sujeito.

As câmeras foram dispostas para delimitar o local de captura do movimento conforme mostrado na Figura 3.1



Figura 3.1 Local de coleta de dados CENESP/UFU

3.2 Tipo de estudo e participantes

Trata-se de um estudo observacional transversal quantitativo de pessoas com paralisia cerebral, aprovado pelo comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Uberlândia (MG), Brasil, registro CEP/UFU 570/10.

3.3 Descrição da amostra

Participaram dessa pesquisa 25 pessoas com PC, com idade entre 08 e 23 anos, de ambos os gêneros. Inicialmente, o paciente apresentou um laudo médico para confirmação da patologia e posteriormente foi realizada uma entrevista para seu devido cadastro incluindo nome, idade, gênero, telefone de contato, tipo de PC, nome dos pais e eventuais observações. Neste momento da pesquisa foram excluídos 4 participantes, 3 por apresentarem tipos de PC diferentes daquelas estudadas nesta pesquisa e outro com PC severa que necessitava de apoio para andar. Após essa etapa, foi lido e explicado para cada participante o termo de consentimento livre e esclarecido, o qual foi assinado logo em seguida. Neste momento, 2 participantes e/ou responsáveis desistiram de participar do estudo.

3.4 Critérios de elegibilidade

Como critérios de elegibilidade para esse estudo, foram adotados: o participante deveria apresentar paralisia cerebral diagnosticada clinicamente; ter habilidade para andar de forma independente, ou seja, sem auxiliares deambulantes; ter cognição adequada para entendimento das tarefas; não apresentar demais deficiências físicas e ou mentais que atrapalhassem no processo do caminhar.

3.5 Avaliação funcional pelo IPC

Participaram efetivamente do estudo 19 pessoas com PC, as quais foram avaliadas funcionalmente por um avaliador internacional do IPC, sendo esta avaliação física, porém, subjetiva. Os participantes foram classificados em três grupos: grupo T35, pessoas com PC diplégicas, grupo T36, pessoas com PC atetóide e atáxica e grupo T37, pessoas com PC hemiplégica. Assim, 10 participantes foram classificados como hemiplégicos, 5 como diplégicos e 4 como atetóides e atáxicos.

Os quadros clínicos de paralisia cerebral que normalmente podem adquirir a deambulação independente são Hemiplegia e Diplegia leve; esses quadros clínicos compreendem 48% a 79% de todas as pessoas com PC (CURY *et al.*, 2006), o que justifica a escolha das classes T35 e T37. A classe T36 foi escolhida por ser mais uma classe de deambulantes independentes, porém com menor acometimento que as anteriores.

3.6 Avaliação Antropométrica

Após esta triagem inicial, iniciou-se a coleta de dados com a medida dos dados antropométricos massa corporal (Kg), estatura (m), comprimento do tronco (m) e comprimento dos membros inferiores (m) . Anteriormente às medições, os sujeitos foram instruídos pelos pesquisadores e pais e/ou responsáveis a ficarem descalços e vestidos com biquíni, maiô ou sunga.

A massa corporal foi medida numa balança Micheletti, modelo MIC 200 com precisão de 50gr; a estatura e o comprimento do tronco foram, verificadas por um estadiômetro da marca Sanny com precisão de 1mm. O comprimento do tronco foi aferido com o participante

sentado no solo, com a coluna apoiada na parede em posição ereta. A estatura foi medida na posição em pé, ereta. O comprimento dos membros inferiores foi encontrado pela subtração entre a estatura e comprimento do tronco.

3.7 Coleta de dados cinemáticos

Concluída a avaliação antropométrica os participantes começaram a preparação para aquisição das variáveis cinemáticas.

Primeiramente foi executada a calibração do sistema de câmeras Optitrack. A utilização de um calibrador promove um ambiente controlado que é essencial para aquisição de dados, uma vez que a descrição do movimento de um marcador é possível se for conhecida sua posição no espaço em relação a um dado referencial, em função do tempo. Dessa forma torna-se possível conhecer as coordenadas de um objeto no espaço, a partir de um referencial cartesiano (ANDRADE, 2002).

Para conduzir a calibração, utilizou-se um objeto de calibração estática e um objeto de calibração dinâmica, como demonstrados na figura 3.2.

Inicialmente, o objeto de calibração dinâmica (do inglês *calibration wand*) é movimentado por cerca de dois ou três minutos dentro do volume de calibração.

Em seguida, o objeto de calibração estática é posto na região central do volume para definir a origem e a orientação do sistema de coordenadas. Todo o processo de calibração foi realizado buscando os parâmetros e funções do software Arena que maximizem sua eficiência.



Figura 3.2 Calibradores do Sistema de Câmeras Optitrack (Natural Point,EUA).

Após calibração, o sujeito se apresentava apenas de roupa de banho (calção para os homens e biquine para as mulheres) sendo o marcador aderido à pele. Para melhor aderência nos pontos anatômicos pré-determinados, houve limpeza com álcool etílico para retirada de suor da pele.

Foram fixados os marcadores reflexivos de 1,5cm de diâmetro padronizado pelo próprio sistema de câmeras, em pontos anatômicos determinados pelo software ARENA™ Motion Capture como na Figura 3.3 a seguir:



Figura 3.3: Localização dos marcadores corporais de acordo com sistema de marcação do software ARENA™ Motion Capture.

Durante a colocação desses marcadores reflexivos, as partes onde eles seriam fixados, foram limpas com álcool etílico retirando o suor, para que houvesse melhor aderência à pele.

Esses marcadores foram colocados exatamente nas regiões corporais delimitadas pelo software ARENA™ Motion Capture, como mostrado na Tabela 3.1

Tabela 3.1: Posicionamento dos marcadores sugerido pelo software ARENA™ Motion Capture.

Região da cabeça	Região do Quadril
• Dois marcadores de lado localizados acima das orelhas na região temporal. • Um marcador a frente acima do olho direito (fig.3.3).	• Os marcadores laterais devem ser colocados na região crista ilíaca. • O marcador da frente deve estar no centro e na mesma altura dos laterais. • O marcador posterior deve ser colocado fora do centro, podendo ser mais à direita ou à esquerda, na mesma altura dos demais (fig.3.3).
Região das costas	Região da mão
• O marcador superior deve ser colocada na parte central coluna, na mesma altura da articulação do ombro. • Os dois marcadores inferiores devem estar abaixo do ângulo inferior das escápulas (fig.3.3).	• Os 3 marcadores estão dispostos em um corpo rígido. Dois apontam para a parte externa e um para parte interna do corpo na posição pronada (fig.3.3).
Região da Coxa	Região da Perna
• Um marcador deve ser colocado na região do côndilo lateral do fêmur na da articulação do joelho. • O segundo marcador deve ser colocado na parte dianteira das coxas. Use diferentes posições para o lado esquerdo e direito (fig.3.3).	• Um marcador deve estar no maléolo lateral na articulação do tornozelo. • O segundo marcador deve ser na parte da frente da tíbia. Usa-se diferentes posições para o lado esquerdo e direito (fig.3.3).
Região do braço	Região do Pé
• Um marcador deve estar no epicondilo lateral na articulação do cotovelo. • Um outro marcador fica na mesma linha do primeiro porém superiormente. • E o terceiro marcador em um braço fica na frente dos demais e no outro fica atrás dos demais. Formando um triângulo (fig.3.3).	• Um marcador deve ser colocado na região do osso cuneiforme médio. • O segundo marcador deve estar na região do V osso metatarsal. • O terceiro marcador deve estar um pouco acima do calcâneo. • O quarto marcador de estar na falange distal dos dedos centrais (fig.3.3).

Após colocação dos marcadores, o paciente era dirigido ao espaço destinado à captura do movimento da marcha, o qual possuía 3,00 m de comprimento, 2,00 m de largura e 2,50 m de altura, e era cercado por oito (8) câmeras infravermelho Optitrack *Flex:V100R2*, com taxas de captura de 100 frames por segundo. Com o indivíduo no centro do espaço de captura de

movimento, foi realizada a criação de um modelo esquelético pelo software Arena, para que houvesse reconhecimento de cada parte corporal e atribuição dos marcadores reflexivos em cada uma dessas regiões corporais. Contamos com a captura dos marcadores reflexivos no sujeito em uma posição T (ver Figura 3.4), ou seja, em pé, ombros abduzidos com cotovelos estendidos, coxas abduzidas menor que a largura dos ombros e olhar para o horizonte, além de dados antropométricos como altura e largura dos ombros, que são preenchidos no próprio sistema Arena Motion™ Capture.

Desta forma, o indivíduo finalmente estava pronto para iniciar a coleta dos dados cinemáticos.

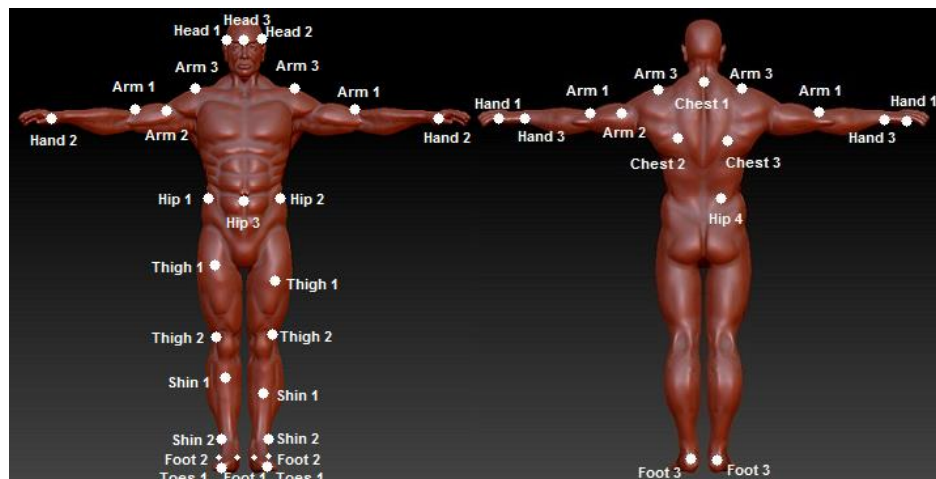


Figura 3.4 Esquema corporal com colocação de marcadores nos pontos anatômicos do sistema de marcação do software ARENA™ Motion Capture.

Para esta coleta, em cada evento o sujeito deveria caminhar quatro vezes pelo local delimitado, correspondendo aproximadamente a trinta segundos de captura e oito passadas em média. A velocidade de caminhada foi auto selecionada segundo a velocidade de caminhada cotidiana relatada por cada indivíduo.

Foram realizadas três coletas para cada indivíduo. Além da alteração brusca de velocidade, se ocorresse algum outro erro, tanto da parte do sujeito, como do pesquisador, a coleta era descartada e uma nova era realizada.

3.8 Parâmetros cinemáticos

Os parâmetros cinemáticos deste estudo foram escolhidos a partir da literatura. Os parâmetros cinemáticos lineares que encontramos em muitos estudos como velocidade, apoio simples, apoio duplo, balanço, comprimento do passo e cadência. E os parâmetros cinemáticos angulares que encontramos na literatura porém, com métodos de análise diferentes. Esses parâmetros angulares foram analisados no plano sagital e frontal como mostrado na tabela 3.2 a seguir:

Tabela 3.2: Parâmetros cinemáticos lineares analisados no ciclo da marcha.

PARÂMETROS CINEMÁTICOS	IDENTIFICAÇÃO
LINEARES	
Velocidade (cm/s)	É a razão entre a distância percorrida e o tempo gasto nesse deslocamento.
Apoio simples (%)	É a razão entre o tempo de apoio, medido entre a perda de contato dos dedos do pé até o primeiro contato deste com o solo e o tempo total do ciclo da marcha.
Apoio duplo (%)	É a razão entre o tempo medido do início ao final do apoio simultâneo dos pés sobre o solo e o tempo total do ciclo da marcha.
Balanço (%)	É a razão entre o tempo medido após a perda de contato dos dedos do pé do solo da perna de balanço até o contato inicial sobre o solo do mesmo pé pelo calcanhar pelo tempo total do ciclo da marcha.
Comprimento do passo (cm)	Distância horizontal medida entre o ponto de contato do calcanhar de um pé sobre o solo e o toque do calcanhar do outro pé sobre o solo.
Largura do passo (cm)	Distância horizontal entre os calcanhares de ambos os pés durante a fase de duplo apoio.
Cadência (passos/min.)	Razão entre o número de passos realizados e o

tempo gasto para sua realização.

Tabela 3.3: Parâmetros cinemáticos angulares analisados no ciclo da marcha

PARÂMETROS CINEMÁTICOS	IDENTIFICAÇÃO
ANGULARES	
Plano Sagital	
Ângulo do Tornozelo	Foram utilizados os marcadores Shin 2, thigh 2, foot 3 e toes 1(fig.3.4), nos quais foram tracejadas retas interligando os pontos, visualizados no plano sagital para identificação de valores de flexo-extensão da articulação do tornozelo nas fases de apoio (contato inicial, no apoio médio e apoio final) e balanço (Balanço médio).
Ângulo do Joelho	Foram utilizados os marcadores: Thigh2, Shin 2 e Hip 1 ou 2 (dependendo do lado analisado) (fig.3.4) nos quais foram tracejadas retas interligando os pontos, visualizados no plano sagital para identificação de valores de flexo-extensão da articulação do joelho nas fases de apoio e balanço.
Ângulo do Quadril	Foram utilizados os marcadores: Hip 1 ou 2, e Thigh2(fig.3.4) nos quais foram tracejadas retas interligando os pontos, visualizados no plano sagital para identificação de valores de flexo-extensão da articulação do quadril nas fases de apoio e balanço.
Plano Frontal	
Ângulo do Quadril	Foi tracejada uma reta entre os marcadores Hip 1 e 2(fig.3.4) e uma outra reta paralela, visualizados no plano frontal para identificação de valores de inclinação do quadril nas fases de apoio e balanço.
Ângulo do Tronco	Foi tracejada uma reta entre os marcadores Chest2 e 3 (fig.3.4) e uma outra reta paralela,visualizados

no plano frontal para identificação de valores de inclinação do tronco nas fases de apoio e balanço.

3.9 Cálculo das variáveis

Após a coleta, as trajetórias dos pontos capturadas pelo software ARENA™ Motion Capture foram exportadas no formato C3D para o programa C3D Analysis elaborado no ambiente LabVIEW 2009. No programa C3D Analysis, usando os cursores do LabVIEW foram feitas manualmente marcações gráficas para o cálculo das variáveis cinemáticas lineares deste estudo (Figura 3.5).

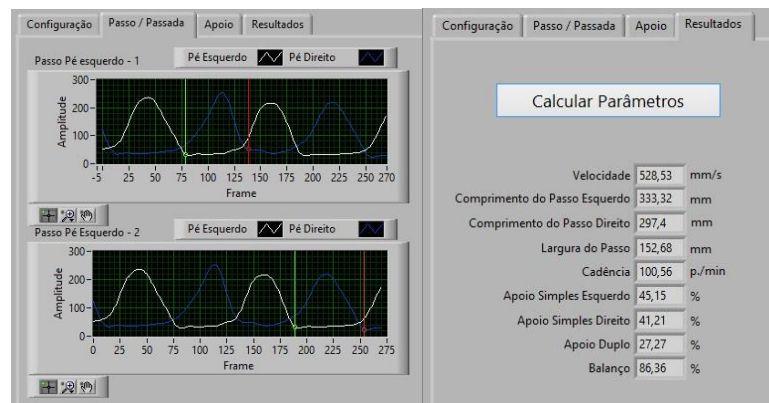


Figura 3.5 Exemplo de marcações gráficas feitas no programa C3D Analysis para cálculo das variáveis lineares e respectivos resultados.

As variáveis lineares analisadas para cada grupo se encontram na Tabela 3.4:

Tabela 3.4: Variáveis lineares calculadas para cada grupo.

Variável	Sigla	Unidade de medida
Velocidade	Velocidade	cm/s
Comprimento do passo esquerdo	CPE	cm
Comprimento do passo direito	CPD	cm
Comprimento do passo esquerdo plégico	CPE-P	cm
Comprimento do passo direito plégico	CPD-P	cm
Largura	Largura	cm
Cadencia	Cadencia	Passos/min
Apoio simples esquerdo	ASE	%
Apoio simples direito	ASD	%
Apoio simples esquerdo plégico	ASE-P	%
Apoio simples direito plégico	ASD-P	%
Apoio Duplo	AD	%
Balanço esquerdo	BE	%
Balanço direito	BD	%
Balanço esquerdo plégico	BE-P	%
Balanço direito plégico	BD-P	%

Para a análise angular foram utilizadas imagens de cada fase da marcha registradas pelo sistema Arena Motion referentes aos mesmos frames analisados pelo programa C3D analysis. Essas imagens foram transferidas para o software CorelDraw12 versão 2007, onde foram encontrados os ângulos de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital e os ângulos de tronco e quadril no plano frontal (Figura 3.6).

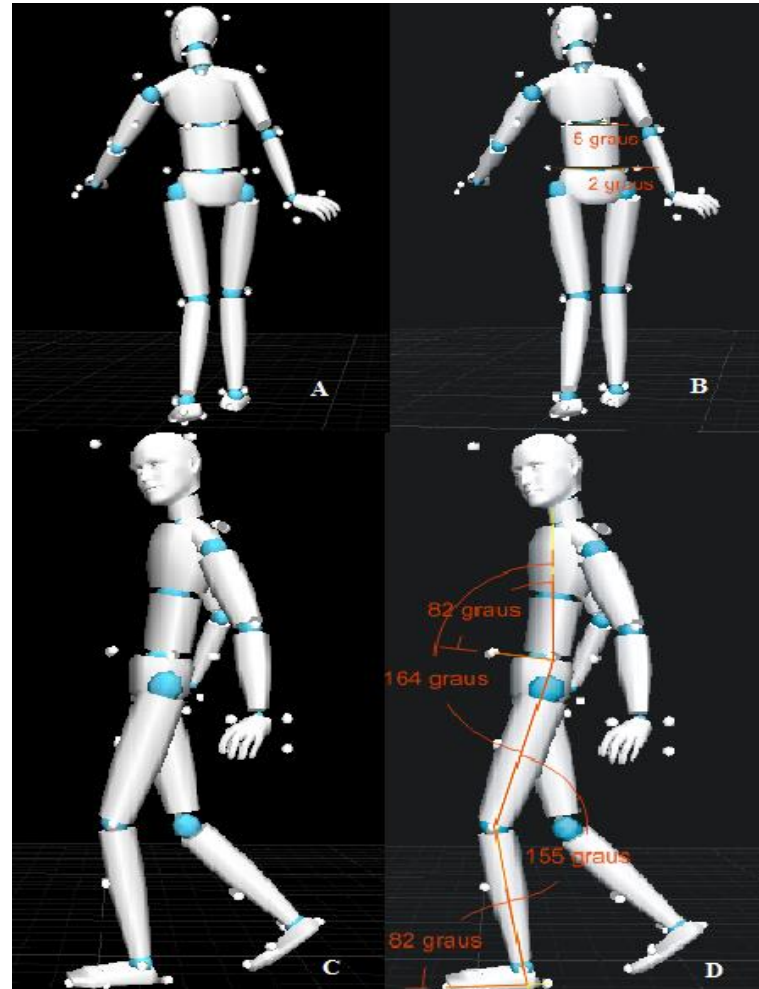


Figura 3.6 A e C- Exemplo de imagem retiradas do sistema Arena Motion. B- Exemplo de imagem transferidas para o software CorelDraw12 versão 2007, com medição dos ângulos de inclinação de quadril e tronco no plano frontal. D- Exemplo de imagem transferidas para o software CorelDraw12 versão 2007, com medição dos ângulos de quadril, joelho e tornozelo no plano sagital.

As variáveis angulares analisadas para cada grupo se encontram na Tabela 3.5:

Tabela 3.5: Variáveis angulares calculadas para cada grupo.

Variável	Sigla	Unidade de medida
Flexão de quadril direito	FQD	(°)
Flexão de quadril direito plégico	FQD-P	(°)
Flexão de quadril esquerdo	FQE	(°)
Flexão de quadril esquerdo plégico	FQE-P	(°)
Flexão de joelho direito	FJD	(°)
Flexão de joelho direito plégico	FJD-P	(°)
Flexão de joelho esquerdo	FJE	(°)
Flexão de joelho esquerdo plégico	FJE-P	(°)
Dorsiflexão direita	DFD	(°)
Dorsiflexão direita plégica	DFD-P	(°)
Dorsiflexão esquerda	DFE	(°)
Dorsiflexão esquerda plégica	DFE-P	(°)
Inclinação de quadril no apoio direito	IQD	(°)
Inclinação de quadril no apoio direito plégico	IQD-P	(°)
Inclinação de quadril no apoio esquerdo	IQE	(°)
Inclinação de quadril no apoio esquerdo plégico	IQE-P	(°)
Inclinação de tronco no apoio direito	ITD	(°)
Inclinação de tronco no apoio direito plégico	ITD-P	(°)
Inclinação de tronco no apoio esquerdo	ITE	(°)
Inclinação de tronco no apoio esquerdo plégico	ITE-P	(°)

3.10 Análise estatística

Para análise estatística dos dados foram utilizados os programas estatísticos SPSS, versão 20.0 e o programa Sisvar, versão 4.3.

Para a análise da distribuição dos valores de cada amostra, foi utilizado o teste Shapiro-Wilk (W), com intuito de descrever se os valores apresentavam distribuição normal.

Quando a análise resultava em $p > 0,05$, foi realizado teste paramétrico, quando resultava em $p < 0,05$, foi realizado teste não paramétrico para as comparações entre as médias.

Para caracterizar a amostra selecionada para o estudo, foi necessário apresentar medidas, que sintetizassem as informações de uma grande massa de dados, a fim de não se perder o valor dos dados originais. Essas medidas se dividem em medidas de posição (médias) e medidas de dispersão (desvio padrão) que fornecem variabilidade dos dados em torno da média. Recorreu-se então aos procedimentos da estatística descritiva.

Após realização da análise descritiva dos dados, foi definido, para este estudo, um nível de significância de $p \leq 0,05$, portanto, todos os intervalos de confiança foram construídos com 95% de confiança estatística.

Foi aplicado para dados normais, a análise de variância (ANOVA), com teste pós hoc de Tukey para detecção de diferenças estatísticas entre os grupos.

Capítulo 4

RESULTADOS

Ao todo foram dezenove voluntários participantes da pesquisa, sendo doze do gênero masculino e sete do gênero feminino. Os quais foram divididos em três grupos: grupo 35 com um homem e quatro mulheres, grupo 36 com quatro homens e grupo 37 com sete homens e três mulheres.

Para todos os dados foi aplicado teste de normalidade Shapiro-Wilk (W), utilizando-se o programa SPSS, versão 20.0. Todos os dados se apresentaram normais, sendo assim, foi aplicada a ANOVA.

Anteriormente a aplicação da ANOVA, foi realizada uma análise estatística descritiva, utilizando-se a média e desvio padrão dos dados antropométricos, cinemáticos lineares e angulares. Estes dados são especialmente relevantes para caracterização da amostra e são apresentados a seguir nas tabelas 4.1, 4.2, 4.3 e 4.4

Tabela 4.1: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados antropométricos e idade de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.

$\mu \pm DP$			
GRUPOS	35	36	37
Estatura(cm)	154,0 $\pm$ 10,2	163,8 $\pm$ 4,1	150,4 $\pm$ 14,7
Tamanho do Tronco (cm)	76,2 $\pm$ 8,7	80,6 $\pm$ 7,7	73,0 $\pm$ 11,1
Tamanho dos MMII (cm)	77,7 $\pm$ 3,0	83,1 $\pm$ 6,1	77,3 $\pm$ 11,4
Massa Corporal (Kg)	51,2 $\pm$ 24,2	64,2 $\pm$ 18,0	46,5 $\pm$ 12,7
Idade (anos)	16,4 $\pm$ 5,3	16,7 $\pm$ 2,2	14,2 $\pm$ 4,4

Nos dados antropométricos, as variáveis que demonstraram maior diferença entre os grupos foram: a) estatura, em que o grupo 36 apresentou média maior de estatura (163,8 cm) e

o grupo 37 a menor média (150,4cm); b) massa corporal, o grupo 36 apresentou maior média (64,2Kg) e o grupo 37 menor média (46,5 Kg).

Tabela 4.2: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados cinemáticos lineares de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.

$\mu \pm DP$			
GRUPOS	35	36	37
Velocidade (cm/s)	56,4 $\pm$ 18,5	59,5 $\pm$ 14,5	65,5 $\pm$ 14,9
C.P.E (cm)	---	38,1 $\pm$ 16,1	41,7 $\pm$ 9,9
C.P.D (cm)	---	36,6 $\pm$ 7,5	48,9 $\pm$ 4,9
C.P.E plégico (cm)	37,2 $\pm$ 15,8	---	43,9 $\pm$ 4,2
C.P.D plégico (cm)	36,5 $\pm$ 7,9	---	37,6 $\pm$ 6,5
Largura (cm)	17,0 $\pm$ 5,5	23,5 $\pm$ 7,0	12,7 $\pm$ 4,5
Cadencia (passos/min)	90,8 $\pm$ 16,4	95,6 $\pm$ 13,6	98,5 $\pm$ 11,9
A.S.E (%)	---	38,7 $\pm$ 6,4	43,3 $\pm$ 3,8
A.S.D (%)	---	36,1 $\pm$ 6,3	42,0 $\pm$ 3,4
A.S.E plégico (%)	36,3 $\pm$ 5,0	---	36,3 $\pm$ 2,9
A.S.D plégico (%)	33,2 $\pm$ 6,3	---	34,3 $\pm$ 4,5
Apoio Duplo (%)	24,2 $\pm$ 5,0	24,8 $\pm$ 6,9	23,0 $\pm$ 5,4
B.E (%)	---	36,1 $\pm$ 6,3	34,3 $\pm$ 4,5
B.D (%)	---	38,7 $\pm$ 6,4	36,3 $\pm$ 2,9
B.E plégico (%)	33,2 $\pm$ 6,3	---	42,0 $\pm$ 3,4
B.D plégico (%)	36,3 $\pm$ 5,0	---	43,3 $\pm$ 3,8

Houve diferenças maiores entre valores dos grupos, nas variáveis lineares: velocidade, comprimento do passo direito e esquerdo, comprimento do passo esquerdo plégico, largura do passo, apoio simples direito e esquerdo e no balanço plégico direito e esquerdo .

A velocidade teve maior média no grupo 37 (65,5 cm/s) e menor no grupo 35 (56,4 cm/s). O comprimento do passo direito e esquerdo os grupos 35 e 36 apresentaram médias próximas (36,5cm/36,6 cm e 37,2/38,1 respectivamente) e o grupo 37 apresentou maior média (48,9/41,7cm respectivamente). Para o comprimento do passo esquerdo plégico, os grupos 35 e 36 apresentaram médias menores (37,2 cm e 38,1 cm respectivamente) e o grupo 37 apresentou maior média de 43,9cm.

O grupo 36 apresentou maior largura do passo (23,5cm) e o grupo 37 a menor largura (12,7cm).

Nas fases do ciclo de marcha foi constatada a equivalência percentual entre os tempos de Apoio Simples Direito e Balanço Esquerdo plégico, assim como Apoio Simples Esquerdo e Balanço Direito plégico.

O grupo 37 teve maior tempo de Apoio Simples Esquerdo e Balanço Direito plégico sendo 43,3% e o grupo 35 menor tempo sendo 33,2% do ciclo de marcha. Da mesma forma, ocorreu para o Apoio Simples Direito e Balanço Esquerdo plégico, em que o grupo 37 apresentou maior tempo 42,0% e o grupo 35 menor tempo sendo 33,2% do ciclo de marcha.

Tabela 4.3: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados angulares de flexo-extensão das articulações de quadril, joelho e tornozelo de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.

Variáveis	35	36	37	35	36	37	35	36	37	35	36	37
	Apoio Inicial			Apoio Médio			Apoio Final			Balanço Inicial		
												
FQD	---	15,5 ± 4,3	18,0 ± 1,0	---	8,5 ± 5,8	8,3 ± 1,5	---	2,0 ± 2,5	-4,0 ± 3,6	---	11,5 ± 5,4	7,6 ± 2,8
FQD-P	19,8 ± 4,5	---	17,7 ± 3,5	8,8 ± 7,2	---	11,4 ± 6,6	1,0 ± 9,1	---	-3,7 ± 4,8	7,8 ± 6,8	---	7,8 ± 3,4
FQE	---	18,5 ± 4,4	16,8 ± 3,2	---	12,2 ± 7,5	11,8 ± 5,7	---	5,0 ± 6,1	-0,4 ± 4,4	---	8,5 ± 3,1	7,7 ± 3,1
FQE-P	22,4 ± 3,2	---	15,6 ± 2,5	10,8 ± 4,9	---	7,0 ± 3,6	-3,6 ± 10,6	---	-4,0 ± 4,3	7,2 ± 7,3	---	5,0 ± 2,6
FJD	---	15,2 ± 12,7	18,3 ± 1,1	---	21,7 ± 10,7	19,6 ± 1,1	---	45,0 ± 4,6	44,6 ± 3,2	---	55,5 ± 11,7	55,3 ± 4,0
FJD-P	27,0 ± 7,8	---	18,0 ± 8,8	24,6 ± 9,6	---	22,7 ± 5,6	44,8 ± 12,2	---	47,4 ± 4,6	57,6 ± 13,3	---	59,0 ± 5,0
FJE	---	15,5 ± 13,6	11,7 ± 8,8	---	22,5 ± 13,2	20,4 ± 4,9	---	42,2 ± 6,1	44,5 ± 9,3	---	53,7 ± 7,3	51,0 ± 9,5
FJE-P	25,6 ± 8,0	---	15,6 ± 8,3	23,0 ± 5,9	---	16,3 ± 2,8	39,0 ± 15,6	---	44,6 ± 6,0	54,0 ± 13,6	---	58,0 ± 5,2
DFD	---	0,5 ± 10,6	0,6 ± 9,8	---	5,5 ± 5,9	6,6 ± 2,8	---	-3,0 ± 13,2	8,3 ± 9,7	---	5,2 ± 5,7	8,6 ± 7,6
DFD-P	1,8 ± 9,9	---	2,4 ± 8,3	14,4 ± 5,3	---	9,5 ± 4,2	2,4 ± 7,0	---	7,8 ± 5,3	3,2 ± 3,4	---	8,5 ± 6,5
DFE	---	7,5 ± 8,9	7,8 ± 3,9	---	5,0 ± 6,9	7,0 ± 4,0	---	-3,7 ± 14,0	5,2 ± 4,3	---	10,5 ± 9,8	7,2 ± 3,7
DFE-P	3,6 ± 7,8	---	10,6 ± 6,3	7,6 ± 2,8	---	5,0 ± 6,5	3,4 ± 9,5	---	3,6 ± 5,7	4,0 ± 7,1	---	6,6 ± 3,5

FQD: flexão de quadril direito, FQD-P: flexão de quadril direito plégico, FQE: flexão de quadril esquerdo, FQE-P: flexão de quadril esquerdo plégico, FJD: flexão de joelho direito, FJD-P: flexão de joelho direito plégico, FJE: flexão de joelho esquerdo, FJE-P: flexão de joelho esquerdo plégico, DFD: dorsiflexão direita, DFD-P: dorsiflexão direita plégica, DFE: dorsiflexão esquerda, DFE-P: dorsiflexão esquerda plégica.

Tabela 4.4: Média (μ), Desvio padrão (DP), dos dados angulares de inclinação lateral de quadril e tronco de cada grupo (35, 36 e 37) classificado de acordo com IPC.

Variáveis	35	36	37	35	36	37	35	36	37
	Apoio Inicial			Apoio Final			Balanço Médio		
									
IQD		$-1,0 \pm 4,7$	$1,6 \pm 1,1$		$1,7 \pm 1,8$	$2,3 \pm 3,2$		$-1,0 \pm 2,9$	$2,0 \pm 1,0$
IQD-P	$-1,6 \pm 2,0$		$-1,7 \pm 4,3$	$-4,2 \pm 1,7$		$-1,2 \pm 6,4$	$0,6 \pm 6,0$		$-1,4 \pm 3,0$
IQE		$1,2 \pm 3,2$	$-0,7 \pm 3,5$		$-0,2 \pm 4,1$	$-2,8 \pm 4,9$		$1,2 \pm 3,9$	$-1,7 \pm 4,0$
IQE-P	$1,2 \pm 4,2$		$1,6 \pm 1,1$	$2,6 \pm 5,8$		$2,0 \pm 1,0$	$-2,4 \pm 4,3$		$2,3 \pm 4,1$
ITD		$-0,5 \pm 4,5$	$3,6 \pm 1,5$		$-5,5 \pm 2,5$	$3,3 \pm 2,0$		$3,7 \pm 6,3$	$0,6 \pm 3,2$
ITD-P	$-2,8 \pm 4,9$		$-1,4 \pm 6,1$	$-4,0 \pm 8,6$		$-5,2 \pm 8,0$	$12,0 \pm 5,3$		$0,8 \pm 6,3$
ITE		$-0,2 \pm 2,3$	$-0,4 \pm 5,0$		$4,2 \pm 3,5$	$-1,2 \pm 6,4$		$-3,7 \pm 2,6$	$-4,8 \pm 7,0$
ITE-P	$5,8 \pm 3,8$		$2,0 \pm 2,0$	$10,6 \pm 3,4$		$1,0 \pm 3,6$	$-4,0 \pm 8,6$		$4,3 \pm 1,5$

IQD: inclinação de quadril no apoio direito, IQD-P: inclinação de quadril no apoio direito plégico, IQE: inclinação de quadril no apoio esquerdo, IQE-P: inclinação de quadril no apoio esquerdo plégico, ITD: inclinação de tronco no apoio direito, ITD-P: inclinação de tronco no apoio direito plégico, ITE: inclinação de tronco no apoio esquerdo, ITE-P: inclinação de tronco no apoio esquerdo plégico.

As referências adotadas para as variáveis angulares foram: flexão (positiva), extensão (negativa), inclinação à esquerda (positiva) e à direita (negativa).

Para as variáveis de flexo-extensão, na articulação do quadril, alguns dados apresentaram-se diferentes para cada grupo. A FQE na fase de apoio final, os grupos 35 e 37 apresentaram dados de extensão articular ($-3,6^\circ$ e $-1,5^\circ$ respectivamente), enquanto que o grupo 36 apresentou valor de flexão articular ($5,0^\circ$). Na FQD-P, o grupo 37 apresentou extensão ($-3,8^\circ$) e os grupos 35 e 36 apresentaram flexão ($1,0^\circ$ e $2,0^\circ$ respectivamente).

Para as variáveis de flexo-extensão, na articulação do joelho, a FJD-P na fase de apoio inicial, apresentou dados superiores para o grupo 35 ($27,0^\circ$) enquanto que para o grupo 36 os dados foram menores tendo média de ($15,25^\circ$) e o grupo 37 apresentou valor mediano de ($18,1^\circ$). Para FJE o valor maior foi para o grupo 35 ($25,6^\circ$), porém o menor valor encontrado foi para o grupo 37 ($12,9^\circ$) e o grupo 36 apresentou valor próximo ao do lado direito ($15,5^\circ$).

Para as variáveis de flexo-extensão, na articulação do tornozelo a DFD-P na fase de apoio médio, o grupo 35 apresentou maior valor ($14,4^\circ$) enquanto o grupo 36 apresentou menor valor ($5,5^\circ$). Para DFE na mesma fase, o grupo 35 apresentou maior valor ($7,6^\circ$) enquanto o grupo 36 apresentou menor valor ($5,0^\circ$). Para a fase de apoio final, a DFE tanto o grupo 35 quanto 37 apresentaram valores de dorsiflexão ($3,4^\circ$ e $4,8^\circ$ respectivamente) e o grupo 36 apresentou valor de flexão plantar ($-3,75^\circ$). Para a DFD-P, nessa mesma fase, os grupos 35 e 37 apresentaram valores positivos, de dorsiflexão, ($2,4^\circ$ e $8,0^\circ$ respectivamente) e o grupo 36 apresentou flexão plantar, ($-3,0^\circ$). Na fase de apoio inicial a DFD-P os valores todos foram positivos, porém com notável diferença entre os grupos, onde o grupo 35 apresentou maior valor ($10,8^\circ$) e o grupo 36 o menor valor ($0,5^\circ$) quase não havendo dorsiflexão, estando o pé apoiado planamente no chão no apoio inicial, bem semelhante ao grupo 37 que também apresentou dorsiflexão de apenas $1,9^\circ$. Para a DFE os valores foram positivos também, sendo que o grupo 37 apresentou maior valor de $8,7^\circ$ diferentemente do lado plégico deste grupo e o grupo 36 o menor valor ($1,5^\circ$) confirmando que o grupo 36 apresenta apoio inicial com o pé mais plano.

Quanto às variáveis de inclinação lateral de quadril e tronco, houve algumas diferenças a serem ressaltadas, na IQD-P na fase de apoio final, os grupos 35 e 37 apresentaram inclinação para o lado direito ($-4,2^\circ$ e $-0,2^\circ$ respectivamente) sendo a inclinação do grupo 35 maior do que do grupo 37. O grupo 36 apresentou inclinação para o lado esquerdo de $1,75^\circ$. Já na variável IQE, o grupo 35 apresentou inclinação para o lado esquerdo

de $2,6^\circ$ e os grupos 36 e 37 apresentaram pequena inclinação ao lado direito ($-0,25^\circ$ e $-1,4^\circ$ respectivamente).

Na fase de apoio final, a variável ITD-P apresentou os valores de $-4,0^\circ$, $-5,5^\circ$ e $-2,7^\circ$ para os grupos 35, 36, e 37 respectivamente, o valor do grupo 36 foi oposto à IQD-P. Para a ITE, a inclinação foi para o lado esquerdo, porém apresentando valores diferentes entre os grupos. O grupo 35 apresentou maior valor ($10,6^\circ$), o grupo 37 apresentou menor valor ($0,6^\circ$) e o grupo 36 apresentou valor ($4,25^\circ$).

Houve diferença também entre ITD-P, em que os grupos 35 e 37 apresentaram inclinação lateral à esquerda ($2,8^\circ$ e $0,1^\circ$ respectivamente) sendo que o grupo 37 apresentou pequena inclinação e o grupo 36 apresentou também pequena inclinação, porém à direita ($-0,5^\circ$). Este comportamento foi semelhante para variável ITE em que os grupos 35 e 37 apresentaram inclinação à esquerda ($5,8^\circ$ e $0,3^\circ$ respectivamente) sendo que o grupo 37 apresentou pequena inclinação e o grupo 36 também apresentou pequena inclinação à direita ($-0,25^\circ$).

Na fase de balanço médio a ITD-P, apresentou valor de inclinação à esquerda superior para o grupo 35 ($12,0^\circ$) e menor valor para grupo 37 ($0,8^\circ$) e o grupo 36 apresentou valor de $3,75^\circ$. Para a ITE os valores de inclinação foram à direita, o grupo 35 apresentou uma inclinação menor do que aquela apresentada na ITD-P ($-4,0^\circ$), o grupo 36 apresentou mesma média de inclinação ($-3,75^\circ$) e o grupo 37 apresentou maior flexão comparada à ITD-P ($-2,1^\circ$).

Nessa mesma fase da marcha, na IQD-P os grupos 36 e 37 apresentaram pequena inclinação à direita ($-1,0^\circ$ e $-0,4^\circ$ respectivamente) enquanto que o grupo 35 apresentou uma pequena inclinação à esquerda ($0,6^\circ$). Na IQE, os grupos 35 e 37 permaneceram com inclinação à direita ($-2,4^\circ$ e $-0,5^\circ$ respectivamente) e o grupo 36 alternou o lado de inclinação, agora à esquerda, com valor de $1,25^\circ$.

Para cada classe de PC, a compensação muscular corporal, através da inclinação de tronco e quadril, se faz necessário para que os membros inferiores movam-se de maneira mais eficaz.

Após essa análise descritiva dos dados, realizou-se uma análise de variância para os dados normais (ANOVA), no intuito de mensurar o nível de significância das diferenças entre eles.

Os resultados da ANOVA das variáveis antropométricas são mostrados na Tabela 4.5.

Tabela 4.5: Análise de variância (ANOVA) das variáveis antropométricas e idade para os grupos 35,36 e 37 classificados de acordo com o IPC.

$\mu \pm DP$				
GRUPOS	35	36	37	P
Estatura (cm)	154,0 $\pm$ 10,2	163,8 $\pm$ 4,1	150,4 $\pm$ 14,7	0,21
Tamanho do Tronco (cm)	76,2 $\pm$ 8,7	80,6 $\pm$ 7,7	73,0 $\pm$ 11,1	0,44
Tamanho dos MMII (cm)	77,7 $\pm$ 3,0	83,1 $\pm$ 6,1	77,3 $\pm$ 11,4	0,56
Massa corporal (cm)	51,2 $\pm$ 24,2	64,2 $\pm$ 18,0	46,5 $\pm$ 12,7	0,23
Idade	16,4 $\pm$ 5,3	16,7 $\pm$ 2,2	14,2 $\pm$ 4,4	0,51

Médias seguidas por letras diferentes na linha, diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey para valor nominal de $p \leq 0,05$.

*Existe diferença estatisticamente significativa para $p \leq 0,05$.

Nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os grupos foi verificada para as variáveis antropométricas e para a idade. Seguindo a mesma estratégia, realizou-se uma ANOVA para as variáveis cinemáticas lineares, cujos resultados são mostrados na Tabela 4.6.

Tabela 4.6: Análise de variância (ANOVA) das variáveis lineares para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.

$\mu \pm DP$				
GRUPOS	35	36	37	P
Velocidade (cm/s)	56,4 $\pm$ 18,5	59,5 $\pm$ 14,5	65,5 $\pm$ 14,9	0,17
C.P.E (cm)	37,2 $\pm$ 15,8	38,1 $\pm$ 16,1	41,7 $\pm$ 9,9	0,22
C.P.D (cm)	36,5 $\pm$ 7,9a	36,6 $\pm$ 7,5a	48,9 $\pm$ 4,9b	0,00
C.P.E-P (cm)	37,2 $\pm$ 15,8	38,1 $\pm$ 16,1	43,9 $\pm$ 4,2	0,13
C.P.D-P (cm)	36,5 $\pm$ 7,9	36,6 $\pm$ 7,5	37,6 $\pm$ 6,5	0,91
Largura (cm)	17,0 $\pm$ 5,5b	23,5 $\pm$ 7,0c	12,7 $\pm$ 4,5 a	0,00
Cadencia (passos/min)	90,8 $\pm$ 16,4	95,6 $\pm$ 13,6	98,5 $\pm$ 11,9	0,21
A.S.E (%)	36,3 $\pm$ 5,0 a	38,7 $\pm$ 6,4 a	43,3 $\pm$ 3,8 b	0,00

A.S.D (%)	33,2 ± 6,3 a	36,1 ± 6,3 a	42,0 ± 3,4 b	0,00
A.S.E-P (%)	36,3 ± 5,0	38,7 ± 6,4	36,3 ± 2,9	0,44
A.S.D-P (%)	33,2 ± 6,3	36,1 ± 6,3	34,3 ± 4,5	0,46
Apoio Duplo (%)	24,2 ± 5,0	24,8 ± 6,9	23,0 ± 5,4	0,61
B.E (%)	33,2 ± 6,3	36,1 ± 6,3	34,3 ± 4,5	0,46
B.D (%)	36,3 ± 5,0	38,7 ± 6,4	36,3 ± 2,9	0,44
B.E-P (%)	33,2 ± 6,3 a	36,1 ± 6,3 a	42,0 ± 3,4 b	0,00
B.D-P (%)	36,3 ± 5,0 a	38,7 ± 6,4 a	43,3 ± 3,8 b	0,00

Médias seguidas por letras diferentes na linha diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey para valor nominal de $p \leq 0,05$.

***Existe diferença estatisticamente significativa para $p \leq 0,05$.**

Para as variáveis cinemáticas lineares houve diferença estatística significativa para: C.P.D, largura do passo, A.S.E, A.S.D, B.E-P e B.D-P.

Para o C.P.D, o grupo 37 apresentou média superior e diferente dos demais grupos (48,9 cm), na largura do passo os grupos se diferenciaram estatisticamente, sendo que o grupo 36 apresentou média superior às médias dos demais grupos (23,5 cm). Para o A.S.D e A.S.E o grupo 37 apresentou média superior e diferente dos demais grupos (42,0 e 43,3 cm respectivamente). Para o B.D-P e B.E-P o grupo 37 também apresentou média superior e diferente dos demais grupos (43,3 e 42,0 cm respectivamente).

Para as variáveis angulares de flexo-extensão adotou-se como referencia positiva a ocorrência de flexão e negativa quando havia extensão da articulação. Para variáveis de inclinação, números positivos quando a inclinação era para esquerda e número negativo quando a inclinação era para direita. Os resultados obtidos são apresentados nas Tabelas 4.7 e 4.8.

Tabela 4.7: Análise de variância (ANOVA) das variáveis cinemáticas angulares de flexo-extensão de quadril, joelho e tornozelo, nas fases de apoio (inicial, médio e final) e de balanço (médio), para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.

Variáveis	35	36	37	P	35	36	37	P	35	36	37	P	35	36	37	P
	Apoio Inicial				Apoio Médio				Apoio Final				Balanço Médio			
																
FQD	19,8 ± 4,5	15,5 ± 4,3	18,0 ± 1,0	0,31	8,8 ± 7,2	8,5 ± 5,8	8,3 ± 1,5	0,99	1,0 ± 9,1	2,0 ± 2,5	-4,0 ± 3,6	0,45	7,8 ± 6,8	11,5 ± 5,4	7,6 ± 2,8	0,58
FQD-P	19,8 ± 4,5	15,5 ± 4,3	17,7 ± 3,5	0,32	8,8 ± 7,2	8,5 ± 5,8	11,4 ± 6,6	0,71	1,0 ± 9,1	2,0 ± 2,5	-3,7 ± 4,8	0,26	7,8 ± 6,8	11,5 ± 5,4	7,8 ± 3,4	0,49
FQE	22,4 ± 3,2^a	18,5 ± 4,4^{ab}	16,8 ± 3,2^b	0,04	10,8 ± 4,9	12,2 ± 7,5	11,8 ± 5,7	0,92	-3,6 ± 10,6	5,0 ± 6,1	-0,4 ± 4,4	0,24	7,2 ± 7,3	8,5 ± 3,1	7,7 ± 3,1	0,92
FQE-P	22,4 ± 3,2^a	18,5 ± 4,4^{ab}	15,6 ± 2,5^b	0,05	10,8 ± 4,9	12,2 ± 7,5	7,0 ± 3,6	0,50	-3,6 ± 10,6	5,0 ± 6,1	-4,0 ± 4,3	0,27	7,2 ± 7,3	8,5 ± 3,1	5,0 ± 2,6	0,70
FJD	27 ± 7,8	15,2 ± 12,7	18,3 ± 1,1	0,18	24,6 ± 9,6	21,7 ± 10,7	19,6 ± 1,1	0,74	44,8 ± 12,2	45,0 ± 4,6	44,6 ± 3,2	0,99	57,6 ± 13	55,5 ± 11,7	55,3 ± 4,0	0,94
FJD-P	27 ± 7,8	15,2 ± 12,7	18,0 ± 8,8	0,18	24,6 ± 9,6	21,7 ± 10,7	22,7 ± 5,6	0,87	44,8 ± 12,2	45,0 ± 4,6	47,4 ± 4,6	0,81	57,6 ± 13	55,5 ± 11,7	59,0 ± 5,0	0,28
FJE	25,6 ± 8,0	15,5 ± 13,6	11,7 ± 8,8	0,09	23,0 ± 5,9	22,5 ± 13,2	20,4 ± 4,9	0,83	39,0 ± 15,6	42,2 ± 6,1	44,5 ± 9,3	0,70	54,0 ± 13	53,7 ± 7,3	51,0 ± 9,5	0,86
FJE-P	25,6 ± 8,0	15,5 ± 13,6	15,6 ± 8,3	0,29	23,0 ± 5,9	22,5 ± 13,2	16,3 ± 2,8	0,55	39,0 ± 15,6	42,2 ± 6,1	44,6 ± 6,0	0,78	54,0 ± 13	53,7 ± 7,3	58,0 ± 5,2	0,83
DFD	10,8 ± 9,9	0,5 ± 10,6	0,6 ± 9,8	0,28	14,4 ± 5,3^a	5,5 ± 5,9^b	6,6 ± 2,8^b	0,04	2,4 ± 7,0	-3,0 ± 13,2	8,3 ± 9,7	0,37	3,2 ± 3,4	5,2 ± 5,7	8,6 ± 7,6	0,41
DFD-P	10,8 ± 9,9	0,5 ± 10,6	2,4 ± 8,3	0,23	14,4 ± 5,3^a	5,5 ± 5,9^b	9,5 ± 4,2^{ab}	0,01	2,4 ± 7,0	-3,0 ± 13,2	7,8 ± 5,3	0,14	3,2 ± 3,4	5,2 ± 5,7	8,5 ± 6,5	0,28
DFE	3,6 ± 7,8	7,5 ± 8,9	7,8 ± 3,9	0,53	7,6 ± 2,8	5,0 ± 6,9	7,0 ± 4,0	0,69	3,4 ± 9,5	-3,7 ± 14,0	5,2 ± 4,3	0,30	4,0 ± 7,1	10,5 ± 9,8	7,2 ± 3,7	0,37
DFE-P	3,6 ± 7,8	7,5 ± 8,9	10,6 ± 6,3	0,48	7,6 ± 2,8	5,0 ± 6,9	5,0 ± 6,5	0,72	3,4 ± 9,5	-3,7 ± 14,0	3,6 ± 5,7	0,56	4,0 ± 7,1	10,5 ± 9,8	6,6 ± 3,5	0,47

Médias seguidas por letras diferentes na linha, diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey para valor nominal de $p \leq 0,05$.

*Existe diferença estatisticamente significativa para $p \leq 0,05$.

Para as variáveis angulares de flexo-extensão, poucos foram os resultados apresentados com diferença estatística significativa entre os grupos analisados. Devido ao alto desvio-padrão nos dados de sujeitos com a mesma classificação, notou-se que mesmo de uma mesma classe houve diferenças entre os sujeitos nos dados analisados.

Na fase de apoio inicial, houve diferença estatística entre os dados da FQE e FQE-P, o grupo 35 apresentou maior grau de flexão ($22,4^{\circ}$) e o grupo 37 o menor grau ($16,8^{\circ}$ e $15,6^{\circ}$ respectivamente) sendo que o grupo 36 não apresentou diferença estatística entre os dois grupos (35 e 37).

Na fase de apoio médio, a DFD e DFD-P também apresentaram diferença estatística. Para a DFD o grupo 35 apresentou maior grau de dorsiflexão ($14,4^{\circ}$) e o grupo 36 apresentou menor grau de dorsiflexão ($5,5^{\circ}$), o grupo 37 apresentou dados estatisticamente iguais ao grupo 36 ($6,6^{\circ}$). Na DFD-P o grupo 37 não apresentou diferença estatística entre os outros dois grupos (35 e 36).

Tabela 4.8: Análise de variância (ANOVA) das variáveis cinemáticas angulares de inclinação de quadril e tronco, nas fases de apoio (inicial e final) e de balanço (médio), para os grupos 35, 36 e 37 classificados de acordo com os critérios do IPC.

Variáveis	35	36	37	P	35	36	37	P	35	36	37	P
	Apoio Inicial				Apoio Final				Balanço Médio			
												
IQD	-1,6 ± 2,0	-1,0 ± 4,7	1,6 ± 1,1	0,38	-4,2±1,7^a	1,7±1,8^b	2,3±3,2^b	0,00	0,6 ± 6,0	-1,0 ± 2,9	2,0 ± 1,0	0,67
IQD-P	-1,6 ± 2,0	-1,0 ± 4,7	-1,7 ± 4,3	0,95	-4,2 ± 1,7	1,7 ± 1,8	-1,2 ± 6,4	0,08	0,6 ± 6,0	-1,0 ± 2,9	-1,4 ± 3,0	0,70
IQE	1,2 ± 4,2	1,2 ± 3,2	-0,7 ± 3,5	0,60	2,6 ± 5,8	-0,2 ± 4,1	-2,8 ± 4,9	0,20	-2,4 ± 4,3	1,2 ± 3,9	-1,7 ± 4,0	0,42
IQE-P	1,2 ± 4,2	1,2 ± 3,2	1,6 ± 1,1	0,98	2,6 ± 5,8	-0,2 ± 4,1	2,0 ± 1,0	0,65	-2,4 ± 4,3	1,2 ± 3,9	2,3 ± 4,1	0,27
ITD	-2,8 ± 4,9	-0,5 ± 4,5	3,6 ± 1,5	0,40	-4,0 ± 8,6	-5,5 ± 2,5	3,3 ± 2,0	0,18	12,0 ± 5,3^b	3,7 ± 6,3^a	0,6 ± 3,2^a	0,03
ITD-P	-2,8 ± 4,9	-0,5 ± 4,5	-1,4 ± 6,1	0,12	-4,0 ± 8,6	-5,5 ± 2,5	-5,2 ± 8,0	0,94	12,0 ± 5,3^b	3,7 ± 6,3^a	0,8 ± 6,3^a	0,02
ITE	5,8 ± 3,8^b	-0,2 ± 2,3^a	-0,4 ± 5,0^a	0,05	10,6 ± 3,4^b	4,2 ± 3,5^{ab}	-1,2 ± 6,4^a	0,02	-4,0 ± 8,6	-3,7 ± 2,6	-4,8 ± 7,0	0,96
ITE-P	5,8 ± 3,8^b	-0,2 ± 2,3^a	2,0 ± 2,0^b	0,04	10,6 ± 3,4^b	4,2 ± 3,5^{ab}	1,0 ± 3,6^a	0,00	-4,0 ± 8,6	-3,7 ± 2,6	4,3 ± 1,5	0,17

Médias seguidas por letras diferentes na linha, diferem estatisticamente entre si pelo teste de Tukey para valor nominal de $p \leq 0,05$.

***Existe diferença estatisticamente significativa para $p \leq 0,05$.**

Para as variáveis angulares de inclinação, houve maior número de variáveis com diferença significativa entre os grupos, o que ajuda na caracterização da marcha de cada grupo.

No apoio inicial, a ITE o grupo 35 apresentou inclinação à esquerda ($5,8^{\circ}$) se diferenciando estatisticamente dos grupos 36 e 37 que apresentaram inclinações à direita ($-0,2^{\circ}$ e $-0,4^{\circ}$). Para a ITE-P o grupo 37 apresentou inclinação à esquerda ($2,0^{\circ}$) se igualando com o grupo 35, porém se apresentando estatisticamente diferente do grupo 36.

Durante a fase de apoio final, a IQD o grupo 35 apresentou inclinação à direita ($-4,2^{\circ}$) se diferenciando dos grupos 36 e 37 que apresentaram inclinação à esquerda ($1,7^{\circ}$ e $2,3^{\circ}$). Na ITE o grupo 35 apresentou maior grau de inclinação à esquerda ($10,6^{\circ}$) e o grupo 37 inclinação à direita ($-1,2^{\circ}$) sendo que o grupo 36 não apresentou diferença estatística entre estes dois grupos. Para a ITE-P o grupo 37 apresentou menor grau de inclinação à esquerda ($1,0^{\circ}$), assim como os demais grupos, porém continuou sendo diferente estatisticamente do grupo 35.

Na fase de Balanço médio, a ITD e ITD-P apresentou diferença estatística entre os grupos 35 ($12,0^{\circ}$) e o grupo 37 ($0,8^{\circ}$), o grupo 36 não se apresentou diferente estatisticamente aos demais grupos.

Capítulo 5

DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo determinar as alterações nos parâmetros cinemáticos lineares e angulares da marcha de pessoas com PC que se enquadram nas classes T35, T36 e T37, de acordo com o manual de classificação do IPC. Ele é pioneiro na utilização da avaliação funcional desportiva, uma vez que, as avaliações comumente utilizadas são clínicas como o GMFCS (DINI & DAVID, 2009; FRANCO, 2009; KLEJMAN *et al.*, 2010; MATSUNO, V. M. *et al.*, 2010; PROSSER *et al.*, 2010; ZONTA, RAMALHO JÚNIOR, *et al.*, 2010; KWON *et al.*, 2011).

Assim, essa discussão pauta-se em analisar se as diferenças encontradas entre os grupos neste estudo possibilitam separá-los, em termos da habilidade de caminhar, tal como a classificação funcional baseada no manual do IPC.

Para as variáveis lineares ocorreram diferenças importantes a serem relatadas e discutidas. As variáveis associadas ao comprimento do passo tanto no passo plégico como no não plégico o grupo T37 apresentou maior comprimento principalmente por ter um dos hemisférios do corpo sem qualquer alteração neurológica que auxilia o lado afetado no momento do passo, com um maior tempo em apoio, proporcionando um aumento deste comprimento.

A largura do passo (considerada igual ao segmento que une os pontos médios entre os marcadores do calcâneo e da ponta dos dedos dos pés) apresentou diferença significativa entre os três grupos analisados. Os dados médios encontrados neste estudo (grupo T35 = 17,0 cm, grupo T36 = 23,5 cm e grupo T37 = 12,7 cm) são superiores aos dados encontrados na literatura para indivíduos saudáveis (STOLZE *et al.*, 1997; MAGEE, 2005; PERRY, 2005a), que variam de 5 a 10 cm. Evidenciando que pessoas com PC necessitam de uma base de suporte maior para alcançar sua estabilidade corporal.

A marcha com base alargada, como a dos grupos T35 e T36, pode ser chamada de marcha de *Trendelenburg*, nela, durante o apoio simples o tronco se inclina para o lado que

está em apoio no solo (HEBERT *et al.*, 2003). Os dados deste estudo corroboram esta informação, uma vez que na fase de apoio final do lado direito houve inclinação do tronco para o mesmo lado. De maneira similar quando o apoio foi do lado esquerdo observou-se a inclinação do tronco para este lado.

As variáveis lineares temporais foram quantificadas percentualmente com relação ao tempo total do ciclo de marcha. Ou seja, o A.S.D e o B.E-P que correspondem ao mesmo percentual do ciclo da marcha, assim como o A.S.E e B.D-P. Para estas variáveis, o grupo T37 teve maior tempo de A.S.D e B.E-P, correspondendo a 42,0% do ciclo. Seguindo a mesma tendência, para o par A.S.E e o B.D-P, o grupo T37 apresentou um maior tempo do ciclo de 43,3%.

Essa diferença ocorre principalmente porque o hemiplégico movimenta-se utilizando preferencialmente o hemicorpo não afetado, apresentando por isso um déficit no alinhamento corporal, o que dificulta a transferência de peso para o lado afetado. Também, devido a uma menor ativação muscular a dificuldade em realizar a flexão/extensão de quadril e joelho durante o balanço em seu lado plégico torna o movimento mais lento, proporcionando um maior tempo de apoio do lado não afetado (DINI & DAVID, 2009).

Para os grupos T35 e T36 não houve diferença significativa entre os pares de variáveis: A.S.D e B.E-P; A.S.E e B.D-P. Isso que evidencia o equilíbrio corporal principalmente na transferência de peso durante o deslocamento. Considerando ambos os lados corporais, esses dois grupos também apresentaram menores diferenças entre os tempos de apoio e balanço, se assemelhando ao observado em pessoas saudáveis (STOLZE *et al.*, 1997; O'SULLIVAN & SCHIMITZ, 2010).

Para dados angulares de flexo-extensão, houve poucas variáveis que apresentaram diferença estatística significativa entre os grupos de PC analisados, porém vale ressaltar alguns resultados interessantes para a presente discussão.

Durante a fase de apoio inicial, considerando a articulação de quadril: o grupo T35 apresentou valores mais elevados na flexão (semelhantes aos de pessoas saudáveis - 20° de flexão de quadril), quando comparado aos demais grupos (T36 e T37), que apresentaram uma flexão inadequada do quadril, devido à indisponibilidade de controle muscular ativo desde o balanço inicial.

Para a articulação de joelho: o grupo T35 obteve maiores valores de flexão apresentando uma marcha em flexão devido à insuficiência maior que para os demais grupos, do tríceps sural e quadríceps (HEBERT *et al.*, 2003). A média de flexão do lado direito foi

maior que a do lado esquerdo, assim como a dorsiflexão que se apresentou maior do lado direito que do lado esquerdo, indicando possivelmente um maior acometimento na porção motora esquerda do cérebro.

Para pessoas saudáveis a flexão de joelhos no apoio inicial, varia de 0° à 15° (AMIGOS, 1996; MAGEE, 2005; O`SULLIVAN & SCHIMITZ, 2010), cujo valor superior é semelhante ao encontrado no grupo T36. O grupo T37 apresentou para o lado direito plégico e não plégico valores acima de 15° , para o lado esquerdo valores entre 0° e 15° , apresentando assim, um desequilíbrio na deficiência de ativação muscular durante a fase de apoio inicial da marcha.

Para a dorsiflexão: o grupo T35 apresentou um valor excessivo do lado direito devido principalmente a uma posição de instabilidade ocasionada por uma anteriorização do calcanhar, porém para o lado esquerdo, houve pequena dorsiflexão. O grupo T36 apresentou mínima dorsiflexão para o lado direito ($0,5^{\circ}$) chegando com o pé quase plano ao solo, porém para o lado esquerdo apresentou dorsiflexão considerável ($7,5^{\circ}$), o que pode demonstrar a ação atetóide e atáxica no momento de apoio para este grupo. O grupo T37 apresentou para os lados plégicos maiores graus de dorsiflexão do que para os lados não plégicos, havendo grande diferença contralateral.

Na fase de apoio médio, a articulação do quadril não apresentou grandes variações entre os grupos, com valores entre 8° e 12° , próximos aos encontrados em pessoas saudáveis.

Para a articulação do joelho: os dados de flexão apresentados pelos três grupos foram similares, embora maiores quando comparados às pessoas saudáveis. Tal fato sugere uma possível hiperatividade dos músculos isquiotibiais ocasionada pela espasticidade dos mesmos acometendo todos os grupos.

Essa flexão excessiva do joelho ocasiona um aumento na dorsiflexão. Esta situação ocorre devido ao avanço da tíbia sobre o pé, fato constatado em todos os grupos. Nesse sentido, o grupo T35 apresentou maiores valores, havendo necessidade de ativação do quadríceps para promover a estabilização articular. Porém, a espasticidade e/ou encurtamento desses músculos, podem limitar a extensão dos joelhos durante esta fase da marcha.

Durante a fase de apoio final, momento em que o pé está na iminência de deixar o solo, foram constatadas algumas diferenças para a articulação do quadril. O grupo T35 apresentou para o lado direito flexão e para o lado esquerdo extensão; o grupo T36 apresentou apenas flexão e o grupo T37 apresentou tanto para o lado plégico como não plégico extensão, porém com grau muito menor que o encontrado na literatura (10° à 20°) para pessoas

saudáveis (MAGEE, 2005). Tanto a flexão quanto a pequena extensão de quadril têm grande relação com a espasticidade dos flexores do quadril dos grupos.

A ação da flexão do joelho durante a fase de apoio final pode representar a contínua participação dos isquiotibiais, assim como a fraqueza ou incapacidade muscular do sóleo em controlar a tibia. Os dados deste estudo alcançaram valores entre 39° e 45°, não havendo diferença entre os grupos.

Nesta fase da marcha ocorre na articulação do tornozelo uma flexão plantar de até 20° para pessoas saudáveis (MAGEE, 2005; O'SULLIVAN & SCHIMITZ, 2010), porém, neste estudo o grupo T36 apresentou uma pequena flexão plantar e os demais grupos (T35 e T37) apresentaram dorsiflexão. Essas ações podem estar associadas à fraqueza do tríceps sural. Embora tenha apresentado flexão plantar como observado em pessoas saudáveis, os valores medidos no grupo T36 foram de pequena amplitude comparados aos da literatura.

Durante a fase de balanço médio, houve pequena flexão de quadril nos três grupos o que demonstra uma rigidez de quadril reduzindo a amplitude de avanço do membro e impossibilitando o aumento do passo para diversos pacientes com paralisia cerebral. Essa situação ocorre devido à fraqueza ou incapacidade de ativar os músculos flexores do quadril, levando a uma maior flexão de joelhos, para que a marcha aconteça (MAGEE, 2005; O'SULLIVAN & SCHIMITZ, 2010).

Para a articulação dos joelhos todos os grupos apresentaram flexão entre 50° e 60°. Sendo que as maiores médias dos grupos foram nas variáveis FJD-P e FJE-P do grupo T37, as quais foram também maiores que as médias dos lados não plégicos deste grupo. Essa flexão é devida à participação contínua dos isquiotibiais, presente nas fases de apoio, que continua na fase de balanço e também devido à deficiência de flexão de quadril nesta fase.

Para a articulação do tornozelo, embora alguns autores relatem a existência de flexão plantar mantida durante todo o balanço em pessoas com PC (FILHO & SANTOS, 2008; FONSECA *et al.*, 2008), tal fato não foi observado neste estudo, pois, os grupos apresentaram dorsiflexão, devido possivelmente à falta de ativação dos músculos sóleo e gastrocnêmio.

Para as variáveis angulares de inclinação lateral de tronco e quadril, foram analisadas as inclinações ipsilateral (do mesmo lado) e contralateral (do lado oposto), durante as fases da marcha.

Durante a fase de apoio inicial, o grupo T35 apresentou inclinação ipsilateral, ou seja, para os lados que estavam em apoio. Quando o apoio inicial foi com o pé direito o quadril e o tronco inclinaram lateralmente à direita e quando o pé esquerdo se apoiava, o quadril e o

tronco inclinaram lateralmente à esquerda. De acordo com Perry (2005) a inclinação do tronco para o lado do membro de apoio é uma ação esperada, porém, o alinhamento do quadril no contato inicial depende da distancia entre os apoios, podendo o quadril sofrer ou não uma inclinação.

O grupo T36 apresentou inclinações mínimas de tronco à direita tanto no apoio direito quanto esquerdo. A inclinação do quadril acompanhou o lado de apoio, assim como para o grupo T35.

Para o grupo T37 quando o lado não plégico esteve em apoio, as inclinações laterais do tronco e quadril foram contralaterais, quando o lado plégico esteve em apoio as inclinações foram ipsilaterais de tronco e quadril.

Durante a fase de apoio final, para o grupo T35 quando o lado direito esteve em apoio, houve inclinação lateral à direita de quadril e tronco, quando o lado esquerdo esteve em apoio, houve inclinação à esquerda, assim como no apoio inicial caracterizando a marcha de *Trendelenburg*.

Para o grupo T36, quando o pé de apoio foi o direito a inclinação lateral do tronco foi à direita e a inclinação lateral de quadril foi à esquerda, quando o pé de apoio foi o esquerdo a inclinação do tronco à esquerda e a inclinação de quadril foi à direita, sendo esta dinâmica entre tronco e quadril semelhante à de pessoas saudáveis. Inclusive devido à flexão plantar observada neste grupo durante esta fase, ao contrário do ocorrido com os demais grupos.

No grupo T37 quando o lado não plégico esteve em apoio houve inclinação lateral de tronco e quadril para o lado oposto, quando o lado plégico esteve em apoio houve inclinação de tronco e quadril para o mesmo lado, assim como para o grupo T35. Este grupo tem o apoio final com inclinação para o lado plégico.

O lado plégico dos grupos T35 e T37 apresentaram inclinação ipsilateral do quadril, proveniente, possivelmente, de força insuficiente dos músculos, sóleo e gastrocnêmico para sustentar o peso sobre o calcanhar elevado, ou até mesmo pela falta de elevação do calcanhar.

Nas fases de apoio, o deslocamento do tronco para o membro de suporte tem o objetivo de restaurar o equilíbrio, sendo uma compensação útil quando há abdutores de quadril com funções inadequadas. O grau de inclinação lateral varia conforme a fraqueza da musculatura do quadril (PERRY, 2005b). A inclinação contralateral do tronco representa deficiência em compensar uma situação que perturba o equilíbrio.

Durante a fase de balanço médio, para o grupo T35, quando a perna direita estava em balanço, a inclinação de tronco e quadril foi à esquerda e quando a perna esquerda estava em

balanço, a inclinação de tronco e quadril foi à direita. Para este grupo em nenhuma fase da marcha analisada, houve diferença de lado de inclinação lateral entre tronco e quadril, isso é possível principalmente devido à maior largura do passo durante a marcha.

No grupo T36 quando a perna direita estava em balanço, a inclinação lateral do tronco foi à esquerda e do quadril à direita, quando a perna esquerda estava em balanço, a inclinação do tronco foi à direita e o quadril à esquerda. Essa inclinação do quadril é devida principalmente à fraqueza dos músculos abdutores contralaterais ao membro em balanço, uma vez que, embora a elevação do membro desloque a sustentação para o outro lado, a fraqueza dos músculos abdutores contralaterais do quadril, permite essa inclinação estereotipada dessa articulação.

No grupo T37 quando o lado direito não plégico estava em balanço, o tronco inclinou-se discretamente à esquerda e o quadril também inclinou-se à esquerda, quando o lado direito plégico estava em balanço, o tronco inclinou discretamente à esquerda, porém o quadril à direita. Quando o lado esquerdo não plégico estava em balanço, o tronco e quadril inclinaram à direita e quando o lado esquerdo plégico estava em balanço, o tronco e quadril inclinaram-se à esquerda. Mas, mesmo com essa diferença de inclinação do tronco entre os lados plégicos, a característica da marcha do grupo T37 é a inclinação lateral para o lado plégico. Isso acontece uma vez que os hemiplégicos com uma imagem corporal prejudicada não percebem a localização da sua linha de peso corporal. Porém, mesmo com uma pequena noção da instabilidade faz com que haja uma adaptação postural (PERRY, 2005b).

Capítulo 6

CONCLUSÃO

Em resumo, os grupos previamente subdivididos por meio da classificação dos seus integrantes segundo os critérios do IPC, apresentaram alguns parâmetros cinemáticos na marcha que permitiram distingui-los entre si.

Entretanto durante a análise dos dados, foi detectada uma falha na classificação segundo padrões do IPC, uma vez que, dentre as classes de PCs, analisadas não existem subdivisões, de acordo com nível de acometimento da lesão. Assim, entre a classe T35 de diplégicos, por exemplo, pode haver PCs leves, moderados ou mais severos que participam da mesma classe. O mesmo pode ocorrer para a classe T36 (atetose e ataxia) e a classe T37 (hemiplégicos).

Esta observação ficou evidenciada durante a análise dos dados quantitativos, onde significativas variações foram detectadas entre indivíduos do mesmo grupo. Este fato dificulta a padronização do tipo de marcha para cada um deles.

De forma geral, a análise cinemática da marcha proporcionou uma discriminação entre grupos, em que algumas características ficaram evidentes em cada um deles, como por exemplo: o grupo T35 possui marcha de menor velocidade e cadência, base alargada, o indivíduo anda mais flexionado nas diversas fases da marcha, apresenta inclinações para o mesmo lado de quadril e tronco durante o caminhar. O grupo T36 apresentou marcha com base muito alargada o que dificulta as flexões de quadril nas fases de apoio inicial e de balanço da marcha, durante o apoio final apresentou flexão plantar e durante o apoio médio as inclinações de tronco foram ipsilaterais e as inclinações de quadril contralaterais. Durante a fase de balanço este grupo apresentou inclinações de tronco contralaterais e de quadril ipsilaterais, semelhantes à de pessoas saudáveis revelando maior equilíbrio durante a marcha. O grupo T37 apresentou marcha mais ligeira que a dos demais grupos, base mais estreita, dificuldade em flexionar quadril nas diversas fases da marcha e diferenças de flexo-extensões

entre os hemisférios corporais plégico e não plégico. Apresentou marcha com inclinação lateral para o lado plégico em todas as fases da marcha.

Finalmente, pode-se concluir que os resultados apresentados neste trabalho corroboram a diferenciação feita dentro da classificação funcional qualitativa baseada nos critérios do IPC, entre as três classes (T35, T36 e T37), que é feita pelo Classificador funcional da modalidade considerando apenas o seu conhecimento, sua experiência e sua habilidade. Outra contribuição deste trabalho foi a constatação da existência de “subgrupos”, ou seja, pessoas com diferentes graus de acometimentos, mas que pertencem à mesma classe funcional segundo a classificação tradicional do IPC. Dependendo do grau de variabilidade dos acometimentos dentro de uma mesma classe poder-se-ia engajar essas pessoas em uma nova classe com pessoas cujas habilidades são mais semelhantes. Isto poderia ajudar um grande número de atletas paralímpicos a demonstrar melhor suas habilidades e conseguir melhores resultados, uma vez que esses estariam competindo em grupos mais homogêneos. Essas colaborações ocorrem no intuito de melhorar a qualidade das classificações de modo a engrandecer e profissionalizar ainda mais o esporte paralímpico.

Capítulo 7

CONSIDERAÇÕES FINAIS E SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Este estudo vem acrescentar à literatura nacional e internacional, dados ainda escassos sobre a avaliação quantitativa de PCs hemiplégicos, diplégicos e com ataxia e atetose.

É válido ressaltar a importância de uma revisão contínua na classificação, realizada pelo IPC e demais órgãos que usam este mesmo manual de classificação, no sentido de criar subclasses, para cada nível de acometimento neuromotor, desta patologia. Essa falta de subdivisões para cada tipo de lesão, no meio desportivo, pode acarretar em uma desvantagem para aqueles que apresentam essa lesão mais grave.

Embora a marcha e a corrida sejam movimentos muito similares, os parâmetros aqui analisados para a marcha, naturalmente sofrerão alterações durante a corrida. Contudo, a análise aqui realizada, serve como reforço ao diagnóstico quantitativo das patologias associadas, contribuindo ainda para distinguir as diferenças existentes intra-grupos.

Para estudos subsequentes, sugere-se o recrutamento de um número maior de pacientes de cada classe, para que a subdivisão de acordo com os parâmetros lineares e angulares da marcha possa ser feita de forma mais concisa.

O uso da eletromiografia na coleta de dados seria interessante para observar também as ações musculares durante a marcha e a corrida. E ainda, um novo estudo com intervenção de exercícios para fortalecimento dos grupos musculares enfraquecidos por falta de ativação motora poderia ser realizado.

Para novos estudos, o uso de diversos tipos de classificação funcional como a GMFCS e GMFM juntamente com a classificação funcional do IPC e a avaliação quantitativa como esta realizada neste estudo, poderia fornecer novos subsídios para identificação de maiores diferenças entre os grupos.

Após a realização deste estudo, notou-se a necessidade de um local mais amplo para coleta de dados, usando um sistema de captura em 3D e análise de dados que possibilite o

estudo não apenas da marcha, mas também da corrida com similar confiabilidade de dados, no intuito de atender principalmente as questões desportivas paralímpicas do nosso País.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMIGOS, I. R. L. **Análise Observacional da Marcha: Amplitude normal de movimento durante o ciclo da marcha.** Downey, California: Copyright 1996.

ANDRADE, L. M. **Análise de marcha: protocolo experimental a partir de variáveis cinemáticas e antropométricas.** Faculdade de Educação Física, Universidade Federal de Campinas, Campinas, 2002..

BACHWCHMIDT, R.; HARRIS, G. F.; ACKMAN, J.; HASSANI, S.; CARTER, M.; CAUDILL, A. et al. Quantitative study of walker-assisted gait in children with cerebral palsy: anterior versus posterior walkers. **Pediatric Gait**, 2000. A new Millennium in Clinical Care and Motion Analysis Technology, 2000. 2000. p.217-223.

BAGLEY, A. M.; GORTON, G.; OEFFINGER, D.; BARNES, D.; CALMES, J.; NICHOLSON, D. et al. Outcome assessments in children with cerebral palsy, Part II: discriminatory ability of outcome tools. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 49, n. 3, p. 181-186, 2007. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2007.00181.x> >.

BARRY-GREB, T. L.; HARRISON, A. L. Posture, gait, and functional abilities of the adolescent, pregnant, and elderly female. **Orthopaedic Physical Therapy Clinics of North America**, v. 5, n. 1, p. 1-21, 1996. Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0030009504&partnerID=40&md5=59c1508380be1248a53d406c7a19e4d1> >.

BAX, M. E. A. Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 47, n. 8, p. 571-571, 2005. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.2005.tb01195.x> >.

BELL, K., J.; OUNPUU, S.; DELUCA, P., A.; ROMMERS, M., J. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. **Journal of pediatric orthopedics**, v. 22, n. 5, p. 677-82, 2002. Disponível em: < <http://ukpmc.ac.uk/abstract/MED/12198474> >.

BOBATH, K. **Uma base neurofisiológica para o tratamento da paralisia cerebral.** 2ª ed. São Paulo: 1984.

BOTEGA, R. **Projeto e desenvolvimento de um auxiliar deambulatório autotransferente para crianças com paralisia cerebral.** (Dissertação de Mestrado). Escola de Engenharia, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

CROCE, U. D.; RILEY, P. O.; LELAS, J. L.; KERRIGAN, C. D. A refined view of the determinants of gait. **Gait & posture**, v. 14, n. 2, p. 79-84, 2001. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-43VYGK7-2/2/7a54a9334c06015da16e6f17d6facc42> >.

CURY, V. C. R.; MANCINI, M. C.; MELO, A. P.; FONSECA, S. T.; SAMPAIO, R. F.; TIRADO, M. G. A. Efeitos do uso de órtese na mobilidade funcional de crianças com paralisia cerebral. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, p. 67-74, 2006. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552006000100009&nrm=iso >.

DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. Relation Of Gait Analysis To Gross Motor Function In Cerebral Palsy. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 38, n. 5, p. 389-396, 1996. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1111/j.1469-8749.1996.tb15097.x> >.

DAMIANO, D. L.; KELLY, L. E.; VAUGHN, C. L. Effects of Quadriceps Femoris Muscle Strengthening on Crouch Gait in Children With Spastic Diplegia. **Physical Therapy**, v. 75, n. 8, p. 658-667, 1995. Disponível em: < <http://ptjournal.apta.org/content/75/8/658.abstract> >.

DANIELS, K.; DESLOOVERE, K.; MOLENAERS, G.; VAN CAMPENHOUT, A.; OP DE BEECK, N.; CORSTJENS, H. et al. Objective classification of gait patterns in children with cerebral palsy. **Gait & posture**, v. 24, n. Supplement 2, p. S264-S265, 2006. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4MH2BRT-40/2/eb73e6270412103d15ddc17af9573b3f> >.

DAVIS, B. D. Reflections on clinical gait analysis. **Electromyogr. Kinesiology**, v. 7, n. 4, p. 251 - 257, 1997.

DIAMENT, A.; CYPEL, A. **Neurologia Infantil**. 3ª. São Paulo: Atheneu, 1996.

DINI, P. D.; DAVID, A. C. Repetibilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha: comparação entre crianças normais e com paralisia cerebral do tipo hemiplegia espástica. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 13, p. 215-222, 2009. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552009000300005&nrm=iso >.

DZIENKOWSKI, R. C.; SMITH, K. K.; DILLOW, K. A.; YUCHA, C. B. Cerebral palsy: a comprehensive review. **Nurse Practitioner**, v. 21, p. 45 -59, 1996.

FERRARETTO, I.; SOUZA, Â. M. C. **Paralisia cerebral – Aspectos práticos**. São Paulo: Memnon, 1998a.

FILHO, M. C. D. M.; SANTOS, C. A. D. Marcha na Paralisia Cerebral. In: FONSECA, L. F. e LIMA, C. L. A. (Ed.). **Paralisia Cerebral: Neurologia, Ortopedia e Reabilitação**. Rio de Janeiro: MedBook, v.2, 2008. cap. 21, p.658.

FONSECA, L. F.; TEIXEIRA, M. L. G.; GAUZZI, L. D. V.; SANTIAGO, S. C. Paralisia Cerebral: Classificação e Apresentação Clínica. In: FONSECA, L. F. e LIMA, C. L. A. (Ed.). **Paralisia Cerebral: Neurologia, Ortopedia e Reabilitação**. Rio de Janeiro: Medbook, v.2, 2008.

FRANCO, R. L. L. D. **Análise cinemática da marcha de crianças diplégicas nível I e II do GMFCS.** (Dissertação de Mestrado). Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2009.

FREITAS, P. S. D.; AMARANTE, R. E. **Noções sobre Educação Física e Esportes para pessoas portadoras de deficiência: Uma abordagem para professores de 1º e 2º graus.** Uberlândia: Breda, 1997.

GOLDBERG, E. J.; REQUEJO, P. S.; FOWLER, E. G. Joint moment contributions to swing knee extension acceleration during gait in individuals with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait & posture**, v. 33, n. 1, p. 66-70, 2011. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-51BP6F3-2/2/0d1261f4d28629bc582041a4e596b755> >.

GRANATA, K. P.; ABEL, M. F.; DAMIANO, D. L. Joint Angular Velocity in Spastic Gait and the Influence of Muscle-Tendon Lengthening. **J. Bone Joint Surg. Am.**, n. 82 p. 174-186, 2000.

GRIFFITHS, M.; CLEGG, M. **Cerebral palsy: problems and practice.** London: Souvenir Press, 1988.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica.** 9. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1992.

HEBERT, S.; XAVIER, R.; PARDINI JR, A. G.; BARROS FILHO, T. E. P. D. **Ortopedia e traumatologia: princípios e prática.** 3. Porto Alegre: Artmed, 2003.

KADABA, M.P; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **J Orthop Res.**, 1990.

KLEJMAN, S.; ANDRYSEK, J.; DUPUIS, A.; WRIGHT, V. Test-Retest Reliability of Discrete Gait Parameters in Children With Cerebral Palsy. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 91, 2010.

KWON, J.-Y.; CHANG, H. J.; LEE, J. Y.; HA, Y.; LEE, P. K.; KIM, Y.-H. Effects of Hippotherapy on Gait Parameters in Children With Bilateral Spastic Cerebral Palsy. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 92, 2011.

LUNDY-EKMAN, L. **Neurociências: fundamentos para reabilitação.** 3. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética.** 4ª. Barueri- SP: Manole, 2005.

MATSUNO, V. M.; CAMARGO, M. R.; PALMA, G. C.; ALVENO, D.; BARELA, A. M. F. Análise do uso de suporte parcial de peso corporal em esteira e em piso fixo durante o andar de crianças com paralisia cerebral. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, p. 404-410, 2010. ISSN 1413-3555.

Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552010000500009&nrm=iso >.

MATSUNO, V. M.; CAMARGO, M. R.; PALMA, G. C.; ALVENO, D. B. Análise do uso de suporte parcial de peso corporal em esteira e em piso fixo durante o andar de crianças com paralisia cerebral. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, p. 404-410, 2010. ISSN 1413-3555. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1413-35552010000500009&nrm=iso >.

MATTOS, E. **Esportes adaptados para portadores de deficiência física: Implicações e aplicações.** Simposio Paulista de Educação Física Adaptada, 3. São Paulo: USP/EEFUSP/CEPEUSP: 84-88 p. 1990.

MATTOS, E. **O esporte e o portador de deficiência.** Simposio Paulista de Educação Física Adaptada. São Paulo: USP/EEFUSP/CEPEUSP: 99 p. 1994.

MELO-SOUZA, S. E. **Tratamento de doenças neurológicas**. 2. Rio de Janeiro: Guanabara, 2008. ISBN 978-85-277-1430-3.

MUELLER, M. J.; MINOR, S. D.; SAHRMANN, S. A.; SCHAAF, J. A.; STRUBE, M. J. Differences in the Gait Characteristics of Patients With Diabetes and Peripheral Neuropathy Compared With Age-Matched Controls. **Physical Therapy**, v. 74, n. 4, p. 299-308, April 1, 1994 1994. Disponível em: < <http://ptjournal.apta.org/content/74/4/299.abstract> >.

NORKIN, C. C. Avaliação da Marcha. In: (Ed.). **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. 5. Barueri, SP: Manole, 2010.

O'BYRNE, J. M.; JENKINSON, A.; O'BRIEN, T. M. Quantitative analysis and classification of gait patterns in cerebral palsy using a three-dimensional motion analyser. **Journal Child Neurology**, v. 13, n. 3, p. 101 -108, 1998.

O'SULLIVAN, S. B.; SCHIMITZ, T. J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. Barueri, SP: Manole, 2010.

OSTROSKY, K. M.; VANSWEARINGEN, J. M.; BURDETT, R. G.; GEE, Z. A Comparison of Gait Characteristics in Young and Old Subjects. **Physical Therapy**, v. 74, n. 7, p. 637-644, 1994. Disponível em: < <http://ptjournal.apta.org/content/74/7/637.abstract> >.

PERRY, J. **Análise da marcha: marcha normal**. Barueri, SP: Manole, 2005a.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha patológica**. Barueri, SP: Manole, 2005b.

POPOVIĆ, D.; RADULOVIĆ, M.; SCHWIRTLICH, L.; JAUKOVIĆ, N. Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. **Medical Engineering & Physics**, v. 25, n. 1, p. 63-73, 2003. Disponível em: < <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453302001881?showall=true> >.

PROSSER, L. A.; LAUER, R. T.; VANSANT, A. F.; BARBE, M. F.; LEE, S. C. K. Variability and symmetry of gait in early walkers with and without bilateral cerebral palsy. **Gait & Posture**, n. 31, p. 522-526, 2010.

QIANG, H.; YOKOI, K.; KAJITA, S.; KANEKO, K.; ARAI, H.; KOYACHI, N. et al. Planning walking patterns for a biped robot. **Robotics and Automation, IEEE Transactions on**, v. 17, n. 3, p. 280-289, 2001.

RADTKA, S. A.; SKINNER, S. R.; ELISE J., M. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. **Gait & posture**, v. 21, n. 3, p. 303-310, 2005. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/B6T6Y-4CDJN55-1/2/69d6034e0564a36351ffecec265ef15a> >.

RODGERS, M. M. Dynamic foot mechanics. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, n. 21, p. 306 - 316, 1995.

ROSE, J.; GAMBLE, J. **Human walking**. 2ª. Baltimore: William & Wilkins, 1994.

ROSENBLOOM, L. Diagnosis and management of cerebral palsy. **Archives of Disease in Childhood**, n. 72:, p. 350-354, 1995.

ROTTA, N. T. Paralisia cerebral, novas perspectivas terapêuticas. **Jornal de Pediatria**, v. 78, p. S48-S54, 2002. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0021-75572002000700008&nrm=iso >.

RUSSMAN, B. S.; TILTON, A.; GORMLEY, M. E. Cerebral palsy: A rational approach to a treatment protocol, and the role of botulinum toxin in treatment. **Muscle & Nerve**, v. 20, p. 181–193, 1997.

SEKIYA, N. H.; NAGASAKI, H.; FURUNA, T. Optimal walking in terms of variability in step length. **J. Orthop. Sports Phys. Ther.**, n. 26, p. 266 - 272, 1997.

SHWARTZMAN, J. S. Paralisia Cerebral. **Arquivos Brasileiros de Paralisia Cerebral**, v. 1, p. 4-17, 2004.

SORSDAHL, A. B., MOE-NILSSEN, R., STRAND, L. I. Test-retest reliability of spatial and temporal gait parameters in children with cerebral palsy as measured by an electronic walkway. **Gait Posture**, v. 27, n. 1, p. 43- 50, 2008.

STOKES, M. **Neurologia para fisioterapeutas**. London: Editorial Premier, 2000.

STOLZE, H.; KUHTZ-BUSCHBECK, J. P.; MONDWURF, C.; BOCZEK-FUNCKE, A.; JOHNS, K.; DEUSCHL, G. et al. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, n. 105, p. 490-497, 1997.

STOLZE, H.; KUHTZ-BUSCHBECK, J. P.; MONDWURF, C.; JOHNS, K.; FRIEGE, L. Retest reliability of spatiotemporal gait parameters in children and adults. **Gait & Posture**, v. 7, n. 2, p. 125 - 130, 1998.

SUBOTNICK, S. I. Variations in angles of gait in running. **Phys. Sportsmed**, n. 7, p. 110 -114, 1979.

SUTHERLAND, D. H.; OLSHEN, R.; COOPER, L.; WOO, S. L. The development of mature gait. **J Bone Joint Surg Am**, v. 62, n. 3, p. 336-353, 1980. Disponível em: < <http://www.ejbs.org> >.

SUTHERLAND, D. H.; VALENCIA, F. **Pediatric Gait – Normal and Anormal Development**. Raven Press, 1992.

TABAQUIM, M.L.M.; LAMÔNICA, D.A.C. **Análise perceptual de mães de filhos com paralisia cerebral sobre a atividade de banho**. **Arq. Bras. Paralisia Cerebral**, v. 1, n. 1, p. 30-34, 2004.

TWEEDY, S. M.; BOURKE, J. **IPC Athletics Classification Project for Physical Impairments: Final Report – Stage 1**, Ed.: IPC Athletics, Bonn 2009.

TWEEDY, S. M.; BOURKE, J. capítulo 4 In: **IPC Athletics Classification Project for Physical Impairments: Final Report- Stage1**. Tweedy, S. M., and Bourke, J. (Ed.) IPC Athletics, Bonn 2009.

UMPHRED, D. A. **Reabilitação Neurológica**. 4. Barueri, SP: Manole, 2004.

ZONTA, M. B.; JÚNIOR, A. R.; CAMARGO, R. M. R.; DAIS, F. H.; SANTOS, L. H. C. Análise bidimensional da assimetria da marcha na hemiplegia espástica. **Einstein**, v. 8, n. 3, p. 343 - 349, 2010.

ZONTA, M. B.; RAMALHO JÚNIOR, A.; CAMARGO, R. M. R.; DIAS, F. H.; SANTOS, L. H. C. Two-dimensional analysis of gait asymmetry in spastic hemiplegia. **Einstein**, v. 8, n. 3, p. 343 - 349, julho/setembro 2010. Disponível em: < http://apps.einstein.br/revista/arquivos/PDF/1678-Einsteinv8n3_pg343-9_eng.pdf >.