



Universidade do Estado do Rio de Janeiro

Centro Biomédico

Faculdade de Ciências Médicas

Daniel das Virgens Chagas

**Identificação do padrão biomecânico de condutas
motoras em escolares: o caso da marcha**

Rio de Janeiro

2010

Daniel das Virgens Chagas

**Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras em
escolares: o caso da marcha**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Alberto Batista

Rio de Janeiro

2010

CATALOGAÇÃO NA FONTE
UERJ/REDE SIRIÚS/BIBLIOTECA CB-A

C433 Chagas, Daniel das Virgens.
Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras em
escolares: o caso da marcha / Daniel das Virgens Chagas. - 2010.
101 f.

Orientador : Luiz Alberto Batista.

Dissertação (Mestrado) – Universidade do Estado do Rio de
Janeiro, Faculdade de Ciências Médicas, Pós-graduação em
Ciências Médicas.

1. Biomecânica - Teses. 2. Capacidade motora nas crianças -
Teses. 3. Locomoção - Teses. 4. Movimento - Teses. 5. Criança -
Teses. I. Batista, Luiz Alberto. II. Universidade do Estado do Rio de
Janeiro. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

CDU 612.766-053.2

Autorizo apenas para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta
dissertação desde que citada a fonte.

Assinatura

Data

Daniel das Virgens Chagas

**Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras em
escolares: o caso da marcha**

Dissertação apresentada, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre, ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médicas, da Universidade do Estado do Rio de Janeiro.

Aprovado em 17 de dezembro de 2010.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Luiz Alberto Batista (Orientador)
Instituto de Educação Física e Desportos – UERJ

Prof. Dr. Denizar Vianna Araújo
Faculdade de Ciências Médicas – UERJ

Prof. Dr. Roberto Ferreira dos Santos
Faculdade de Educação Física – UNIVERSO

Prof. Dr. Julio Guilherme Silva
Faculdade de Odontologia – UFF

Rio de Janeiro

2010

DEDICATÓRIA

Às crianças de Niterói, especialmente aquelas do Morro do Castro, que gentilmente participaram do estudo.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Luiz Alberto Batista, mais do que um orientador genial, um grande amigo de admirável caráter, exemplo de ética e competência, cuja convivência me fez crescer academicamente, profissionalmente e pessoalmente.

Aos companheiros do LaBiCoM, parceiros nos projetos de pesquisa.

À minha mãe, sempre ao meu lado.

Aos companheiros de Niterói, Prof. Marcelo Vieira da Silva e Prof^a. Gleyce Dantas, pela compreensão e apoio em minhas atividades acadêmicas.

Especialmente a Deus, que me iluminou, protegeu-me e, nos momentos mais difíceis, deu-me forças para continuar caminhando.

Errar é humano. Quantificar, divino.

Alexander Pope (1688-1744)

A mais grave das faltas é não ter consciência de falta alguma.

Albert Einstein (1879-1955)

RESUMO

CHAGAS, Daniel das Virgens. *Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras em escolares: o caso da marcha*, Brasil. 2010. 101 f. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Faculdade de Ciências Médicas, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2010.

A constituição de uma base de dados normativa da marcha é essencial para o diagnóstico e o tratamento de padrões atípicos da locomoção (SUTHERLAND et al., 1997). Não obstante, são escassas as informações relativas aos padrões normais da marcha de crianças (GANLEY e POWERS, 2005), carência ainda mais evidente no tocante à produção acadêmica sobre o padrão biomecânico da locomoção da população de crianças brasileiras. Nesse sentido, especialistas em análise de marcha alertam para o fato que crianças de diferentes populações podem exibir diferentes padrões de marcha de acordo com os grupos étnicos das quais foram extraídas (MORENO-HERNÁNDEZ et al., 2010). Assim sendo, o objetivo do presente estudo foi descrever o padrão biomecânico da marcha de crianças híidas brasileiras entre 6 e 11 anos de idade. Cento e vinte e duas crianças híidas, entre seis e 11 anos de idade foram aleatoriamente recrutadas de um universo de 328 alunos. Os sujeitos foram alocados em três grupos etários: Grupo 1 (6-7 anos), Grupo 2 (8-9 anos) e Grupo 3 (10-11 anos). Para o registro das imagens das marchas das crianças foi utilizado um sistema de captura bidimensional de movimento a uma frequência de aquisição de 30 Hz, composto por uma câmera Sony modelo HC 46 posicionada ortogonalmente a 6 metros da pista. Marcadores esféricos reflexivos de 20mm de diâmetro foram fixados em ambos os lados do corpo dos participantes. Os valores em bruto das coordenadas dos marcadores foram transformadas em coordenadas globais 2D (CALDWELL et al., 2004) e processadas no software SkillSpector (Versão 1.0). A estratégia de Hof (1996) foi utilizada para a normalização dos dados da marcha. Os comprimentos de passo e passada apresentaram uma tendência de aumento com o avanço da idade até 8-9 anos de idade, ao passo que a cadência dos passos apresentou uma tendência de diminuição até o mesmo período. Os números não-dimensionais não apresentaram qualquer tendência de alteração com o avanço da idade. Os três grupos etários apresentaram trajetórias angulares articulares semelhantes. O presente estudo constitui ação pioneira no que tange à descrição do padrão cinemático da marcha de crianças híidas brasileiras entre 6 e 11 anos de idade. Assim sendo, consideramos que um primeiro passo foi dado no sentido da constituição de uma base de dados normativa da locomoção desses indivíduos.

Palavras-chave: Crianças. Biomecânica. Desenvolvimento Motor. Padrão de movimento. Locomoção.

ABSTRACT

A normative database of gait is essential for diagnosis and treatment of atypical locomotion patterns (SUTHERLAND et al., 1997). Although, there is a little knowledge about normal patterns of children gait (GANLEY & POWERS, 2005), especially concerning to academic production about biomechanics gait patterns of Brazilian children. In this sense, gait analysis expert warn that children PF different populations may exhibit different gait patterns according to ethnic groups wich were extracted (MORENO-HERNÁNDEZ et al., 2010). Therefore, the objective of this study was to describe biomechanical gait pattern of healthy Brazilian children between six and 11 years old. One hundred and twenty-two healthy children aged 6-11 years were randomly recruited from a population of 328 students. Subjects were divided into three age groups: Group 1 (6-7 years), Group 2 (8-9 years) and Group 3 (10-11 years). The data were recorded using a two-dimensional motion capture system, at 60 Hz, composed of a camera of the Sony model that was positioned orthogonally at 6-m distance to the walkway. Spherical reflexive markers 20mm in size were attached on both sides of the body of participants. Raw data values were transformed in 2D global coordinates through a Direct Linear Transformation method and were processed in SkillSpector software (version 1.0), wich was validated using studies with predominantly uniplanar displacement (CALDWELL et al., 2004). Hof's strategy (1996) was used for the normalization of gait data. Step and stride length showed a tendency of increase with advancing age until 8-9 years old, while the cadence of steps showed a decreasing tendency until the same period. Nondimensional numbers did not show any tendence to change with advancing age. The three age groups showed similar joint angle trajectories. This study is a pioneering action in regard to the description of kinematic patterns of gait in healthy Brazilian children aged 6-11 years. Therefore, we consider that a first step was taken towards establishment of a normative database of gait o these individuals.

Keywords: Children. Biomechanics. Motor Development. Movement Patterns. Gait.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 – Atividades motoras e restrições individuais, ambientais e da tarefa.....	17
Figura 1 – O padrão de movimento como um produto emergente da interação entre a biologia do indivíduo, as condições da tarefa e as restrições do ambiente	20
Figura 2 – Sequência desenvolvimentista universal: modelo adotado por Gallahue e Ozmun (2003)	27
Figura 3 – Sequência desenvolvimentista universal: modelo adotado por Payne e Isaacs (2007).....	28
Figura 4 – As duas maiores aplicações da biomecânica, segundo Knudson (2007).	35
Figura 5 – Dois robôs bípedes antropomórficos que desempenham uma dinâmica de marcha utilizando controle de <i>feedback</i> em tempo real.	40
Figura 6. A marcha humana sendo conduzida pela ação do <i>homunculus</i>	40
Figura 7 – O ciclo da marcha humana: 1 (uma) passada (“ <i>stride</i> ”) é feita de 2 passos (“ <i>step</i> ”) consecutivos	45
Figura 8 – O ciclo de marcha normal de uma criança de 8 anos de idade.....	47
Figura 9 – Períodos de suporte e balanço de cada membro durante os ciclos de marcha normal e patológica	60
Figura 10 – Síntese das Características Biomecânicas Cinemáticas.....	61
Figura 11 – Características biomecânicas cinemáticas espaciais mensuradas através do <i>footprint</i>	62
Figura 12 – Pista de marcha com 10 metros de extensão	63
Figura 13 – Três participantes do estudo caminhando descalços na pista de marcha com os marcadores reflexivos à mostra	64
Figura 14 – Gráficos de posicionamento dos calcâneos direito e esquerdo no eixo y e as respectivas imagens das crianças durante a locomoção	66
Figura 15 – Valores centrais e a amplitude dos dados cinemáticos da marcha em forma de gráficos “box plots”	71
Figura 16 – Dados temporais da marcha	73

Figura 17 – Comportamento cinemático angular das articulações do quadril, joelho e tornozelo	75
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados demográficos dos sujeitos por grupos etários: média (DP).....60

Tabela 2 – Parâmetros cinemáticos da marcha das crianças: média (DP)72

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CBCE	Características Biomecânicas Cinemáticas Espaciais
CBCT	Características Biomecânicas Cinemáticas Temporais
CBCET	Características Biomecânicas Cinemáticas Espaço-Temporais
CP	Comprimento de passo
CPN	Comprimento de passo normalizado
CPd	Comprimento de passada
CPdN	Comprimento de passada normalizado
CM	Ciclo de marcha
CN	Cadência dos passos normalizada
VN	Velocidade de locomoção normalizada
PDM	Padrão de movimento

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	15
1 OBJETIVOS	18
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 O delineamento dos padrões de movimento: estado da arte I.....	32
2.2 O padrão universal da marcha de crianças: estado da arte II	52
3 MATERIAIS E MÉTODOS	62
3.1 Participantes	62
3.2 O ciclo da marcha – segundo Perry (1992).....	63
3.3 Procedimentos.....	66
3.4 Análise dos dados	73
4 RESULTADOS	74
5 DISCUSSÃO	83
6 CONCLUSÃO	88
REFERÊNCIAS	91
ANEXO A – Consentimento por escrito da Escola Municipal João Brazil e da Fundação Municipal de Educação de Niterói/RJ.....	99
ANEXO B – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado do Rio de Janeiro sobre o projeto: “Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras”	100
ANEXO C – Planilha eletrônica com o registro das características biomecânicas espaciais e temporais da marcha das crianças.....	101

INTRODUÇÃO

Uma determinada manifestação motora somente pode ser classificada como atípica se o padrão motor universal for conhecido. Para Sutherland (1997), é essencial que se conheça a história natural ou normal de um fenômeno estudado antes da tentativa de descrever e estudar os desvios, como aqueles ocasionados por doenças. Similarmente, Perry (1992) afirma que a função normal é tida como o modelo em relação ao qual uma incapacidade pode ser avaliada com base em exames comparativos. Não obstante, os padrões de movimento manifestos pela população infantil ainda não se encontram plenamente delineados, fato que perdura desde os primeiros estudos sobre o desenvolvimento motor (COURTNEY e JHONSON, 1930; BAYLEY e JONES, 1937; BAYLEY, 1965; WERNER e BAYLEY, 1966; GALAHUE e OZMUN, 2001; KLEINE, SANDEN e OUDEN, 2006; LLORENTE et al., 2006; ESKENAZI et al., 2007).

Geralmente, as seqüências desenvolvimentistas universais de habilidades motoras manifestas por crianças são descritas com expressivo teor de subjetividade, de forma qualitativa, com base, exclusivamente, em análises observacionais. Em contrapartida, sabe-se que descrições objetivas sobre o comportamento motor humano são importantes para a prática clínica (LEARDINI et al., 2007), pois facilitam não só a identificação de características motrizes anormais, como também a fundamentação da escolha de estratégias de intervenção (DAVIS, 1997; SCHWARTZ, TROST e WERVEY, 2004). Além disso, as mensurações quantitativas dos fatores inerentes a determinado padrão de movimento possibilitam o estabelecimento de nexos causais entre o quadro de anormalidade identificado e tipos específicos de agravos à saúde (BATISTA e CASTRO, 1993; BROSTROM et al., 2007), o que, em alguns casos, parece ser inviável de ser obtido se apenas mensurações qualitativas estiverem disponíveis para a avaliação clínica.

Embora a marcha seja uma das mais universais (MURRAY et al., 1964) e relevantes (ZAJAC, NEPTUNE e KALTZ, 2002) de todas as atividades humanas, estratégia básica de deslocamento, constituindo, para além, base motriz sobre a qual outros padrões de movimento e habilidades motoras se desenvolvem (GALLAHUE e OZMUN, 2003), são escassas as informações sobre descrição dos padrões universais da locomoção de crianças (GANLEY e POWERS, 2005),

carência ainda mais evidente quando considerarmos a produção acadêmica sobre a marcha de crianças brasileiras.

Diante desse cenário, o objetivo no presente estudo foi descrever o padrão biomecânico da marcha de crianças hígdas brasileiras entre 6 e 11 anos de idade durante um deslocamento de 10 metros, em pista horizontal de superfície regular, realizado em velocidade confortável e auto-selecionada.

Justificativa

Sabe-se que o desenvolvimento motor de um indivíduo pode apresentar evolução alterada em decorrência de diferentes fatores, dentre os quais os relativos aos distúrbios da saúde (WINTER, 1989; BROSTROM et al., 2007). Segundo Conolly (1985), a existência de determinados desvios em relação ao padrão de movimento ou seqüência desenvolvimentista universal pode resultar em incapacidade no desempenho motor. Sabe-se, também, que esses desvios, dependendo do grau de comprometimento, podem ser imperceptíveis, mesmo para o olho clínico treinado (PERRY, 1992). Neste caso, exames complementares são necessários para detectar alterações motoras que, apesar de pequena magnitude manifesta, podem comprometer o status de saúde das pessoas. Exames dessa natureza fornecem informações que podem ser cruciais para a avaliação clínica em função de sua relevância para a consecução de um diagnóstico de certeza e, também, para a escolha das estratégias de intervenção, sejam elas educativas, re-educativas ou de tratamento.

Neste sentido, especialistas no estudo do movimento humano esclarecem que se formos capazes de detectar incorreções manifestas durante a execução de condutas motoras e pudermos estabelecer nexos causais entre o quadro identificado e os tipos específicos de agravos à saúde, será possível, em concomitante, planejar e executar estratégias de tratamento com vista à busca da normalização da conduta motora (BATISTA e CASTRO, 1993; BROSTROM et al., 2007), o que interpretamos com sendo conduzir o indivíduo ao seu melhor desempenho motor possível de momento. A Biomecânica pode contribuir de forma importante neste processo, visto que a utilização desta área de conhecimento na avaliação clínica permite a realização de exames complementares de maior sensibilidade (KNUDSON e MORRISON, 1997). Além disso, Knudson (2007) argumenta que as duas maiores

aplicações da Biomecânica consistem na busca de informações voltadas à melhora do movimento humano e do tratamento ou prevenção de lesões.

No caso específico da marcha, sabe-se que a análise biomecânica tem se tornado um exame fundamental na prática clínica (LEARDINI et al., 2007), sendo considerada como uma importante ferramenta utilizada para a avaliação das pessoas com anormalidades na locomoção (SCHWARTZ, TROST e WERVEY, 2004). Contudo, como já aludimos, para que seja possível detectar anormalidades na locomoção de um indivíduo a partir da análise clínica da marcha, é necessário que se tenha disponível uma base de dados normativa da população correspondente ao sujeito em foco, pois o padrão de marcha do avaliado deverá ser comparado com base em valores de referência, os quais devem ser de bases de dados normativas.

Não obstante, a produção de conhecimento sobre os padrões típicos da marcha de crianças em desenvolvimento é relativamente escassa, e comparações com objetivos de diagnóstico e intervenção são frequentemente feitas com dados normativos de adultos (GANLEY e POWERS, 2005). Sendo assim, acreditamos que o estudo sobre o padrão biomecânico da marcha de crianças é importante para a avaliação clínica, quer seja para o estabelecimento de diagnósticos, quer seja para a intervenção terapêutica ou educativa.

1 OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo foi descrever o padrão biomecânico da marcha de crianças hípidas brasileiras, entre 6 e 11 anos de idade, durante um deslocamento de 10 metros, em pista horizontal, de superfície regular, sob velocidade confortável e auto-selecionada.

Os objetivos específicos do presente estudo foram: descrever as características biomecânicas cinemáticas espaciais, temporais e espaço-temporais da marcha de crianças entre 6 e 11 anos de idade; examinar a variabilidade dos comportamentos cinemáticos da marcha de crianças entre 6 e 11 anos de idade.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO DA LITERATURA

O termo “padrão” pode ser definido como a medida, o tipo ou o modelo oficial que serve de base ou referência para avaliação de quantidade ou de qualidade (LAROUSSE, 2004). O termo “movimento” se refere a características de comportamento de um membro específico ou de uma combinação de membros (MAGILL, 2001). Para Gallahue e Ozmun (2003), o “movimento” é a alteração real observável na posição de qualquer parte do corpo, sendo considerado como o ato culminante dos processos motores subjacentes. Neste sentido, podemos considerar o “padrão de movimento” como uma conduta motora típica manifesta pelos seres vivos, a partir da qual descrições ou juízos de valor poderão ser estabelecidos, tanto qualitativamente quanto quantitativamente, dependendo das ferramentas utilizadas para tal. Embora esta definição possa ser aplicada a todos os tipos de seres vivos da natureza que apresentam movimento voluntário, nessa investigação focaremos nossa discussão no padrão de movimento humano.

De um modo geral, entendemos que o padrão de movimento (PDM) pode ser classificado em 2 tipos: PDM individual e PDM universal. O PDM individual se refere a uma conduta motora típica manifesta por um único sujeito. Baseado na Teoria dos Sistemas¹, especialistas dos campos de Controle e Desenvolvimento Motor entendem que o PDM emergente de um sujeito é o produto da interação entre as restrições do indivíduo, do ambiente e da tarefa (GALLAHUE e OZMUN, 2003; HOLT, 2005). Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2003, p.2), “o indivíduo produz um movimento para obedecer às demandas da tarefa que está sendo executada dentro de um ambiente específico”. Para Haywood e Getchel (2004), as demandas da tarefa e a especificidade do ambiente, assim como a biologia do indivíduo, podem ser consideradas como restrições ao PDM (QUADRO 1). Neste caso, as restrições funcionam como agentes modeladores do movimento, podendo limitá-lo, desencorajá-lo, permiti-lo ou encorajá-lo (HAYWOOD e GETCHEL, 2004).

O termo “universal” se refere àquilo que “... se estende a todas as coisas e pessoas, que envolve a totalidade dos seres... que se aplica em todos os casos; geral.” (LAROUSSE, 2004, p.935). Portanto, a expressão “padrão de movimento universal” nos transmite a idéia de uma conduta motora manifesta tipicamente por

¹ Sobre teorias do controle motor, consultar Shumway-Cook e Woollacott (2003).

uma população, a partir da qual descrições e/ou juízos de valor poderão ser atribuídos, tanto qualitativamente quanto quantitativamente, dependendo das ferramentas utilizadas para tal.

Atividades Motoras	Restrições do Indivíduo	Restrições da Tarefa	Restrições do Ambiente
<i>Natação (nado crawl)</i>	Motivação, antropometria, maturação, deficiência física, fadiga muscular, distúrbios de saúde.	Uso de nadadeira, velocidade do nado, frequência respiratória.	Piscina, mar, temperatura da água.
<i>Caminhada</i>	Motivação, antropometria, maturação, deficiência física, fadiga muscular, distúrbios de saúde.	Velocidade de caminhada.	Solo firme, areia da praia, aclive, declive.
<i>Exercícios resistidos (rosca bíceps)</i>	Motivação, antropometria, maturação, deficiência física, fadiga muscular, distúrbios de saúde.	Velocidade de execução, massa do implemento, halteres, máquinas.	Temperatura ambiente, som ambiente.
<i>Futebol (chute)</i>	Motivação, antropometria, maturação, deficiência física, fadiga muscular, distúrbios de saúde.	Quantidade de massa da bola, calçado, tipo de chute, dominância do membro.	Grama natural, grama sintética, areia da praia, asfalto.

Quadro 1 – Atividades motoras e restrições individuais, ambientais e da tarefa.

O PDM universal pode ser considerado como uma base normativa, pois é um padrão representativo do desempenho típico de um dado grupo. Sendo assim, determinado PDM individual somente poderá ser considerado como típico ou atípico quando comparado com o modelo oficial, ou base normativa, que é o PDM universal. Portanto, para classificar o padrão de marcha de um homem adulto saudável como normal ou anormal, é necessário que se compare o PDM manifesto por este sujeito com o PDM representativo de homens adultos saudáveis de natureza semelhante à dele. Se o padrão de marcha do sujeito em exame estiver de acordo com a base normativa, este será classificado como PDM individual típico, normal ou saudável. Caso contrário, o padrão de marcha do sujeito será considerado como atípico, anormal ou patológico. Desde que as condições da tarefa e do ambiente sejam similares àquelas obtidas no PDM universal, pode-se afirmar que as causas do PDM individual anormal são oriundas do próprio sujeito, as quais podem estar relacionadas à presença de alguma lesão, doença, dor ou problemas de controle motor (LAKANY, 2008).

Os PDM's se modificam ao longo da vida à medida que os sujeitos se desenvolvem. Logo, o estudo do desenvolvimento humano é fundamental para a compreensão e a análise dos PDM's. Gallahue e Ozmun (2003) classificam o desenvolvimento como sendo um processo contínuo que se inicia na concepção e cessa com a morte. Para Payne e Isaacs (2007), o termo desenvolvimento humano se refere às mudanças que experimentamos à medida que passamos pela vida. De acordo com estes últimos autores, o desenvolvimento humano é multifacetado, pois as mudanças observadas ao longo da vida ocorrem nos domínios cognitivo, afetivo, físico e motor, os quais estão em constante interação.

Haywood e Getchel (2004) destacam três características como sendo definidoras do desenvolvimento humano: 1) É um processo contínuo de mudanças na capacidade funcional; 2) Está associado à idade; 3) É uma mudança seqüencial. Esses autores defendem a tese da vitaliciedade, segundo a qual o desenvolvimento é um processo contínuo de alterações na capacidade funcional porque se inicia na concepção e cessa somente com a morte físico-biológica. Os fatores intrínsecos ao indivíduo, como crescimento, maturação e envelhecimento, junto aos fatores extrínsecos, como as condições da tarefa e as restrições do ambiente, são considerados responsáveis pelas mudanças contínuas na capacidade funcional das pessoas ao longo da vida. As mudanças ocorridas no comportamento ao longo da

vida, seja na infância, na idade adulta ou na idade avançada, sempre estão no foco de discussão do desenvolvimento humano.

O desenvolvimento está associado à idade, mas não depende dela. Por isso duas crianças podem ter a mesma idade cronológica e, no entanto, apresentarem diferentes níveis de desenvolvimento. O tempo que uma criança leva para adquirir a deambulação independente é um exemplo disso. É comum que os pais de um bebê criem a expectativa de que ele comece a caminhar aos 12 meses de vida. Todavia, a variação considerada como normal na aquisição da marcha independente vai dos 9 aos 17 meses (PAYNE e ISAACS, 2007). É fato, que a aquisição da marcha é um processo complexo (BERNSTEIN, 1967), caracterizado como o resultado da interação dinâmica de vários subsistemas (CLARK e PHILLIPS, 1993), tais como o nervoso, o muscular, assim como as restrições do ambiente e da tarefa. Fatores como composição corporal, crescimento físico, oportunidades e estímulos para a prática influenciam de forma importante o decurso de aquisição da marcha independente (THELEN, FISHER e JHONSON, 1984). Como se percebe, a habilidade de se mover independentemente não é o resultado apenas do desenvolvimento neuromotor propriamente dito (KINGSNORTH e SCHMUCKLER, 2000). Assim sendo, um indivíduo pode levar praticamente o dobro do tempo de outro para iniciar seu deslocamento bípede ereto independente e ambos serem perfeitamente saudáveis.

Por fim, o desenvolvimento é uma mudança seqüencial porque as alterações no comportamento ocorrem de maneira progressiva e previsível, em que pese o fato de imprecisão cronológica. O desenvolvimento humano saudável é um processo de mudança contínua e seqüencial na capacidade funcional, o qual, como se viu, está associado ao avanço da idade cronológico do sujeito, não, no entanto, relação de causa e efeito entre essas variáveis.

Geralmente utilizamos o termo desenvolvimento motor para nos referirmos ao desenvolvimento dos PDM's (HAYWOOD e GETCHEL, 2004). Segundo Malina e Bouchard (1991), desenvolvimento motor é o processo pelo qual uma criança adquire padrões de movimento e habilidades. Entretanto, especialistas desenvolvimentistas defensores da abordagem vitalícia não restringem o estudo do desenvolvimento motor às mudanças ocorridas no repertório de movimentos apenas durante a infância, mas por toda a vida. Nesta perspectiva, Payne e Isaacs (2007) definem o desenvolvimento motor como sendo o estudo das mudanças que ocorrem

no comportamento motor humano durante as várias fases da vida, os processos que servem de base para essas mudanças e os fatores que o afetam. Além disso, Gallahue e Ozmun (2003) enfatizam a influência que os fatores extrínsecos ao indivíduo exercem sobre o desenvolvimento motor, referindo-se a este termo como as alterações progressivas do comportamento motor, no decorrer do ciclo da vida, realizadas pela interação entre as exigências da tarefa, a biologia do indivíduo e as condições do ambiente. Sendo assim, podemos concluir que o comportamento motor, ou seja, o padrão de movimento, é um produto emergente da interação entre esses três elementos (Figura 1).

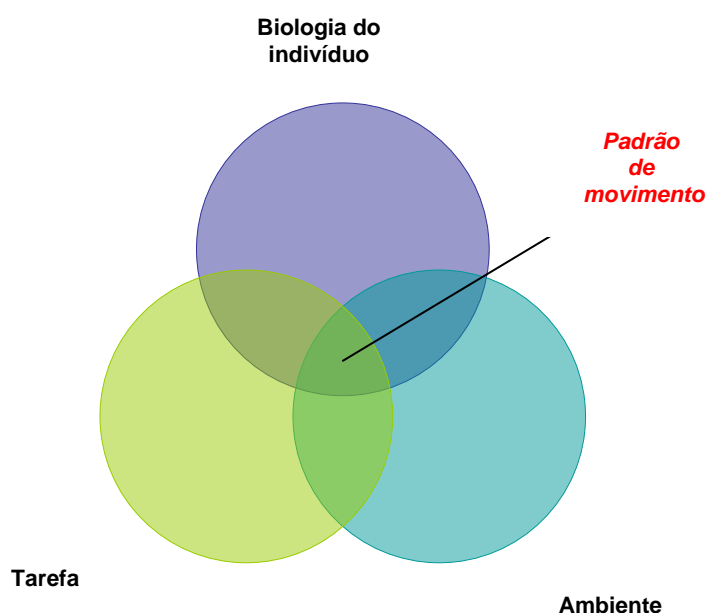


Figura 1 – O padrão de movimento como um produto emergente da interação entre a biologia do indivíduo, as condições da tarefa e as restrições do ambiente.

Para Jensen (2005), o desenvolvimento motor é um fenômeno eclético, o qual requer uma abordagem multidisciplinar para revelar seu aspecto multidimensional que produz o padrão de movimento. Nesta perspectiva, Latash (1997) considera que a compreensão do controle voluntário do movimento requer integração de informações de todas as áreas de estudo do movimento. Segundo Payne e Isaacs (2007), os pesquisadores da área do desenvolvimento motor, atualmente, podem

avaliar o movimento com maior exatidão trabalhando com especialistas de outros campos de conhecimento.

De acordo com Jensen (op. cit.), as mudanças no padrão de movimento no processo de desenvolvimento motor podem ser atribuídas a dois mecanismos: 1) experiência/treinamento ou 2) crescimento/maturação. Entretanto, é difícil realizar uma divisão categórica entre esses dois mecanismos, pois, em determinadas situações, ambos atuam em concomitante. No início da infância, por exemplo, o desenvolvimento motor está relacionado aos rápidos progressos no crescimento e na maturação do sistema nervoso central, especialmente por parte do cérebro e do cerebelo (MALINA e BOUCHARD, 1991). No entanto, para que as crianças atinjam seu estado pleno de desenvolvimento motor não se pode confiar somente no crescimento (DE ONIS, 2006) e na maturação (GALLAHUE e OZMUN, 2003). De acordo com Gallahue e Ozmun (op. cit.), condições ambientais, incluindo oportunidades para a prática, o encorajamento e a instrução, são cruciais para o desenvolvimento de padrões de movimento amadurecidos. Neste caso, as mudanças no padrão de movimento são atribuídas a ambos os mecanismos: experiência/treinamento e crescimento/maturação.

A seqüência desenvolvimentista de habilidades motoras diz respeito às alterações progressivas e previsíveis que ocorrem seqüencialmente em condutas motoras, ou seja, nos PDM's de uma determinada população de indivíduos ao longo da vida. Nos primeiros anos de vida, a criança evolui de um PDM imaturo para um PDM maduro. Em sujeitos hígidos, o padrão de movimento maduro é preservado até que se alcance uma idade avançada, momento a partir do qual as restrições biológicas individuais provocam alterações no padrão de movimento das pessoas.

Sabe-se que a seqüência desenvolvimentista é universal, progressiva, previsível e relacionada à idade. Não obstante, o comportamento motor humano varia conforme a etnia, visto que crianças de diferentes centros socioculturais tendem a apresentar cronologias distintas no que concerne às etapas da seqüência desenvolvimentista (GRANTHAM-MCGRECOR e BACK, 1971; SOLOMONS e SOLOMONS, 1975; HENNESSY, DIXON e SIMON, 1984; FERREIRA et al., 2004; MAFORTE et al., 2007). Portanto, a etnia é um fator importante e, como tal, deve ser considerada no estudo do PDM humano.

De acordo com o modelo da seqüência desenvolvimentista universal proposto por Gallahue e Ozmun (2003), os movimentos são classificados hierarquicamente de

acordo com o grau de complexidade da conduta motora manifesta pelo indivíduo. No nível mais elementar do modelo estão os “movimentos reflexos”, seguidos pelos “movimentos rudimentares”, “movimentos fundamentais” e “movimentos especializados”.

Os movimentos reflexos, ao contrário dos movimentos rudimentares, fundamentais e especializados, são involuntários, sendo que o controle motor ocorre ao nível subcortical. Alguns dos reflexos são bastante simples e mediados ao nível da medula espinhal, ao passo que outros são mais complexos e exigem a integração de diferentes estruturas do sistema nervoso, como os centros do tronco cerebral e os labirintos (MALINA e BOUCHARD, 1991). Segundo Teixeira (2006), os reflexos são algumas das unidades mais simples de controle do nosso organismo, caracterizados por respostas musculares discretas automáticas, de curta duração, cuja função é produzir uma resposta motora relativamente estereotipada a uma estimulação sensorial específica. Para Teixeira (2006, p.177), “... uma vez aplicado um estímulo eliciador de um reflexo, a resposta será sempre semelhante, a não ser que ela seja modulada por um centro superior...”.

Segundo Gallahue e Ozmun (2003), os reflexos são as primeiras formas de movimento humano e se manifestam a partir dos últimos quatro meses gestacionais. Os reflexos podem ser classificados como “infantis” ou “vitalícios”. Os reflexos infantis, também conhecidos como “neonatais”, são típicos da primeira infância e, em bebês normais e saudáveis, geralmente não duram muito além do primeiro aniversário (PAYNE e ISAACS, 2007). Já os reflexos vitalícios, também conhecidos como “funcionais”, perduram ao longo de toda a vida em indivíduos normais e saudáveis. Apesar de desempenharem funções importantes na regulação motora em variadas circunstâncias e contextos (TEIXEIRA, 2006), os reflexos vitalícios não serão abordados nesta oportunidade, visto que aqui serão enfatizados os reflexos infantis.

Os recém-nascidos possuem poucas habilidades voluntárias e, desta forma, os reflexos infantis são essenciais para a interação do bebê com o novo ambiente. Algumas atividades cruciais à sobrevivência do recém-nascido, como a sucção do leite materno, somente são possíveis por um ato reflexo, nesse caso o de sucção. Com efeito, os reflexos infantis são tão importantes para o desenvolvimento humano que são utilizados como indicadores na tarefa de estabelecimento de diagnósticos realizados por pediatras, visto que a manifestação de anormalidades nestas

condutas motoras pode ser um indicativo de imaturidade ou disfunção neurológica (PAYNE e ISAACS, 2007).

De acordo com sua funcionalidade, os reflexos infantis podem ser classificados como “primitivos” ou “posturais”. Alguns autores (MALINA e BOUCHARD, 1991; HAYWOOD e GETCHELL, 2001) consideram uma terceira categoria na classificação dos reflexos infantis, a saber, os “locomotores”. Na classificação desses autores, os reflexos locomotores representam uma subdivisão dos reflexos posturais.

Os reflexos primitivos são utilizados predominantemente para proteção, nutrição ou sobrevivência do bebê (PAYNE e ISAACS, 2007). Os reflexos posturais, segundo Gallahue e Ozmun (2003, p.180), “... fornecem a manutenção de uma posição ereta para um indivíduo em relação ao seu ambiente”. Já Payne e Isaacs (2007) classificam os reflexos posturais como sendo os reflexos relacionados ao desenvolvimento do movimento voluntário subsequente.

Parece haver conexão entre comportamentos reflexos precoces e movimentos voluntários posteriores (GALLAHUE e OZMUN, 2003). De fato, sabe-se que alguns movimentos reflexos são semelhantes aos movimentos voluntários subsequentes. Esta constatação sustenta a hipótese de que os movimentos reflexos posturais formam a base para o desenvolvimento de futuros movimentos intencionais. O reflexo de caminhada² parece ser um exemplo típico de um reflexo postural destinado a facilitar, posteriormente, o processo de aquisição da marcha. Todavia, o reflexo de caminhada desaparece, geralmente, por volta dos seis meses de vida pós-natal (PAYNE e ISAACS, 2007). Sendo assim, como um reflexo poderia ser a base para o movimento voluntário posterior se este último surge somente após alguns meses do desaparecimento do movimento reflexo?

Existem dois pontos que parecem ser cruciais na argumentação de que os reflexos posturais podem ser considerados como elementos base do desenvolvimento motor subsequente. O primeiro ponto a ser destacado se baseia na pesquisa de estudiosos que estimularam reflexos posturais em bebês e constataram

² O reflexo de caminhada também é conhecido como reflexo das passadas, visto que, em língua inglesa, este termo é referido como “newborn reflex, stepping”.

que o surgimento do movimento voluntário subsequente ocorreu em um intervalo de tempo menor do que em bebês não-estimulados (PAYNE e ISAACS, 2007)³.

O segundo ponto que sustenta a hipótese de que os reflexos posturais formam a base para o desenvolvimento motor subsequente tem como base teórica a abordagem dos “Sistemas Dinâmicos”. Segundo Thelen, Fisher e Jhonson (1984), não há evidência de que o reflexo de caminhada é inibido pela maturação do córtex e o fato de que os movimentos aleatórios de chute do bebê são mantidos na posição supina após os seis meses de vida pós-natal contradiz a idéia de que o reflexo de caminhada é suprimido. Esses autores propõem que o desenvolvimento da força muscular pode não estar sincronizado com o aumento de massa corporal e que, assim como o sistema nervoso central, os fatores periféricos contribuem para o desenvolvimento comportamental da criança. Logo, o desaparecimento do reflexo de caminhada parece ser mais bem explicado pelo crescimento físico do que pela hipótese de que é inibido pela maturação do córtex (THELEN, FISHER e JHONSON, 1984).

Embora ainda não seja possível afirmar a existência de uma relação direta entre o comportamento reflexo e o movimento voluntário posterior, a partir do que foi acima elucidado pode-se dizer que há, pelo menos, um vínculo indireto.

A presença de movimentos espontâneos em bebês, os quais são também conhecidos como movimentos aleatórios, são observados no mesmo período de vigência dos movimentos reflexos infantis. Segundo Haywood e Getchell (2004, p.93), movimentos espontâneos são “... movimentos do bebê que ocorrem sem qualquer estimulação aparente...”. Esses movimentos aleatórios são complexos e freqüentes, esteja o bebê dormindo ou acordado, e quase sempre envolvem o corpo todo (GARCIA, GHERPELLI e LEONE, 2004). Enquanto os reflexos são respostas a estímulos externos específicos e geralmente localizados, os movimentos espontâneos não resultam de qualquer estímulo externo aparente e tendem a ser inespecíficos e generalizados (HAYWOOD e GETCHELL, 2004).

À primeira vista, os movimentos espontâneos parecem ser desprovidos de qualquer significado. Entretanto, a análise destas condutas motoras é importante porque permite o diagnóstico precoce de disfunções neuromotoras (KARCH et al., 2008). A presença de movimentos espontâneos, bem como a maneira pela qual se

³ Não tivemos acesso à fonte primária destas informações. Para aprofundamento nesta questão, consultar Payne e Isaacs, 2007, 216-217.

manifestam, pode ser um marcador importante da integridade funcional do sistema nervoso central de bebês, visto que vários padrões de anormalidade expressos nos movimentos espontâneos têm sido relacionados a um resultado neurológico adverso (GARCIA, GHERPELLI e LEONE, 2004). Segundo Zuk et al. (2008), a avaliação destas condutas motoras durante as primeiras semanas de vida é um método validado para a detecção de disfunção cerebral.

Como se sabe, o desenvolvimento motor humano é um evento caracterizado por uma mudança seqüencial. Nesta seqüência ontogênica, os movimentos reflexos iniciais progridem, já no primeiro ano de vida, para movimentos voluntários, os quais são controlados corticalmente e comumente denominados de movimentos rudimentares. Para Thelen, Fisher e Jhonson (1984), essa progressão é mediada tanto pela crescente maturação do córtex motor quanto pelas mudanças dramáticas ocorridas na massa muscular, características da fibra muscular, tônus muscular, composição corporal e proporção corporal.

O período compreendido entre 12 e 24 meses de vida representa um período de prática e de domínio das muitas tarefas rudimentares iniciadas no primeiro ano de vida, cujas principais categorias são a estabilidade, a locomoção e a manipulação (GALLAHUE e OZMUN, 2003). Segundo Haywood e Getchel (2004), a idade em que uma criança alcança determinado movimento rudimentar é caracterizada como um marco referencial motor, cujo alcance está associado à aquisição de movimentos voluntários posteriores. Arrastar-se, engatinhar, andar com apoio, sentar-se, ficar em pé, virar de bruços e pegar com uma e duas mãos são exemplos de movimentos rudimentares.

A partir da observação dos movimentos rudimentares, escalas de avaliação do desenvolvimento motor infantil foram desenvolvidas, como a escala de Bayley e a escala de Denver, as quais têm sido amplamente utilizadas como ferramenta diagnóstica para determinar o estado desenvolvimentista de um bebê (GALLAHUE e OZMUN, 2003). As escalas de avaliação motora serão comentadas com mais detalhes posteriormente nesse trabalho.

Por volta do final do segundo ano de vida, as crianças já dominaram as habilidades motoras rudimentares, cujo repertório forma a base sobre a qual cada criança desenvolve ou refina os padrões motores fundamentais do início da infância (GALLAHUE e OZMUN, 2003). Nesse momento, as crianças começam a desenvolver e utilizar habilidades motoras fundamentais (PAYNE e ISAACS, 2007).

Caminhar, correr, saltar, saltitar, lançar, arremessar, chutar, agarrar, rebater e driblar são exemplos de habilidades motoras fundamentais.

As habilidades motoras fundamentais, também conhecidas como habilidades motoras básicas ou padrões fundamentais de movimento, são manifestações motoras que todos os seres humanos saudáveis têm condições de desempenhar, desde que as condições do ambiente tenham sido favoráveis para tal. Essas habilidades podem ser consideradas como os blocos ou bases de habilidades mais específicas desenvolvidas nas fases subseqüentes da infância (GALLAHUE e OZMUN, 2003; PAYNE e ISAACS, 2007).

As seqüências desenvolvimentistas universais de habilidades motoras fundamentais estão bem documentadas no campo de conhecimento do Desenvolvimento Motor (GALLAHUE e OZMUN, 2003; HAYWOOD e GETCHELL, 2004; PAYNE e ISAACS, 2007; GALLAHUE e DONNELLY, 2008). Tais seqüências podem ser divididas de diversas formas e envolver diferentes números de fases. No modelo desenvolvimentista proposto por Gallahue e Ozmun (2003), as seqüências desenvolvimentistas das habilidades motoras fundamentais são divididas em três estágios: inicial, elementar e maduro (Figura 2). Já no modelo de Payne e Isaacs (2007), as seqüências são divididas em quatro ou cinco etapas (Figura 3). Para cada etapa ou estágio desses modelos existe um conjunto de características observáveis, que formam os critérios de classificação.

Segundo Gallahue e Ozmun (2003), a criança já tem condições de apresentar padrões de movimento maduro em quase todas as habilidades motoras fundamentais por volta dos seis anos de idade. Entretanto, pesquisadores do Brasil constataram que crianças brasileiras alcançaram um padrão de movimento maduro em habilidades motoras fundamentais mais tardiamente (FERREIRA et al., 2004). Maforte et al. (2007) constataram que somente por volta dos nove anos de idade um grupo de crianças atingiu níveis maduros dos padrões fundamentais de movimento saltar, correr, chutar, arremessar e receber. Portanto, o marco referencial de manifestação de padrões maduros de habilidades motoras fundamentais pode variar em função de diversos fatores, dentre os quais a etnia da população examinada.

À medida que as crianças alcançam o PDM maduro das habilidades motoras fundamentais, elas adquirem vivências motoras para combinar duas ou mais condutas motoras dessa categoria. O movimento integrado de corrida, salto e arremesso é um tipo de combinação de três habilidades motoras fundamentais.

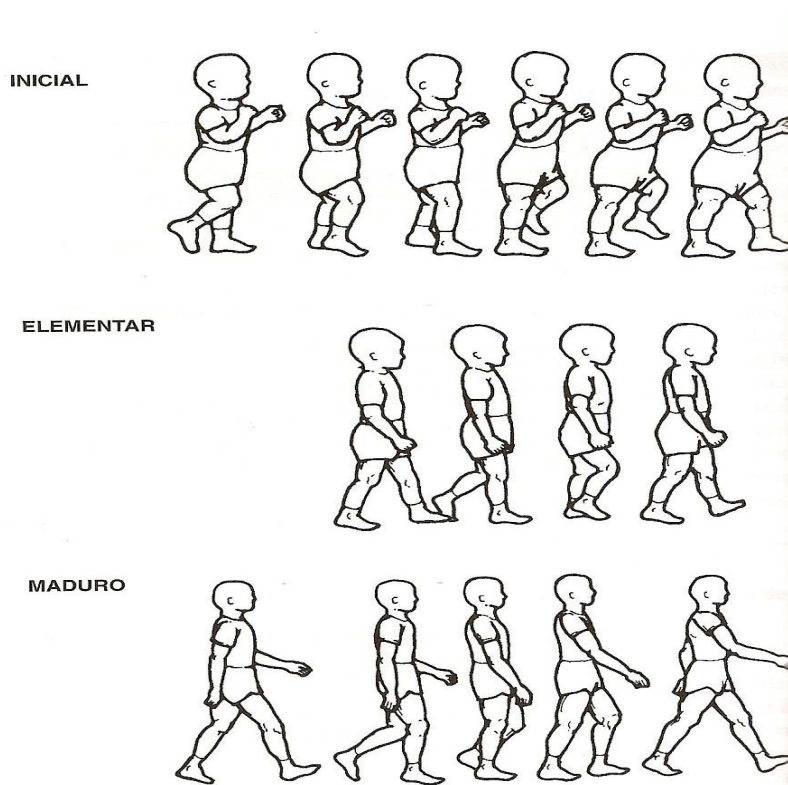


Figura 2 – Sequência desenvolvimentista universal. Modelo adotado por Gallahue e Ozmun (2003). Reproduzido de GALLAHUE, D.; OZMUN, J. **Compreendendo o Desenvolvimento Motor**. 2ª edição. São Paulo: Phorte, 2003.

As habilidades motoras fundamentais e suas variadas formas de combinações constituem a base para o desenvolvimento das habilidades motoras especializadas, cujos PDM são considerados como culturalmente determinados, tais quais aqueles desempenhados nas atividades esportivas. Na sequência desenvolvimentista universal de habilidades motoras, os movimentos especializados sucedem o desempenho bem sucedido da combinação de habilidades motoras fundamentais (TANI et al., 1988)

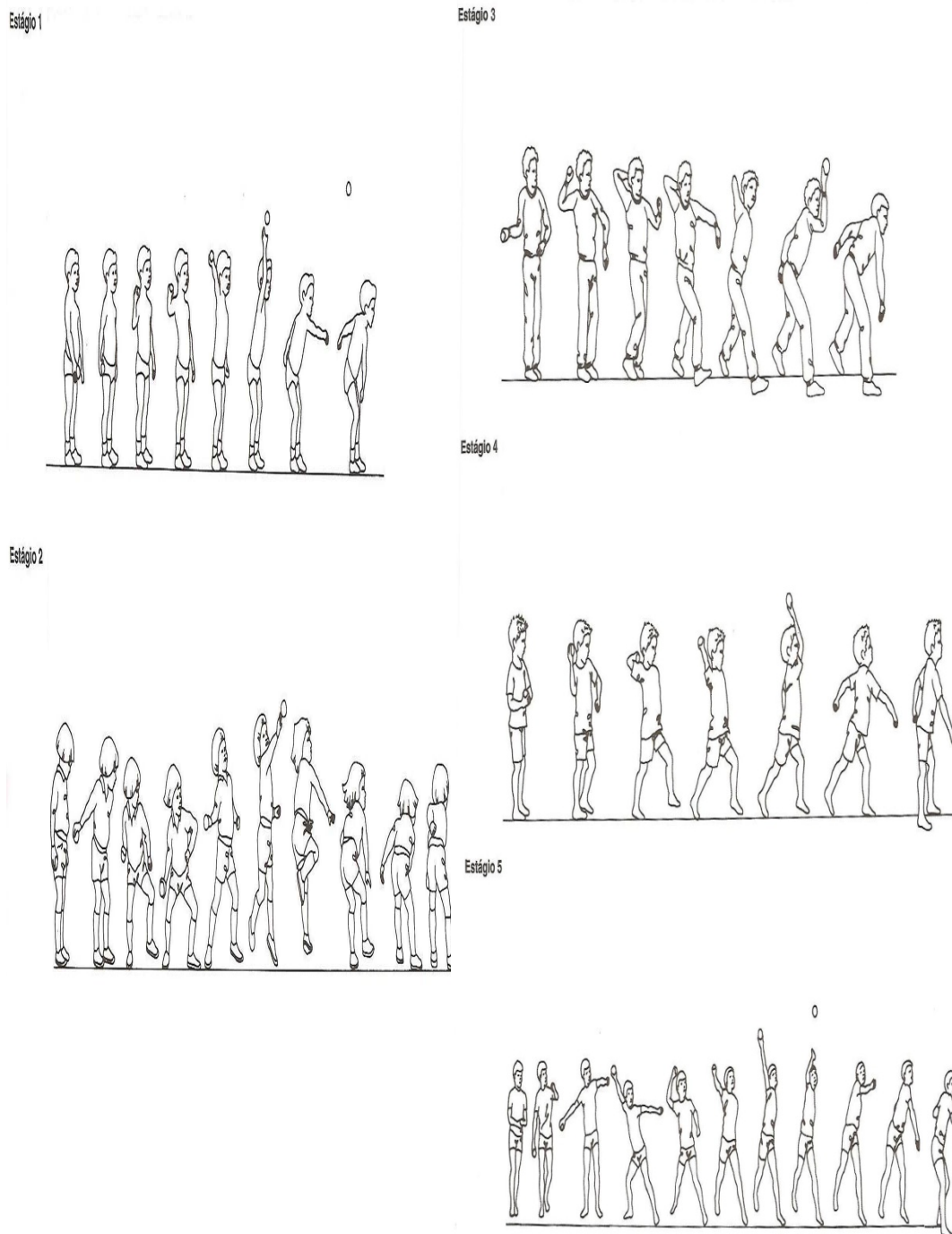


Figura 3 – Sequência desenvolvimentista universal. Modelo adotado por Payne e Isaacs (2007). Reproduzido de PAYNE, V.; ISAACS, L. **Desenvolvimento Motor Humano: uma abordagem vitalícia**. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2007.

2.1 O delineamento dos padrões de movimento: estado da arte I

O delineamento de padrões de movimento ao longo da vida é de grande importância para a compreensão do fenômeno eclético que é o desenvolvimento motor. Sabe-se que indivíduos de uma mesma espécie mostram grande semelhança em seu desenvolvimento e, apesar da inerente variabilidade motora intra e interindividual, seguem um curso quase estereotipado (HAYWOOD e GETCHEL, 2004). Neste sentido, Connolly (1985) alerta para o fato de que extremos desvios de determinado padrão de movimento em relação à sua seqüência desenvolvimentista universal tendem a resultar em incapacidade no desempenho. Segundo Payne e Isaacs (2007), o conhecimento da maneira pela qual a maioria das pessoas desenvolve seu padrão de movimento nos permite diagnosticar os casos que são suficientemente anormais para justificar uma intervenção e correção. Em casos extremos, como aqueles padrões de movimento manifestos por indivíduos com paralisia cerebral, hemiplégicos, amputados ou vítimas de alguma outra grave seqüela de origem neuromotora, é fácil para o examinador, apenas através da análise observacional, perceber a anormalidade na conduta motora do sujeito, embora propiciada por uma apreciação genérica do quadro. Do mesmo modo, nos casos em que os sujeitos apresentam elevados graus de desvios posturais, como em valgismos e varismos acentuados, bem como nos casos em que crianças foram severamente privadas de experiências motoras, a percepção da anormalidade na seqüência desenvolvimentista do indivíduo não demanda ferramentas adicionais à visão do examinador.

Em casos mais sutis, entretanto, é possível que distúrbios motores desenvolvimentistas sejam negligenciados em função da capacidade limitada da visão humana. Mesmo para um olho clínico treinado, é improvável diferenciar deslocamentos articulares menores que 5° (PERRY, 1992). Infelizmente, a negligência de distúrbios desenvolvimentistas não é fato incomum (KLEINE, SANDEN e OUDEN, 2006).

Como se vê, o padrão de movimento individual pode apresentar evolução alterada em decorrência de diferentes fatores, dentre os quais aqueles relativos aos distúrbios da saúde (WINTER, 1989; BROSTROM et al., 2007), os quais, dependendo do grau de comprometimento, podem ser imperceptíveis, mesmo para

o olho clínico treinado (PERRY, 1992), apesar de potencialmente perigosos em longo prazo. Neste caso, exames complementares são necessários para detectar as alterações motoras que, apesar de pequenas magnitudes manifestas, podem comprometer o status de saúde das pessoas. Os exames complementares para análise de movimento humano fornecem informações que nem mesmo um bom olho clínico consegue captar e que podem ser cruciais para a identificação de acometimentos e para a consecução de um diagnóstico de certeza.

A análise de movimento tem sido freqüentemente utilizada na prática clínica (KARCH et al., 2008). O exame do comportamento motor é um procedimento essencial para a avaliação da condição neurológica de crianças pequenas e, também, da autonomia no desempenho de atividades de vida diária de adultos ou idosos que apresentam capacidade funcional reduzida. Assim sendo, a possibilidade de utilizarmos o exame do padrão de movimento como estratégia semiótica tem um impacto positivo no que tange a realizações de prognósticos e a implementação de ações de tratamento, sejam elas de cunho profilático, clínico, cirúrgico ou educativo. Nesse sentido, especialistas no estudo do movimento humano afirmam que se formos capazes de detectar incorreções manifestas durante a execução de condutas motoras e pudermos estabelecer nexos causais entre o quadro identificado e tipos específicos de males, será possível, em concomitante, planejar e executar estratégias de tratamento com vista à busca da normalização da conduta motora (BATISTA e CASTRO, 1993; BROSTROM et al., 2007).

Para que seja possível emitir um juízo de valor acerca da conduta motora anormal e, assim, estabelecer um diagnóstico de certeza, é necessário, primeiramente, conhecer o padrão de movimento universal. Segundo Sutherland (1997), é essencial que se compreenda a história normal ou natural de um fenômeno estudado antes da tentativa de descrever e estudar o patológico ou anormal. Similarmente, Perry (1992) afirma que a função normal é o modelo em relação ao qual uma incapacidade é avaliada. No caso do desenvolvimento motor de crianças, no qual os padrões de movimento estão em constante mudança, em função dos processos acelerados de crescimento e maturação (MALINA e BOUCHARD, 1991), além da exploração do ambiente, o foco principal de atenção está na seqüência desenvolvimentista universal das habilidades motoras. Sabe-se, como já aludido, que o desenvolvimento está associado ao avanço da idade cronológico, mas não depende dele. Portanto, se em determinada idade uma criança ainda não atingiu o

padrão de movimento esperado, isso não significa, necessariamente, que ela apresenta distúrbios desenvolvimentistas. As pessoas são diferentes umas das outras, seja nos aspectos biológicos, seja no processo de aquisição de experiências motoras. Logo, o foco principal de atenção à saúde das pessoas no processo de desenvolvimento motor deve estar na progressão da motricidade pessoal com base na seqüência desenvolvimentista universal.

Embora a identificação precisa dos padrões de movimento manifestos no decurso do ciclo vital do ser humano seja um tema de relevada importância, atualmente os mesmos não se encontram delineados para a população infantil, cujo fato tem se perdurado desde os primeiros estudos sobre o desenvolvimento motor. Na década de trinta do século passado, Courtney e Jhonson (1930) investigaram o desenvolvimento do controle motor em crianças. Os autores mensuraram a habilidade destas em manter o equilíbrio corporal enquanto caminhavam em um terreno saliente. Naquela oportunidade, foram medidos apenas as distâncias percorridas e os respectivos tempos requeridos. Desta forma, não foi possível discutir sobre as causas, nem mesmo sobre outros parâmetros cinemáticos importantes da conduta motora observada, fato este que configura uma investigação desarticulada de outras áreas de estudo do movimento humano.

Na mesma década em que foi veiculado o trabalho acima mencionado, Nancy Bayley publicou uma escala de avaliação do desenvolvimento motor de crianças em idade pré-escolar, denominada "California Infant Scale of Motor Development", cujas bases têm sido utilizadas até os dias atuais (BAYLEY e JONES, 1937; BAYLEY, 1965; WERNER e BAYLEY, 1966; ESKENAZI et al., 2007; LLORENT et al. 2007). A escala normativa de Bayley, atualmente conhecida como "Bayley Scales of Infant Development", revisada em 1993 pela própria autora, tem como propósito identificar atrasos no desenvolvimento motor de crianças entre 1 e 42 meses de idade (TIEMAN, PALISANO e SUTLIVE, 2005). Para isso, o comportamento das crianças é observado por um profissional treinado que atribui aos indicadores normatizados no instrumento, uma das cinco pontuações possíveis, sendo que o grau "1" corresponde ao pior desempenho e o grau "5" ao melhor. Em escalas dessa natureza, ou seja, nominais, o diagnóstico e a identificação precoce de distúrbios da saúde são enfatizados para que a terapia e outras formas de intervenção possam começar assim que necessário (MALINA e BOUCHARD, 1991). Contudo, as bases do julgamento da escala de Bayley são de natureza qualitativa e, como tal, estão

fadadas à maior imprecisão dos julgamentos se comparadas com instrumentos de medidas quantitativas.

Recentemente, o periódico *Acta Paediatrica* publicou um suplemento composto por artigos oriundos do Multicentro de Estudos de Referência em Crescimento da Organização Mundial de Saúde (WHO/MGRSG). Desses documentos, quatro constituem relatórios de estudos que investigaram questões relacionadas ao crescimento e ao desenvolvimento motor de crianças entre quatro e 24 meses de idade, nos quais o método qualitativo foi utilizado para avaliação dos seguintes padrões de movimento: sentar sem suporte, engatinhar com uso de mãos e joelhos, sentar com assistência, caminhar com assistência, sentar sozinho e caminhar sozinho (WHO MGRSG, 2006 a,b,c,d). Nestes estudos, foi atribuída uma pontuação ao padrão de movimento observado baseada nos seguintes critérios: a) tentou, mas falhou no desempenho da tarefa; b) recusou-se a realizar a tarefa, apesar de estar alerta e calma; c) esteve apta a desempenhar a tarefa; d) não pôde ser testada por causa de irritabilidade ou doença. Como se pode perceber, assim como na escala de Bayley, as bases de julgamento do padrão de movimento são subjetivas, estando o mesmo fadado a produzir resultados imprecisos em alguns casos.

David Gallahue também tem descrito as seqüências desenvolvimentistas universais de forma qualitativa (GALLAHUE & OZMUN, 2003; GALLAHUE & DONNELLY, 2008), em cujo método as avaliações são realizadas subjetivamente, com base na observação visual. Nos trabalhos de Gallahue e seus colaboradores, os padrões de movimentos fundamentais, tais quais o andar, o correr, o saltar, o lançar e o chutar, são divididos em três níveis: inicial, elementar e maduro. Para cada estágio existe um conjunto de características observáveis, que formam os critérios de classificação. Outros especialistas em desenvolvimento motor (HAYWOOD e GETCHELL, 2004; PAYNE e ISAACS, 2007) têm realizado descrições similares às de Gallahue.

Nesse sentido, apesar de sua expressiva aplicabilidade prática, a descrição das seqüências desenvolvimentistas universais acima mencionada precisa ser acrescida de dados quantitativos para que haja um entendimento mais acurado acerca da leitura do movimento e, desta forma, seja possível ocorrer a efetiva integração de outras áreas de estudo do movimento humano com o campo do desenvolvimento motor.

Por fim, vale destacar outro estudo publicado no *Acta Paediatrica*, desta vez por Kleine, Sanden & Ouden (2006). A questão central dos investigadores era se os pediatras que examinam crianças de cinco anos de idade que nasceram prematuras ou com baixo peso ao nascer, são capazes de detectar acometimentos neurológicos e problemas motores funcionais. Com base no fato de ser o domínio motor aquele que concentra a maior parte dos problemas apresentados por estas crianças e apoiados na evidência de que os pediatras negligenciaram distúrbios desenvolvimentistas em 54% dos casos em determinada ocasião, os autores decidiram investigar a sensibilidade e a especificidade da avaliação motora pediátrica. Com este fim compararam dois protocolos de avaliação com aquele considerado como contendo a norma “padrão ouro”, e classificaram o padrão de movimento das crianças como “normal”, “em risco” ou “anormal”. Além disso, foi também considerado o julgamento geral de rotina por parte dos profissionais, baseado apenas na experiência clínica. Os achados deste estudo sugerem que: 1) o julgamento geral de rotina é insuficiente, pois apresenta baixa sensibilidade; 2) ambos os protocolos testados negligenciaram muitas crianças com problemas motores. Além disso, o próprio “padrão ouro”, segundo os autores, apresenta uma margem importante de negligência, pois sua confiabilidade é de 0.75, o que pode ser considerado baixo se comparado a instrumentos de medidas quantitativas atualmente disponíveis.

Nesta oportunidade foram apresentados alguns trabalhos que utilizaram a observação visual simples para avaliar o comportamento motor, confirmando a carência do uso de tecnologia avançada, a qual, segundo Payne e Isaacs (2007), tornou mais valiosa outras técnicas de avaliação do desenvolvimento, tais quais aquelas comumente utilizadas nas investigações em Biomecânica. Para Herndon (1997), as escalas de avaliação motora deveriam ser sensíveis a mudanças no padrão de movimento para que distúrbios da saúde não fossem negligenciados. Em alguns casos, as mudanças na condição clínica ocorrem muito lentamente e escalas de avaliação motora com sensibilidade insuficiente podem falhar em mostrar um efeito na progressão da doença (HERNDON, 1997). Nesse sentido, Rahlin, Rhealt e Cech (2003) argumentam que as ferramentas de avaliação de condutas motoras de crianças deveriam possuir altos valores de sensibilidade e especificidade, de modo que pequenos incrementos de mudanças nas funções motoras ocorridas durante a intervenção terapêutica sejam detectados.

A análise do movimento humano pode ser qualitativa ou quantitativa (DONSKOI e ZATSIORSKY, 1988; HALL, 2009). Segundo Knudson e Morrison (1997, p.4), “a análise qualitativa é a observação sistemática e o julgamento introspectivo da qualidade do movimento humano...”. Neste tipo de análise, Winter (1990) destaca que um observador treinado pode detectar padrões de movimento alterados como resultado de uma conduta motora inerente ao quadro de uma doença e, até mesmo, acompanhar a evolução do quadro, mas somente pela observação não estará apto a identificar o porquê. Sendo assim, o atual estado da arte do estudo em desenvolvimento motor indica que, apesar de ser um fenômeno eclético (JENSEN, 2005), este campo de conhecimento tem sido dinamizado de forma desarticulada, carecendo da importante integração entre as diferentes áreas de estudo que têm no movimento humano seu principal objeto de estudo.

Além da incapacidade de se discutir acerca das causas dos padrões de movimento, a análise qualitativa não é suficiente para captar e descrever dados precisos no caso do sujeito a ser analisado possuir desvios muito sutis em relação ao padrão de movimento universal. Nesta situação, a identificação dos elementos requer uma cuidadosa análise quantitativa (HAY e REID, 1982). Esta afirmação se enquadra perfeitamente na discussão e nos resultados do estudo de Kleine, Sanden e Ouden (2006), no qual foram reunidas evidências de que os profissionais envolvidos na avaliação de crianças com acometimentos neurológicos têm negligenciado muitas crianças com problemas motores.

Por outro lado, a análise quantitativa do movimento humano envolve a mensuração de variáveis biomecânicas por meio de dados numéricos. As vantagens das mensurações numéricas provenientes da análise quantitativa sobre análise qualitativa são maiores acurácia, consistência e precisão dos dados (KNUDSON, 2007).

Ulrich e Kubo (2005) argumentam que um dos aspectos mais desafiantes da ciência desenvolvimentista, para aqueles que estudam o comportamento motor, consiste na coleta de dados acurados, que reflitam com exatidão a atividade motora observada. Com efeito, a capacidade de análise dos padrões de movimento na área do desenvolvimento motor precisa ser acrescida de estratégias que possibilitem ultrapassar a mera constatação de observação de uma ocorrência, que sejam sensíveis o suficiente para propiciar o estabelecimento de nexos causais entre os aspectos da conduta motora manifesta e um determinado quadro, seja ele de

desenvolvimento normal ou patológico. Desta forma, aumentar-se-ão as possibilidades de alcançarmos uma abordagem interdisciplinar no estudo do desenvolvimento motor, à medida que seja estabelecida a descrição das mudanças que ocorrem no padrão de movimento, bem como a compreensão do porquê da ocorrência das mesmas.

A biomecânica, importante ramo da Ciência, que tem como um de seus mais importantes objetos de conhecimento o movimento humano (ADRIAN e COOPER, 1995), pode contribuir de forma importante com a construção das qualidades acima aludidas. De acordo com especialistas em análise do movimento humano, a biomecânica é uma das disciplinas que permite a realização de níveis mais avançados da análise quantitativa e, conseqüentemente, da análise do movimento humano (KNUDSON e MORRISON, 1997). A consecução do emprego desta área de conhecimento no estudo do desenvolvimento motor pode contribuir significativamente para o exercício profissional na área médica, pois, segundo Knudson (2007), as duas maiores aplicações da biomecânica são relativas à melhora do movimento humano e ao tratamento ou prevenção de lesões (Figura 4).

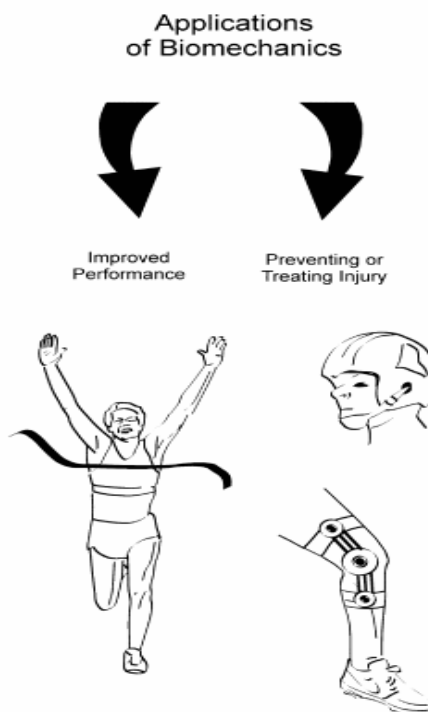


Figura 4 – Melhoria no desempenho e prevenção ou tratamento de lesões: as duas maiores aplicações da Biomecânica, segundo Knudson (2007). Reproduzido de KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics**. Berlin: Springer, 2007.

Segundo Batista (2001), a biomecânica é uma área de conhecimento que aplica os princípios da mecânica no estudo dos sistemas biológicos. No caso do estudo dos sistemas biológicos em movimento, a biomecânica pode ser utilizada tanto em sua descrição, ou seja, a cinemática, quanto no estudo de suas causas, ou seja, a cinética. Para tal, esta ciência possui ferramentas de exame que fornecem medidas precisas acerca do movimento humano, dentre as quais estão a cinemetria, a eletrogoniometria, a acelerometria, a eletromiografia (EMG) e a dinamometria (WINTER, 1990). Atualmente temos, além de outras tecnologias, conversores análogo-digitais de sinais biológicos e diversos sistemas de análise do movimento, tanto em 2D quanto em 3D. Infelizmente, estas tecnologias não têm sido efetivamente utilizadas na análise do movimento no campo de estudo do desenvolvimento motor. Além da elucidação realizada neste texto a partir da apresentação de algumas pesquisas sobre desenvolvimento motor realizadas na área da saúde e do desenvolvimento humano, a negligência do uso das ferramentas da Biomecânica no estudo da população infantil já havia sido anunciada há alguns anos por Batista (1996), informação obtida através do resultado de pesquisa que consistiu em extenso processo investigatório que cobriu 87 anos da produção mundial em biomecânica. Ao que parece, este quadro não se alterou de forma substancial até os dias de hoje.

Fato é que, através das técnicas biomecânicas, é possível quantificar o padrão de movimento e as suas mudanças, identificar os mecanismos de mudança e promover a compreensão dos mecanismos de interação essencial entre os sistemas biológicos e a mecânica que constituem parte essencial de nossa existência física (JENSEN, 2005). Na biomecânica, as diferenças de movimento entre os grupos etários podem ser examinadas e analisadas por computador, utilizando técnicas específicas que ultrapassam muito as capacidades humanas de discernir uma mudança por métodos visuais (PAYNE e ISAACS, 2007). Holt (2005) afirma que a biomecânica possui um papel crítico não só na descrição das mudanças que ocorrem no desenvolvimento motor, mas também na compreensão do porquê destas ocorrências. Entretanto, alerta o autor, para que a biomecânica possa desempenhar esta função é necessário que se reconheça o papel que exercem os constrangimentos do ambiente e da tarefa na formação dos padrões de movimento e do seu processo de desenvolvimento.

Para Jody Jensen (op. cit.), existem quatro questões cruciais no estudo do desenvolvimento motor, que justificam a Biomecânica como ferramenta-mestra de investigação, a saber: 1) Qual é a fonte de novos comportamentos no repertório de movimentos? 2) Qual é a definição de competência no movimento? 3) Quais são os mecanismos de mudança que suportam a emergência de novos movimentos? 4) Quão adaptável é o sistema neuromotor?

Em relação à primeira questão, a autora considera, de um ponto de vista mecânico, que o movimento é o resultado do desequilíbrio de forças agindo sobre o sistema e, portanto, compreender a fonte de novos movimentos é compreender as características do movimento, ou seja, sua cinemática, e as forças que causam o movimento, ou seja, sua cinética. A partir de técnicas biomecânicas é possível descrever posturas, ações e mudanças nas configurações corporais, além de se definir forças e torques que constituem os grandes promotores de mudanças no estado de movimento do corpo ou de seus componentes. Com efeito, as pesquisas conduzidas no âmbito do desenvolvimento motor não têm examinado a fonte de novos comportamentos no repertório de movimentos, pois, como relatamos anteriormente, as referidas investigações são essencialmente de natureza qualitativa. Muito embora ainda possa ser enriquecida pela abordagem dos sistemas dinâmicos, a concepção de Jody Jensen propõe um arcabouço matemático para a constatação da fonte de novos movimentos no repertório motor em expansão.

Quanto à segunda questão, Jody Jensen alerta para o fato de que os padrões de movimento infantil geralmente são comparados com os padrões adultos. Sendo assim, os desvios da conduta motora da população infantil em relação ao modelo adulto são interpretados como controle imaturo. Para a autora, se as variáveis cinemáticas do movimento não são as mesmas entre os sujeitos ou entre grupos comparados, as variáveis cinéticas derivadas dessas medidas cinemáticas também não serão as mesmas. Portanto, a competência no padrão de movimento da população infantil não pode ser definida em função do modelo adulto.

Similarmente, na questão onde o crescimento e a maturação são considerados como indicativos de mudança, é proposto que as diferenças relacionadas à idade, quando da aplicação de força muscular, nem sempre devem ser interpretadas como imaturidade, visto que tais diferenças podem ser respostas funcionais a mudanças na antropometria dos sujeitos. Neste sentido, as técnicas biomecânicas fornecem subsídios para a compreensão dos mecanismos de

mudanças, pois a partir de desenhos experimentais que empreguem descrições cinemáticas dos comportamentos típicos etários, assim como da cinética associada, será possível aludir conclusões acerca da resposta neuromotora infantil.

Na quarta e última questão, que aborda a adaptabilidade do sistema neuromotor, Jody Jensen considera que não é somente a expansão do repertório de movimento demonstrada pela ação voluntária que marca o desenvolvimento motriz infantil, mas também a responsividade à variabilidade requerida da tarefa e aos desafios inesperados emergentes. Para avaliar a natureza do ajuste voluntário, é proposta a realização de análises relativas, em detrimento de análises absolutas, das variáveis cinemáticas e da potência do padrão de movimento. No caso da resposta reativa aos eventos inesperados, o uso do paradigma das perturbações, empregando as técnicas de dinâmica inversa para demonstrar mudanças relatadas à idade na compreensão de estratégias cinéticas, foi indicado.

Em suma, parece estar bem estabelecida a importância dos conhecimentos da Biomecânica para o estudo mais aprofundado do desenvolvimento motor humano. Tanto as variáveis cinemáticas quanto as cinéticas são elementos biomecânicos importantes para conhecer a fonte de novos comportamentos no repertório motor, definir a competência no movimento, descobrir os mecanismos de mudança que suportam a emergência de novos movimentos e saber quão adaptável é o sistema neuromotor. Sem dúvida, a interdisciplinarização entre biomecânica e desenvolvimento motor constitui um terreno fértil para investigações acadêmicas voltadas a problemas prementes.

Considerando que o deslocamento bípede ereto é uma importante característica típica do homem (VAUGHAN, 2003), sendo uma das mais universais (MURRAY et al., 1964) e relevantes (ZAJAC, NEPTUNE e KALTZ, 2002) de todas as atividades humanas, constituindo a base sobre a qual outros padrões de movimento e habilidades motoras se desenvolvem (MALINA e BOUCHARD, 1991; GALLAHUE e OZMUN, 2003), decidimos estudar a locomoção infantil nessa oportunidade.

De fato, a marcha se faz presente como condição indispensável à realização da maioria das tarefas motoras (SERRÃO, 2001). Além disso, cabe ressaltar que a compreensão de mudanças relacionadas à idade nos padrões de marcha é essencial para o diagnóstico e o tratamento da marcha patológica em crianças (GANLEY e POWERS, 2005).

Sabe-se que o andar é um comportamento extraordinariamente complexo que envolve o corpo em sua totalidade e, portanto, requer a coordenação de diversos músculos e articulações (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Mudanças na direção do movimento, na velocidade de marcha ou na superfície do solo desencadeiam, em condições normais, uma apropriada adaptação do padrão de marcha, fato este que caracteriza a locomoção humana como uma conduta motora com um alto grau de redundância (ZILJSTRA, PROKOP e BERGER, 1996). Acredita-se que o circuito neural para o controle coordenado de caminhar reside dentro da medula espinhal, o qual, pelo fato de originar atividades motoras rítmicas, é conhecido como gerador central de padrão (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2002). Embora tais geradores espinhais de padrões sejam capazes de produzir, em indivíduos hígidos, padrões locomotores estereotipados e executar determinadas funções adaptativas, são os trajetos descendentes dos centros superiores e o feedback sensorial periférico que permitem uma rica variação nos padrões locomotores e uma adaptabilidade às condições da tarefa e do ambiente (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). De fato, Dietz (1997) argumenta que, durante o controle da marcha normal, as informações aferentes, as quais são selecionadas dentro de uma variedade de fontes, interagem com os programas centrais, resultando em uma modificação do movimento para os requerimentos prementes. Os mecanismos de controle motor da locomoção são tão complexos que, apesar dos recentes avanços tecnológicos, nenhuma máquina que consiga reproduzir perfeitamente a marcha humana foi construída até hoje (VAUGHAN, 2003).

Entretanto, a compreensão acerca do fenômeno complexo que é a marcha nem sempre foi assim. Desde a antiguidade, particularmente na Grécia, a análise observacional tem sido utilizada pelos estudiosos do movimento de humanos e animais, inclusive para a análise da marcha (ADRIAN e COOPER, 1989). Aristóteles (384-322 a.C), conhecido também como o Pai da Cinesiologia, fez os primeiros registros no estudo da locomoção humana. Através da análise observacional, Aristóteles formulou teorias sobre o movimento de humanos e animais. Contudo, a verdade científica, naquela época, podia ser determinada apenas pelo pensamento sobre o problema, ou seja, as proposições não eram testadas por experimentos (BAKER, 2007). Por volta do século XVI - XVII, acreditava-se que os *homunculi*, ou seja, os “homens pequenos”, localizados interiormente nos membros inferiores,

fossem os responsáveis pela ação de locomoção dos indivíduos (Figura 6). À medida que o conhecimento da anatomia avançou, sobretudo a partir da dissecação humana, a compreensão acerca do fenômeno da locomoção se modificou de forma substancial. O italiano renascentista Leonardo da Vinci (1452-1519), ao qual é atribuído o crédito de precursor da Ciência moderna da anatomia, foi o principal responsável pelo avanço do conhecimento da anatomia humana daquela época (ADRIAN e COOPER, 1989).

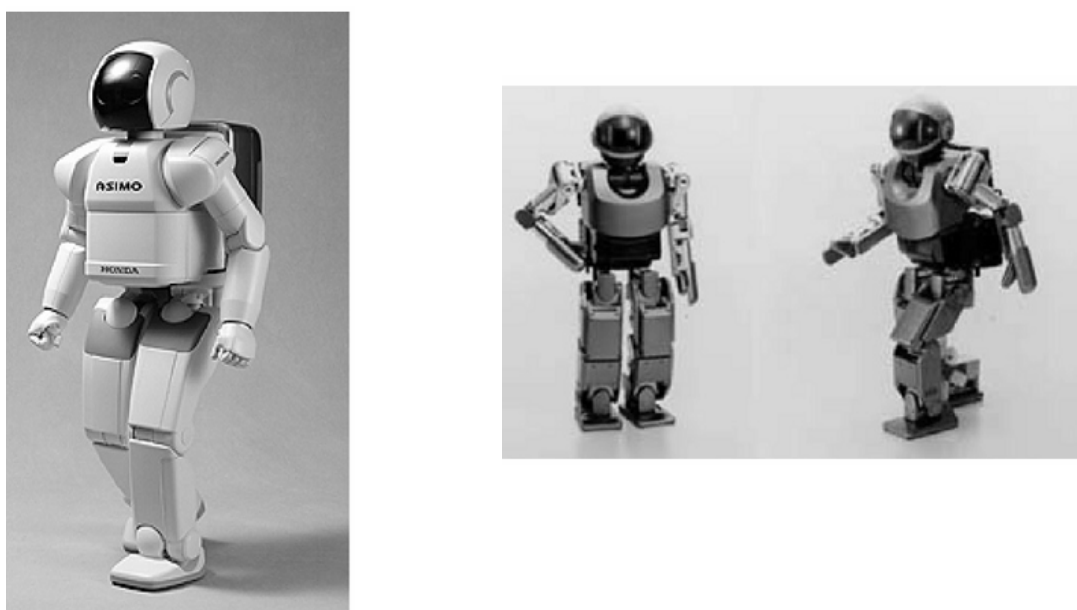


Figura 5 – Dois robôs bípedes antropomórficos que desempenham uma dinâmica de marcha utilizando controle de *feedback* em tempo real. Reproduzido de Vahghan, C. Theories of bipedal walking: an odyssey. **Journal of Biomechanics**, v.36, 513-523, 2003.

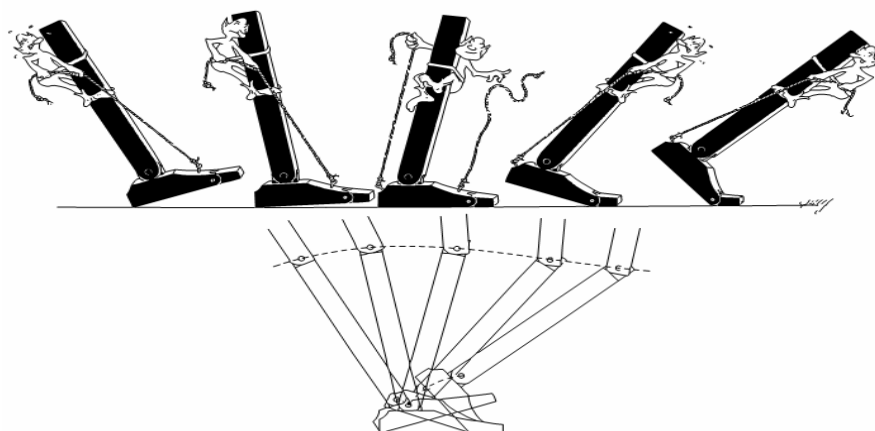


Figura 6 – A marcha humana sendo conduzida pela ação do *homunculus*. Reproduzido de VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O'CONNOR, J. **Dynamics of Human Gait**. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992.

Com efeito, somente na era Renascentista (séc. XIII – séc. XVII) tal modelo científico foi superado, momento a partir do qual as observações experimentais foram adicionadas às teorias e ao pensamento indutivo. Naquela época, Alfonso Borelli (1608-1679), também conhecido como o Pai da Biomecânica, entre outros feitos científicos relevantes, iniciava os experimentos em análise de marcha. Posteriormente, surgiu um movimento filosófico que influenciou incisivamente o pensamento científico: o positivismo. Liderado por Augusto Comte (1798-1857), o positivismo propunha que o verdadeiro espírito científico consiste na observação dos dados da experiência, cuja prática não era difundida antes das experiências dos cientistas da era Renascentista. Concomitantemente, o interesse pela compreensão da locomoção humana foi gradativamente aumentando até que, em meados do século XIX, os irmãos alemães Willhelm e Eduard Weber realizaram uma análise quantitativa da marcha utilizando dispositivos capazes de mensurar características biomecânicas cinemáticas da locomoção. Considera-se que as primeiras investigações formais em biomecânica foram realizadas pelos irmãos Weber (WHITTLE, 1996).

A partir de então, no velho continente e nos Estados Unidos, a par e passo, foram deflagrados, definitivamente, a Ciência da análise de marcha. Em meados do século XIX, Jules Etienne Marey, na França, e, posteriormente, Eadweard Muybridge, nos Estados Unidos, através de métodos fotográficos, deram importantes contribuições ao estudo da locomoção humana a partir do registro de imagens do trote de cavalos. Assim nasciam os métodos de fotografia e cinematografia para o estudo do movimento humano. Curiosamente, os precursores dos métodos fotográficos nasceram em 1830 e morreram em 1904.

Os cientistas alemães Willhelm Braune (1831-1892) e Otto Fischer (1861-1917) deram continuidade ao estudo da locomoção humana através de métodos fotográficos, cujos esforços culminaram no desenvolvimento da análise da marcha em 3D, fato inédito naquela ocasião.

O século XX trouxe diversificados estudos sobre a cinemática da marcha, sendo que os mais proeminentes desses, segundo Murray et al. (1964), foram oriundos da Universidade da Califórnia, em Berkeley, da qual fazia parte uma equipe liderada por dois notáveis cientistas, o cirurgião ortopédico Verne Inman (1905-1980) e o engenheiro Howard Eberhart (1906-1933), que fundaram o Laboratório de Biomecânica daquela universidade. Vern Inman e sua equipe modificaram a Ciência

da análise de marcha dramaticamente introduzindo o uso da EMG, de plataformas de força em 3D e, também, de mensurações energéticas no estudo da locomoção de sujeitos saudáveis e amputados (SUTHERLAND, 2001). Àquela época, o processo de análise de marcha era excessivamente trabalhoso e demorado com a tecnologia então disponível, sendo necessária a digitalização manual de centenas de imagens filmadas, seguido de uma série de cálculos matemáticos (WHITTLE, 1996), alcançando cerca de 500 horas por sujeito examinado (BAKER, 2007).

O contexto histórico da época em que se formou o Laboratório de Biomecânica da Universidade da Califórnia deflagrou, por necessidades terapêuticas, o início da análise clínica da marcha. A análise de marcha recebeu muita atenção devido à sua importância clínica para o tratamento dos pacientes amputados e protetizados, atingidos pela Segunda Guerra Mundial, em cujo período houve o maior avanço na análise de marcha (BAKER, 2007). Em continuidade a esse fenômeno, a análise de marcha passou de uma disciplina puramente acadêmica para uma ferramenta útil nas mãos de médicos e terapeutas (WHITTLE, 1996). Mais do que simplesmente uma ferramenta útil, a análise biomecânica da marcha tem se tornado um exame fundamental na prática clínica (LEARDINI et al., 2007), sendo considerada como um importante recurso utilizado para a avaliação das pessoas com anormalidades na locomoção (KYRIAZIS e RIGAS, 2001; SCHWARTZ, TROST e WERVEY, 2004). A análise clínica da marcha permite a mensuração e a avaliação da biomecânica da locomoção (DAVIS, 1997), o que facilita a identificação de características anormais e a recomendação de alternativas de tratamento. Além disso, as medidas da marcha oriundas das ferramentas biomecânicas atualmente disponíveis são sensíveis a reais mudanças, em função de algum problema de saúde, e não apresentam variabilidade significativa entre os examinadores (HERNDON, 1997). Tais características podem justificar, ainda que parcialmente, a grande difusão da utilização da análise clínica da marcha pelos profissionais de saúde e especialistas do movimento humano.

O grupo californiano que deu os primeiros passos na análise clínica da marcha, já naquele momento, entendia que a compreensão da marcha normal era um pré-requisito para o estudo da marcha patológica, tal qual aquela oriunda de indivíduos amputados (BAKER, 2007). Nesse sentido, Mary Pat Murray e colaboradores, a partir do desenvolvimento das técnicas do grupo de Inman e Eberhart, publicaram os artigos clássicos "Walking patterns of normal man", em 1964

(MURRAY et al., 1964), e, posteriormente, “Walking patterns of normal women”, em 1970 (MURRAY et al., 1970). Não obstante, o modelo cinematográfico utilizado por aqueles pesquisadores ainda exigia uma demanda de tempo expressiva para a coleta e a análise dos dados, sobretudo se compararmos com as ferramentas biomecânicas disponíveis atualmente.

Jacquelin Perry e David Sutherland (1923-2006), que estudaram com Verne Inman, nos Estados Unidos, contribuíram substancialmente para o desenvolvimento da análise clínica da marcha. Na Europa, Jurg Baumann contribuía para o desenvolvimento da técnica eletromiográfica. A formação acadêmica multidisciplinar nas áreas de medicina, fisioterapia e educação física, junto à experiência profissional, fez com que a líder e fundadora do Rancho de Los Amigos se tornasse uma das mais importantes cientistas na análise de marcha. Além dos numerosos artigos científicos produzidos, o livro “Gait Analysis – normal and pathological function” (PERRY, 1992) é fruto de anos de investigações cinemáticas, cinéticas e mioelétricas da marcha humana. Sutherland, através do Vanguard Motion Analyzer, conseguiu reduzir expressivamente o tempo necessário para a digitalização das imagens capturadas durante a marcha. O avanço tecnológico na análise de marcha deflagrado por Sutherland resultou na publicação do clássico “The development of mature gait”, em 1980 (SUTHERLAND et al., 1980), em cujo trabalho foram registrados os padrões de marcha de 186 crianças, o que, em função da demanda de tempo necessária, era inimaginável algumas décadas anteriores àquele estudo.

Com efeito, pode-se dizer que a origem da Ciência da análise de marcha começou na Europa, século XVII, e continuou ao longo do século XX (SUTHERLAND, 2001). A tecnologia atualmente disponível permitiu um enorme avanço nos sistemas de análise de marcha, visto que, a partir dela, foram desenvolvidas diversas ferramentas capazes de quantificar não só as características biomecânicas cinemáticas e cinéticas da locomoção, mas também o comportamento mioelétrico das musculaturas envolvidas na atividade motora. Embora essas características já estejam sendo mensuradas e estudadas há várias décadas, sobretudo ao longo do século XX, a tecnologia disponível nos dias de hoje possibilita aos profissionais envolvidos na análise de marcha uma coleta de dados mais confiável, replicável e, especialmente, mais detalhada e eficiente. No âmbito da cinemática, por exemplo, a rotina de captura de imagens e processamento dos dados desenvolvida pelos irmãos Weber, que demorava até 500 horas por pessoa,

hoje é possível realizar em alguns minutos, dependendo do material empregado. Com efeito, alguns sofisticados sistemas de mensuração, tais quais os conhecidos Ariel®, Vicon®, Optotrack®, Elite®, Motion Analysis® e Peak Motus®, são capazes de identificar e rastrear automaticamente os marcadores de superfície, fornecendo instantaneamente a sequência dos movimentos quadro a quadro e a coordenada dos dados. A interface entre software e hardware facilita a exportação dos dados obtidos para sua subsequente análise. Além disso, as informações oriundas de outros sistemas, como plataformas de força e EMG, podem ser sincronizadas com os dados cinemáticos obtidos através dos sistemas de vídeo (CALDWELL et al., 2004).

Como se vê, a história da análise da marcha se confunde com a história da Biomecânica. Ambos tiveram os brilhantes pensadores Aristóteles e Borelli, cada um em sua época, como importantes estudiosos do movimento humano. Ao mesmo tempo em que Borelli se preocupava em aplicar a mecânica no estudo de problemas biológicos, a maneira pela qual homens e animais se locomoviam chamavam sua atenção. Posteriormente, os irmãos Weber utilizaram ferramentas específicas para a mensuração de características biomecânicas da marcha humana. Impulsionada pelo positivismo, prosperava, assim, a análise quantitativa do movimento humano. De fato, a evolução dos métodos de análise de marcha acompanha o desenvolvimento das ferramentas de investigação da Biomecânica.

Através das ferramentas de análise biomecânica é possível mensurar variáveis cinemáticas e cinéticas da locomoção, tais quais os comprimentos de passo e passada, a trajetória angular dos eixos de movimento e a pressão exercida pelo pé na superfície. As características biomecânicas cinemáticas podem ser subdivididas em características espaciais, temporais e espaço-temporais. De acordo com Donskoi e Zatsiorsky (1988), as características biomecânicas cinemáticas espaciais (CBCE) incluem as variáveis trajetória e deslocamento; as características biomecânicas cinemáticas temporais (CBCT) incluem as variáveis instante, duração, frequência e ritmo; e as características biomecânicas cinemáticas espaço-temporais (CBCET) incluem as variáveis velocidade, rapidez e aceleração.

As características biomecânicas cinéticas, ou dinâmicas, podem ser subdivididas em características inerciais, de força e energéticas. Segundo Donskoi e Zatsiorsky (1988), as características biomecânicas dinâmicas inerciais incluem as variáveis massa (momentum linear e angular), inércia e momento de inércia; as

características biomecânicas de força incluem as variáveis força (impulso da força, momento da força, impulso do momento) e pressão.

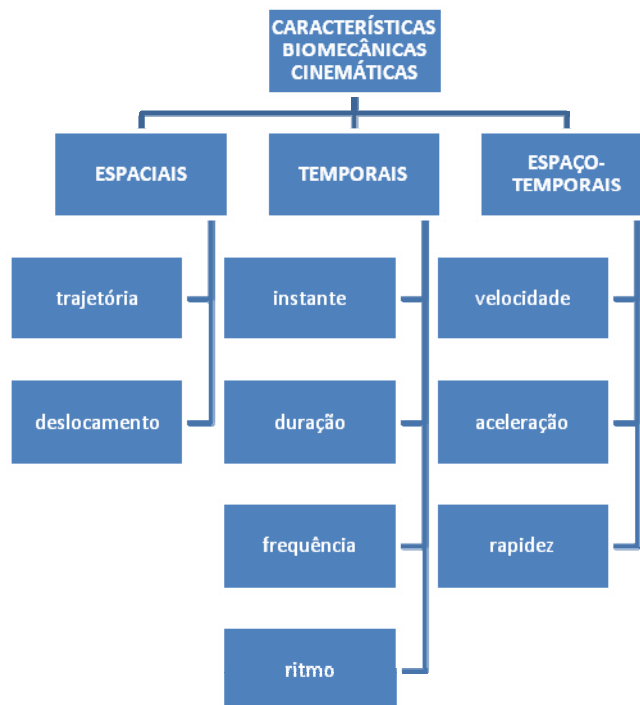


Figura 7 – Síntese das Características Biomecânicas Cinemáticas.

As ferramentas utilizadas no estudo da biomecânica do movimento humano são fortes determinantes dos tipos de análises que serão possíveis, ou seja, a natureza, o tipo e a magnitude dos dados serão limitados pelas ferramentas selecionadas (ADRIAN e COOPER, 1989). A fotografia e a cinematografia foram as primeiras técnicas de registro de imagens utilizadas na análise biomecânica da marcha. Os experimentos pioneiros de Marey, na França, e Muybridge, nos Estados Unidos, revolucionaram a análise do movimento humano no final do século XIX, sendo a marcha o mais frequente objeto de estudo. A par e passo alguns componente dessa técnica foram se tornando obsoletas, enquanto outros foram sendo aperfeiçoados, à medida que transcorria o avanço tecnológico no decorrer do século XX.

Além disso, outras técnicas foram sendo incorporadas. Na segunda metade daquele século, a eletrogoniometria representou um avanço no registro do deslocamento articular, consistindo em um meio “mais conveniente e barato de

medida de movimento do tornozelo e do joelho durante a marcha” (PERRY, 1992). O eletrogoniômetro é um dispositivo utilizado para fornecer um registro gráfico do ângulo presente em determinada articulação (HALL, 2009), cuja estrutura é formada por duas hastes anexadas a um potenciômetro elétrico, o qual funciona como transdutor transformando valores de deslocamento angular em sinais elétricos. O centro do eletrogoniômetro é posicionado sobre o centro de rotação da articulação a ser monitorada, as hastes do dispositivo são alinhadas e fixadas firmemente sobre o eixo longitudinal dos segmentos corporais adjacentes (HALL, 2009). No ato da mensuração a diferença de potencial proporcionado pelo dispositivo é diretamente proporcional ao valor do ângulo articular (WINTER, 1990).

Atualmente existem outras diversas formas de se coletar dados pertinentes ao estudo da biomecânica do movimento humano, as quais variam quanto ao custo, tecnologia utilizada em sua confecção, quantidade e precisão das informações. O *footprint*, por exemplo, que possibilita o registro da impressão plantar dos sujeitos, é uma ferramenta de baixo custo utilizada para a documentação dos dados da marcha de forma rápida e objetiva (SHORES, 1980), possibilitando o registro do comportamento de variáveis representativas de CBCE e CBCET, tais quais os comprimentos de passo e passada, a largura da base de suporte, o ângulo de rotação do pé, a cadência dos passos e a velocidade de deslocamento corporal, durante a marcha. O uso do footprint não requer a fixação de materiais, tais quais marcadores reflexivos ou *footswitches*, no corpo dos sujeitos para a mensuração das CBCE e CBCET, o que representa uma vantagem em relação a outras tecnologias, inclusive àquela utilizada no presente estudo. Assim sendo, a utilização do footprint na análise de marcha permite que a execução da locomoção pelos sujeitos seja realizada de forma mais natural, minimizando, desse modo, a incidência de efeitos retroativos. O acoplamento de marcadores esféricos nos indivíduos contribui para a incidência de efeitos retroativos, visto que, em experimentações anteriores (CHAGAS et al., 2009; CHAGAS et al., submetido), pudemos notar que as crianças apresentaram padrão de locomoção totalmente alterado nas primeiras tentativas. Assim sendo, foi necessário um período de familiarização com a tarefa, o que exigiu uma demanda de tempo significativa para a coleta de dados. Além disso, a tecnologia empregada no presente estudo requer uma inspeção visual dos gráficos de deslocamento do calcâneo para a mensuração das CBCE, fato este que confere um grau de subjetividade em nossa análise. Assim sendo, a tecnologia utilizada em

nossa pesquisa apresenta outra desvantagem em relação ao footprint, visto que nessa última o processo de mensuração das CBCE é inteiramente objetivo.

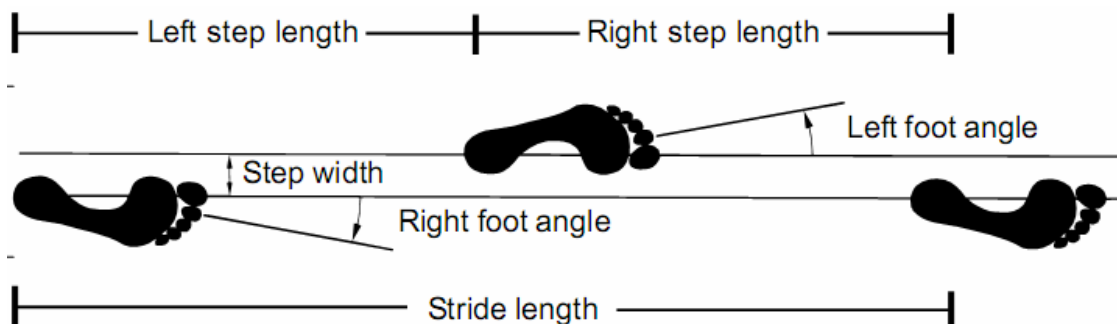


Figura 8 – CBCE mensuradas através do *footprint*. Comprimento de passada (“*stride length*”), ângulo do pé direito (“*right foot angle*”), largura do passo (“*step width*”), ângulo de pé esquerdo (“*left foot angle*”), comprimento de passo esquerdo (“*left step length*”) e comprimento de passo direito (“*right step length*”). Reproduzido de VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O’CONNOR, J. **Dynamics of Human Gait**. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992.

Em meados da década de 80 do século passado, período a partir do qual se iniciou a difusão dos sistemas de vídeo na análise de marcha, o footprint perdeu espaço nas pesquisas. Apesar de serem mais onerosos, os sistemas de vídeo são ferramentas mais sofisticadas que permitem não só o registro digital das CBCE, CBCT e CBCET, mas também a sincronização dessas informações com aquelas oriundas de outros instrumentos, como a EMG e as plataformas de força (CALDWELL et. al., 2004). Geralmente os sistemas de vídeo são compostos por câmeras filmadoras, com variadas frequências de capturas, marcadores de superfície (reflexivos ou ativos), footswitches, microcomputadores e softwares específicos.

A quantidade de filmadoras necessária para o registro das imagens depende do tipo de análise quando à quantidade de planos observados, se bidimensional (2D) ou tridimensional (3D), e da quantidade de informações que se deseja obter. Em análises 3D mais detalhadas são necessárias várias câmeras, geralmente cinco ou seis, afim de que sejam capturadas informações em diferentes planos de movimento (Idem). Hoje é comum encontrar sistemas de análise de marcha utilizando 8, 10 ou mais câmeras operando a uma frequência de captura superior a 100 Hz e capazes de detectar seguramente a presença de dezenas de marcadores reflexivos (BAKER, 2006). Contudo, também é possível estruturar e implementar

sistemas de análise de marcha 2D confiáveis, os quais, usualmente, permitem a captura de dados oriundos de um único plano de movimento, sendo, para tal, utilizada apenas, uma câmera. As principais diferenças entre as análises 2D e 3D consistem na quantidade de informações obtidas, que é maior no caso do último tipo referido, e na possibilidade de realizar ou não interpretações tridimensionais, as quais, geralmente, propiciam informações de maior validade.

Apesar de todo o avanço tecnológico, que possibilita uma maior utilização dos recursos necessários à uma análise de marcha, é importante não perder de vista de que sistemas eficazes de avaliação só serão viáveis se conhecermos os padrões normais de locomoção da população em exame, à medida em que um determinado comportamento motor somente pode ser classificado como atípico ou doente se o padrão de movimento normal ou saudável for conhecido, podendo o mesmo ser dito para o caso do estabelecimento de diagnósticos. Segundo Sutherland (1997), é essencial que se conheça a história natural ou normal de um fenômeno estudado antes da tentativa de descrever e estudar o patológico ou anormal. Similarmente, Perry (1992) afirma que a função normal é tida como o modelo em relação ao qual uma incapacidade pode ser avaliada com base em exames comparativos. No caso específico do exame de marchas atípicas, o pré-conhecimento dos padrões universais tidos como normais é, portanto, essencial para a tomada de decisões clínicas, perspectivem elas o estabelecimento de diagnósticos, a escolha ou delineamento das estratégias de tratamento ou ainda a avaliação clínica pós-tratamento (QUIGLEY et al., 1999), assertiva que pode ser estendida às ações de triagem.

Com base nesta premissa, vários investigadores consideram que a constituição de uma base de dados normativa da marcha é essencial para o diagnóstico e o tratamento de padrões anormais da locomoção (SUTHERLAND et al., 1980; DAVIS, 1997; SUTHERLAND, 1997; CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006). Ao que parece, as características biomecânicas da locomoção normal de adultos têm sido bem documentada (SAUNDERS et al., 1953; MURRAY et al., 1964; MURRAY et al., 1970; INMAN, RALSTON e TODD, 1981; PERRY, 1992). Em contrapartida, são escassas as informações no relativo aos padrões normais da marcha de crianças (GANLEY e POWERS, 2005), carência ainda mais evidente no que tange as variáveis que transcorrem durante processo de desenvolvimento da referida habilidade motora. Cabe ressaltar que a compreensão das mudanças

relacionadas à idade nos padrões de locomoção infantil também é essencial para o diagnóstico e o tratamento da marcha patológica em crianças (BURNETT e JOHNSON, 1971a; CUPP et al., 1999).

2.2 O padrão universal da marcha de crianças: estado da arte II

Sabe-se que o controle neuromuscular da locomoção de crianças está relacionado ao padrão de atividade mioelétrica (GRANATA, PÁDUA e ABEL, 2005). Sendo assim, a existência de uma base de dados sobre os padrões mioelétricos envolvidos no controle da locomoção é pode contribuir para uma melhor compreensão do processo de maturação neuromuscular da marcha de crianças. Não obstante, Sutherland (1997) pontuou que a base de dados normativa sobre o padrão mioelétrico da marcha de crianças está incompleta e limitada aos registros de superfície de determinados músculos, como os glúteos máximo e médio, os músculos posteriores da coxa, o vasto medial, os músculos flexores plantares e o tibial anterior.

Recentemente, Chang et al. (2007) examinaram os padrões da atividade mioelétrica de 87 sujeitos normais entre três e 18 anos. Os eletrodos de superfície foram posicionados sobre os músculos *adductors*, *vastus medialis*, *tibialis anterior*, *rectus femoris*, *medial hamstrings*, *gluteus medius*, *gluteus maximus* e *gastrocnemius* em crianças de até 100 cm de altura. Nos demais sujeitos, eletrodos adicionais foram posicionados nos músculos *vastus lateralis*, *peroneus brevis* e *lateral hamstrings*, totalizando 11 músculos examinados. Não foram encontradas diferenças relacionadas à idade nos parâmetros espaço-temporais entre os grupos. Entretanto, foi identificada uma quantidade significativa de variabilidade intra-sujeitos durante o decurso da marcha. Não obstante, os autores sugeriram que os dados obtidos naquela oportunidade poderiam ser utilizados na composição de uma base de dados normal a ser utilizada na análise clínica da marcha. Granata, Pádua e Abel (2005) já haviam argumentado que a variabilidade do sinal mioelétrico da população infantil dentro de uma mesma sessão é maior do que a variabilidade observada em adultos. Sendo assim, a repetibilidade do sinal mioelétrico durante a marcha de

crianças deveria ser averiguada antes da tentativa de se descrever os padrões normais de ativação.

Segundo Oeffinger et al. (1997), os dados cinéticos normativos de adultos são frequentemente usados para a avaliação dos padrões de locomoção infantil. Naquela ocasião, Oeffinger et al. (1997) argumentaram que não se sabia exatamente em qual idade os parâmetros cinéticos da marcha de crianças tornam-se similares ao padrão adulto.

Na tentativa de estabelecer uma base de dados normativa dos parâmetros cinéticos da marcha de crianças, Damiano et al. (1998) examinaram as mudanças relacionadas à idade na pressão plantar durante a marcha em 56 crianças de 1 a 7 anos. Os resultados indicaram que os valores de velocidade, cadência e comprimento da passada foram similares aos valores normativos publicados previamente, com o idêntico padrão de decrescente cadência e crescentes velocidade e comprimento da passada com a idade. Além disso, foi observado que o pico de pressão plantar diminuiu progressivamente com a idade, tendo sido constatado uma diferença mais pronunciada entre 1,5 e 3 anos de idade. Os autores concluíram que a magnitude e os padrões da distribuição da pressão plantar mudam com a idade e estão relacionados ao desenvolvimento anatômico do pé e à maturação da marcha. Cabe ressaltar que, no período inicial da marcha independente, é comum observarmos um padrão do tipo “*toe-walking*” em crianças, ou seja, o contato inicial do pé não é realizado com o calcanhar, mas com o terço distal do pé. Assim sendo, Damiano et al. (1998) argumentaram que parte das mudanças nos padrões de distribuição da pressão plantar está relacionada à maturação da marcha.

Ounpuu et al. (1991) analisaram a deambulação de 31 sujeitos saudáveis entre cinco e 16 anos de idade e observaram que, aos cinco anos de idade as crianças apresentaram padrões de momentos articulares similares àqueles apresentados pelos adultos. Contudo, a comparação dos parâmetros cinéticos entre os grupos foi conduzida de forma qualitativa, não tendo sido realizados tratamentos estatísticos da variável idade. Portanto, não se pode afirmar, a partir destes dados, que aos cinco anos de idade as crianças já apresentam um padrão cinético maduro de locomoção, embora a forma geral das curvas dos parâmetros cinéticos da marcha possa ter se mostrado semelhante na comparação entre crianças e adultos. Essa dúvida é reforçada por Oeffinger et al. (1997) que observaram

mudanças progressivas no padrão cinético da locomoção de crianças para além dos cinco anos de idade. Naquela oportunidade, os autores (OEFFINGER et al., 1997) examinaram os parâmetros cinéticos da marcha de 21 crianças entre quatro e 10 anos e observaram mudanças progressivas relacionadas à idade principalmente em torno das articulações do quadril e tornozelo, embora as formas das curvas dos dados tenham permanecido constantes. Os resultados reportados por Oeffinger et al. (1997) sugerem que crianças de 10 anos ainda não alcançaram um padrão cinético maduro de locomoção. Similarmente, Cupp et al. (1999) analisaram os padrões cinéticos da marcha de 23 crianças, entre quatro e 10 anos, e compararam com os dados de cinco adultos. Os resultados daquele estudo indicaram uma progressão para o padrão adulto com o avanço da idade, visto que as diferenças foram mais significativas no grupo de crianças mais novas, entre 4 e 5 anos, do que nos grupo de crianças mais velhas. Posteriormente, Ganley e Powers (2005) compararam a cinemática e a cinética da marcha de 15 crianças de sete anos com a marcha de adultos. Embora o ângulo de dorsiflexão no grupo infantil tenha apresentado uma tendência para um pico reduzido, não foram observadas diferenças estatísticas significativas na cinemática angular, entre os grupos comparados, para as articulações do quadril, joelho e tornozelo. Entretanto, durante o apoio final, crianças de sete anos apresentaram reduzido pico de momento dos flexores plantares e menores picos de absorção e geração de potência no tornozelo. Os autores concluíram que crianças de sete anos de idade carecem de maturidade neuromuscular para produzir um padrão de marcha típico de adulto na articulação do tornozelo. Posteriormente, Chester, Tingley e Biden (2006) analisaram os parâmetros cinéticos da marcha de 47 crianças canadenses entre três e 13 anos de idade. Os resultados do estudo indicaram que os padrões cinéticos típicos de adultos em torno das articulações do quadril e joelho foram alcançados aos cinco anos de idade. Entretanto, para a articulação do tornozelo, os padrões típicos de adultos não foram observados até os nove anos. Os achados de Chester, Tingley e Biden (2006) reforçam a argumentação de Ganley e Powers (2005), indicando que crianças mais novas carecem de maturidade neuromuscular para produzir padrões cinéticos típico de adultos na articulação do tornozelo.

Embora ainda não se tenha chegado a um consenso em torno do comportamento de todas as variáveis envolvidas, a marcha, ao que parece, ainda não está completamente madura aos 10 anos de idade. Os estudos apresentados

nessa revisão de literatura sugerem que, embora alterações progressivas sejam observáveis com o avanço da idade, ainda não está estabelecido em que momento o sujeito alcança um padrão cinético de locomoção completamente maduro.

Scrutton (1969) estudou o comportamento cinemático da marcha de crianças entre 1 e 4 anos e identificou que o fator passo, ou seja, a razão entre o comprimento do passo e o comprimento do membro inferior, aumenta progressivamente com a idade. Posteriormente, Burnett e Johnson (1971b) examinaram, em 28 crianças, o surgimento de parâmetros considerados específicos da locomoção madura, como o *tilt* pélvico, a rotação pélvica, a flexão de joelho no apoio médio, o golpe de calcanhar, o mecanismo maduro de pé e joelho⁴, a base madura⁵ e a sincronia de movimentos entre os membros superiores. Os autores observaram que todos esses parâmetros da marcha haviam surgido até os 29 meses de idade e concluíram que os maiores determinantes da marcha madura se manifestam sequencialmente após o início da marcha independente.

Sutherland et al. (1980) examinaram o padrão de marcha de 186 crianças normais, sendo 98 meninos e 88 meninas, entre 1 e 7 anos de idade, com o objetivo de determinar os padrões normais de locomoção na infância. Naquela oportunidade, os autores analisaram o comprimento e a cadência dos passos, a velocidade da marcha, a duração do apoio simples e as trajetórias angulares das articulações das extremidades inferiores das crianças nos planos sagital, frontal e transversal. Noventa e um por cento da amostra foi constituída por crianças brancas norte-americanas, sendo a parcela remanescente constituída por sujeitos de origem espanhola, oriental e negra. Não foram encontradas diferenças significativas no que tange ao parâmetro gênero quando os sujeitos foram estratificados em função da idade cronológica. Os autores constataram que não há mudança significativa na atividade mioelétrica do glúteo médio durante a marcha associada com a idade. Com o avanço da idade, o glúteo máximo mostrou uma leve tendência de redução do tempo em que esteve ativo durante a fase de apoio. O vasto medial também mostrou uma redução no tempo em que mantém ativo durante os períodos de suporte e balanço, enquanto o tibial anterior mostrou uma redução gradual no tempo de atividade durante o período de suporte. Os flexores plantares de crianças entre 1 e 2

⁴ Os autores consideraram o mecanismo de pé e joelho maduro quando a extensão de joelho ocorreu antes ou durante o heel strike, o joelho flexionou no apoio médio e estendeu novamente no heel off.

⁵ Foi considerado como uma base madura quando o pé esteve posicionado dentro das dimensões laterais do tronco.

anos de idade mostraram atividade tardia no período de balanço e atividade prematura período de suporte. A partir dos 2 anos de idade, as crianças mostraram atividade fásica típica de adultos. Os músculos posteriores da coxa mostraram prolongada atividade fásica no apoio comparada com adultos, sendo que a mesma tendeu a gradualmente reduzir-se com o avanço da idade.

Sutherland et al. (1980) também constataram que o padrão adulto do contato inicial do calcanhar com o solo, da flexão do joelho, do balanço recíproco dos braços e da cinemática angular articular no ciclo da marcha são alcançados mais precocemente que outros parâmetros da marcha, tais quais os valores limites de velocidade de deslocamento, o comprimento e a cadência dos passos. Sendo assim, os autores defendem ser relativamente curto o período necessário para que ocorra a maturação da marcha, conforme descrito por Burnett e Johnson (1971b). Além disso, seus resultados indicaram que crianças de apenas dois anos de idade já apresentam trajetórias angulares das articulações do membro inferior no plano sagital muito similares àquelas manifestas por adultos normais. Por outro lado, a duração do apoio simples, a velocidade da marcha, a cadência e o comprimento do passo só alcançaram um padrão maduro aos três anos de idade. Na visão dos autores, estes últimos parâmetros específicos da locomoção são determinantes importantes do padrão de marcha madura, uma vez que sua maior taxa de modificação evidencia-se nos primeiros anos de vida, perdurando até os três anos de idade. Após este marco etário, as alterações ocorrem em menor escala. Neste trabalho, entretanto, os dados normalizados não foram apresentados, o que pode ter gerado variações nos resultados em função das diferenças antropométricas entre os sujeitos. Fato é que, anos depois, os estudiosos responsáveis pela criação dessa valiosa base de dados normativa da marcha de crianças publicaram um livro (SUTHERLAND et al., 1988), no qual apresentaram os dados espaciais da locomoção infantil normalizados e concluíram que crianças alcançam um padrão de marcha madura por volta dos 4 anos de idade, e não aos 3 anos, como haviam relatado no artigo publicado em 1980 (SUTHERLAND et al., 1980). Além disso, cabe ressaltar, as comparações entre crianças e adultos, bem como entre crianças de diferentes grupos etários, foram realizadas por meio de abordagens qualitativas.

Beck et al. (1981) examinaram a influência da velocidade de locomoção nas variações dos padrões de marcha de crianças em crescimento e apontaram diferenças importantes entre os parâmetros cinemáticos da marcha normalizados e

não-normalizados. Entre 2 e 14 anos de idade, o comprimento de passada aumentou progressivamente com o avanço da idade para as três velocidades estudadas: lenta, moderada e rápida. Contudo, os valores mostraram-se estatisticamente inalterados, nas três velocidades empregadas, quando o comprimento de passada foi normalizado pela estatura, ou seja, não houve diferença significativa desse parâmetro entre crianças de 2 a 14 anos de idade. Logo, Beck et al. (1981) consideraram que a partir dos 2 anos a criança já apresenta um padrão de marcha maduro no que tange ao comprimento de passada, já que, segundo os achados desses autores, os aumentos nesse parâmetro espacial da locomoção com o avanço da idade decorrem em função, principalmente, do crescimento físico. Similarmente, foi constatado que o tempo de suporte simples e do balanço, normalizados pelo tempo do ciclo total, mostraram somente poucas variações com a idade. Na avaliação de Beck et al. (1981), enquanto a duração do ciclo total da marcha muda com a idade, a razão entre o tempo de suporte simples e a duração do ciclo total, bem como a razão entre o tempo de balanço e a duração do ciclo total, são relativamente constantes com a idade. Esses achados vão de encontro aos de Sutherland et al. (1988) que, ao normalizarem os dados da marcha, constataram que as crianças exibem um padrão de locomoção maduro somente a partir dos 4 anos de idade. Embora Beck et al. (1981) tenham relatado não terem encontrado diferenças estatísticas no comprimento da passada entre as idades, não foi indicado qual teste estatístico foi utilizado, bem como nível de significância adotado para tal conclusão. Além disso, o “n” relativo foi pequeno, ou seja, a quantidade de crianças alocadas em cada faixa etária não foi representativa do universo, fato este que compromete a inferência dos resultados. Cabe ressaltar, ainda, que a diferença na estratégia de normalização dos dados pode ter sido uma fonte de erro sistemático. Enquanto em um estudo o comprimento de passada foi normalizado pela estatura (BECK et al., 1981), no outro (SUTHERLAND et al., 1980) o comprimento do membro inferior foi a dimensão corporal utilizada para a normalização do comprimento do passo.

Outro aspecto importante a ser destacado no estudo de Beck et al. (1981) é o fato de que parte da amostra estudada foi reexaminada após períodos de um, três, seis, nove ou 12 meses ao longo de um acompanhamento de dois anos. Assim sendo, foram observados diferentes ritmos de mudanças no padrão de marcha de acordo com a faixa etária. Crianças de até quatro anos de idade, inclusive, que

foram testadas novamente após um período de um ou três meses, apresentaram mudanças no padrão de locomoção. Em intervalos maiores, de seis e 12 meses, mudanças significativas foram observadas em todos os grupos.

Henessy, Dixon e Simon (1984), estudaram o desenvolvimento da marcha madura em 65 crianças africanas. O objetivo dos pesquisadores foi aplicar a tecnologia utilizada em estudos prévios na análise da locomoção de crianças inseridas em um cenário cultural diferente, para que se pudesse quantificar o grau de inferência das observações feitas do desenvolvimento da marcha. Embora a comparação direta entre os dados da marcha de crianças africanas e os dados de crianças norte-americanas não tenha sido realizada, os padrões de desenvolvimento das alterações na velocidade, comprimento da passada e cadência mensuradas no estudo de Henessy, Dixon e Simon (1984) foram similares àqueles obtidos no estudo de crianças de outros laboratórios. Não obstante, foi observado um declínio progressivo da cadência da marcha mais cedo do que a idade esperada, em comparação a crianças norte-americanas. Assim como no estudo de Sutherland et al. (1980), todavia, não foram realizadas comparações dos parâmetros da marcha entre os grupos etários examinados utilizando testes estatísticos.

Todd et al. (1989) examinaram as variações na marcha de 324 crianças normais. Neste trabalho, foram documentadas graficamente as dimensões típicas da passada em função da velocidade da marcha e da estatura. A expectativa destes autores era de mostrar as mudanças que ocorrem no padrão de marcha das crianças com o crescimento. Para Todd et al. (1989), a formação desta base de dados forneceria registros visuais objetivos da conduta da marcha de crianças, os quais poderiam ser utilizados como parte do registro médico do paciente. Além disso, os autores também sugerem que os gráficos da marcha poderiam ser utilizados para estimar os efeitos de tratamentos ortopédicos.

Wheelwright et al. (1993) examinaram os parâmetros cinemáticos da marcha de 134 crianças e adolescentes britânicos normais entre três e 18 anos de idade. Segundo os autores, os dados obtidos indicaram que a marcha em crianças normais não é necessariamente simétrica, visto que a razão das medidas dos tempos de suporte duplo entre os lados esquerdo e direito apresentou uma discrepância importante, de aproximadamente 9%⁶. Além disso, Wheelwright et al. (1993)

⁶ Pela convenção dos autores, o tempo de duplo apoio esquerdo começa com o golpe de calcanhar esquerdo e termina com a perda de contato do pé direito com o solo.

relataram que as meninas apresentaram menor duração da fase de balanço e, para uma dada velocidade, maior cadência dos passos e menor comprimento da passada do que os meninos. Os autores alertaram também para o fato de que o comprimento médio da passada obtido naquela oportunidade, expresso como 43% da altura, foi diferente dos achados de Beck et al. (1981), nos quais o comprimento médio da passada foi expresso como 76% da altura da criança. Com base na análise de regressão múltipla, Wheelwright et al. (1993) apontaram determinantes significativos para os parâmetros de marcha examinados. A idade foi apontada como determinante da velocidade de marcha, o gênero como determinante do tempo de apoio duplo, a altura como determinante do comprimento do passo e, por fim, a altura e o gênero como determinantes do tempo de balanço e da cadência dos passos. A análise de regressão múltipla retornou como resultado equações preditivas do valor médio esperado para determinada idade e gênero. Por fim, Wheelwright et al. (1993) alertaram que os dados obtidos propiciavam uma base de dados útil para os parâmetros de marcha de crianças britânicas saudáveis.

Posteriormente, Zijlstra, Prokop e Berger (1996) avaliaram a coordenação inter-membros durante a locomoção, na esteira, em 73 crianças entre 4 e 10 anos. Os autores concluíram que a coordenação inter-membros dos movimentos de membros inferiores no ciclo da passada é similar em crianças e adultos. Além disso, pontuaram que as diferenças no tamanho corporal, mais do que a maturação neurodesenvolvimental, evidenciaram-se como causas das diferenças nos valores absolutos dos dados cinemáticos do grupo estudado.

Vaughan et al. (2001) estudaram a aquisição dos padrões maduros de marcha em crianças sul-africanas entre 1 e 14 anos de idade. Naquela oportunidade foram examinados a cadência dos passos, o comprimento e o tempo da passada, a velocidade e a duração dos períodos de suporte e balanço da marcha. O comprimento da passada e a cadência foram normalizados de acordo com o método descrito por Hof (1996). Os autores constataram que somente a partir dos cinco anos de idade os parâmetros de marcha examinados mostraram estabilidade, ou seja, alcançaram um padrão maduro. Ao final, Vaughan et al. (2001) concluíram que o crescimento músculo-esquelético e a maturação neural controlam as mudanças na marcha até os 60 meses. Após este período, os parâmetros da marcha normalizados pelo crescimento físico não mostraram variação. Assim como em outros estudos (SUTHERLAND et al., 1980; HENESSY, DIXON e SIMON, 1984; WHEELWRIGHT

et al., 1993), todavia, os autores realizaram as comparações dos parâmetros de marcha entre as crianças de diferentes idades de forma qualitativa.

Ao que parece, está bem estabelecido o fato de que os parâmetros cinemáticos da marcha, tais quais os comprimentos de passo e passada, a velocidade de locomoção e a cadência dos passos, têm sua magnitude alterada durante todo o período de crescimento. Para Sutherland (1997), o crescimento e a maturação do sistema nervoso central controlam as mudanças na marcha até os quatro anos de idade, período a partir do qual o crescimento explica sozinho a maioria das mudanças. Nesse sentido, a normalização dos dados é essencial para reduzir o efeito do crescimento sobre os parâmetros da locomoção propiciando assim, o estudo fidedigno dos efeitos da maturação sobre o padrão de movimento de forma isolada. Normalizar os dados da marcha tem o efeito de reduzir a variação existente nos mesmos decorrentes das diferenças antropométricas interpessoais, manifestas em variáveis como massa corporal e a estatura. (STANSFIELD et al., 2003).

Embora se saiba que os parâmetros cinemáticos da locomoção de crianças alteram sua magnitude durante todo o período de crescimento, parece haver uma discreta divergência de informações quanto à idade na qual as crianças atingem um padrão cinemático de marcha maduro. Já foi observado que os parâmetros cinemáticos da locomoção típicos de adultos foram alcançados por volta dos quatro anos (BECK et al., 1981; SUTHERLAND et al., 1988; HENESSY, DIXON e SIMON, 1984; ZIJLSTRA, PROKOP e BERGER, 1996) e aos cinco anos de idade (VAUGHAN, 2001). Além disso, não foram encontrados, na literatura revisada, estudos que reportem os padrões biomecânicos da locomoção de crianças brasileiras. Este é um fator importante se considerarmos que investigações prévias identificaram diferenças no desenvolvimento motor quando foram comparadas crianças de diferentes etnias (POMERLEAU et al., 2005), notadamente as brasileiras e as norte-americanas, durante os primeiros seis (SANTOS, GABBARD e GONÇALVES, 2000) e 12 meses de vida (SANTOS, GABBARD e GONÇALVES, 2001). Para Moreno-Hernández et al. (2010), crianças de diferentes populações podem exibir diferenças entre os parâmetros da marcha de acordo com os grupos étnicos das quais foram extraídas. Neste sentido, Wheelwright et al. (1993) argumentam que a normalidade é notoriamente difícil de quantificar, tendendo a

variar entre os cenários culturais, o que requer cuidados na interpretação e utilização de dados obtidos, pelo mesmo método, em outros centros.

De fato, a descrição dos padrões universais da locomoção de crianças é relativamente escassa (GANLEY e POWERS, 2005), carência ainda mais evidente ao considerarmos a produção acadêmica sobre a marcha de crianças brasileiras. Diante desse cenário, o objetivo do presente estudo foi descrever o padrão cinemático da marcha de crianças hípidas brasileiras entre seis e 11 anos de idade durante um deslocamento de 10 metros, em pista horizontal de superfície regular, sob velocidade confortável e auto-selecionada. As variáveis comprimento de passo, comprimento de passada, cadência dos passos e velocidade da marcha foram transformadas em números não-dimensionais.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo, de natureza descritiva, foi conduzido no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (LaBiCoM) da Universidade do Estado do Rio de Janeiro. Os dados foram coletados em ambiente extra-laboratorial, na quadra de esportes da própria escola de origem dos participantes, sendo aquele um local familiar para os mesmos. A Fundação Municipal de Educação de Niterói e a Escola Municipal João Brazil autorizaram, por escrito, a execução da coleta dos dados em suas instalações (ANEXO A).

3.1 Participantes

Cento e vinte e duas crianças hígdas, 61 meninos e 61 meninas, com idade entre seis e 11 anos (média de $8,93 \pm 1,5$ anos, $31,4 \pm 7,9$ kg e $133 \pm 9,5$ cm), foram aleatoriamente recrutadas de um universo de 328 alunos da Escola Municipal João Brazil, Niterói/RJ, Brasil. Os sujeitos foram alocados em três grupos etários: Grupo 1 (6-7 anos), Grupo 2 (8-9 anos) e Grupo 3 (10-11 anos) (Tabela 2). Para a composição final da amostra foram considerados como fatores de exclusão diferença maior do que 2cm no comprimento dos membros inferiores (KAUFMAN, MILLER e SUTHERLAND, 1996) ou histórico de lesão/doença que pudessem afetar, de forma significativa, os padrões de marcha. Antes da participação no estudo, todos os procedimentos foram explicados aos sujeitos e aos seus respectivos pais ou representantes legais, dos quais foi obtido o consentimento por escrito para a participação dos dependentes e para divulgação dos resultados, tendo sido o projeto da presente pesquisa aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade do Estado do Rio de Janeiro, com o protocolo nº. 050.3.2009. (ANEXO B)

Tabela 1. Dados demográficos dos sujeitos por grupo etário: média (DP). N=122.

Grupo etário (anos)	N	Idade (anos)	Massa corporal (kg)	Estatura (cm)	Membro inferior direito (cm)	Membro inferior esquerdo (cm)
Grupo 1 (6-7 anos)	24 (9 meninos, 15 meninas)	6,5 (0,5)	24,3 (3,4)	120,7 (5,4)	60,6 (4,3)	60,9 (4,2)
Grupo 2 (8-9 anos)	50 (24 meninos, 26 meninas)	8,7 (0,5)	31,2 (6,6)	133,2 (5,3)	69 (3,6)	68,6 (3,4)
Grupo 3 (10-11 anos)	48 (28 meninos, 20 meninas)	10,4 (0,5)	35,1 (8,4)	140 (7,8)	73,3 (5,5)	73,3 (5,4)

3.2 O ciclo da marcha – segundo Perry (1992)

A descrição do ciclo da marcha é baseada nas ações de apenas um membro. A duração de um ciclo de marcha completo é o intervalo entre dois contatos iniciais seqüenciais entre o solo e o mesmo membro. O ciclo da marcha também tem sido identificado pelo termo passada. O termo passo se refere ao intervalo entre o contato inicial dos 2 membros. Logo, em cada passada existem 2 passos.

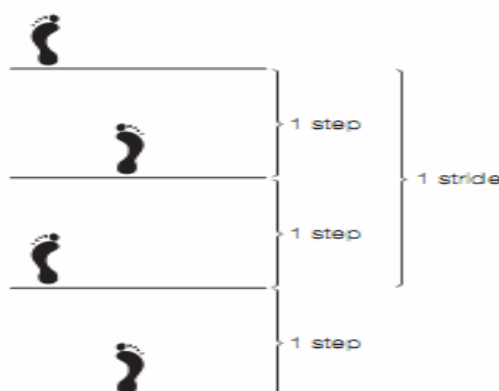


Figura 9 – O ciclo da marcha humana: 1 (uma) passada (“*stride*”) é feita de 2 passos (“*step*”) consecutivos. Reproduzido de GRIMSHAW, P; LEES, A.; FOWLER, N.; BURDEN, A. **Sport & Exercise Biomechanics**. New York: Taylor & Francis Group, 2007.

O ciclo da marcha pode ser dividido em períodos, tarefas e fases. Os períodos compreendem as ações de apoio, ou suporte, e balanço, sendo que a primeira destas se inicia com o contato inicial do membro com o solo e termina no momento em que o pé é elevado da superfície. O balanço é seqüencial ao suporte, cujo período se inicia no momento em que o pé é elevado da superfície e termina com o contato inicial do membro com o solo.

As tarefas incluem as ações de aceitação de peso, suporte simples e avanço do membro. As tarefas de aceitação de peso e suporte simples ocorrem no período de suporte, ou seja, quando o membro inferior está em contato com o solo. Por outro lado, a tarefa de avanço do membro ocorre no período de balanço.

As fases da marcha são: contato inicial, resposta à carga, suporte médio, suporte terminal, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. As fases de contato inicial e resposta à carga fazem parte da tarefa de aceitação do peso, assim como o suporte médio, o suporte terminal e o pré-balanço são fases do suporte simples. Embora no pré-balanço o pé ainda esteja em contato com o solo, essa fase caracteriza, também, o avanço do membro inferior. Além do pré-balanço, o balanço inicial, o balanço médio e o balanço terminal são considerados como fases do avanço do membro. Todas as características biomecânicas cinemáticas em estudo na presente investigação foram analisadas de acordo com a classificação do ciclo da marcha de Perry (1992).

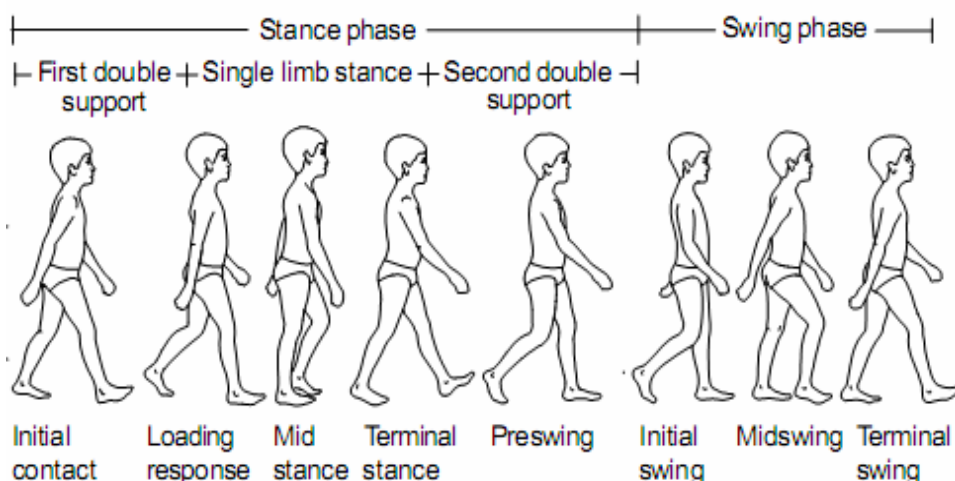


Figura 10 – O ciclo de marcha normal de uma criança de 8 anos de idade. Reproduzido de VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O'CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992.

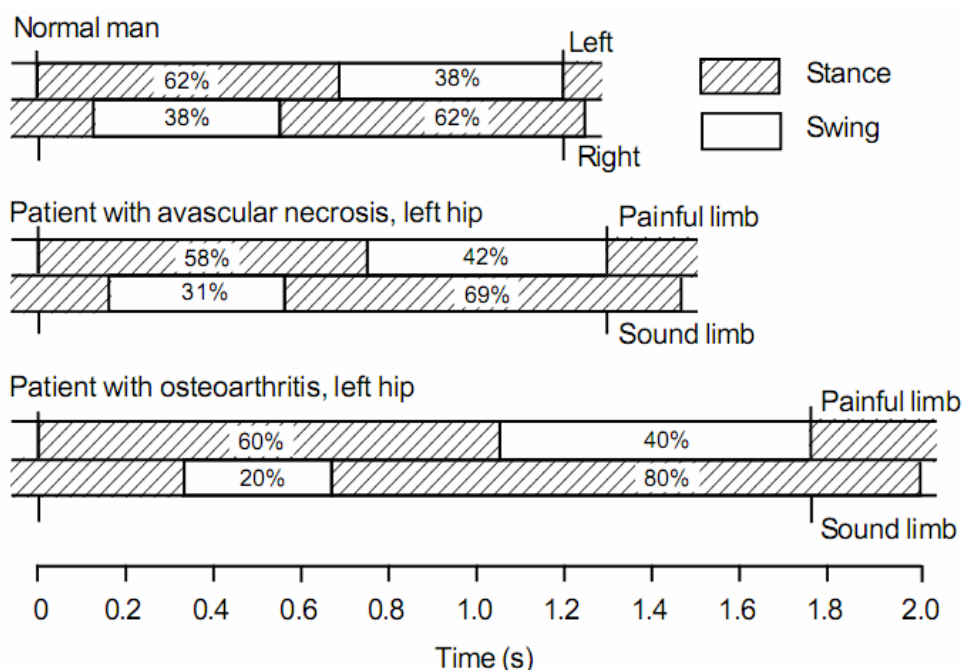


Figura 11 – Períodos de suporte (“stance”) e balanço (“swing”) de cada membro (“right” e “left”) durante os ciclos de marcha normal (“normal man”) e patológica (“patient with avascular necrosis” e “patient with osteoarthritis”). Reproduzido de VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O’CONNOR, J. Dynamics of Human Gait. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992.

Para o registro das imagens das marchas das crianças foi utilizado um sistema de captura bidimensional de movimento a uma frequência de aquisição de 30 Hz, composto por uma câmera Sony modelo HC 46 posicionada ortogonalmente a 6 metros da pista. O eixo óptico de cada filmadora incidiu perpendicularmente ao plano sagital de movimento (Figura 12).

Marcadores esféricos reflexivos de 20mm de diâmetro foram fixados em ambos os lados do corpo dos participantes. No lado direito os marcadores foram fixados nos seguintes pontos: espinha íliaca ântero-superior, trocânter maior, côndilo lateral da tíbia, maléolo lateral, calcâneo lateral e 5^o metatarso. No lado esquerdo os marcadores foram fixados no calcâneo medial e no calcâneo lateral. Em ambos os lados os marcadores foram fixados diretamente sobre a pele dos sujeitos, exceto no caso do trocânter maior, cujo marcador foi fixado sobre o short dos participantes. Os valores em bruto das coordenadas dos marcadores foram transformadas em coordenadas globais 2D (CALDWELL et al., 2004) e processadas no software SkillSpector (Versão 1.0), o qual foi validado para estudos com deslocamentos predominantemente uniplanares (MCLEAN et al., 2005). A partir da estratégia

utilizada foi possível mensurar os comprimentos de passo e passada de ambos os lados, a cadência dos passos, a velocidade da marcha e, do lado direito, a duração dos períodos de suporte e balanço e a cinemática angular dos eixos de movimento. Somente os dados provenientes da captura do lado direito dos indivíduos foram utilizados, uma vez que não foram reportadas diferenças significativas entre os valores obtidos para ambos os lados das variáveis cinemáticas da marcha em estudo (SUTHERLAND et al., 1980).



Figura 12 – Pista de marcha com 10 metros de extensão. Distância intermediária de 4 metros para coleta dos dados (faixa escura). Câmera posicionada ortogonalmente à pista. Seis metros separam a câmera da pista.

3.3 Procedimentos

No ato do registro as crianças trajavam o uniforme de Educação Física da escola, composto por uma camiseta branca e um short azul escuro. Os meninos participaram do estudo apenas com o short e as meninas tiveram as camisetas suspensas ao nível da cintura para que a mesma não ocluisse os marcadores fixados sobre a espinha íliaca e o trocânter maior (Figura 13).

A massa corporal dos sujeitos foi mensurada utilizando uma balança Filizola®, instrumento apropriado para esse tipo de estudo (URBANO et al., 2002). O estadiômetro da própria balança foi utilizado para a mensuração da altura dos indivíduos. O comprimento do membro inferior foi estimado pelo valor da medida de distância entre o trocânter maior e o solo, segundo protocolo proposto por Hof

(1996). Para todas as mensurações acima relacionadas os participantes foram posicionados em postura ortostática, descalços, com os pés paralelos, calcanhares unidos e braços estendidos juntos ao corpo, de acordo com os procedimentos específicos para a população infantil recomendados por Crawford (1996).

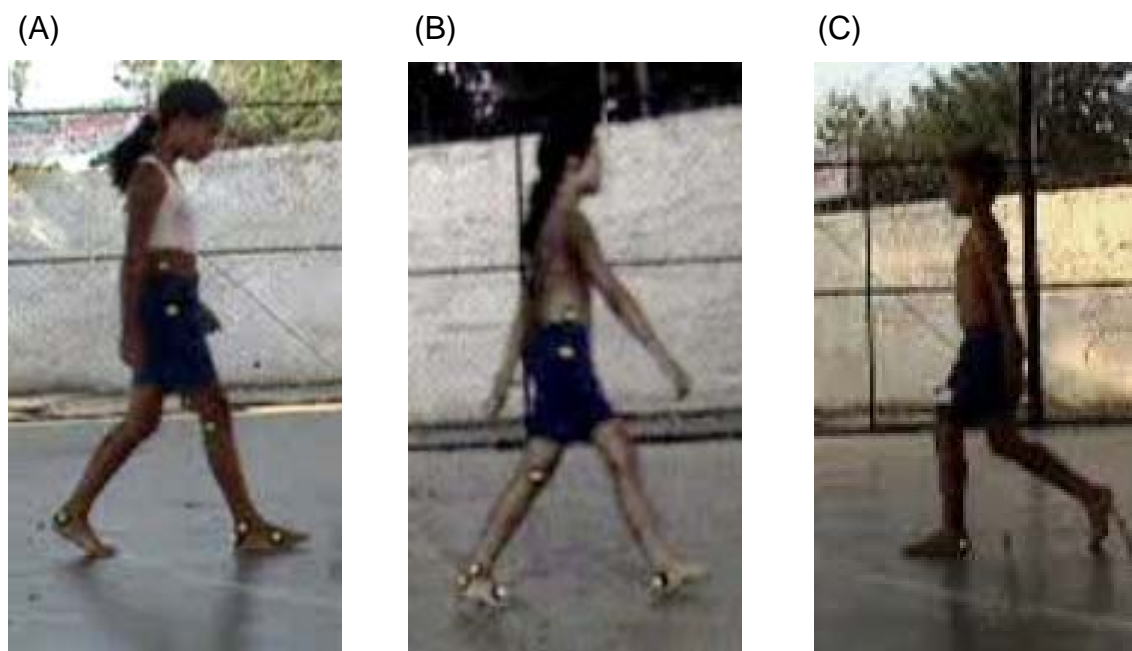


Figura 13 – Três participantes do estudo caminhando descalços na pista de marcha com os marcadores reflexivos à mostra. (A) uma menina com a camiseta suspensa ao nível da cintura; (B) um menino apenas com o short; (C) o marcador reflexivo fixado no calcâneo lateral do lado esquerdo de um menino.

Sabe-se que o custo energético da locomoção varia dentro de amplos limites, não apenas entre os indivíduos, mas também no mesmo indivíduo, de acordo com as circunstâncias (ASTRAND et al., 2006). A velocidade de marcha auto-selecionada exige o menor consumo de oxigênio (ASTRAND et al., 2006), permitindo, portanto, um deslocamento mais confortável. Além disso, a velocidade de marcha influencia diretamente no padrão biomecânico da marcha dos sujeitos (ROSE-JACOBS, 1983; STANSFIELD et al., 2001a; STANSFIELD et al., 2001b). A massa corporal total que o indivíduo transporta, inclusive da roupa, o tipo e o gradiente da superfície também influenciam no valor da demanda metabólica da marcha (ASTRAND et al., 2006). A massa do calçado, por sua vez, pode elevar o gasto energético da locomoção de 1,9 a 4,7 vezes acima do que o provocado por um quilograma adicional de massa corporal (HOLEWIJN, HEUS e WAMMES, 1992) devido à concentração de massa

situar-se nas extremidades, o que leva a um aumento expressivo do momento de inércia e, conseqüentemente, do torque exercido em torno dos eixos de movimento articulares (HAY e REID, 1982). Assim sendo, as crianças foram orientadas a se deslocar descalças em velocidade confortável e auto-selecionada por uma distância de 10 metros, sobre uma pista instalada em piso de superfície horizontal e regular. Somente os ciclos da marcha percorridos nos quatro metros intermediários da pista foram utilizados no processamento. Os ciclos da marcha cumpridos nos três metros iniciais e finais da pista não foram considerados de forma a minimizar os efeitos das acelerações, tanto positiva quanto negativa (SUTHERLAND et al., 1980), respectivamente, sobre os valores das variáveis em estudo.

Após terem sido devidamente equipados, os participantes receberam instruções sobre os procedimentos da coleta e passaram por um processo de familiarização com a execução da tarefa, que consistiu na realização do percurso da marcha entre três e seis vezes antes do registro dos dados. Após o processo de familiarização, três deslocamentos foram registrados para cada um dos 122 participantes. Para cada participante foi calculada a média aritmética do comprimento de passada e o ciclo da marcha que mais se aproximou dessa medida foi selecionado para análise, estratégia que se mostrou eficaz em estudos anteriores que trataram do tema marcha de crianças (SUTHERLAND et al., 1980; CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006).

As variáveis comprimento de passo e de passada, cadência dos passos e velocidade de deslocamento foram normalizadas de acordo com a estratégia proposta por Hof (1996). O comprimento de membro inferior foi a característica antropométrica utilizada para a normalização dessas variáveis, uma vez que a mesma se mostrou mais adequada do que a estatura para a correção de diferenças nos dados da marcha devido à antropometria (CHAGAS et al., 2009; CHAGAS et al., submetido). Resultou desse procedimento de normalização a geração dos seguintes valores adimensionais: passo normalizado (PN), passada normalizada (PdN), cadência normalizada (CN) e velocidade normalizada (VN). A duração dos períodos de suporte e balanço foi normalizada como percentagem de um ciclo completo de marcha.

As informações referentes às CBCE de cada ciclo da marcha foram retiradas das imagens a partir da exportação dos dados lineares brutos do posicionamento do calcâneo no eixo x para uma planilha do Microsoft Excel 2007 (ANEXO C) e da

inspeção visual do gráfico de posicionamento do calcâneo no eixo y. Em cada ciclo da marcha, o primeiro contato inicial do calcâneo direito foi identificado como instante 1 e o segundo contato inicial do mesmo calcâneo foi identificado como instante final. Os dados lineares brutos referentes a cada um dos instantes de cada ciclo da marcha, representados pelo posicionamento do calcâneo no eixo x, foram exportados do software SkillSpector para a planilha eletrônica. Os instantes do contato inicial de ambos os calcâneos, assim como os instantes de pré-balanço e balanço inicial do calcâneo direito, foram identificados a partir da inspeção visual dos gráficos de deslocamento dos calcâneos direito e esquerdo no eixo y (Figura 14). O contato inicial foi identificado como o instante que a curva da trajetória do calcâneo atingiu o menor valor no gráfico de deslocamento do eixo y (Figuras 14C). O balanço inicial foi identificado como o instante em que a curva da trajetória do calcâneo atingiu o valor de pico no gráfico de deslocamento do eixo y (Figura 14J). Logo, o pré-balanço foi identificado pelo instante que precedeu o balanço inicial (Figura 14I). Nesses casos, os instantes de pré-balanço e balanço foram identificáveis na própria imagem dos sujeitos caminhando (Figuras 14G,H).

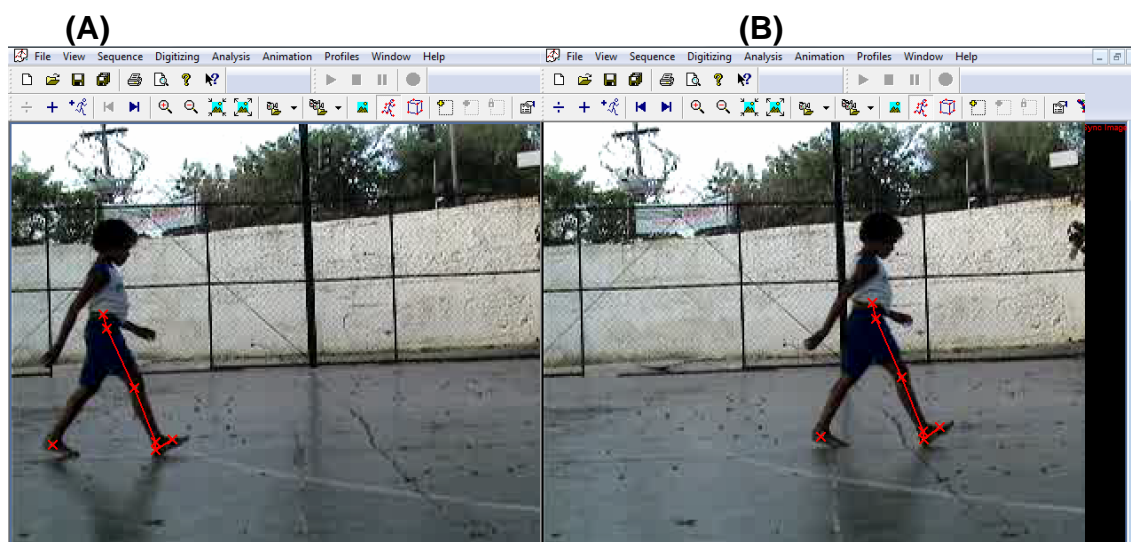


Figura 14A – Imagem do instante do primeiro contato inicial do calcâneo direito (instante 1).

Figura 14B – Imagem do instante segundo contato inicial do calcâneo direito (instante final do ciclo da marcha).

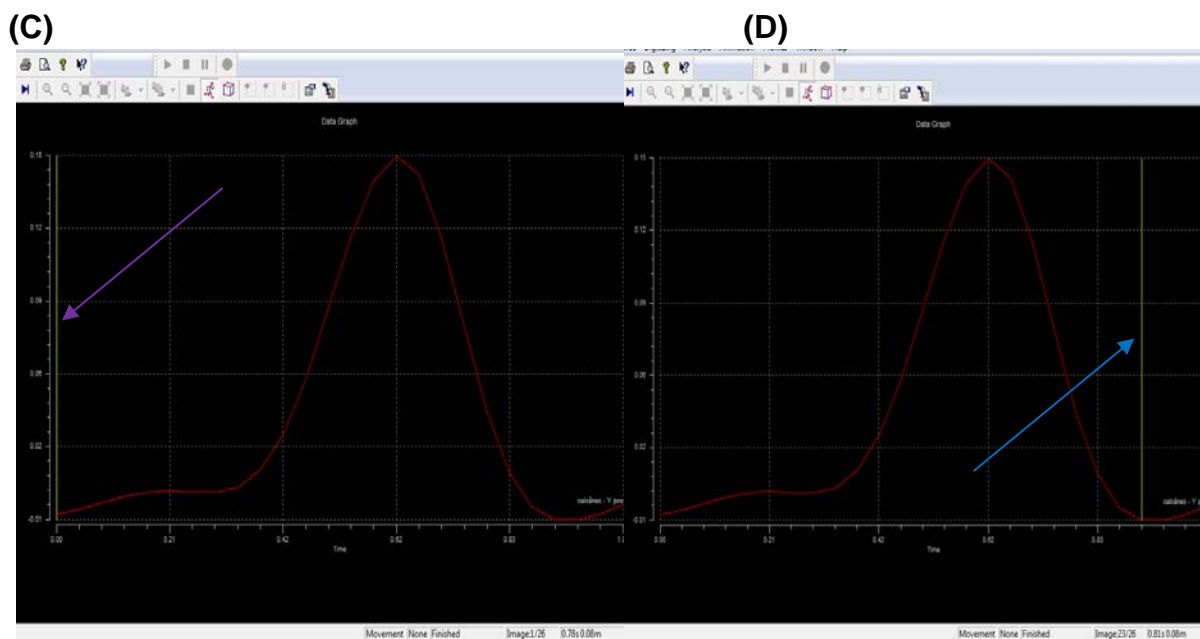


Figura 14C – Gráfico do posicionamento do calcâneo direito no eixo y: a seta roxa aponta para a barra vertical verde, que sinaliza o instante 1 do CM (primeiro contato inicial do calcâneo direito).

Figura 14D – Gráfico do posicionamento do calcâneo no eixo y: a seta roxa aponta para a barra vertical verde, que sinaliza o instante final do CM (segundo contato inicial do calcâneo direito).

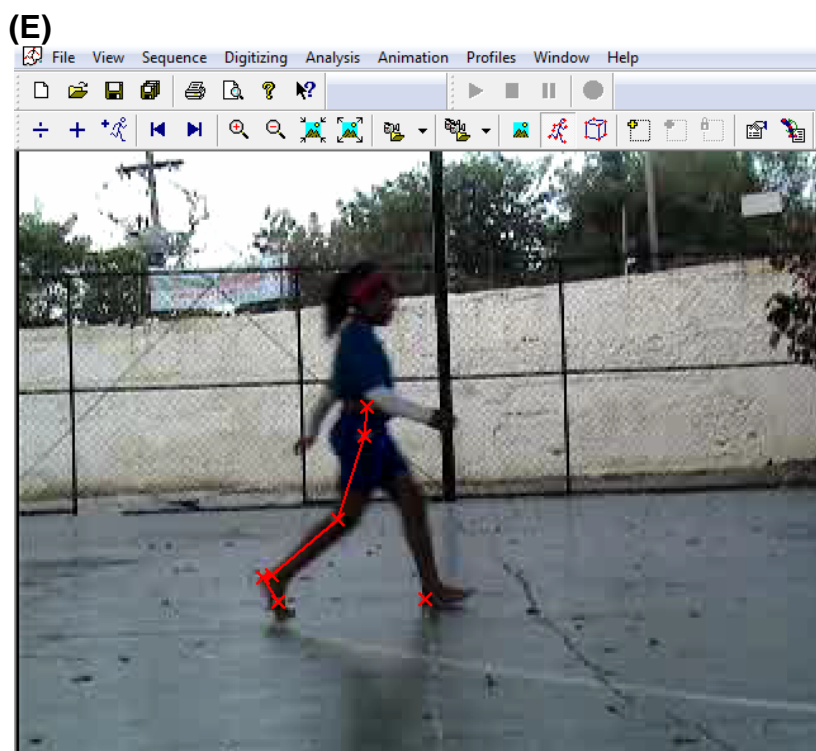


Figura 14E – Imagem instante do contato inicial do calcâneo esquerdo;

(F)

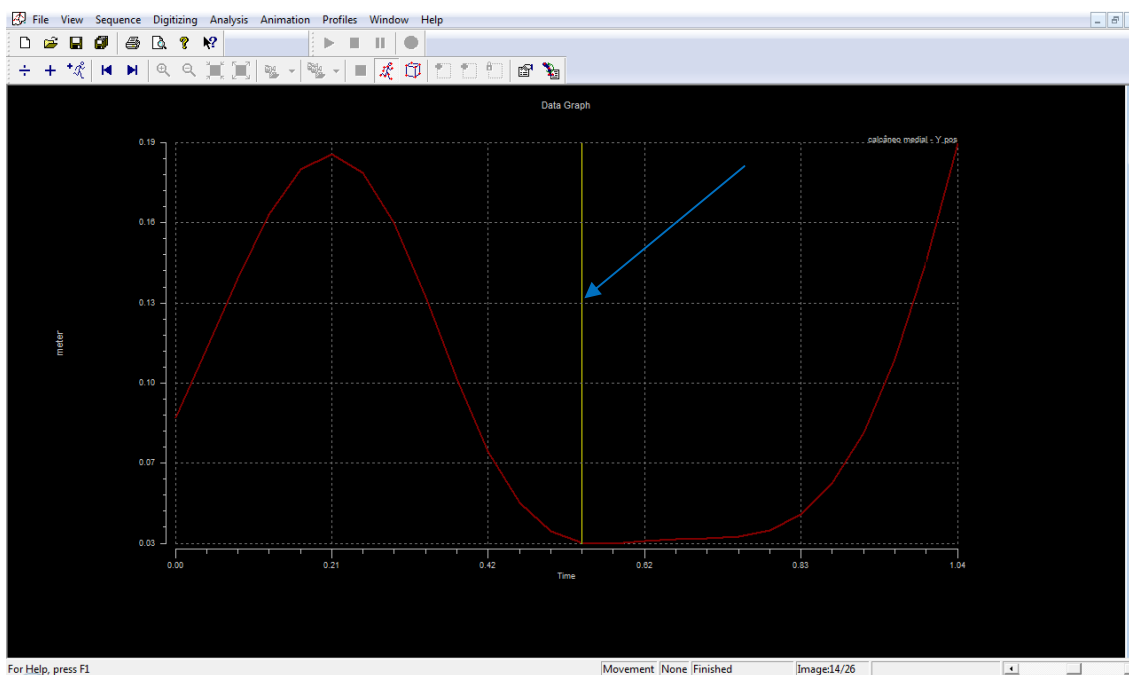


Figura 14F – Gráfico do posicionamento do calcâneo esquerdo no eixo y: a seta roxa indica o instante do contato inicial do calcâneo esquerdo.

(G)

(H)

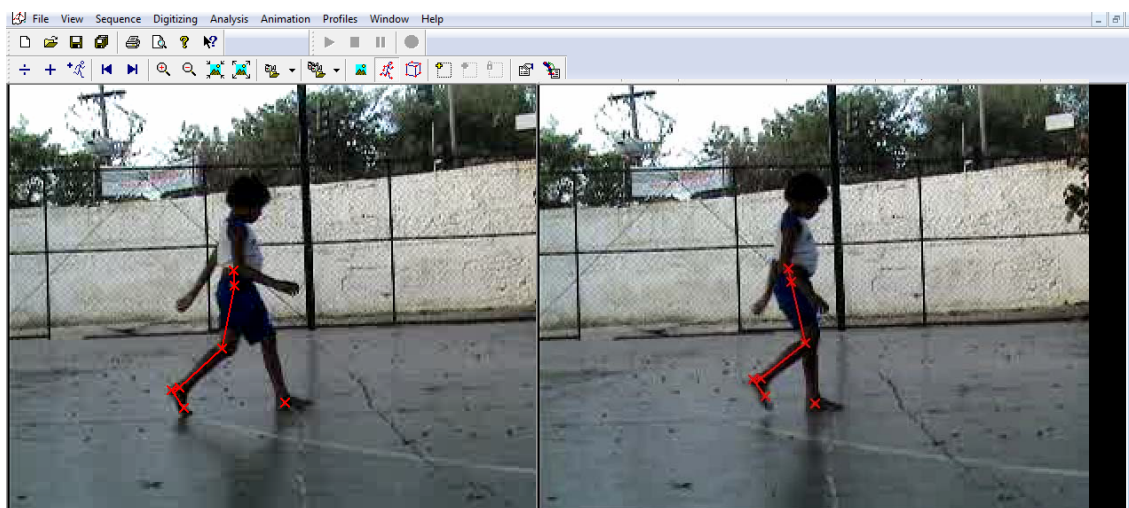


Figura 14G – Imagem do instante do pré-balanço do membro inferior direito.
Figura 14H – Imagem do instante do balanço inicial do membro inferior direito.

(I)

(J)

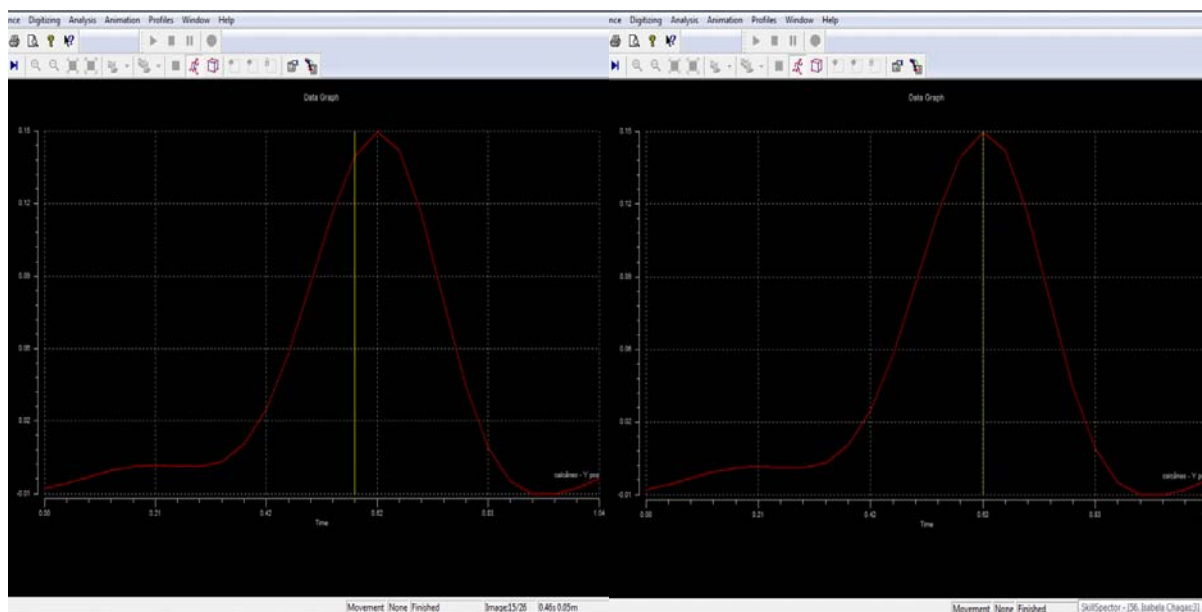


Figura 14I – Gráfico do posicionamento do calcâneo no eixo y: a barra vertical verde sinaliza o instante de pré-balanço do membro inferior direito.

Figura 14J – Gráfico do posicionamento do calcâneo no eixo y: a barra vertical verde sinaliza o instante de balanço inicial do membro inferior direito.

As informações referentes à cinemática angular foram obtidas através da exportação dos valores angulares brutos das articulações do quadril, joelho e tornozelo no eixo z de cada ciclo da marcha para a planilha eletrônica. Assim sendo, foi obtida a média e o desvio padrão de cada instante dos ciclos da marcha para cada articulação e para cada grupo de crianças. Em seguida, os gráficos dos valores médios e de dispersão das trajetórias angulares do quadril, joelho e tornozelo foram plotados na planilha eletrônica.

As informações referentes às CBCT de cada ciclo de marcha foram obtidas a partir da identificação dos instantes de contato inicial, pré-balanço e balanço inicial registrados na planilha eletrônica (ANEXO C).

3.4 Análise dos dados

O teste de Kolmogorov Smirnov confirmou a normalidade da distribuição dos dados. O padrão de marcha das crianças foi estimado pelo cálculo da média e do desvio-padrão, de cada grupo etário (6-7 anos, 8-9 anos, 10-11 anos), das seguintes variáveis: comprimento de passo e de passada, cadência dos passos, velocidade da marcha e a duração dos períodos de suporte e balanço. A média e o desvio-padrão da cinemática angular dos eixos de movimento da locomoção das crianças foram representados graficamente através do programa Microsoft Office Excel 2007.

4 RESULTADOS

As crianças do Grupo 1 (6.5 anos ± 0.5) apresentaram média de 24.3kg (± 3.4) para massa corporal total, de 120.7cm (± 5.4) para estatura, de 60.6cm (± 4.3) para comprimento de membro inferior direito, de 60.9cm (± 4.2) para comprimento de membro inferior esquerdo, de 111cm (± 17.3) para comprimento de passada (CPd), de 1.8 (± 0.3) para comprimento de passada normalizado (CPdN), de 56.5cm (± 8.6) para comprimento de passo (CP), de 0.9 (± 0.1) para comprimento de passo normalizado (CPN), de 128.5 passos/minuto (12.7) para cadenciados passos, de 318.8 (± 27.4) para cadência dos passos normalizada (CN), de 71.3 m/s (± 13.9) para velocidade de locomoção, de 29.3 (± 5.7) para velocidade de locomoção normalizada (VN), de 57.2% do ciclo da marcha (CM) (± 3.6) para período de suporte e de 42.8% do CM (± 3.6) para período de balanço (Figura 15A).

As crianças do Grupo 2 (8.7 anos ± 0.5) apresentaram média de 31.2kg (± 6.6) para massa corporal total, de 133.2cm (± 5.3) para estatura, de 69cm (± 3.6) para comprimento de membro inferior direito, de 68.6cm (± 3.4) para comprimento de membro inferior esquerdo, de 126.7cm (± 16.2) para comprimento de passada (CPd), de 1.8 (± 0.2) para comprimento de passada normalizado (CPdN), de 65.3cm (± 9.6) para comprimento de passo (CP), de 0.9 (± 0.1) para comprimento de passo normalizado (CPN), de 119.1 passos/minuto (11.8) para cadenciados passos, de 315.5 (± 28.9) para cadência dos passos normalizada (CN), de 75.5 m/s (± 12) para velocidade de locomoção, de 29.1 (± 4.8) para velocidade de locomoção normalizada (VN), de 58.3% do ciclo da marcha (CM) (± 3.6) para período de suporte e de 41.7% do CM (± 2.9) para período de balanço (Figura 15B).

Por fim, as crianças do Grupo 3 (10.4 anos ± 0.5) apresentaram média de 35.1kg (± 8.4) para massa corporal total, de 140cm (± 7.8) para estatura, de 73.3cm (± 5.5) para comprimento de membro inferior direito, de 73.3cm (± 5.4) para comprimento de membro inferior esquerdo, de 126.3cm (± 17.4) para comprimento de passada (CPd), de 1.7 (± 0.3) para comprimento de passada normalizado (CPdN), de 64.43cm (± 11.5) para comprimento de passo (CP), de 0.9 (± 0.2) para comprimento de passo normalizado (CPN), de 112.1 passos/minuto (8.5) para cadenciados passos, de 305.9 (± 19.5) para cadência dos passos normalizada (CN), de 70.8 m/s (± 11.4) para velocidade de locomoção, de 26.5 (± 4.7) para velocidade

de locomoção normalizada (VN), de 58.2% do ciclo da marcha (CM) (± 3.7) para período de suporte e de 41.8% do CM (± 3.7) para período de balanço (Figura 15C).

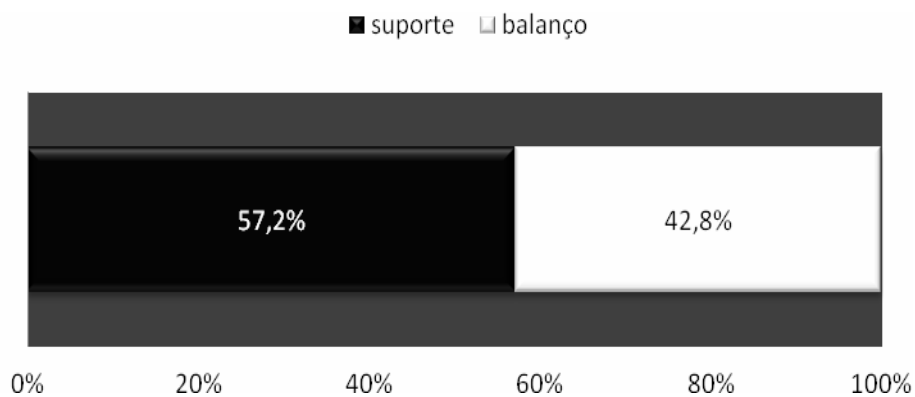


Figura 15A – Dados temporais da marcha (Grupo 1)

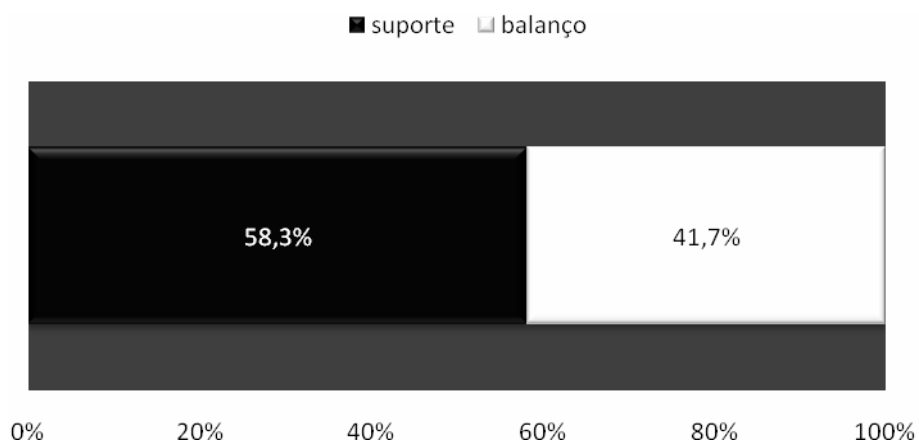


Figura 15B. Dados temporais da marcha (Grupo 2).

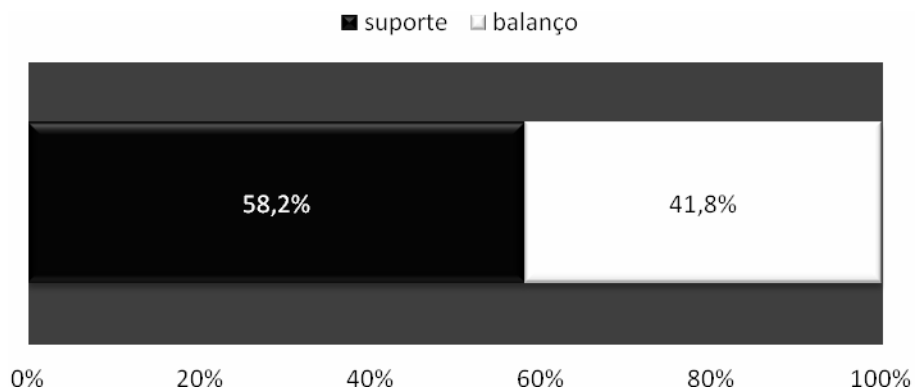


Figura 15C. Dados temporais da marcha (Grupo 3).

Os dados demográficos e os resultados dos parâmetros espaciais, temporais e espaço-temporais da marcha das 122 crianças, alocadas nos três grupos etários, são mostrados nas Tabelas 1 e 2, respectivamente. Em seguida, os valores centrais e a amplitude dos dados cinemáticos da marcha são apresentados em forma de gráficos “*box plots*” (Figura 16).

Tabela 2. Parâmetros cinemáticos da marcha das crianças: média (DP)

Parâmetros cinemáticos da marcha	Grupos etários		
	Grupo 1 6-7 anos (n=24)	Grupo 2 8-9 anos (n=50)	Grupo 3 10-11 anos (n=48)
Comprimento de passada(CPd) (cm)	111 (17,3)	126.7 (16.2)	126.3 (17.4)
Passada normalizada (CPdN)	1.8 (0.3)	1.8 (0.2)	1.7 (0.3)
Comprimento de passo (CP) (cm)	56.5 (8.6)	65.3 (9.6)	64.4 (11.5)
Passo normalizado (CPN)	0.9 (0.1)	0.9 (0.1)	0.9 (0.2)
Cadência (passos/minuto)	128.5 (12.7)	119.1 (11.8)	112.1 (8.5)
Cadência normalizada (CN)	318.8 (27.4)	315.5 (28.9)	305.9 (19.5)
Velocidade (m/s)	71.3 (13.9)	75.5 (12)	70.8 (11.4)
Velocidade normalizada (VN)	29.3 (5.7)	29.1 (4.8)	26.5 (4.7)
Suporte (%CM)*	57.2 (3.6)	58.3 (2.9)	58.2 (3.7)
Balanço (%CM)*	42.8 (3.6)	41.7 (2.9)	41.8 (3.7)

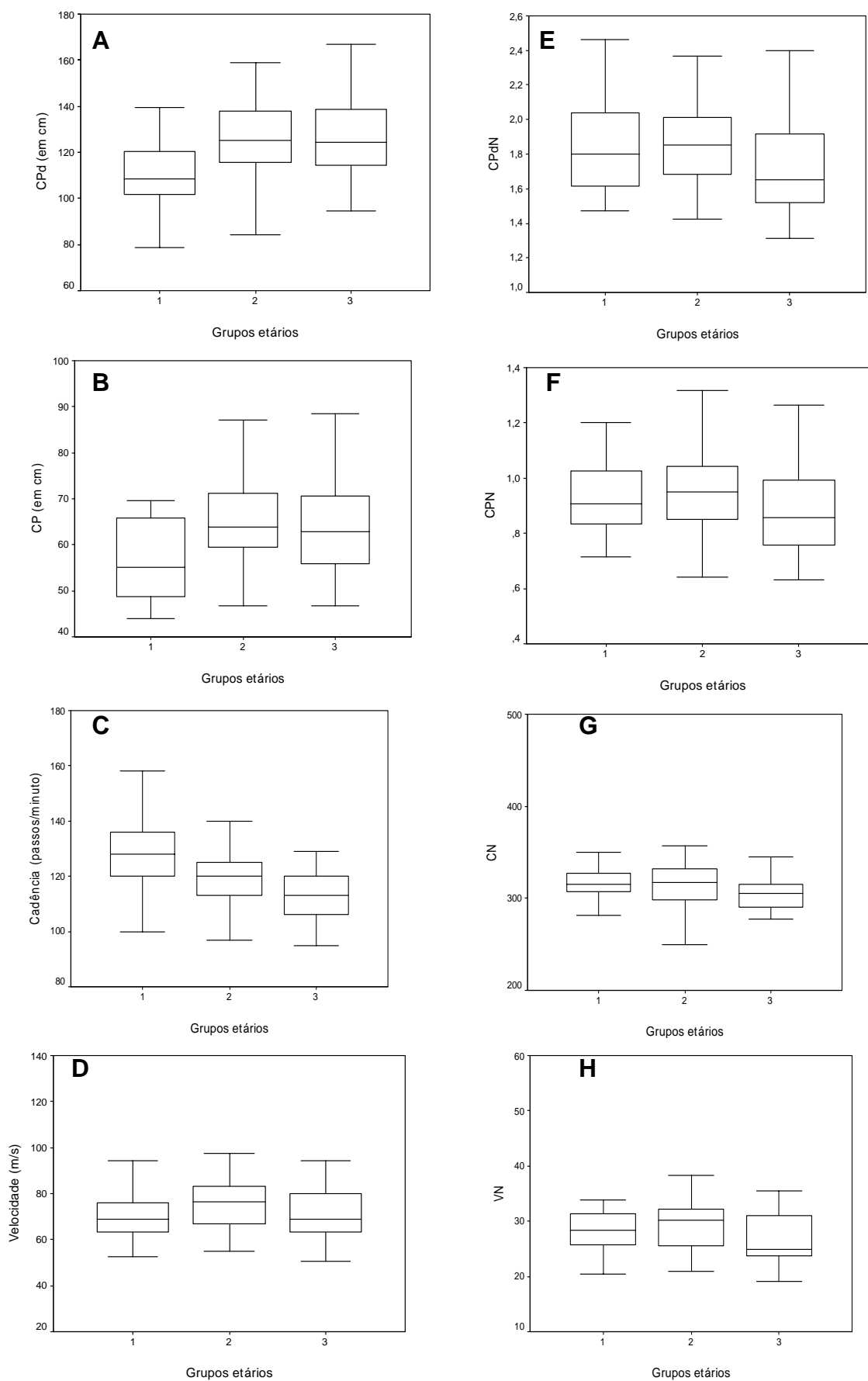


Figura 16 – Valores centrais e a amplitude dos dados cinemáticos da marcha são apresentados em forma de gráficos “box plots”.

A partir da inspeção visual dos gráficos da Figura 16 (A-D) constata-se a tendência de mudanças relacionadas à idade do CPd, CP, cadência dos passos e velocidade de marcha das crianças examinadas no presente estudo. As variáveis CPd e CP apresentaram tendência crescente com o avanço da idade (Figuras 16A e 16B). Contudo, essa tendência foi observada apenas até 8-9 anos de idade, uma vez que os Grupos 2 e 3 apresentaram medidas de tendência central e de dispersão similares (Figuras 16A e B, Tabela 2). A cadência dos passos, por sua vez, apresentou tendência decrescente com o avanço da idade (Figura 16C, Tabela 2), sendo que esse fenômeno foi mais pronunciado entre os Grupos 1 e 2. A velocidade de locomoção não apresentou tendência de mudanças em sua magnitude em relação à faixa etária examinada, ou seja, entre seis e 11 anos de idade (Figura 16D, Tabela 2). Similarmente, não foi observada tendência de mudança relacionada à idade em nenhum dos dados não-dimensionais da marcha CPdN, CPN, CN e VN (Figuras 16E-H).

Os períodos de suporte e balanço apresentaram valores médios e de dispersão muito semelhantes entre os três grupos etários (Tabela 2). Os gráficos da Figura 15 mostram claramente que não há tendência de mudanças relacionadas à idade dessas CBCT em crianças entre seis e 11 anos de idade.

Os três grupos etários apresentaram comportamentos semelhantes da cinemática angular das articulações do quadril e joelho. Por outro lado, a cinemática angular do tornozelo foi muito diferente entre esses mesmos grupos. As trajetórias ascendentes e descendentes indicam os movimentos de flexão e extensão, respectivamente, nas articulações do quadril e joelho. No tornozelo, as trajetórias ascendentes e descendentes indicam os movimentos de dorsiflexão e flexão plantar, respectivamente (Figura 17).

A forma em “U” da curva representativa da trajetória angular do quadril indica que essa articulação apresentou variação angular nos sentidos negativo e positivo, respectivamente. O Grupo 1 apresentou movimento de extensão de quadril entre 0% e 40% do CM. A partir desse período iniciou-se o movimento de flexão de quadril. O Grupo 1 apresentou o movimento de flexão de quadril entre 40% e 80% do CM e, diferentemente dos Grupos 2 e 3, apresentou novamente o movimento de extensão de quadril entre 80% e 100% do CM. Os Grupos 2 e 3 apresentaram movimento de extensão de quadril entre 0% e 50% do CM, período a partir do qual se iniciou o movimento de flexão do quadril, que perdurou até o final do CM.

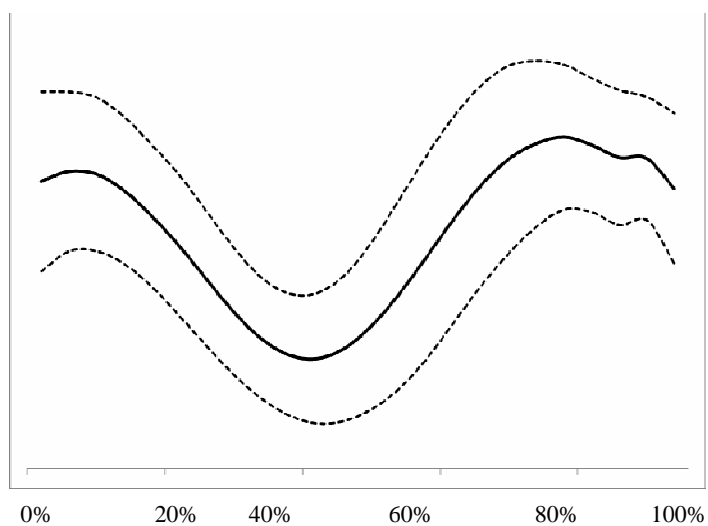


Figura 15A – Trajetória angular do quadril (Grupo 1)

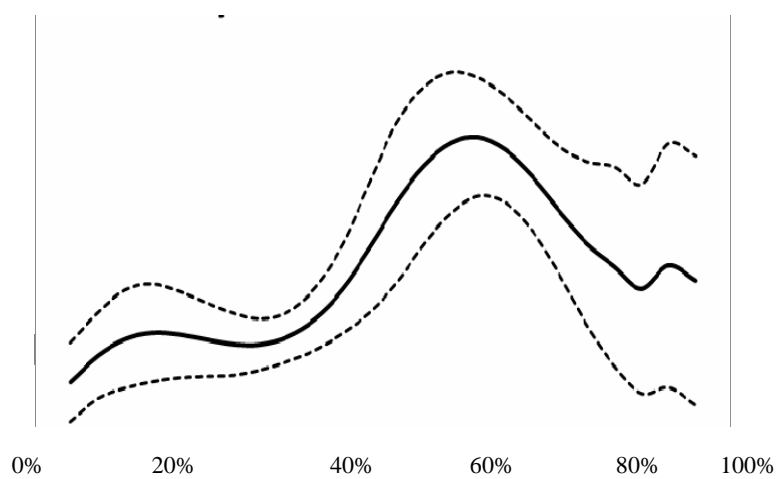


Figura 15B – Trajetória angular do joelho (Grupo 1).

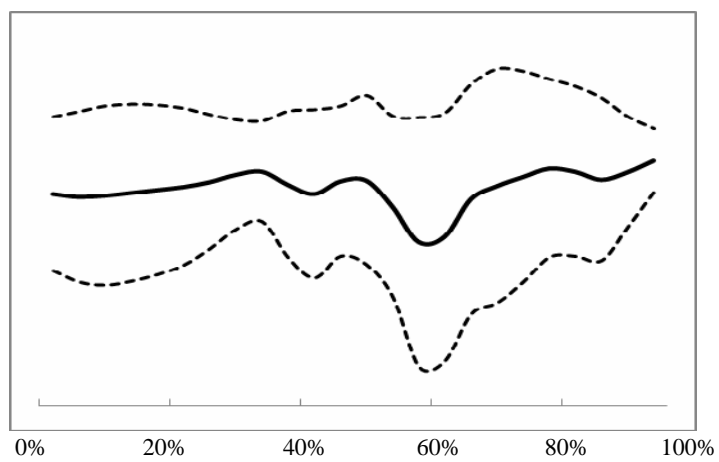


Figura 15C – Trajetória angular do tornozelo (Grupo 1).

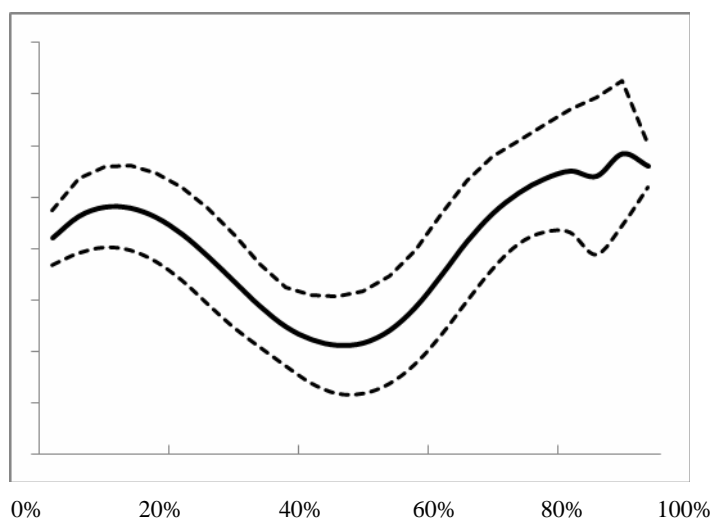


Figura 15D – Trajetória angular do quadril (Grupo 2).

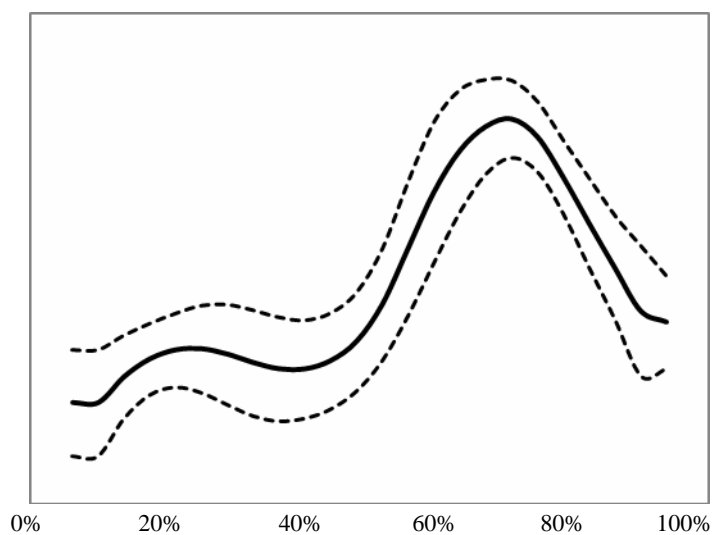


Figura 15E – Trajetória angular do joelho (Grupo 2).

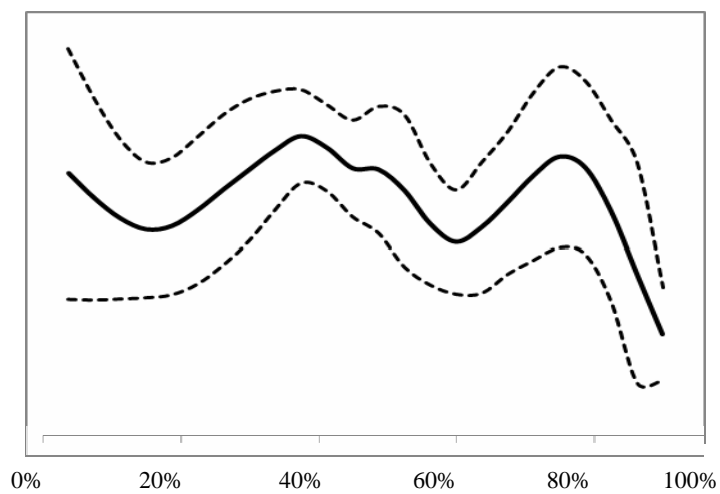


Figura15F – Trajetória angular do tornozelo (Grupo 2).

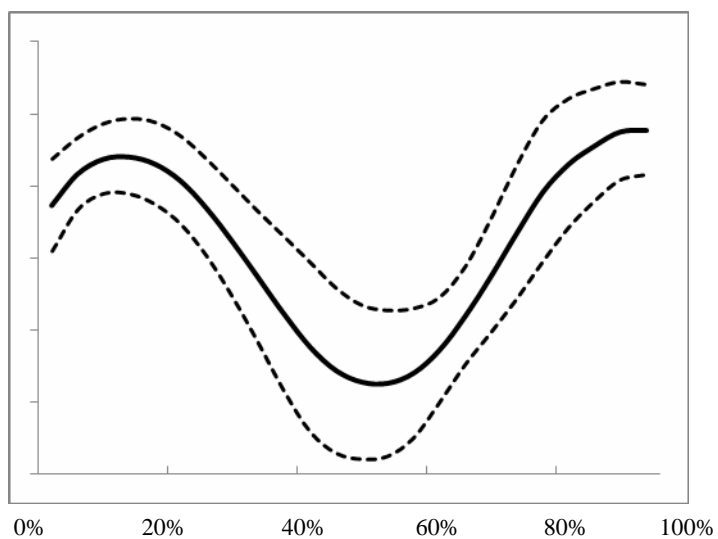


Figura 15H. Trajetória angular do quadril (Grupo 3)

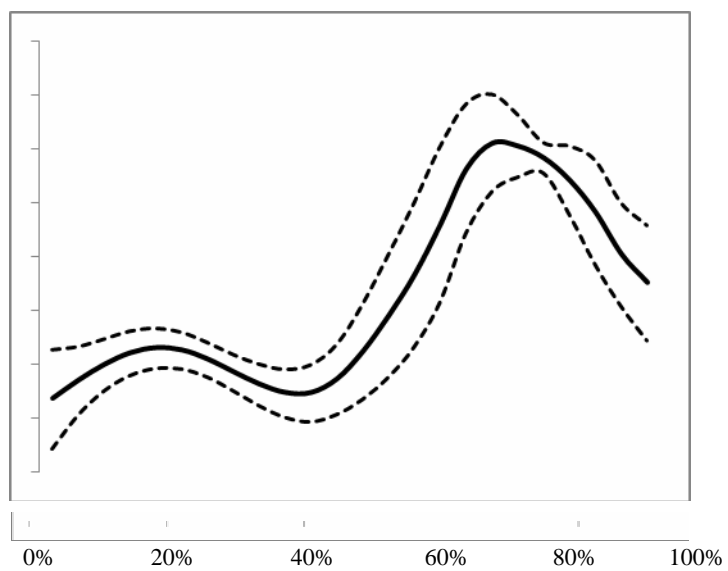


Figura 15I. Trajetória angular do joelho (Grupo 3).

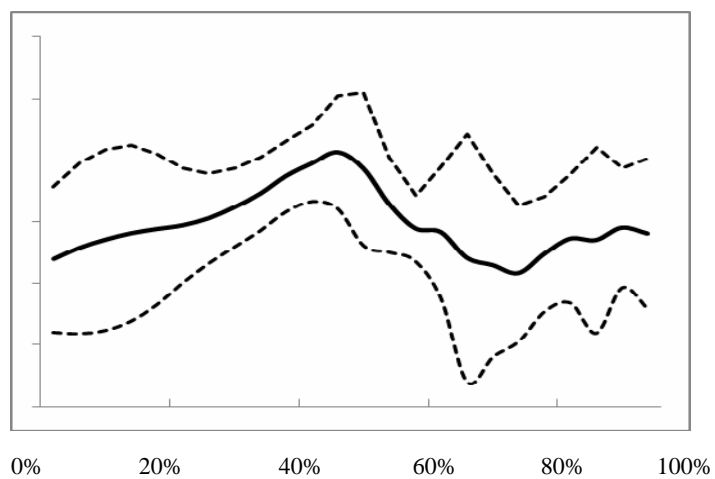


Figura 15J. Trajetória angular do tornozelo (Grupo 3).

A curva representativa da cinemática angular do joelho do Grupo 1 apresentou a seguinte sequência de trajetórias: ascendente (0% e 10% do CM), descendente (entre 10% e 30% do CM), ascendente (entre 30% e 60% do CM), descendente (entre 60% e 90% do CM), ascendente (entre 90% e 95% do CM) e descendente (entre 95% e 100% do CM) respectivamente. A curva representativa da cinemática angular do joelho dos Grupos 2 e 3 apresentou a seguinte sequência de trajetórias: ascendente (entre 0% e 20% do CM), descendente (entre 20% e 40% do CM), ascendente (entre 40% e 70% do CM) e descendente (entre 70% e 100% do CM), respectivamente.

O Grupo 1 apresentou discreto movimento de dorsiflexão entre 0% e 35% do CM. Em seguida, a curva representativa da cinemática angular do joelho do Grupo 1 apresentou a seguinte sequência de trajetórias: descendente (entre 35% e 40% do CM), ascendente (entre 40% e 50% do CM), descendente (entre 50% e 60% do CM), ascendente (entre 60% e 80% do CM), descendente (entre 80% e 90% do CM), ascendente (entre 90 e 95% do CM) e descendente (entre 95% e 100% do CM). As curvas representativas da cinemática angular do tornozelo dos Grupos 2 e 3 apresentaram, respectivamente, as seguintes sequências de trajetórias: descendente (entre 0% e 20% do CM), ascendente (entre 20% e 40% do CM) (entre 40% e 60% do CM), descendente (entre 60% e 80% do CM) e ascendente (80% e 100%) (Grupo 2); ascendente (entre 0% e 45% do CM), descendente (entre 45% e 75% do CM) e descendente (entre 75% e 100% do CM).

5 DISCUSSÃO

Com o presente estudo objetivamos contribuir com a descrição do padrão cinemático da marcha de crianças hípidas brasileiras. Contudo, não nos propusemos esgotar o tema chegando, definitivamente, a um delineamento do padrão cinemático da marcha de crianças brasileiras. Em vez disso, nossa intenção foi iniciar a construção de uma base de dados normativa da locomoção desses indivíduos. Assim sendo, as CBCE, CBCT e CBCET da locomoção de 122 escolares entre seis e 11 anos de idade foram exploradas nesta oportunidade. Os resultados demonstraram que houve tendência de mudanças relacionadas à idade no padrão de marcha das crianças, embora isso não tenha sido observado em todos os casos.

Os resultados obtidos sugerem que, efetivamente, o crescimento físico está associado às mudanças relacionadas à idade em determinadas características biomecânicas cinemáticas, como o comprimento de passo, comprimento de passada e cadência dos passos. É fato bem documentado que em diferentes contingentes populacionais pessoas mais altas tendem a caminhar com maiores passos e menor cadência (HOF, 1996; O'MALLEY, 1996; ZIJLSTRA, PROKOP e BERGHER, 1996; HOF e ZIJLSTRA, 1997; CHAGAS et al., 2009; CARTY e BENNETT, 2009; HILLMAN et al., 2009). Verificamos que essa constatação pode também ser inferida para crianças uma vez que, como foi observado no presente estudo, os comprimentos de passo e de passada aumentaram e a cadência dos passos diminuiu à medida que se aumentou a altura corporal desses indivíduos. Essa tendência mostrou-se mais pronunciada entre os Grupos 1 e 2 (Figura 17), que apresentaram uma discrepância maior em altura corporal do que os Grupos 2 e 3 (Tabela 2). As mudanças relacionadas a fatores associados ao avanço da idade, como é o caso dos comprimentos segmentares corporais, nas variáveis comprimento de passo, comprimento de passada e cadência dos passos constatadas no presente estudo também foram observadas em outras pesquisas que trataram do tema padrão de marcha de crianças (SUTHERLAND et al., 1980; BECK et al., 1981; HENESSY, DIXON e SIMON, 1984; TODD et al., 1989; WHEELWRIGHT et al., 1993; VAUGHAN et al., 2001; MORENO-HERNANDÉZ et al., 2010), o que reforça a veracidade da tese, formulada por nós, de que indivíduos

de diferentes tamanhos tendem a manifestar distintos padrões de locomoção (CHAGAS et al., 2009).

A velocidade auto-selecionada de locomoção não mostrou tendência de alteração com o avanço da idade (Tabela 3, Figura 17). Em pesquisas prévias foi constatado que a velocidade da marcha de crianças aumentou até os sete anos de idade, sendo que a taxa de alteração foi maior até os quatro anos (SUTHERLAND et al., 1980; BECK et al., 1981; TODD et al., 1989). Em crianças mais velhas, ou seja, acima dos sete anos de idade, a literatura aponta para uma pequena mudança na magnitude da velocidade (HOLM et al., 2009). Recentemente, Moreno-Hernández et al. (2010) estudaram o padrão de marcha de 120 crianças entre seis e 11 anos e observaram uma tendência de diminuição da velocidade de locomoção com o avanço da idade. Dentre os trabalhos citados, somente no estudo de Moreno-Hernández et al. (2010) foram realizadas comparações estatísticas para que fosse verificada a existência de uma verdadeira diferença na velocidade de locomoção entre os grupos etários. Portanto, estudos adicionais são necessários para que seja identificado o comportamento da variável velocidade de locomoção com o avanço da idade em crianças.

Os graus de dispersão observados nos Grupos 1, 2 e 3 para as variáveis comprimento de passo, comprimento de passada, cadência dos passos e velocidade de locomoção (Figura 17A-D) eram previstos, pois as crianças foram agrupadas em intervalos de 24 meses (6-7 anos, 8-9 anos e 10-11 anos). Provavelmente, com tal estratificação as inerentes diferenças antropométricas dentro de cada grupo etário foram capazes de produzir um grau de dispersão dos dados mais pronunciado do que se os indivíduos tivessem sido agrupados em intervalos de idade menores.

Os gráficos das Figuras 17A-D indicam que a velocidade de locomoção foi a variável cinemática que apresentou menor grau de dispersão dos dados nos três grupos etários estudados. Sabe-se que a velocidade de marcha é produto da cadência pelo comprimento dos passos (PERRY, 1992), como também que o comprimento do passo aumenta e a cadência dos passos diminui durante todo o período de crescimento (SUTHERLAND et al., 1980; BECK et al., 1981; WHEELWRIGHT et al., 1993; SUTHERLAND, 1997; MORENO-HERNANDÉZ et al., 2010). Assim sendo, a velocidade apresentou menor grau de dispersão dos dados que as outras variáveis cinemáticas em estudo provavelmente pelo fato de sofrer menor influência da antropometria, uma vez que, à medida que se por um lado o

comprimento de passo aumenta, por outro a cadência dos passos diminui. Considerando, portanto, os valores de média e desvio padrão da estatura nos Grupos 1, 2 e 3 (Tabela 2), era esperado que cada grupo etário apresentasse os graus de dispersão observados nas variáveis comprimento de passo, comprimento de passada, cadência dos passos e velocidade de locomoção.

Dados não-dimensionais foram obtidos a partir da normalização das variáveis comprimento de passo, comprimento de passada, cadência dos passos e velocidade de locomoção. Os gráficos da Figura 17E-H indicam que não há qualquer tendência de mudança relacionada à idade nos dados não-dimensionais da marcha. Esse é mais um dado que vem corroborar a veracidade da tese de que o crescimento físico é o maior responsável pelas mudanças relacionadas à idade nos parâmetros de marcha em crianças acima dos 4-5 anos de idade (SUTHERLAND et al., 1980; SUTHERLAND, 1997; BECK et al., 1981; WHEELWRIGHT et al., 1993; ZIJLSTRA, PROKOP e BERGHER, 1996; VAUGHAN et al., 2001).

Os períodos de suporte e balanço foram normalizados pela duração do CM. Logo, a duração desses períodos foi expressa como porcentagem da duração do CM. Assim sendo, era esperado que os períodos de suporte e balanço permanecessem praticamente constantes com o avanço da idade, embora tivessem sido observadas tendências de mudanças nas CBCE e na cadência dos passos da marcha de crianças entre seis e 11 anos. Além disso, os valores dos períodos de suporte e balanço oriundos da locomoção de crianças entre seis e 11 anos foram consistentes com aqueles reportados previamente na literatura (BECK et al., 1981; MORENO-HERNANDÉZ et al., 2010).

Crianças tendem a apresentar, durante a locomoção, comportamento cinemático angular maduro por volta de 2-3 anos de idade (SUTHERLAND et al., 1980, SUTHERLAND, 1997). Após esse período, a forma da curva que representa a trajetória angular de articulações como quadril, joelho e tornozelo são muito semelhantes durante todo o período de crescimento. Assim sendo, a similaridade entre as trajetórias angulares exibidas pelas articulações do quadril e do joelho era esperada. Entretanto, os resultados da cinemática angular obtidos na presente investigação são apenas preliminares, pois programas específicos para o tratamento dos dados nos quais seja possível quantificar a variação angular e filtrar os dados são necessários para uma maior riqueza de informações e fidedignidade dos dados.

Contudo, o Grupo 1 apresentou uma pequena diferença na cinemática angular do quadril e do joelho em relação aos grupos 2 e 3. No caso do joelho, as diferenças observadas são tão discretas que qualquer comparação com base apenas em dados qualitativos constituiria mera especulação. No caso do quadril, a forma da curva que representa a sua trajetória angular no Grupo 1 sugere que crianças entre 6 e 7 anos de idade interrompem precocemente o movimento de flexão nessa articulação e reiniciam o movimento de extensão nos 20% finais do CM. Desse modo, crianças dessa faixa etária tenderiam a exibir menores comprimentos de passo e passada do que crianças mais velhas, pois o início do movimento de extensão de quadril antes do contato inicial do calcâneo com o solo diminui a amplitude de deslocamento dos membros inferiores. Essa premissa parece ter sido corroborada pelos resultados das CBCE obtidos na presente investigação, visto que foi observada uma tendência crescente da amplitude de passo e passada entre os Grupos 1 e 2. Por outro lado, entre os Grupos 2 e 3, que apresentaram trajetórias angulares do tornozelo muito semelhantes, não foi observada tendência crescente das CBCE. Os resultados de Chester, Tingley e Biden (2006) indicam que crianças mais novas, entre 3 e 4 anos, interrompem precocemente o movimento de extensão do quadril, sendo que o início do movimento de extensão ocorre nos 10% finais do CM. Em crianças mais velhas, essa interrupção precoce do movimento de flexão do quadril durante o período de balanço da locomoção não foi observada naquele estudo (CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006). Contudo, cerca de apenas 12 crianças foram alocadas em cada grupo etário naquele trabalho (CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006), o que pode ser considerado como um “n” pequeno para o estudo de padrões de movimento.

Os resultados referentes ao comportamento cinemático angular do tornozelo obtidos nesse estudo foram inconsistentes, visto que as curvas exibidas pelos três grupos não corresponderam, em sua totalidade, aos movimentos de dorsiflexão e flexão plantar ocorridos no tornozelo durante a marcha. Além disso, as formas das curvas representativas da trajetória angular do tornozelo durante a locomoção foram discrepantes entre os três grupos e, também, em relação às exibidas em pesquisas prévias (GANLEY e POWERS, 2005; CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006). A proximidade entre os marcadores do calcâneo e do tornozelo pode ter sido a fonte de inconsistência nesses resultados, visto que a localização dos marcadores deve assegurar uma distância mínima entre eles, geralmente entre 5 cm a 7 cm

(PERRY, 1992). A tecnologia disponível para a execução do presente estudo não permitiu que esse procedimento fosse realizado, constituindo, portanto, uma limitação nessa pesquisa.

De um modo geral, os resultados obtidos no presente estudo foram consistentes com achados prévios reportados na literatura (SUTHERLAND et al., 1980; BECK et al., 1981; TODD et al., 1989; WHEELWRIGHT et al., 1993; ZIJLSTRA, PROKOP e BERGER, 1996; VAUGHAN et al., 2001; GANLEY e PORWERS, 2005; CHESTER, TINGLEY e BIDEN, 2006; HOLM et al., 2009; MORENO-HERNADÉZ et al., 2010), apesar de algumas sutis diferenças na cinemática angular do quadril terem sido observadas.

6 CONCLUSÃO

O presente estudo descreveu o padrão de marcha de 122 crianças hígdas brasileiras entre seis e 11 anos de idade, representativas de um universo de 328 indivíduos, através da mensuração de valores médios e de desvios-padrão de características biomecânicas cinemáticas espaciais, temporais e espaço-temporais normalizadas e não-normalizadas. Nossa expectativa é que a descrição das características biomecânicas cinemáticas da locomoção realizada no presente trabalho contribua para o aumento do acervo de conhecimento sobre o padrão universal da marcha típica de crianças, uma vez que são escassos os estudos sobre o referido tema para essa população. Além disso, na literatura a que tivemos acesso não foram encontrados trabalhos nos quais fossem descritos o padrão cinemático da locomoção de escolares no Brasil. Portanto, o presente estudo constitui ação pioneira no que tange à descrição do padrão cinemático da marcha de crianças hígdas brasileiras entre seis e 11 anos de idade. Assim sendo, consideramos que um primeiro passo foi dado no sentido da constituição de uma base de dados normativa da locomoção desses indivíduos.

Nossos achados sugerem que as variáveis comprimento de passo e de passada, cadência dos passos, velocidade de locomoção e períodos de suporte e balanço, quando normalizados, não apresentam tendência de mudanças com o avanço da idade entre seis e 11 anos de idade. Os resultados obtidos da cinemática angular indicam que a trajetória exibida pelas articulações do quadril e joelho foi semelhante entre os diferentes grupos etários examinados, sendo que o grupo de crianças mais novas apresentou um padrão diferenciado da trajetória angular do quadril nos instantes finais do CM. Pesquisas adicionais que descrevam o comportamento cinemático angular durante a marcha de crianças entre seis e 11 anos são necessárias para que o padrão de movimento obtido na presente investigação possa ser comparado com o padrão motor de crianças oriundas de outras regiões.

A comparação com os dados da locomoção de crianças de outros países, assim como a comparação entre os diferentes grupos etários, não fez parte do escopo da presente investigação. Sugerimos, para pesquisas futuras, que as variáveis biomecânicas da marcha sejam comparadas entre crianças de diferentes

grupos etários e entre crianças de diferentes etnias, para que seja verificada a existência de diferenças estatisticamente significativas nessas circunstâncias. Além disso, estudos que envolvam crianças de outras faixas etárias também são necessários para a formação de uma base de dados normativa da marcha de crianças brasileiras.

A pequena distância entre os marcadores de pé e tornozelo foi uma das limitações do estudo, a qual, ao que parece, interferiu na qualidade dos resultados da trajetória angular do tornozelo. Além disso, as curvas das trajetórias angulares apresentaram ruídos que, embora sejam inerentes ao sistema de captura e processamento de imagens, poderiam ter sido minimizados através da utilização de softwares específicos para o tratamento desses tipos de sinais. A luminosidade do ambiente no qual se realizou a coleta de dados foi outra limitação do estudo, visto que a claridade dificultou o processo de digitalização das imagens em alguns casos, o que pode ter interferido na qualidade desses dados, sobretudo aqueles oriundos da cinemática angular.

A coleta de dados foi realizada em escola pública, ou seja, em um ambiente extra-laboratorial, e com a utilização de equipamentos de baixo custo. Não obstante, os materiais e métodos empregados na presente investigação se mostraram válidos para o tipo de trabalho realizado, visto que as informações obtidas foram muito próximas daquelas dispostas na literatura científica. Logo, os recursos metodológicos utilizados nesse estudo podem ser aplicados nas escolas por professores de Educação Física como procedimento de triagem dos alunos. Desse modo, as crianças que por ventura manifestem padrões atípicos de locomoção, em relação ao padrão de marcha da população, poderão ser identificadas e, assim, encaminhadas para uma avaliação específica do status de saúde. Essa triagem pode contribuir significativamente para a promoção da saúde de milhares de crianças em idade escolar. Isso é especialmente importante em países em desenvolvimento como o Brasil onde, infelizmente, uma grande quantidade de crianças, sobretudo aquelas oriundas de escolas públicas, não tem acesso regular a um serviço de saúde. Logo, a aplicação desse método de análise de marcha nas escolas pelo professor de Educação Física possibilita não só o desenvolvimento de ações pedagógicas e políticas públicas que visem a promoção da saúde dos escolares, mas também incrementa a função social exercida pela escola. Além disso, o relativo baixo custo do material possibilita a realização de pesquisas com “n”

cada vez maiores, o que é muito importante para o processo de construção da base de dados normativa da marcha típica de crianças brasileiras. Assim sendo, consideramos que a aplicabilidade prática dos materiais e métodos utilizados no presente estudo representa um impacto do ponto de vista gnosiológico e, também, do ponto de vista social.

REFERÊNCIAS

ADRIAN, M. J.; COOPER, M. J. **Biomechanics of human movement**. Iowa: Brown e Benchmark, 1995.

ASTRAND, P.; RODAHL, K.; DAHL, H.; STROMME, S. **Tratado de fisiologia do trabalho**. 4ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2006.

BAKER, R. Gait analysis method in rehabilitation. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, n.4, 2006.

BAKER, R. The history of gait analysis before the advent of modern computers. **Gait and Posture**, 26, 331-342, 2007.

BATISTA, L.A. **O conhecimento aplicado: a efetiva utilização do conhecimento contido no campo de conhecimento da biomecânica nos processos de ensino de habilidades motoras esportivas**. Tese de Doutorado. Porto: UP, 1996.

BATISTA, L.A. A Biomecânica em Educação Física Escolar. **Perspectivas em Educação Física Escolar**, Niterói, v.2, n.1, 36-49, 2001.

BATISTA, L. A. Sports Biomechanics – Readings and Research. In: FARO, A.; SOBRAL, F. **A multidisciplinary approach to human movement**. Coimbra: Imprensa de Coimbra, 2001.

BATISTA, L.A.; CASTRO, L. Considerações biomecânicas na indicação de atividades físicas: para uma pedagogia de promoção da saúde. **Proceedings of the 1st Conference of EGREPA - OEIRAS**, Portugal, 26-30 October, 1993.

BAYLEY, N.; JONES, H. Environmental correlates of mental and motor development: a cumulative study from infancy to six years. **Child Development**, v.8, n.4, 329-341, 1937.

BAYLEY, N. Comparisons of mental and motor test scores for ages 1-15 months by sex, birth order, race, geographical location, and education of parents. **Child Development**, v.36, n.2, 379-411, 1965.

BEAR, M.; CONNORS, B.; PARADISO, M. **Neurociências: desvendando o sistema nervoso**. Porto Alegre: Artmed, 2002.

BECK, R.; ANDRIACCHI, K.; KUO, R.; FERMIER, R.; GALANTE, J. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, vol. 63A, n.9, 1452-1457, 1981.

BERNSTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movements**. London: Pergamon Press, 1967.

BROSTROM, E.; ORTQVIST, M.; HAGLUND-ÅKERLIND, Y.; HAGELBERG, S.; GUTIERREZ-FAREWIK, E. Trunk and center of mass movements during gait in children with juvenile idiopathic arthritis. **Human Movement Science**, v.26, n.2, 296-305, 2007.

BURNETT, C.; JHONSON, E. Development of gait in childhood. Part I: Method. **Develop. Med. Child Neurol.**, v.13, 196-206, 1971a.

BURNETT, C.; JHONSON, E. Development of gait in childhood: Part II. **Develop. Med. Child Neurol.**, v.13, 207-215, 1971b.

- CARTY, C.; BENNETT, M. The use of dimensionless scaling strategies in gait analysis. **Human Movement Science**, v.28, 218-215, 2009.
- CALDWELL, G.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.; ROBERTSON, E. (editores). **Research Methods in Biomechanics**. Champaign: Human Kinetics, 2004.
- CHAGAS, D.V.; PRAXEDES, J.; LEPORACE, G.; BATISTA, L.A. Associação entre comprimento de passada e medidas não-dimensionais da marcha de crianças hígdas. In: **IV Congresso da Sociedade de Medicina do Exercício e do Esporte do Rio de Janeiro**, 25 e 26 de setembro, Rio de Janeiro, 2009.
- CHAGAS, D.V.; LEPORACE, G.; PRAXEDES, J.; BATISTA, L.A. Diferenças entre os dados da marcha normalizados pela estatura e pelo comprimento do membro inferior em crianças hígdas. **Submetido para publicação**.
- CHANG, W.; LIPTON, J.; TSIRIKOS, A.; MILLER, F. Kinesiological surface electromyography in normal children: Range of normal activity and pattern analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.17, 437-445, 2007.
- CHESTER, V.; TINGLEY, M.; BIDEN, E. A comparison of kinetic gait parameters for 3-13 year olds. **Clinical Biomechanics**, v.21, n.7, 726-732, 2006.
- CLARK, J.E. PHILIPS, S. A longitudinal study of intralimb coordination in the first year of independent walking: a dynamic systems analysis. **Child Development**, v.64, 1143-1157, 1993.
- CONNOLLY, K. A perspective on motor development. In: **Motor Development in Children: Aspects of Coordination and Control**. WADE, M.; WHITING, H. Nijhoff: Dordrecht, 1985.
- COURTNEY, D.; JHONSON, B. Skill in Progressive Movements of Children. **Child Development**, v.1, n.4, 345-347, 1930.
- CRAWFORD, S. **Measurement in pediatric exercise science**. Champaign: Human Kinetics, 1996.
- CUPP, T.; OEFFINGER, D.; CHESTER, T.; AUGSBURGER, S. **Age-related kinetic changes in normal pediatrics**. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.19, n.4, 475-478, 1999.
- DAVIS, R. Reflections on clinical gait analysis. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.7, n.4, 251-257, 1997.
- DE ONIS, M. Foreword. **Acta Paediatrica**, Supplement 450, v.95, 5-6, 2006.
- DIETZ, V. Neurophysiology of gait disorders: present and future applications. **Electroencephalography and clinical Neurophysiology**, 103, 333-355, 1997.
- DONSKOI, D.; ZATSIORSKY, Z. **Biomecânica de los ejercicios físicos**. Moscou: Madrugada, 1988.
- ENOKA, R. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.
- ESKENAZI, B.; MARKS, A.; BRADMAN, A.; HARLEY, K.; BARR, D.; JOHNSON, C.; MORGA, N.; JEWELL, N. Organophosphate Pesticide Exposure and Neurodevelopment in Young Mexican-American Children. **Environmental Health Perspectives**, v.115, n.51, 2007.

- FERREIRA, C.; CARVALHO, L.; NEVES, L.; CAVALCANTE, A.; LAGE, G.; UGRINOWITSCH, H.; BENDA, R. Análise dos movimentos fundamentais em crianças de 6 a 8 anos. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**. Porto, v.4, n.2, p.166-167, 2004. Suplemento.
- GALLAHUE, D.; DONNELLY, F. **Educação Física Desenvolvimentista para todas as crianças**. 4ª edição. Phorte: São Paulo, 2008.
- GALLAHUE, D.; OZMUN, J. **Compreendendo o Desenvolvimento Motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. São Paulo: Phorte, 2003.
- GANLEY, K.; POWERS, C. Gait kinematics and kinetics of 7-year-old children: a comparison to adults using age-specific anthropometric data. **Gait and Posture**, v.21, n.2, 141-145, 2005.
- GRANATA, K.; PADUA, D.; ABEL, M. Repetibility of surface EMG during gait in children. **Gait and Posture**, 22, 4, 346-350, 2005.
- GRANTHAM-MCGRECOR, S.; BACK, E. Gross motor development in Jamaican infants. **Developmental Medicine and Child Neurology**, 13, 79-97, 1971.
- GRIMSHAW, P.; LEES, A.; FOWLER, N.; BURDEN, A. **Sport and Exercise Biomechanics**. New York, US: Taylor & Francis Group, 2007.
- GARCIA, J.; GHERPELLI, J.; LEONE, C. The role of spontaneous general movement assessment in the neurological outcome of cerebral lesions in preterm infants. **Journal of Pediatrics**, v.80, n.4, 296-304, 2004.
- HALL, S. **Biomecânica Básica**. 5ª edição. Barueri: Manole, 2009.
- HAUSDORFF, J.M.; LADIN, Z.; WEI, J.Y. Foot switch system for measurement of the temporal parameters of the gait. **Journal of biomechanics**, v.28, n.3, 347-351, 1995.
- HAY, J.; REID, J. **The Anatomical and Mechanical Bases of Human Motion**. NJ: Prentice-Hall, 1982.
- HAYWOOD, K.; GETCHEL, N. **Desenvolvimento motor ao longo da vida**. 3ª edição. Porto Alegre: Artmed, 2004.
- HENESSY, M.; DIXON, S.; SIMON, S. The development of gait: a study in African children ages one to five. **Child Development**, v.55, 844-853, 1984.
- HERNDON, R. **Handbook of neurologic rating scales**. New York: Demos Vermande, 1997.
- HILL, K.; GOLDIE, P.; BAKER, P.; GREENWOOD, K. Retest reliability of the temporal and distance characteristics of hemiplegic gait using a footswitch system. **Archives of Physical Medical and Rehabilitation**, v.75, n.5, 577-583, 1994.
- HILLMAN, S.; STANSFIELD, B.; RICHARDSON, A.; ROBB, J. Development of temporal and distance parameters of gait in normal children. **Gait and Posture**, 29, 81-85, 2009.
- HOF, A. Scaling data to body size. **Gait and Posture**, v.4, 222-223, 1996.
- HOF, A.L.; ZIJLSTRA, W. Comment on "Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait." **Journal of Biomechanics**, v.30, n.3, 299, 1997.

- HOLEWIJN, M.; HEUS, R.; WAMMES, L. Physiological strain due to load carrying in heavy footwear. **European Journal of Applied Physiology**, 65, 129-134, 1992.
- HOLM, I.; TVETER, A.; FREDRIKSEN, P.; VOLLESTAD, N. A normative sample of gait and hopping on one leg parameters in children 7-12 years of age. **Gait and Posture**, 29, 317-321, 2009.
- HOLT, K. Biomechanical models, motor control theory, and development. **Infant and Child Development**, v.14, 523-527, 2005.
- INMAN, V.; RALSTON, H.; TODD, F. **Human Walking**. Baltimore: Williams and Wilkins, 1981.
- JENSEN, J. The Puzzles of motor development: how the study of developmental biomechanics contributes to the puzzle solutions. **Infant and Child Development**, v.14, 501-511, 2005.
- JENSEN, J.; KORFF, T. Continuing the discourse on the contribution of biomechanics to understanding motor development: response to the commentaries. **Infant and Child Development**, v.14, 529-533, 2005.
- KARCH, D.; KIM, KS.; WOCHNER, K.; PIETZ, J.; DICKHAUS, H.; PHILIPPI, H. Quantification of the segmental kinematics of spontaneous infant movements. **Journal of Biomechanics**, 2008.
- KAUFMAN, MILLER, L.; SUTHERLAND, D. Gait asymmetry in patients with limb-length inequality. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v.16, n.2, 1996.
- KINGSNORTH, S.; SCHMUCKLER, M. Walking skill versus walking experience as a predictor of barrier crossing in toddlers. **Infant Behavior & Development**, 23, 331-350, 2000.
- KLEINE, M.; SANDEN, M.; OUDEN, A.L. Is paediatric assessment of motor development of very preterm and low-birthweight children appropriate? **Acta Paediatrica**, v.95, n.10, 1202-1208, 2006.
- KNUDSON, D. **Fundamentals of Biomechanics**. Berlin: Springer, 2007.
- KNUDSON, D.V.; MORRISON, C. S. **Qualitative Analysis of Human Movement**. Champaign: Human Kinetics, 1997.
- KYRIAZIS, V.; RIGAS, C. A cheap telemetric system for analysing gait. **Human Movement Science**, 20, 867-874, 2001.
- LAKANY, H. Extracting a diagnostic gait signature. **Pattern Recognition**, 41, 1627-1637, 2008.
- LAROUSSE ILUSTRADO DA LÍNGUA PORTUGUESA. São Paulo: Larousse do Brasil, 2004.
- LATASH, M. Motor Control – Finally, A journal for all of us. **Motor Control**, v.1, n.1, 1-2, 1997.
- LEARDINI, A.; SAWACHA, Z.; PAOLINI, G.; INGROSSO, S.; NATIVO, R.; BENEDETTI, M. A new anatomically based protocol for gait analysis in children, **Gait and Posture**, v.26, n.4, 560-571, 2007.
- LLORENTE, A.; BROWERS, P.; THOMPSON, B. et al. Effects of polymorphisms of chemokine receptors neurodevelopmental and the onset of encephalopathy in

- Children with Perinatal HIV-1 Infection. **Applied Neuropsychology**, v.13, n.3, 180–189, 2006.
- LOCKMAN, J.; THELEN, E. Developmental biodynamics: brain, body, behavior connections. **Child Development**, v.64, 953-959, 1993.
- MAFORTE, J.; XAVIER, A.; NEVES, L.; CAVALCANTE, A.; ALBUQUERQUE, M.; UGRINOWITSCH, H.; BENDA, R. Análise dos padrões fundamentais em escolares de sete a nove anos de idade. Revista **Brasileira de Educação Física e Esportes**, São Paulo, v.21, n.3, p.195-204, 2007.
- MAGILL, R. **Aprendizagem Motora: Conceitos e Aplicações**. São Paulo: Edgar Blücher, 2000.
- MALINA, R.; BOUCHARD, C. **Grow, Maturation and Physical Activity**. Champaign: Human Kinetics, 1991.
- MCLEAN S.G.; WALKER, K.; FORD, K.; MYER, G.; HEWETT, T.; VAN DEN BOGERT, A.J. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. **Br J Sports Med**, 39, 355-362, 2005.
- MORENO-HERNÁNDEZ, A.; RODRÍGUES-REYES, G.; QUIÑONES-URIÓSTEGUI, I; NÚÑEZ-CARRERA, L; PÉREZ-SANPABLO, A. Temporal and spatial gait parameters analysis in non-pathological Mexican children. **Gait and Posture**, 32, 78-81, 2010.
- MURRAY, M.P.; DROUGHT, B.; ROSS, C.; KORY, R. Walking patterns of normal men. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.46A, 335-360, 1964.
- MURRAY, M.P.; KORY, R.; SEPIC, S. Walking patterns of normal women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.51, 637-650, 1970.
- OEFFINGER, D.; AUGSBURGER, S.; CUPP, T. Pediatric kinetics: age related changes in able-bodied populations. **Gait and Posture**, v.5, n.2, 155-156, 1997.
- O'MALLEY, M. Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait. **Journal of Biomechanics**, v.29, n.5, 619-625, 1996.
- OUNPUU, S.; GAGE, J.; DAVIS, R. Three-dimensional lower extremity joint kinematics in normal pediatric gait. **Journal of Pediatrics Orthopaedics**, v.11, 341-349, 1991.
- PAYNE, V.; ISAACS, L. **Desenvolvimento Motor Humano: uma abordagem vitalícia**. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro, 2007.
- PERRY, J. **Gait analysis – normal and pathological function**. California: Slack, 1992.
- POMERLEAU, A.; MALCUIT, G.; CHICOINE, J.; SÉGUIN, R.; BELHUMEUR, C.; GERMAIN, P.; AMYOT, I.; JÉLIU, G. Health status, cognitive and motor development of young children adopted from China, East Asia, and Russia across the first 6 months after adoption. **International Journal of Behavioral Development**, v.29, n.5, 445-457, 2005.
- QUIGLEY, E.; MILLER, F.; CASTAGNO, P.; RICHARDS, J.; LENNON, N. Variability of gait measurements for typically developing children and children with cerebral palsy. **Gait and Posture**, v.10, n.1, 58, 1999.

- RAHLIN, M.; RHEALT, W.; CECH, D, Evaluation of the primary subtests of toddler and infant motor evaluation: implications for clinical practice in pediatric physical therapy. **Pediatric Physical Therapy**, v.15, n.3, 176-183, 2003.
- ROSE-JACOBS, R. Development of gait at slow, free and fast speeds in 3- and 5-year old children. **Physical Therapy**, v.63, n.3, 1251-1259, 1983.
- SANTOS D.; GABBARD, C.; GONÇALVES, V. Motor development during first 6 months: the case of Brazilian infants. **Infant and Child Development**, v.9, 161-166, 2000.
- SANTOS D.; GABBARD, C.; GONÇALVES, V Motor development during first year: a comparative study. **The Journal of Genetic Psychology**, v.162, n.2, 143-153, 2001.
- SAUNDERS, J.; INMAN, V.T.; EBERHART, H. The major determinants in normal and pathological gait. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, 35A, 543-551, 1953.
- SCHWARTZ M.; TROST, J.; WERVEY, R. Measurement and management of errors in quantitative gait data. **Gait and Posture**, 20, 196-203, 2004.
- SCRUTTON, D. Footprints sequences of normal children under five years old. **Dev. Méd. Child Neurol**, 11, 44-53, 1969.
- SERRÃO, J. Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e da geração do movimento. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Porto Alegre, UFRGS, 2001.
- SHORES, M. Footprint analysis in gait documentation. **Physical Therapy**, v.60, n.9, 1163-1167, 1980.
- SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. **Controle Motor: teoria e aplicações práticas**. Barueri: Manole, 2003.
- SOLOMONS, G.; SOLOMONS, H. Motor development in Yucatecan infants. **Development Medicine and Child Neurology**, 17, 41-46, 1975.
- SPARROW, W.; TIROSH, O. Gait termination: a review of experimental methods and the effects of ageing and gait pathologies. **Gait and Posture**, 22, 362-371, 2005.
- STANSFIELD, B.; HAZLEWOOD, M.; HILLMAN, S.; LAWSON, A.; LOUDON, I.; MANN, A.; ROBB, J. Normalised speed, not age, characterises ground reaction force patterns in 5 – 12 year old children walking at self selected speeds. **J Pediatr Orthop.**, 21, 395-402, 2001a.
- STANSFIELD, B.; HAZLEWOOD, M.; HILLMAN, S.; LAWSON, A.; LOUDON, I.; MANN, A.; ROBB, J. Sagittal joint angles, moments and powers are predominantly characterised by speed of progression, not age, in 7-12 year old normal children walking at self selected speeds. **J Pediatr Orthop.**, v.21, 403-411, 2001b.
- STANSFIELD, B.; HILLMAN, S.; HAZLEWOOD, M.; LAWSON, A.; MANN, A. Normalisation of gait data in children. **Gait and Posture**, 17, 81-87, 2003.
- STUBERG, W.; COLERICK, V.; BLANKE, D.; BRUCE, W. Comparison of a clinical gait analysis method using videography and temporal-distance measures with 16mm cinematography. **Physical Therapy**, v.68, n.8, 1221-1225, 1988.
- SUTHERLAND, D. H. The development of mature gait. **Gait and Posture**, v.6, 163-170, 1997.

- SUTHERLAND, D. H. The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. **Gait and Posture**, v.14, n.1, 61-70, 2001.
- SUTERHLAND, D.H.; OLSHEN, R.A.; COOPER, L.; WOO, S. The development of mature gait. **The Journal of Bone and Joint Surgery [AM]**, 62, 336-353, 1980.
- TANI, G.; MANOEL, E.; PROENÇA, M.; KOKOBUN, E. **Educação física desenvolvimentista**. São Paulo: EPUSP, 1988.
- TEIXEIRA, L. **Controle Motor**. São Paulo: Manole, 2006.
- TIEMAN, B.; PALISANO, R.; SUTLIVE, A. Assessment of motor development and function in preschool children. **Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews**, v.11, 189-196, 2005.
- TODD, F.; LAMOREUX, L.; SKINNER, S.; JOHANSON, M.; HELEN, R.; MORAN, S.; ASHLEY, K. Variations in the gait of normal children. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, 71A, 2, 196-204, 1989.
- ULRICH, B.; KUBO, M. Adding pieces to the puzzle: a commentary. **Infant and Child Development**, v.14, 519-522, 2005.
- URBANO, M.; VITALE, M.; JULIANO, V.; AMANCIO, O. Ferro, cobre e zinco em adolescentes no estirão pubertário. **Jornal de Pediatria**, v.78, n.4, 327-334, 2002.
- VAN SOEST, A. J.; LEDEBT, A. Towards a broader scope of biomechanics in developmental studies: a commentary on Jensen (2005). **Infant and Child Development**, v.14, 513-518, 2005.
- VAUGHAN, C.; DAVIS, B.; O'CONNOR, J. **Dynamics of Human Gait**. 2nd edition. Cape Town: Kiboho Publishers, 1992.
- VAUGHAN, C. LANGERAK, N.; DEIB, G.; LESKENS, H.; MARTINEZ, F. The acquisition of mature gait patterns in children. **Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**, Porto Alegre, UFRGS, 2001.
- VAUGHAN, C. Theories of bipedal walking: an odyssey. **Journal of Biomechanics**, v.36, 513-523, 2003.
- WERNER; BAYLEY, N. The Reliability of Bayley's revised scale of mental and motor development during the first year of life. **Child Development**, v.37, n.1, 39-50, 1966.
- WHEELWRIGHT, E.; MINNS, R.; LAW, H.; ELTON, R. Temporal and spatial parameters of gait in children. I: normal control. **Dev. Med. Child Neurol.**, 35, 102-113, 1993.
- WHITTLE, M. Clinical gait analysis: a review. **Human Movement Science**, 15, 369-387, 1996.
- WHO Multicenter Growth Reference Study Group. Reliability of motor development data in the WHO Multicentre Growth Reference Study. **Acta Paediatrica**, v.95, Suppl. 450, 47-55, 2006a.
- WHO Multicenter Growth Reference Study Group. Assessment of sex differences and heterogeneity in motor milestones attainment. Among populations in the WHO Multicentre Growth Reference Study. **Acta Paediatrica**, v.95, Suppl. 450, 66-75, 2006b.

WHO Multicenter Growth Reference Study Group. WHO Motor Development study: Windows for achievement for six motor gross development milestones. **Acta Paediatrica**, v.95, Suppl. 450, 86-95, 2006c.

WHO Relationship between physical growth and motor development in the WHO Child Growth Standards. **Acta Paediatrica**, v.95, Suppl. 450, 47-55, 2006d.

WINTER, D. Biomechanics of normal and pathological gait: implications for understanding human locomotor control. **Journal of Motor Behavior**, v.21, 337-355, 1989.

WINTER, D. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. New York: Wiley, 1990.

ZAJAC, F.; NEPTUNE, R.; KAUTZ, S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part I: Introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. **Gait and Posture**, 16, 215-232, 2002.

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

ZUK, L.; HAREL, S.; LEITNER, Y.; JAFFA, A.; FATTAL-VALEVSKI, A. Upper limb movements and outcome in intra-uterine-growth-retarded infants at 2 years. **Brain & Development**, v.30, n.10, 636-642, 2008.

ANEXO A



Subsecretaria de Projetos Especiais
Núcleo de Estágio - NEST


CARTA DE ACEITE

Prezado(a) Diretor(a) da UMEI/EM JOÃO BRAZIL

Solicitamos o seu pronunciamento em relação à possibilidade de atendimento ao aluno(a), estagiário(a) ou pesquisador(a) em apreço.

Atenciosamente,

Solange Santiago Ferreira
Coordenação do Núcleo de Estágio
Mat. 231.296.5/FME


Solange Santiago Ferreira
Núcleo de estágio/FME

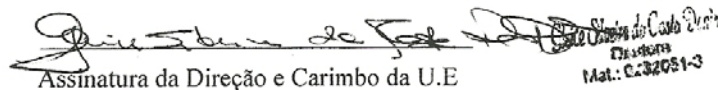
(destacar e devolver ao NEST)

Nome completo: DANIEL DAS VIRGENS CHAGAS
Instituição de origem: UERJ
UMEI/EM JOÃO BRAZIL

Aceitamos Não aceitamos

que o(a) aluno(a) desenvolva atividades de Estágio e/ou Pesquisa nesta Unidade de Educação no período de 01 / 08 / 2009 a 31 / 10 / 2009.

Em : 04 / 05 / 2009.


Assinatura da Direção e Carimbo da U.E.

(destacar e devolver à UE / UMEI/SETOR)

A (o) aluna (o) DANIEL DAS VIRGENS CHAGAS,
da UERJ está liberada (o) para o Estágio/Pesquisa e Prática Pedagógica ou Projeto de Extensão.

Núcleo de Estágio/FME

ANEXO B


Universidade do Estado do Rio de Janeiro/Sr2
Comissão de Ética em Pesquisa – COEP

Rua São Francisco Xavier, 524, bloco E, 3º. andar, sala 3018 - Maracanã.

CEP 20550-900 – Rio de Janeiro, RJ.

 E - mail: etica@uerj.br - Telefone: (21) 2334 2180

PARECER COEP 077/2009

A Comissão de Ética em Pesquisa – COEP, em sua 9ª Reunião Ordinária em 19 de outubro de 2009, analisou o protocolo de pesquisa nº. **050.3.2009**, segundo as normas éticas vigentes no país para pesquisa envolvendo sujeitos humanos e emite seu parecer.

Projeto de pesquisa: “*Identificação do padrão biomecânico de condutas motoras em escolares*”,

Pesquisador Responsável: Luiz Alberto Batista.

Mesrando: Daniel da Virgens Chagas

Instituição Responsável: Pós-graduação em Ciências Médicas / UERJ

Área do Conhecimento: 4.00- Ciências da Saúde – 7.07 - Medicina

Palavras-chave: Biomecânica, padrão de movimento, criança, marcha

Sumário: Ter o conhecimento dos padrões universais do movimento é importante para a avaliação do comportamento motor e embora a marcha seja uma das mais universais e relevantes atividades humanas, pois é a base sob a qual outros padrões de movimentos se desenvolvem, existe uma escassez de descrições dos padrões universais da locomoção de crianças e uma carência mais evidente em se tratando de crianças brasileiras. O projeto visa a determinação dos padrões de marcha, passos e passadas de crianças na faixa etária de 09 a 11 anos de idade, durante um deslocamento de 10 metros em pista horizontal de superfície regular, em velocidade confortável. Serão observadas e registrados os movimentos de 120 crianças, sendo 40 em cada faixa etária.

Objetivo: Identificar a cinemática dos padrões de marcha, passos e passadas de crianças na faixa etária de 09,10 e 11 anos de idade, durante um deslocamento de 10 metros em pista horizontal de superfície regular, em velocidade confortável.

Considerações Finais: A COEP considerou o projeto relevante, bem detalhado no tocante à teoria e a metodologia a ser empregada. O currículo do pesquisador responsável demonstra que o mesmo possui competência comprovada no tema da pesquisa.

Após o atendimento à solicitação do Parecer COEP nº077/2009, a Comissão deliberou pela **aprovação** do projeto.

Faz-se necessário apresentar Relatório Anual - **previsto para dezembro de 2010**, para cumprir o disposto no item *VII. 13.d da RES. 196/96/CNS*. Além disso, a COEP deverá ser informada de fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo, devendo o pesquisador apresentar justificativa, caso o projeto venha a ser interrompido e/ou os resultados não sejam publicados.

Situação: Projeto Aprovado

Rio de Janeiro, 17 de dezembro de 2009.


Prof. Dr. Olinto Pegoraro

Coordenador da Comissão de Ética em Pesquisa - UERJ

ANEXO C

		CICLO DA MARCHA			
	calcâneo direito	Passada 1,394m	Passo 0,676m	calcâneo esquerdo	
1	-0,579			-1,167	1
2	-0,573			-1,118	2
3	-0,569			-1,042	3
4	-0,567			-0,94	4
5	-0,567			-0,815	5
6	-0,57			-0,672	6
7	-0,574			-0,52	7
8	-0,579			-0,367	8
9	-0,582			-0,224	9
10	-0,582			-0,097	10
11	-0,574			0,007	11
12	-0,555			0,085	12
13	-0,519			0,139	13
14	-0,462			0,17	14
15	-0,38			0,183	15
16	-0,272			0,184	16
17	-0,138			0,178	17
18	0,015			0,169	18
19	0,181			0,16	19
20	0,348			0,156	20
21	0,504			0,158	21
22	0,64			0,17	22
23	0,745			0,193	23
24	0,815			0,229	24

LEGENDA:

VERDE	suporte
AZUL	balanço

VERMELHO	contato inicial direito
MARROM	pré-balanço
AMARELO	balanço inicial
ROXO	contato inicial esquerdo