

PABLO DE ALMEIDA

**ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA DURANTE O TRANSPORTE DA
MOCHILA ESCOLAR COM RODAS**

Dissertação de mestrado apresentado ao
Programa de Pós Graduação em Educação
Física do Departamento de Educação Física,
Setor de Ciências Biológicas da Universidade
Federal do Paraná.

CURITIBA

2011

PABLO DE ALMEIDA

ANÁLISE CINÉTICA E CINEMÁTICA DA MARCHA DURANTE O TRANSPORTE DA
MOCHILA ESCOLAR COM RODAS

Dissertação de mestrado apresentado ao
Programa de Pós Graduação em Educação
Física do Departamento de Educação Física,
Setor de Ciências Biológicas da Universidade
Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI



Ministério da Educação
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
Setor de Ciências Biológicas
Departamento de Educação Física

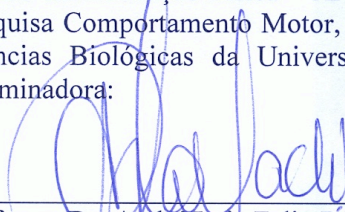


TERMO DE APROVAÇÃO

PABLO DE ALMEIDA

“Análise das Forças de Reação do Solo e Cinemática da Marcha Durante o Transporte da Mochila Escolar com Rodas”

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Comportamento Motor, do Departamento de Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:



Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (Orientador)
Departamento de Educação Física / UFPR



Professora Dra. Elisângela Ferretti Manfra
Membro Externo



Professora Dra. Neiva Leite
Membro Interno

Curitiba, 29 de Abril de 2011

Campus Jardim Botânico–CEP: 80.215-370 – Curitiba/PR
Telefone: (41) 3362-8745 Fax (41) 3360-4336
email: mestrado_edf@ufpr.br danieldias@ufpr.br

www.edf.ufpr.br

Dedico este trabalho à todos que estão listados nos agradecimentos.

AGRADECIMENTOS

Agradeço à todos que contribuíram de certa forma para a realização de mais uma etapa de minha vida. Em especial, agradeço a minha esposa Andréia pela paciência e apoio incansável, aos meus filhos Leonardo e Bernardo que durante seus insistentes pedidos de atenção do Papai me incentivavam a acabar logo e a seguir sempre em frente e ao lado de todos vocês. Vocês três são meus bens mais preciosos, um presente de DEUS.

Aos meus pais Oscar e Célia pela educação, condição pra chegar até aqui e pelo amor incondicional. Aos meus irmãos Alan e Juliane pelo companheirismo e amizade em todos os momentos.

À minha mãe de coração Ingrid Karl pela sua serenidade e fundamental apoio, fato que fez a diferença para a conclusão deste processo, serei eternamente agradecido.

À Tia Laura pelas várias orações, que Jesus te mantenha sempre com muita saúde.

Aos meus amigos e funcionários da Secretaria de Esportes pela paciência em ouvir que isto nunca acabava, e que eu logo voltaria, obrigada pelo carinho e apoio.

Ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki pela paciência, pelo carinho, pelas broncas, pela dedicação, pela persistência e por me ensinar a escrever tudo novamente e sempre acreditar que eu conseguiria.

Aos professores da banca de defesa, pela disposição em compartilhar este momento e auxiliar no enriquecimento da obra.

Não poderia esquecer de agradecer à Faculdade Guairacá, aos amigos professores que colaboraram e me deram força durante todo o tempo, aos funcionários e em especial ao Professor Ms. Joarez Mathias Soares e a Professor Janete Kulka.

Aos amigos que pude fazer durante os créditos em Umuarama, obrigado.

Por último e o mais importante, agradeço a DEUS, por este momento, e por colocar em minha vida pessoas tão especiais. MUITO OBRIGADO, de coração!

“Ando devagar porque já tive pressa e levo esse sorriso porque já chorei demais, hoje me sinto mais forte. Mais feliz, quem sabe? Só levo a certeza de muito pouco eu sei, ou nada sei...” (Almir Sater e Renato Teixeira)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	vii
LISTA DE QUADROS	viii
LISTA DE TABELAS	ix
RESUMO	x
ABSTRACT	xi
1 – INTRODUÇÃO	12
2 - OBJETIVOS	14
2.1 OBJETIVO GERAL	14
2.1.1 Objetivos Específicos	14
2.2 HIPÓTESES	15
3 – REVISÃO DE LITERATURA	16
3.1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	16
3.2 FUNDAMENTOS ANATÔMICOS DO APARELHO LOCOMOTOR	16
3.3 A MARCHA E A LOCOMOÇÃO HUMANA	18
3.4 O CICLO DA MARCHA	20
3.5 O CENTRO DE MASSA NA MARCHA	22
3.6 BIOMECANICA DA COLUNA VERTEBRAL RELACIONADA AO TRANSPORTE DE CARGAS	23
3.7 ASPECTOS CINÉTICOS	25
3.8 PADRÕES CINÉTICOS DA MARCHA	26
3.9 ASPECTOS CINEMÁTICOS	28
4 – METODOLOGIA	29
4.1 MATERIAIS E MÉTODOS	29
4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL	30
4.3 INSTRUMENTOS/PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS	32
4.3.1 Análise cinemática	32
4.3.2 Análise cinética	33
4.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO	33
4.5 NORMALIZAÇÃO DOS DADOS	35
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	35
5 – RESULTADOS	37
5.1 VARIÁVEIS CINÉTICAS	37
5.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	38
6 – DISCUSSÃO	44
6.1 VARIÁVEIS CINÉTICAS	44
6.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	48
7 – CONCLUSÕES	55
REFERÊNCIAS	57
ANEXOS	67

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1	DIVISÕES DO CICLO DA MARCHA.	21
FIGURA 2	TRAJETÓRIA NORMAL DO CENTRO DE GRAVIDADE DO CORPO ILUSTRADA PELO INÍCIO DA PASSADA COM O PÉ DIREITO.	22
FIGURA 3	COMPONENTE DA FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO (FRS) NORMALIZADAS PELO PESO CORPORAL (PC) DURANTE UM CICLO DA MARCHA.	26
FIGURA 4	ORGANIZAÇÃO DA ÁREA DE COLETA.	31
FIGURA 5	DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DIREITO E DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DIREITO	41
FIGURA 6	DESLOCAMENTO ANGULAR DA COXA DIREITA E DESLOCAMENTO ANGULAR DO SEGMENTO DA PELVE	42

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS TEMPORAIS E ESPACIAIS.	34
QUADRO 2	VARIÁVEIS CINÉTICAS TEMPORAIS E ESPACIAIS.	35

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 VARIÁVEIS CINÉTICAS (MÉDIA \pm DESVIO PADRÃO) ENTRE AS CONDIÇÕES DE MARCHA NO PLANO (SEM MOCHILA) E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM RODAS (COM MOCHILA). 38

TABELA 2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS (MÉDIA \pm DESVIO PADRÃO) ENTRE AS CONDIÇÕES DE MARCHA NO PLANO (SEM MOCHILA) E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM RODAS (COM MOCHILA). 39

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar e comparar as variáveis temporais/espaciais cinéticas e cinemáticas durante a marcha no plano e o transporte de mochilas com rodas (carga referente a 10%PC) em escolares de 7 a 10 anos. Dez crianças, saudáveis ($7,8 \pm 1,6$ anos) foram selecionadas à participarem do estudo que envolveu duas condições experimentais. A primeira condição envolveu a marcha no plano, enquanto que na segunda condição ocorreu o transporte de mochila provida de rodas no plano (10% peso corporal). As forças de reação do solo obtidas através de uma plataforma de forças, não apresentaram diferenças entre as condições. As semelhanças indicam que mochilas com rodas não exigem alterações de tempos ou aplicação de forças para execução da tarefa quando comparadas a marcha sem carga no plano. A cinemática do tornozelo, do joelho e da pelve permaneceram inalteradas. Assim, o uso de rodas na mochila para o transporte de carga de 10% PC demonstrou não influenciar no padrão de marcha aplicado durante a marcha no plano. As similaridades observadas permitem concluir que o transporte de mochilas com rodas a 10% PC é uma alternativa atrativa para reduzir as alterações reportadas por outros estudos durante o transporte com outros tipos de mochila.

Palavras-chave: marcha, crianças, carregamento de cargas, mochilas escolares.

ABSTRACT

The aim of this study was to analyse and compare temporal and spatial aspects of kinematic and kinetic variables during gait in the plane and while carrying a wheeled bag with a load of 10%BW in scholars aged between 8 and 10 years-old. Ten healthy children (7.8 ± 1.6 years-old) were selected to participate of the study that involved two experimental conditions. The first condition involved walking in the plane, while the second condition included the transport of a load of 10% BW using a wheeled school bag. The ground reaction forces were registered using a force platform, which showed no differences between the two experimental conditions. The similarities indicated that wheeled bags do not demand changes in the time of force application to perform the task, when compared to walking with no load in the plane. The kinematics of the ankle, knee and pelvis remained unchanged. Thus, the use of a wheeled bag to carry a load 10% BW showed no influence on gait pattern during the gait in the plane. The similarity observed allow to conclude that the transport of loads 10% BW using a wheel bag is an attractive alternative to reduce changes reported by other studies during while carrying a load with other types of bag.

Keywords: gait, load carriage, school bags

1 INTRODUÇÃO

Problemas físico-posturais podem acometer crianças e adolescentes na fase de crescimento e constituem fator de risco para disfunções de coluna vertebral, pois tendem a ter difícil tratamento ou mesmo serem irreversíveis na fase adulta (BRUSCHINI, 1998). Estudos relatam que 80% da população dos países industrializados apresentarão episódios de dores lombares agudas em algum momento da sua vida (LARIVIÈRE et al., 2002), os quais podem estar relacionados a alterações posturais desencadeados na fase de adolescência e pré-adolescência (MARTELLI e TRAEBERT, 2006; KAVALCO, 2000; ADLER et al., 1984).

Alterações na postura induzidas pelo transporte de cargas têm chamado atenção de diversos pesquisadores devido à busca de melhor compreensão dos fatores de risco para o desenvolvimento de problemas associados ao carregamento de cargas. Em geral, a estratégia para o transporte e os tipos de mochila empregados para o transporte de cargas tem sido estudados (CARVALHO & RODACKI, 2008; PASCOE, PASCOE & WANG, 1997; WONG & HONG, 1997). Apesar da importante contribuição desses estudos, a grande variedade de mochilas empregadas por escolares indica a falta de consenso sobre a forma “ideal” para o transporte.

O sobrepeso de mochilas escolares origina um acréscimo de carga mecânica no aparelho locomotor dos estudantes durante a locomoção, como demonstram diversos trabalhos (Goh 1998, Hong 2000). Lombalgias também podem estar diretamente relacionados com as estratégias empregadas pelo sistema musculoesquelético ao se adaptar de forma diferente aos pesos transportados. Assim, mochilas providas com rodas para o transporte possuem aparente menor demanda física, quando comparada com outros modelos e formas de carregamento por meio de mochilas geralmente presas no tronco (ex., *backpack*).

As mochilas escolares com rodas têm sido amplamente utilizadas por escolares numa tentativa de minimizar o efeito do peso transportado. Ainda que existam argumentos favoráveis ao uso desse tipo de transporte, pela dissipação da carga mais próxima ao

solo do que uma mochila de dupla alça, não são conhecidos estudos que tenham determinado os ajustes corporais requeridos durante a tarefa (ex. rotação lateral do tronco). A demanda física e as estratégias de ajuste impostas nesse tipo de transporte de cargas ainda não foram quantificadas e podem auxiliar no entendimento das adaptações do sistema neuromuscular. Alguns estudos têm revelado que métodos simétricos de carregamento de mochilas possuem menores demandas físicas do que métodos assimétricos (PENEIREIRO, 2006; MOTA et. al. 2002; MUNHOZ, 1995). Logo, a inclinação lateral do tronco efetuada durante o transporte de mochilas pode causar efeitos negativos sobre as estruturas corporais e levar ao aparecimento de desconforto, dor e desabilidade. Tais alterações requerem ajustes corporais que podem alterar as interações entre os membros inferiores (ex. FRS – Força de reação do solo) e expor os jovens a maiores riscos de lesão.

O objetivo do presente estudo é determinar os efeitos do uso da mochila escolar com rodas sobre variáveis cinemáticas e cinéticas durante o transporte de cargas (materiais escolares) em crianças.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo do presente estudo é determinar os efeitos do uso da mochila escolar com rodas sobre variáveis cinemáticas e cinéticas durante o transporte de cargas (materiais escolares) em crianças.

2.1.1 Objetivos Específicos

- a) Determinar e comparar as variáveis temporais (velocidade da marcha, tempo total do ciclo, cadência), durante o transporte de mochila com rodas e a marcha sem carga no plano em crianças;
- b) Identificar e interpretar as variáveis espaciais (comprimento da passada, altura do pé em relação ao solo, amplitudes angulares do tornozelo, joelho e pelve), durante o transporte de mochila com rodas e a marcha sem carga no plano em crianças;
- c) Determinar e comparar as variáveis espaciais da componente das forças de reação do solo (Força Vertical do primeiro pico de força, do apoio médio e do segundo pico de força além do gradiente de crescimento);
- d) Identificar e comparar as variáveis temporais da componente das forças de reação do solo (tempo do primeiro pico de força, do apoio médio e do segundo pico de força, além do tempo total do ciclo e do tempo decorrido entre o início do apoio e o final);

2.2 HIPÓTESES

Para cumprir os objetivos do presente estudo, um conjunto de hipóteses foi formulado:

- H₁ O transporte de mochilas com rodas quando comparado com a condição sem carga altera as variáveis cinemáticas espaciais durante a marcha em crianças;
- H₂ O transporte de mochilas com rodas quando comparado com a condição sem carga altera as variáveis cinemáticas temporais durante a marcha em crianças;
- H₃ O transporte de mochilas com rodas quando comparado com a condição sem carga altera as variáveis cinéticas espaciais da componente vertical da força de reação do solo durante a marcha em crianças;
- H₄ O transporte de mochilas com rodas quando comparado com a condição sem carga altera as variáveis cinéticas temporais da componente vertical da força de reação do solo durante a marcha em crianças;

3 REVISÃO DE LITERATURA

Há tempos, os seres humanos têm carregado cargas de diferentes formas, tamanhos e pesos. O peso, o tamanho e a forma da carga, o clima, o terreno, as características físicas dos indivíduos, além do tempo relativo ao transporte, são fatores que determinam o modo como o sujeito irá transportá-la (LEGG & MAHANTY, 1985).

Destes e de outros diversos estudos (HONG et al. 2005; PENEIREIRO, 2006) foram sendo identificados referenciais para o transporte de cargas, mais especificamente de mochilas (BOLLI et al. 2002). De maneira segura, eficaz e com qualidade, surge a cada nova pesquisa métodos, maneiras e até utensílios que possam facilitar a relação homem ambiente, além de tornar essas situações mais produtivas e saudáveis.

3.2 FUNDAMENTOS ANATÔMICOS DO APARELHO LOCOMOTOR

Os músculos e o esqueleto humano são constituintes do aparelho locomotor humano. Tais estruturas são responsáveis pelo deslocamento do indivíduo no espaço e pelo desempenho de diferentes tarefas como o transporte de cargas.

A coluna vertebral, junto com os músculos e articulações inerentes a ela, é o eixo e o pilar central do corpo. A cabeça articula-se com o início da coluna vertebral e gira sobre a mesma; os membros superiores estão ligados a ela pelos cíngulos dos membros superiores, direito e esquerdo. A coluna vertebral contém em sua extensão a medula espinhal, parcialmente os nervos raquidianos e, ainda, ajuda na proteção das vísceras do pescoço, tórax e abdome. A coluna é responsável ainda por distribuir o peso do resto do corpo aos membros inferiores e ao chão quando o indivíduo está em pé (GARDNER et al., 1988).

A coluna é flexível porque é composta de 33 pequenas partes que constituem unidades ósseas móveis - as vértebras. A estabilidade, desta estrutura esquelética, depende de ligamentos e músculos que mantêm articuladas às unidades ósseas. Compreendem, de cima para baixo, 7 vértebras cervicais, 12 vértebras torácicas, 5 lombares, 5 vértebras

rudimentares fundidas compondo o osso sacro, e outras 4 vértebras, também rudimentares e fundidas, que formam o pequeno osso cóccix. A coluna vertebral apresenta quatro curvaturas no plano sagital: cervical, torácica, lombar e sacra. As curvaturas, torácica e sacra são denominadas primárias porque estão na mesma direção da curvatura da coluna vertebral fetal. As curvaturas primárias são devidas a diferenças na altura entre a parte anterior e posterior dos corpos das vértebras e dos discos intervertebrais (DI DIO,1999).

O segmento móvel da coluna é constituído por duas vértebras adjacentes e um disco intervertebral que as separa e referida como articulações intervertebrais (WATKINS, 1999).

Dentre as funções da coluna vertebral, destaca-se a função de estabilização em uma posição ereta (ortostática) para coordenar os movimentos do corpo como um todo ou em partes e assegurar as exigências de diferentes partes do tronco e, particularmente, da transição lombo sacral, com o objetivo de propiciar o máximo de estabilidade e flexibilidade (WINTER et al.,1987; HAMILL e KNUTZEN, 1999 e HALL, 2000). Assim sendo e partindo destes conceitos é importante averiguar as implicações do transporte de cargas e os limites que os mesmos determinam no organismo e no sistema locomotor.

A curvatura da coluna vertebral com uma convexidade posterior é definida como uma curvatura primária localizada na região torácica e denominada de cifose. Enquanto que uma curvatura de convexidade anterior é uma curvatura secundária e se denomina lordose, localizando-se na região lombar e, também, na região cervical. A mensuração é feita pela face convexa que mostra quantos graus a coluna vertebral afastou-se do eixo vertical. A mensuração da cifose em indivíduos normais varia de 20° a 40°. Por sua vez a mensuração da lordose lombar e lordose cervical, em indivíduos normais, varia de 40° a 60° (WILLNER e JOHNSON, 1983; WINTER et al., 1987). A curvatura lateral da coluna vertebral (para a direita ou para a esquerda) denomina-se escoliose. Podendo ser funcional ou estruturada.

A escoliose funcional ou fisiológica caracteriza-se por apresentar a curvatura lateral (desvio lateral) flexível e é corrigida com a inclinação lateral do sujeito. Ocorre na região torácica, após a primeira infância. A escoliose estruturada é anormal. É definida pela presença de curvatura vertebral (desvio lateral) inflexível e que persiste mesmo com a inclinação lateral.

A deformidade pode ser grave e é caracterizada pelas adaptações ósseas, articulares e ligamentares permanentes. Pode aparecer de forma precoce na infância e ser causada por alterações congênitas das formas das vértebras (exemplo, hemivértebras e vértebras em cunha); torna-se progressivamente mais acentuada devido ao crescimento desigual das vértebras acometidas. A escoliose pode suceder à paralisia dos músculos de um lado do tronco e é, então, denominada escoliose paralítica. Na maioria dos casos, a escoliose estruturada é idiopática, ou seja, sua causa é desconhecida (WINTER et al., 1987; GARDNER et al., 1988).

Os movimentos da coluna vertebral são os resultados de pequenos movimentos permitidos entre as vértebras adjacentes e o disco intervertebral. A amplitude de movimento entre duas vértebras depende, fundamentalmente, da altura do disco, ou seja, quanto mais alto o disco, maior seu grau de compressão e, em consequência, maior a amplitude de movimento permitida. A direção do movimento, no entanto, depende particularmente da forma e do plano de orientação das facetas zigoapofisárias. Os fatores limitantes de movimento nas articulações em geral, como os ligamentos e o grau de alongamento dos músculos antagonistas também são importantes.

3.3 A MARCHA E A LOCOMOÇÃO HUMANA

A marcha humana é o processo pelo qual o homem se move de uma posição geográfica para outra e é amplamente estudada na biomecânica (LEVEAU, 1992). Diferentes abordagens experimentais (HAMILL, 1999; HOSS, 2000; HALL, 2000) foram utilizadas para descrever e analisar os principais aspectos biomecânicos do andar humano.

A marcha humana tem duas formas: o caminhar (ou andar) e o correr (ENOKA, 2000). A distinção das duas situa-se na percentagem de cada ciclo em que o corpo é suportado pelo contato do pé com o solo. Sendo complexo, mas comum aos seres humanos, caminhar ou mesmo correr vem sendo objeto de estudos científicos por vários anos, tendo enfoque nas variações e padrões (PERRY, 1992). São muitas as caracterizações da marcha humana feitas pelos autores que estudam o assunto.

Cada pessoa executa tal movimento com determinado padrão ou estilo, e este padrão individual tende a ser repetitivo e contínuo, sendo possível reconhecer a pessoa pela maneira de caminhar ou ainda imaginar a personalidade de uma pessoa pela maneira e ritmo de sua marcha (WINTER, 1990).

Todavia, a locomoção é obtida por meio de movimentos coordenados dos segmentos corporais numa interação dinâmica das forças internas (músculo e articulação) e forças externas (inercial, gravitacional e friccional) (PERRY, 2005). Mesmo admitindo-se a distinção no modo de se locomover, existem certas características que são universais servindo como base para a descrição da marcha (MELO et. al., 2005).

Andar com eficiência requer a manutenção da sustentação do corpo durante o apoio prevenindo o colapso dos membros inferiores, a manutenção da postura ereta, equilíbrio do corpo, o controle da trajetória do pé para garantir passagem segura sobre o solo na fase de balanço e contato suave com o calcanhar no apoio inicial (PERRY, 1992).

Quando caminha-se, as informações sensoriais oriundas de diferentes sistemas sensoriais nos informam sobre a relação do corpo com o ambiente e permite estimar situações de risco (ROSE & GAMBLE, 1998). Durante a marcha, o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra (HALL, 2000). Conforme o corpo em movimento passa para a perna de apoio, a outra perna balança para frente, preparando-se para a próxima fase de apoio (PERRY, 2005). Um dos pés está sempre no chão e, durante o período em que o apoio é transferido da perna

apoiada para a perna que avança, há um breve momento em que os dois pés ficam no chão.

Rose & Gamble (1998), referem-se às primeiras pesquisas relacionadas à marcha e citam o enfoque da necessidade de conhecimento do acesso às forças atuantes no corpo humano, servindo de base para entender a ocorrência do andar. Segundo esses autores, há dois requisitos básicos no ato da marcha: a existência de forças contínuas de reação do solo que suportam o peso corporal e o movimento periódico de cada pé de uma posição de suporte, para o outro, na direção da progressão de movimento.

Essas alternâncias cíclicas da função de suporte e da transferência de peso corporal são essenciais ao processo de locomoção, associado a contínua reação de força do solo, que suportam o corpo. Uma seqüência simples dessas funções por uma perna é denominada ciclo da marcha (PERSCH, 2008).

Entre estas abordagens, destaca-se o uso das plataformas de força para caracterizar a marcha (KELLER, 1996). A determinação das forças e torques aplicados na plataforma de força durante a fase de apoio da marcha possibilita a obtenção de uma considerável quantidade de informação que pode ser utilizada para aprimorar variados processos.

3.4 O CICLO DA MARCHA

Os ciclos da locomoção apresentam ritmos internos. O ciclo da marcha é dividido em dois períodos, apoio e balanço. O apoio ocorre no período em que o pé está em contato com o solo. O período de balanço ocorre no tempo do ciclo da marcha no qual o pé não está em contato com o solo, ou seja, encontra-se no ar para o avanço do membro inferior (PERRY, 1992; ROSE E GAMBLE, 1998).

Alguns autores (PERRY, 1992; ROSSI, 1998 e HOPPENFELD,1999) definem que o ciclo da marcha é o período que ocorre entre o toque de calcanhar de uma extremidade e o subsequente toque de calcanhar da mesma extremidade. Sendo que cada

extremidade passa por uma "fase de apoio"; que consome aproximadamente sessenta por cento do ciclo, e uma "fase de balanço" responsável pelos outros quarenta por cento.

Estes dois períodos são divididos em sub-fases utilizadas para definir subdivisões da atividade que o membro realiza no ciclo da marcha. (figura 1)

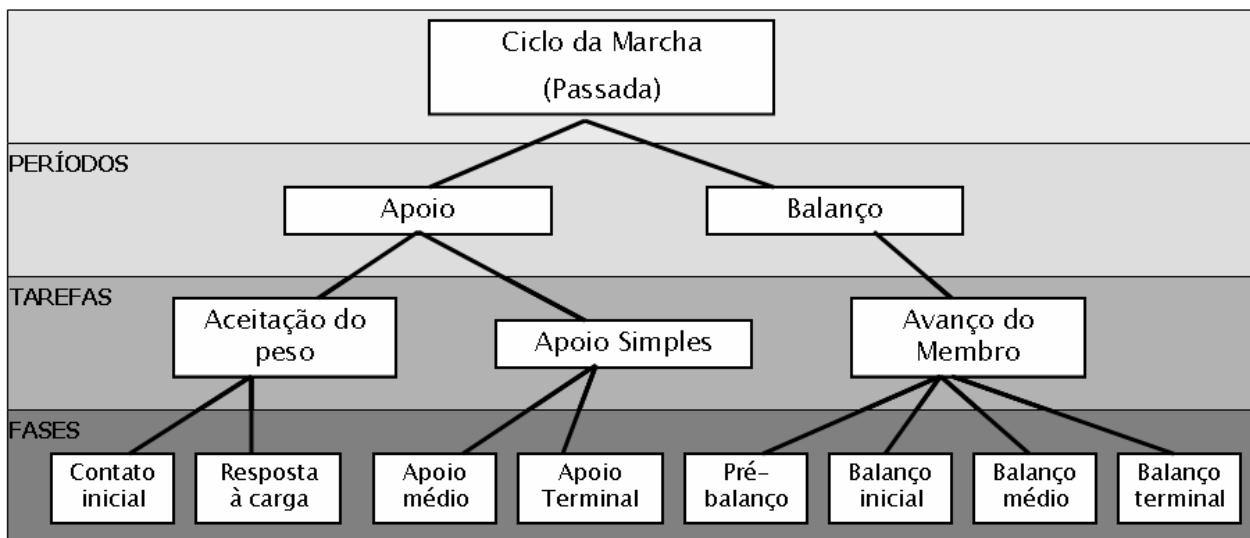


Figura 1 – Divisões do ciclo da marcha. Modificado de PERRY (1992).

Esses períodos dividem-se em tarefas. A aceitação do peso é a tarefa mais demandante do ciclo da marcha, nela ocorre a absorção do choque do calcanhar com o solo, estabilidade inicial do membro e preservação da progressão. Durante o apoio simples, um membro tem responsabilidade total de suportar o peso corporal tanto no plano sagital quanto no coronal enquanto a progressão do movimento continua. A terceira tarefa do ciclo da marcha é o avanço do membro, quando o membro balança através de três posturas enquanto o membro avança (PERRY, 1992).

Durante 80% de um ciclo completo da marcha, o indivíduo encontra-se em uma condição de simples apoio, tendo o seu centro de gravidade lançado à frente, gerando assim uma instabilidade.

3.5 O CENTRO DE MASSA NA MARCHA

Durante a marcha, o centro de massa corporal (COM), apesar de não permanecer em uma posição fixa constantemente, tende a permanecer na pelve. O centro de massa descreve uma curva senoidal suave quando projetada no plano de progressão. O deslocamento vertical do COM é de aproximadamente 5 cm (ROSE E GAMBLE, 2006). Os corpos são constituídos por massa e possuem um ponto no qual essa massa se distribui igualmente em todas as direções. Esse ponto é chamado de centro de massa e na análise dos corpos submetidos à força gravitacional de centro de gravidade (CG).

O centro de gravidade pode ser o ponto no qual simplesmente o peso se distribui de forma equilibrada. Ou seja, o local não precisa ser necessariamente o ponto localizado exatamente no centro do objeto, mas o ponto onde a soma dos torques produzidos pelos pesos dos segmentos corporais é igual a 0. A localização do centro de gravidade no corpo segmentado (corpo humano) é mais difícil do que em um não-segmentado, pois sempre que um desses segmentos (um braço ou uma perna) se movimenta a localização do centro de gravidade como um todo é modificada, mesmo que pouco, na direção do deslocamento do peso (HALL, 2000) (figura 2).

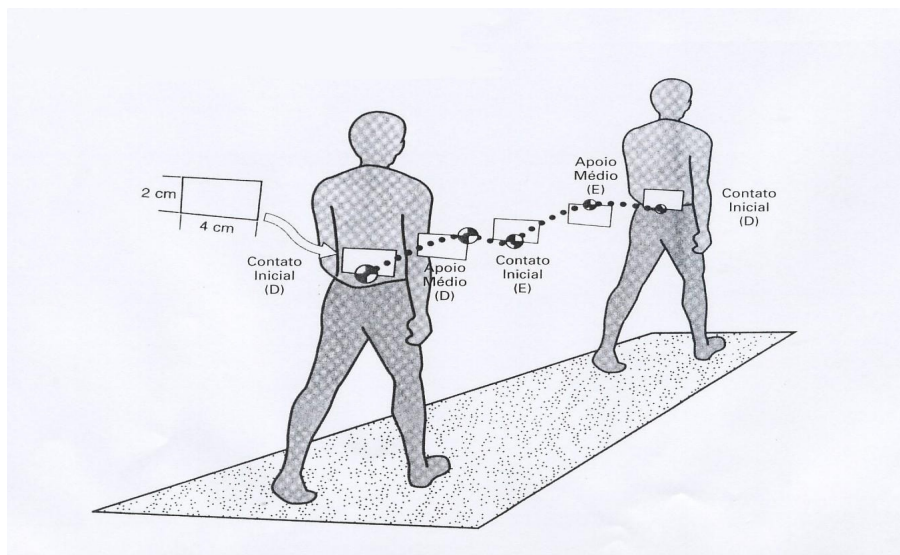


Figura 2 – Trajetória normal do centro de gravidade do corpo (círculo preto e branco) ilustrada pelo início da passada com o pé direito. A partir do ponto central mais baixo no duplo apoio (contato inicial direito), o C/G move-se para cima e lateralmente (apoio

médio direito), cai para um segundo ponto central baixo (contato inicial esquerdo), aumenta novamente para um pico (apoio médio esquerdo) e cai mais uma vez (segundo contato inicial direito). Cada desvio é de aproximadamente 2 cm (para cima e para cada lado). Perry, 2008.

O COM também se desloca lateralmente no plano horizontal. Neste também descreve uma curva senoidal, com valores máximos alternando entre o lado direito e o esquerdo, decorrente do suporte do peso no membro de apoio (ROSE E GAMBLE, 2006).

Para obter eficiência e conservação de energia na marcha, o deslocamento vertical do COM deve ser minimizado. Seis padrões de movimento, denominados determinantes da marcha, reduzem a magnitude dos deslocamentos do COM (PERRY, 1992). Os movimentos de rotação pélvica, inclinação lateral da pelve e flexão do joelho no período de apoio, são considerados os principais mecanismos para redução do deslocamento vertical do COM. Os três determinantes restantes, interação entre joelho, tornozelo e pé e deslocamentos laterais da pelve pela ação dos adutores do quadril, quadríceps e isquiotibiais, são responsáveis pela minimização da oscilação horizontal do COM (SAUNDERS et al., 1953). A interação destes determinantes representa uma melhora de 50% na eficiência da marcha (PERRY, 1992).

A estabilidade em pé é determinada pelo equilíbrio funcional entre o posicionamento do corpo e a atividade muscular de cada articulação (HALL, 2000). O equilíbrio compreende a análise da permanência em pé e a função de gerir o centro de gravidade durante o movimento (VIEL, 2001).

3.6 BIOMECÂNICA DA COLUNA VERTEBRAL RELACIONADA AO TRANSPORTE DE CARGAS

Os primeiros estudos relacionados ao transporte de cargas tinham como objetivo investigar o desempenho e eficácia militar. A Biomecânica foi usada inicialmente para estudar a patogênese da marcha humana e técnicas relacionados ao esporte. Gradativamente, encontrou aplicação, em pesquisas sobre o transporte de cargas;

assim, grandes contribuições têm sido dadas com a determinação das variáveis biomecânicas. A quantificação biomecânica das alterações da postura, padrão da marcha, mensuração angular, força e momento articular, atividade elétrica dos músculos e referências antropométricas, refletem as tensões a que é submetido o aparelho esquelético-muscular durante a atividade motora de transportar carga (CARVALHO, 2004).

Malhotra e Sen Gupta (1965) compararam o custo metabólico de transportar malas e mochilas escolares, que pesavam de 2 a 6 quilogramas em 6 escolares de 9 a 15 anos de idade. Testaram diferentes posições de transporte: mochilas com duas alças de ombros, mochilas com uma alça de ombro e mala escolar segurada por uma das mãos. Verificou-se que transportando a mochila escolar na posição de alças bilaterais de ombros (estilo backpack) resulta em menor consumo energético quando comparado ao transporte na região lombar baixa ou de modo assimétrico em um lado do corpo.

As diferentes formas utilizadas para o transporte de mochilas podem alterar a postura. A postura não é um fator determinado, ela sofre variações conforme as atividades realizadas durante o dia (MOFFAT e VICKERY, 2002). Em um determinado exercício ou mesmo atividades físicas ocorrem variações da postura por diversas vezes. Alguns pesquisadores (BERTOLINI e GOMES, 1997), relatam que dos 7 aos 12 anos, a postura da criança sofre grande transformação na busca do equilíbrio, compatível com as novas proporções de seu corpo. Os mesmos autores ainda relatam que nessa idade, em que sua mobilidade é extrema, a postura se adapta à atividade que ele está desenvolvendo. A utilização de posturas equivocadas durante as atividades que realizamos freqüentemente pode levar a uma aceleração do processo de desgaste sofrido pelo aparelho locomotor e a possíveis alterações posturais.

Estrazulas et al.(2007), encontraram alterações angulares posturais em crianças quando submetidas à situação de transportar sobrecarga em mochilas do tipo duas alças, com carga equivalente a 10% do peso corporal, após 15 minutos de caminhada. As variáveis estudadas, ângulos do tronco, quadril, joelho e pelve-tronco, apresentaram diferença estatisticamente significativa em algum momento do ciclo da marcha,

constando que a carga e tempo que as crianças foram expostas, estavam alterando seu padrão normal de caminhada, e portanto, podendo prejudicar a saúde destes indivíduos.

3.7 ASPECTOS CINÉTICOS

Com relação à análise cinética, o interesse é identificar o que causa o padrão de movimento verificado. A análise cinética da marcha é responsável pelo estudo das forças que produzem ou modificam o movimento (ROSE e GAMBLE, 1998) e inclui tanto as forças internas quanto as forças externas, permitindo obter as causas do movimento, seus mecanismos e suas compensações (WINTER, 1990).

Uma compreensão da cinética de movimento humano é fundamental à compreensão do sistema de músculo-esquelético. O movimento do sistema músculo-esquelético é o resultado de um equilíbrio entre forças externas e internas que agem no corpo. As forças internas que atuam dentro de um corpo são aquelas geradas pelos músculos e transmitidas pelos tecidos corporais, as forças de tensão transmitidas pelos ligamentos e as forças transmitidas através das áreas de contato articular (CAPOZZO, 1984; LEVEAU, 1992).

A descrição quantitativa de todos os aspectos mecânicos da marcha está ligada às forças que causam o movimento observado e seu papel no fenômeno analisado. As variáveis cinéticas incluem parâmetros como a força de reação do solo, a força transmitida através das articulações, a potência transferida entre os segmentos corporais e a energia mecânica dos segmentos (SACCO, COSTA & AMADIO, 1997).

Uma das variáveis cinéticas mais comumente investigada na locomoção é a força de reação do solo (WHITTLE e LEVINE, 1999), que é verificada com a utilização da plataforma de força. Com o auxílio da plataforma de força, as componentes das forças vertical e horizontal que atuam nos três eixos de movimento (longitudinal, médio-lateral e ântero-posterior) de sua superfície são obtidas.

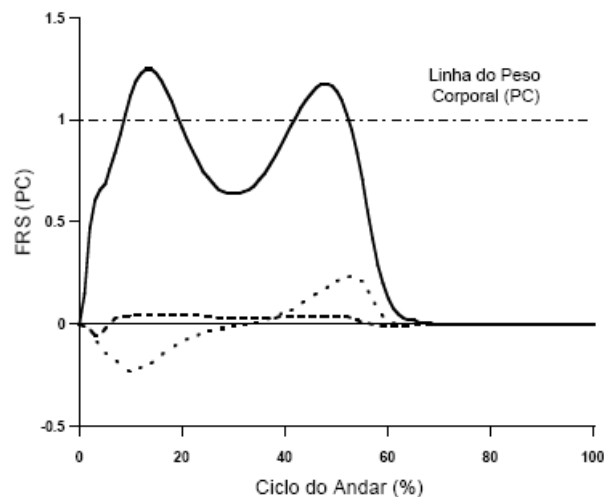


Figura 3 - Componentes da força de reação do solo (FRS) normalizadas pelo peso corporal (PC) durante um ciclo do andar. Linha contínua representa a componente vertical, linha pontilhada representa a componente ânteroposterior, e linha tracejada representa a componente médio-lateral da FRS. Modificado de BARELA, 2005.

3.8 PADRÕES CINÉTICOS DA MARCHA

As quantidades cinéticas estudadas por diferentes pesquisadores na locomoção humana incluem parâmetros como força de reação do solo, a força transmitida através das articulações, a potência transferida entre os segmentos corporais. A cinética proporciona uma visão da causa da cinemática da locomoção observada (MEGLAN; TODD, 1998).

Das três leis do movimento desenvolvidas por Isaac Newton que são bases importantes da matemática na avaliação da cinética da locomoção, a terceira lei é especialmente a mais importante para a locomoção. Chamada Lei de ação e reação, afirma que as forças são sempre compostas aos pares, iguais e em direções opostas, de modo que se um corpo é empurrado contra o outro, o segundo empurrará de volta o primeiro, com força da mesma magnitude (HAMILL; KNUTZEN, 1993). Portanto, a força de reação do solo nada mais é do que uma aplicação direta da terceira lei de Newton. Na locomoção, na qual as mudanças na força são controladas pela musculatura corporal, a força

exercida pela superfície de marcha contra o pé é chamada força de reação do solo (MEGLAN; TODD, 1998).

A direção e a magnitude da força de reação coincide com a direção e a magnitude do movimento do centro de massa do corpo (CAMPOS *et al*, 2001). A força de reação do solo ou do piso comum é uma resposta às ações musculares e ao peso do corpo, transmitidos pelos pés. Durante a marcha, os dois pés ficam em contato com o piso simultaneamente em cerca de $\frac{1}{4}$ do tempo, e os efeitos no centro de massa do corpo (ou centro de gravidade do corpo) resultam da soma das forças de reação que atuam em ambos pés. Durante os $\frac{3}{4}$ de tempo restantes, apenas a força de reação nesse pé influencia o movimento do centro de massa do corpo (MEGLAN; TODD, 1998).

Em estudo realizado por Bezerra, et al (1996) foram analisados nove sujeitos adultos normais transportando mochilas do tipo alpinista com capacidade de 40 L, 75 L e 90 L, carregadas com 10 kg, 20 kg e 30 kg respectivamente. Para a medida de FRS os voluntários caminharam 5 minutos em velocidade média estabelecida e constante, passando por uma plataforma de força. Não foram encontradas alterações significativas nos valores máximos e mínimos dos coeficientes de variação dos componentes vertical e antero-posterior da FRS na situação intra-indivíduo para as várias situações e para o coeficiente de variação inter-sujeitos encontraram valores menores que os descritos na literatura. Algumas variáveis da FRS tiveram alterações significativas quando comparadas às situações sem carga, com 20 kg e 30 kg. Os resultados mostram que a magnitude máxima do primeiro pico da força vertical não é meramente proporcional à carga transportada, mas aumenta num fator maior que da própria carga. Nenhum dos parâmetros temporais da FRS sofreu alterações. O impulso vertical sofreu alterações significativas quando comparadas as situações sem carga com a de 30 kg.

Martin e Nelson (1986) realizaram um estudo com 11 sujeitos do sexo masculino e 11 do sexo feminino para avaliarem o padrão do movimento da marcha, ao se transportar cargas, em ambos os sexos. Os autores encontraram diferenças no comprimento da passada entre os gêneros, mas não entre sujeitos do mesmo sexo. Este resultado

aparentemente ocorreu devido aos homens apresentarem maior estatura do que as mulheres e maior comprimento dos membros inferiores, o que também fez os homens selecionarem maior velocidade de deslocamento.

3.9 ASPECTOS CINEMÁTICOS

Dentre as diferentes análises possíveis utilizadas para investigar o andar, a análise cinemática é a análise mais utilizada para descrever tal movimento. Cinemática é considerada como uma área da biomecânica que estuda as posições, deslocamentos e acelerações do corpo ou dos segmentos corporais durante determinados movimentos. Durante a marcha, por meio da análise cinemática é possível descrever de maneira objetiva como os segmentos corporais se movimentam durante esta ação (PRINCE, et al., 1997).

O deslocamento do corpo pelo espaço é descrito como um movimento de translação, decorrente de deslocamentos angulares dos segmentos do corpo ao redor das articulações. Posto que os movimentos de translação são resultantes, entre outros fatores, dos deslocamentos angulares de cada segmento corporal e esses são discerníveis e mensuráveis, eles podem ser usados como um conjunto de parâmetros para a descrição da passada na análise da marcha (INMAN, RALSTON & TODD apud ROSE e GAMBLE, 1998). É importante ressaltar que os valores absolutos desses ângulos podem variar entre diferentes indivíduos investigados e condições de medição. A análise cinemática relaciona-se mais com o movimento relativo entre corpos rígidos e encontra aplicação na análise da marcha e de outros movimentos do corpo, nos quais cada segmento do membro é considerado como um corpo rígido. Em geral, o movimento tridimensional de um corpo rígido é definido por seis quantificadores independentes, habitualmente, três translacionais e três rotacionais (SUTHERLAND; KAUFMAN; MOITZA, 1998).

4 METODOLOGIA

4.1 MATERIAIS E MÉTODOS

Foram convidados a participar desta pesquisa escolares do ensino fundamental de Colégios Públicos e/ou Privados localizados da cidade de Curitiba – PR entre 7 e 10 anos de idade por representar a população usuária deste tipo de mochila. Os sujeitos foram recrutados a partir de escolas próximas ao Laboratório da Universidade Federal de Curitiba por conveniência. O convite foi realizado diretamente aos pais dos alunos que foram observados dentro da faixa etária descrita e que utilizavam a mochila com rodas para o transporte de materiais escolares.

Os respondentes ao convite (voluntários e pais/responsáveis) receberam em um segundo momento, detalhes específicos sobre os procedimentos e requerimentos do experimento, quando seriam avaliados por um médico que atestaria a condição física e clínica dos sujeitos. Sujeitos com desvios posturais importantes, lombalgias crônicas ou agudas ou outros problemas ortopédicos que poderiam limitar sua capacidade em transportar pesos foram excluídos do estudo. Estes critérios foram baseados nos estudos de Schweitzer (2008) e Carvalho (2004). Além disso, sujeitos com IMC acima de 19 kg.m^{-2} (Conde e Monteiro, 2006) não foram recrutados. Mesmo sendo direcionado à crianças com intimidade no transporte de mochilas, a experiência dos sujeitos no transporte de cargas não foi controlada, visto que essa tarefa é de fácil execução e um breve período de prática foi executado antes do início da coleta de dados.

Estimava-se que 15 sujeitos fariam a composição da amostra, para isso convocou-se 20 crianças de ambos os gêneros, nenhuma das crianças foi excluída da coleta de dados, porém apenas 10 sujeitos ($7,8 \pm 1,61$ anos; $1,31 \pm 0,08$ m; $30,1 \pm 6,9$ kg) tiveram dados digitalizados de forma a contribuir ao estudo, os demais foram descartados por problemas técnicos com a formatação do equipamento ou pela perda do sinal dos pontos captados pelas câmeras. Finalmente, depois de aplicados os critérios de inclusão/exclusão, todos os participantes selecionados assinaram um termo de

consentimento livre e esclarecido que foi previamente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Paranaense (UNIPAR).

4.2 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

As coletas de dados foram realizadas no contra turno das escolas ou colégios a fim de maximizar a participação. No dia do experimento os sujeitos passaram por uma avaliação do peso da massa corporal visto que as cargas a serem transportadas corresponderam a 10% do peso corporal.

Os sujeitos foram instruídos a caminharem em linha reta pelo espaço previamente calibrado sem o uso da mochila o que ficou descrito como o momento “sem carga” e em fase posterior os alunos transportaram a mochila com 10% do peso corporal correspondente a cada sujeito.

Na sequência, foi realizado um período de familiarização, que consistiu em deambulação num espaço plano de 9,0m x 7,0m, no qual os participantes tiveram oportunidade de caminhar livremente. Foram posicionadas seis câmeras de captura óptica (MX-13, Vicon), amostrando em uma frequência de 100Hz, posicionadas de modo que pelo menos uma marca fosse capturada por, no mínimo, duas câmeras a fim de permitir a reconstrução da marcha em três dimensões (3D), conforme representado na Figura 4. A sincronização das imagens coletadas foram realizadas automaticamente pelo equipamento (Peak Motus 9, Vicon, USA). Os erros de medida nesse tipo de análise têm sido descritos como mínimos (< 1 mm) segundo o fabricante do equipamento.

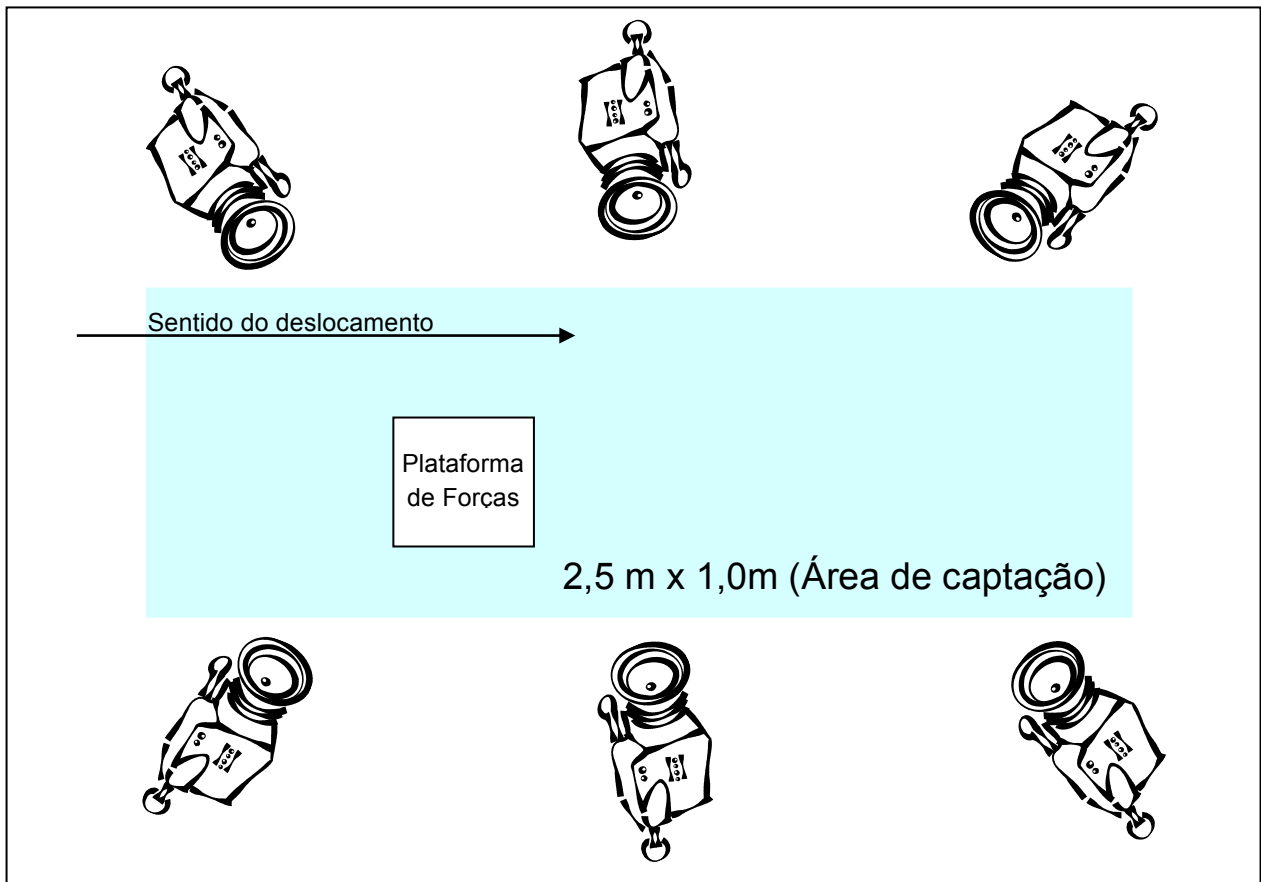


Figura 4 – Organização da área de coleta. Modificado de SOUZA (2006).

O peso transportado conforme já descrito, foi determinado em função do peso corporal e correspondeu a 10% nas condições com carga. Além disso, a velocidade da marcha foi monitorada, sendo que os participantes que apresentassem variações acima de 10% da média populacional seriam excluídos do estudo, fato que não ocorreu. Tais procedimentos foram adotados para evitar que variações na velocidade de deslocamento influenciassem os parâmetros analisados. Os valores das condições experimentais foram comparados com os valores encontrados para a marcha sem carga. A marcha sem carga (0%) foi a primeira a ser quantificada enquanto que as condições experimentais foram realizadas em ordem aleatória. Nas condições experimentais, as cargas foram fixadas na estrutura de uma mochila com rodas que teve seu compartimento de cargas (tecido) removido. Dessa forma, a estrutura metálica, alça e as rodas, não impediram a visualização os pontos dos marcadores corporais durante o transporte.

Um conjunto de dez ciclos da marcha foi capturado em cada condição e posteriormente os ciclos que tiveram clara definição dos pontos foram agrupados em uma média agrupada. A média agrupada foi calculada após cada um dos movimentos terem sido normalizados em função do ciclo da marcha, ou seja, o primeiro contato do calcanhar direito no solo correspondeu ao primeiro instante (0%) enquanto que o segundo contato deste mesmo segmento foi definido como o último instante (100%). Os cálculos foram feitos através de rotinas do tipo spline e têm sido aplicados em estudos que envolvem a normalização temporal dos dados.

4.3 INSTRUMENTOS/PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

4.3.1 Análise cinemática

A análise cinemática tem por objetivo a determinação das características espaciais e temporais da marcha, dos perfis dos segmentos e articulares nos planos sagital, coronal e transversal. Além disso, esta análise visa quantificar as modificações angulares durante a atividade de transporte da mochila tipo carrinho.

Antes do início de cada avaliação, a área da marcha foi calibrada, utilizando um objeto de referência conforme determinado pelo fabricante (Peak Motus 9, Vicon, USA). Uma área de 2.5m de comprimento, 1.0m de largura e 1.8 m de altura foi definida para o registro dos movimentos.

Os sujeitos receberam cada um, um *collant* e uma calça preta que ficaram suficientemente justas ao corpo para facilitar a disposição dos marcadores para captura das câmeras, as trocas de vestimentas foram realizadas pelos pais e/ou responsáveis pelas crianças em local apropriado.

Para reconstruir o movimento, um conjunto de marcadores reflexivos (diâmetro 1 cm) foi fixado à pele (alguns pontos) e a vestimenta onde foi possível, bilateralmente (exceção ponto 7 – coxa), de acordo com o modelo proposto por WHITTLE e LEVINE (1999). As marcas foram fixadas pelo mesmo avaliador nos seguintes pontos anatômicos: espinhas ilíacas ântero-superiores (1), cabeça do trocanter femural (2), epicôndilo

lateral do fêmur (3), maléolo lateral da tíbia (4), calcâneo (5) e quinto metatarso falangeal do pé (6), maior perímetro da coxa direita na região média anterior (7). Estes conjuntos de marcadores foram utilizados para definir os seguintes segmentos corporais: pelve (1), coxa (2 e 3), perna (3 e 4) e pé (4,5 e 6). O número 7 foi utilizado para determinar o plano de segmento da coxa e da perna direita respectivamente, de acordo com os procedimentos descritos por Persch (2008).

4.3.2 Análise cinética

A análise cinética tem por objetivo a determinação das características da relação que existe entre as forças que agem em um corpo, a massa do corpo, e o movimento do corpo. As forças de reação do solo foram quantificadas por meio de uma plataforma de forças (AMTI, modelo OR6 – 7, USA) fixada no solo e coberta por um tapete de borracha que não permitiu que os participantes identificassem sua localização. As forças de reação do solo foram capturadas de forma sincronizada aos dados cinemáticos, obedecendo as instruções dos pesquisadores.

Os participantes foram orientados a caminhar em velocidade auto-selecionada e os experimentadores orientaram o local de saída a fim de coincidir o toque do calcanhar direito com o solo sobre o centro da plataforma. Os participantes também foram orientados a caminhar em linha reta.

4.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO

O quadro 1 apresenta as variáveis cinemáticas do estudo. Para melhor compreensão, as variáveis cinemáticas foram distribuídas entre variáveis temporais e espaciais do movimento. O quadro 2 mostra as variáveis cinéticas.

QUADRO 01 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS TEMPORAIS E ESPACIAIS.

Variável	Definição da variável
Tempo total do ciclo (s)	Tempo de dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar durante um ciclo da marcha.
Comprimento da passada (m)	Distância entre o contato inicial do pé direito e o segundo contato do pé direito projetada no plano sagital.
Velocidade da marcha (m/s)	Velocidade do sujeito no sentido de seu deslocamento.
Cadência (passos/min)	Número de passos por unidade de tempo.
Elevação do pé (m)	Altura mínima de distância do metatarso em relação ao solo.
Rotação da pelve (°)	Amplitude de rotação do segmento anterior da pelve em relação a um eixo paralelo ao solo e transversal ao sentido de deslocamento do sujeito, mensurada no plano transversal.
Pico de flexão do joelho – Primeira Onda (°)	Valor máximo de flexão da articulação formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Pico de flexão do joelho – Segunda Onda (°)	Valor máximo de flexão da articulação formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Pico de extensão do tornozelo (°)	Valor máximo de extensão (dorsi-flexão) da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Pico de flexão do tornozelo (°)	Valor máximo de flexão (planti-flexão) da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.

QUADRO 03 – VARIÁVEIS CINÉTICAS TEMPORAIS E ESPACIAIS.

Variável	Símbolo	Parâmetro que define a variável
Primeiro Pico de Força	Fz1 (PC)	Valor máximo da Fy ocorrido no primeiro pico, normalizado pelo Peso Corporal
Segundo Pico de Força	Fz3 (PC)	Valor máximo da Fy ocorrido no segundo pico, normalizado pelo Peso Corporal
Suporte Médio da Força	Fz2 (PC)	Menor valor da força vertical ocorrido entre Fz1 e Fz3
Tempo para Fz1	Δt Fz1 (s)	Tempo decorrido entre o início do apoio e o Fz1
Tempo para Fz3	Δt Fz3 (s)	Tempo decorrido entre o início do apoio e o Fz3
Tempo para Fz2	Δt Fz2 (s)	Tempo decorrido entre o início do apoio e Fz2
Tempo total de apoio	Δt (s)	Tempo decorrido entre o toque do calcanhar no solo até o desprendimento dos dedos
Gradiente de crescimento da força vertical	GC (PC/s)	Coefficiente que indica a razão entre a Fz1 e o Δt Fz1

4.5 NORMALIZAÇÃO DOS DADOS

Depois de filtrados os dados foram normalizados em função do tempo e expressos por valores relativos e absolutos, além de representarem o percentual do ciclo da marcha a partir de um *software* específico que utiliza funções *spline*. Ou seja, cada conjunto de dados foi expresso de modo que todos pudessem conter 100 pontos. Depois de normalizados, a média agrupada de três tentativas foram calculadas e utilizadas para representar a performance de cada sujeito durante as duas condições experimentais (no plano e com mochila).

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Todas as variáveis foram analisadas através de estatística descritiva – média, desvio padrão. Os segmentos foram analisados em função das condições experimentais (transporte de carga através de mochila com rodas equivalente a 10% do peso corporal) por meio de uma série de Testes t. O Teste t de Student para amostras

dependentes foi realizado em todas as variáveis. O nível de significância foi fixado em $p \leq 0,05$. A análise estatística dos dados utilizou-se do software estatístico Statistica, versão 5.5. Os testes de Levene e Shapiro-Wilks foram realizados e confirmaram a normalidade e homogeneidade dos dados.

5 RESULTADOS

A presente seção visa apresentar os dados referentes às análises cinéticas e cinemáticas de crianças durante a marcha no plano (sem mochila) e o transporte de mochilas com rodas (com mochila). Inicialmente os dados das forças de reação do solo são apresentados para em seguida os dados cinemáticos serem apresentados.

Durante as coletas, os sujeitos foram capazes de realizar a tarefa proposta e seguir o protocolo estabelecido, em ambas as condições (com e sem mochila). Os participantes não relataram qualquer queixa ou desconforto durante a tarefa. Nenhum participante foi excluído em função do não cumprimento do protocolo. Os valores são mostrados na forma de média \pm desvio padrão e apresentados através de tabelas e figuras.

5.1 VARIÁVEIS CINÉTICAS

A tabela 1 mostra as variáveis cinéticas para as diferenças entre as condições de marcha no plano e carregamento da mochila com rodas. A comparação das condições experimentais do primeiro pico de força (F_{z1}) demonstrou similaridade ($p=0.331$) entre o caminhar com ($1,16 \pm 0,24$ PC) e sem mochila ($1,18 \pm 0,14$ PC). Os resultados deste estudo apontaram maiores magnitudes das forças de reação do solo durante a marcha no plano ($0,72 \pm 0,08$ PC) quando comparado ao transporte da mochila com rodas ($0,64 \pm 0,16$ PC) para a força do apoio médio (F_{z2}). Contudo, não foram encontradas diferenças entre as condições ($p=0.241$) experimentais.

Pode-se observar que o segundo pico de reação do solo (F_{z3}) durante a realização da marcha no plano ($1,06 \pm 0,05$ PC) foi similar ($p=0,41$) aquele apresentado durante o transporte da mochila com rodas ($1,09 \pm 0,15$ PC). O tempo do primeiro pico de força ($\Delta t F_{z1}$), o tempo do apoio médio ($\Delta t F_{z2}$), o tempo do segundo pico ($\Delta t F_{z3}$), o tempo total de apoio (Δt) e o tempo total do ciclo (Δt ciclo) também não diferiram entre as condições experimentais ($p > 0.05$) - vide tabela 1.

TABELA 1. VARIÁVEIS CINÉTICAS (MÉDIA \pm DESVIO PADRÃO) ENTRE AS CONDIÇÕES DE MARCHA NO PLANO (SEM MOCHILA) E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM RODAS (COM MOCHILA).

VARIÁVEL	SEM MOCHILA	COM MOCHILA	P
Fz1 (PC)	1,18 \pm 0,14	1,16 \pm 0,24	0,331
Fz2 (PC)	0,72 \pm 0,08	0,64 \pm 0,16	0,241
Fz3 (PC)	1,06 \pm 0,05	1,09 \pm 0,15	0,409
Δt Fz1 (s)	0,14 \pm 0,03	0,15 \pm 0,04	0,458
Δt Fz2 (s)	0,30 \pm 0,12	0,31 \pm 0,09	0,695
Δt Fz3 (s)	0,42 \pm 0,07	0,45 \pm 0,08	0,361
Δt (s)	0,55 \pm 0,08	0,58 \pm 0,13	0,561
GC (PC/s)	8,75 \pm 2,28	8,41 \pm 3,27	0,329

Fz1 (PC) - Força do pico inicial normalizado pelo Peso Corporal; Fz2 (PC) - Força do apoio médio normalizado pelo peso corporal; Fz3 (PC) - Força do pico final normalizado pelo peso corporal; Δt Fz1 - Tempo do primeiro pico de força; Δt Fz2 - Tempo do apoio médio; Δt Fz3 - Tempo do segundo pico de força; Δt - Tempo total de apoio; GC (f/t) - Gradiente de Crescimento do pico inicial.

O gradiente de crescimento (GC) encontrado no presente estudo para a marcha sem mochila (8,75 \pm 2,28 PC/s) e com mochila e (8,41 \pm 3,27 PC/s) foram similares (p=0,329). As variáveis espaciais e temporais dos parâmetros cinéticos não diferiram (p>0,05), independente da condição (com e sem mochila).

5.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

O teste t não identificou diferença para velocidade da marcha, o tempo total do ciclo e a cadência, ao investigar as variáveis temporais comparadas entre as condições experimentais (p \leq 0,05) conforme representados na Tabela 2.

Durante a marcha no plano, o comprimento da passada foi similar aquele encontrado durante o transporte com mochilas com rodas (p=0,084). As diferenças foram pequenas entre as condições experimentais e não ultrapassam a 3,7% em relação à marcha no plano (sem carga). A altura do pé em relação ao solo também não diferiu entre as

condições ($p > 0,05$). De fato, ao comparar as condições pode-se observar similares e as variações médias não oscilaram mais do que 0,1 cm.

TABELAS 02 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS (MÉDIA \pm DESVIO PADRÃO) ENTRE AS CONDIÇÕES DE MARCHA NO PLANO (SEM MOCHILA) E O TRANSPORTE DE MOCHILA COM RODAS (COM MOCHILA).

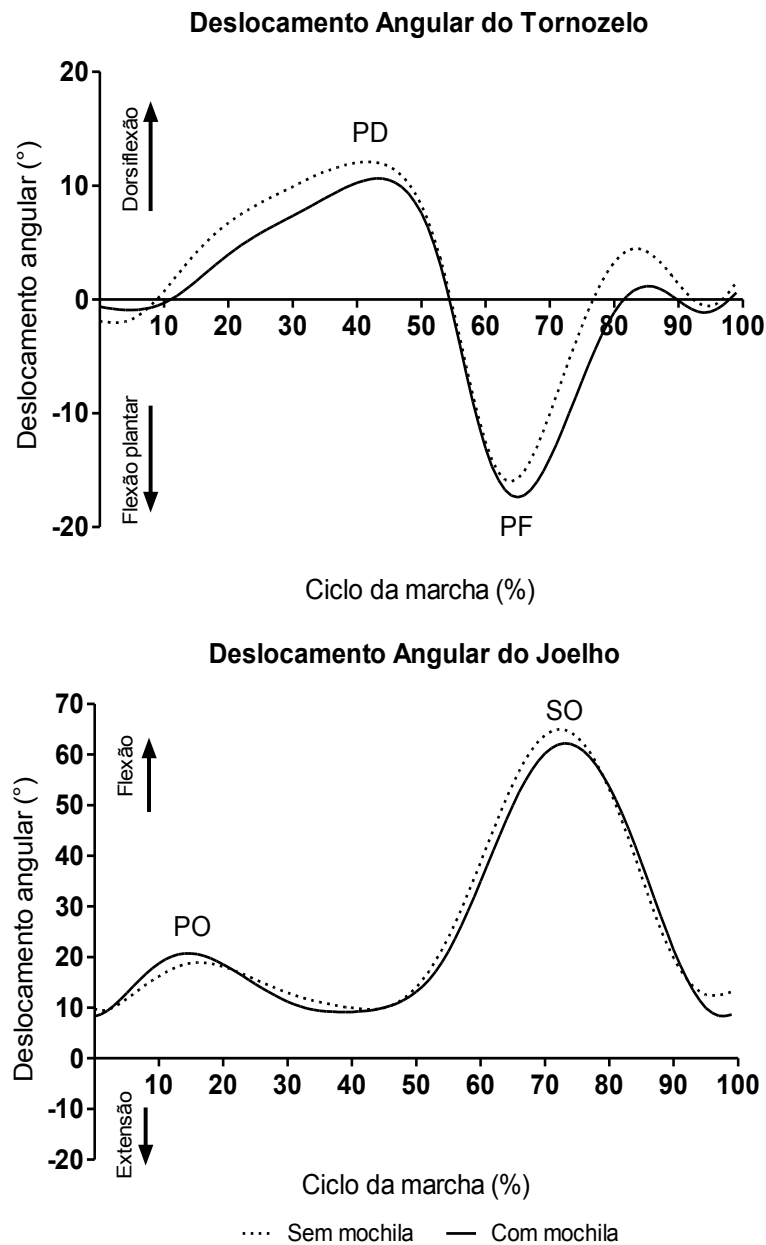
VARIÁVEL	SEM MOCHILA	COM MOCHILA	p
Velocidade da marcha (m/s)	1,26 \pm 0,16	1,20 \pm 0,20	0,342
Tempo total do ciclo (s)	0,889 \pm 0,112	0,907 \pm 0,158	0,577
Cadência (min/tempo total)	67,49 \pm 8,70	66,15 \pm 8,78	0,610
Comprimento da passada (m)	1,11 \pm 0,06	1,07 \pm 0,09	0,084
Altura do pé (m)	0,024 \pm 0,005	0,023 \pm 0,006	0,405
Pico da flexão plantar da articulação do tornozelo Direito (graus)	15,20 \pm 8,74	17,23 \pm 6,13	0,387
Pico da dorsiflexão da articulação do tornozelo Direito (graus)	12,06 \pm 6,68	10,62 \pm 5,15	0,580
Pico de flexão da articulação do joelho Direito - Primeira Onda (graus)	18,80 \pm 4,84	20,74 \pm 6,12	0,712
Pico de flexão da articulação do joelho Direito Segunda Onda (graus)	64,89 \pm 9,08	62,21 \pm 6,14	0,366
Pico de extensão da coxa (graus)	16,79 \pm 3,81	17,48 \pm 3,88	0,668
Pico angular de rotação da pelve (graus)	12,62 \pm 5,96	12,64 \pm 3,96	0,257

O pico de plantiflexão (PF) do tornozelo não foi influenciado pelo transporte da mochila, visto que nenhuma alteração das características cinemáticas foi detectada entre as condições experimentais. As características temporais também revelam similaridade entre as tarefas. Nota-se que os picos de flexão ocorreram em instantes próximos nas duas condições (63% e 65%, respectivamente). O perfil do deslocamento angular do

tornozelo encontra-se representado na Figura 1. Durante o momento de marcha o pico de flexão plantar do tornozelo (PF) no plano foi de $15,2^\circ$ e para o transporte de mochila com rodas $17,2^\circ$ ($p=0,387$).

Os picos de dorsiflexão (PD) do tornozelo ocorreram a $12,06^\circ$ para o ciclo da marcha no plano (sem mochila), e a $10,62^\circ$ no transporte da mochila com rodas, não foram encontradas diferenças significativas ($p=0,580$). Percebe-se também que os picos de dorsiflexão ocorreram em momentos similares entre as condições (42% e 44% do ciclo respectivamente).

A figura 5 apresenta o deslocamento angular do joelho, observa-se que durante a marcha no plano, o primeiro pico de flexão (PO) do joelho foi de $18,8^\circ$ e ocorreu a 16% do ciclo da marcha. A média do segundo pico (SO) de flexão do joelho foi de $64,9^\circ$ e ocorreu a 74% do ciclo da marcha. Durante o transporte da mochila com rodas o primeiro pico foi de $20,7^\circ$ e ocorreu a 15% do ciclo da marcha, enquanto que o segundo pico foi de $62,2^\circ$ e ocorreu a 74% do ciclo da marcha. Não foram encontradas diferenças ($p>0,05$) na magnitude e no tempo em que o primeiro e o segundo pico de flexão do joelho ocorreram entre as condições experimentais.

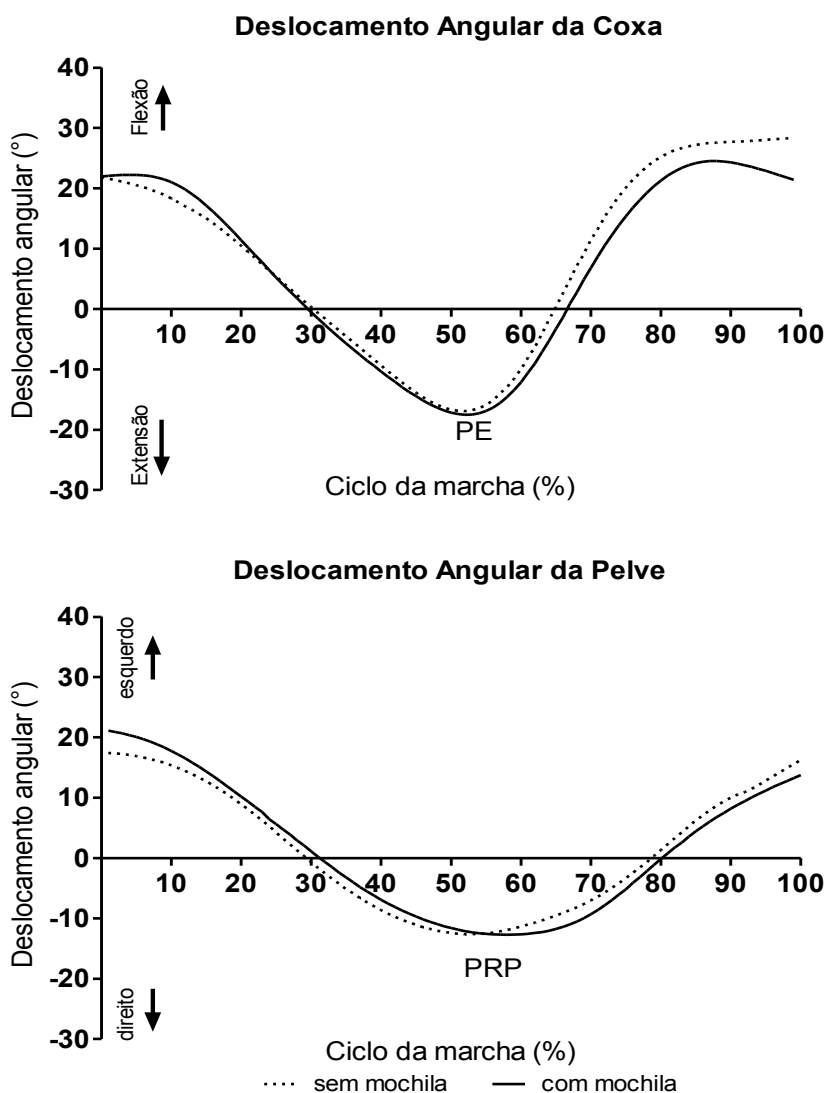


PD = Instante de pico da dorsiflexão da articulação do tornozelo direito; PF = pico da flexão plantar da articulação do tornozelo direito. PO = Primeira onda de flexão da articulação do joelho direito; SO = Segunda onda de flexão da articulação do joelho direito.

Figura 5 - Deslocamento angular da articulação do tornozelo direito e da articulação do joelho direito durante o carregamento de mochila escolar com rodas (linha cheia) e no plano (linha pontilhada).

Os valores encontrados para o deslocamento angular do segmento da coxa foi de 16,8° durante a extensão (PE) para a marcha no plano e 17,5° durante o carregamento da

mochila. A similaridade entre os resultados não permitiu identificar diferenças entre as condições ($p=0,668$). A análise dos instantes que a máxima extensão da coxa ocorreu também não diferiu (54% em ambas as condições; $p>0,05$). O deslocamento angular do segmento da coxa está representado na Figura 6.



PE = Instante do pico de extensão da coxa; PRP = e do pico de rotação direita da pelve.

Figura 6 - Deslocamento angular da coxa direita e deslocamento angular do segmento da pelve durante o carregamento de mochila escolar com rodas (linha cheia) e no plano (linha pontilhada).

A marcha no plano apresentou pico de rotação da pelve (PRP) de $12,6^\circ$, que ocorreu a 52% do ciclo da marcha no deslocamento. Não foram encontradas diferenças ($p>0,05$) quando a marcha foi comparada à condição que envolveu o transporte de mochila com rodas, na qual o pico de rotação pélvica foi de $12,6^\circ$ e ocorreu a 56% do ciclo da marcha. A Figura 6 também apresenta o deslocamento angular da pelve.

6 DISCUSSÃO

O objetivo principal deste estudo foi investigar alterações cinéticas e cinemáticas no ciclo da marcha de crianças durante o carregamento de mochilas escolares com rodas quando comparadas a marcha no plano (sem carga). Na seqüência, serão discutidos os resultados e as comparações entre as condições. No primeiro instante, serão abordados os itens referentes às variáveis cinéticas para em seguida as análises cinemáticas. Estudos similares têm empregado amostragens menores ou similares a presente pesquisa (BOLLI et al., 2002).

6.1 VARIÁVEIS CINÉTICAS

As variáveis cinéticas foram escolhidas a fim de representar as forças de reação e caracterizar os parâmetros de interação dos pés com o solo durante o transporte da mochila escolar com rodas e durante a marcha no plano.

O primeiro pico da força vertical de reação do solo (F_{z1}) representa o início do apoio médio em resposta aos eventos de aceitação de peso durante a resposta à carga. Neste instante, o centro de gravidade do corpo cai rapidamente, essas forças representam o efeito de aceleração do peso corporal, constituindo a maior magnitude das forças aplicadas após o início da fase de apoio. Peneireiro (2006), analisou o transporte de mochilas carregadas lateralmente com cinto pélvico e com alça simples com implementações de cargas referentes a 12% em relação ao peso corporal de cada sujeito e encontrou maiores magnitudes ($1,37 \pm 0,11$ PC e $1,35 \pm 0,09$ PC, respectivamente) do que os obtidos no presente estudo. A menor magnitude encontrada no presente estudo pode estar associada as forças que são transmitidas diretamente ao solo quando as cargas são transportadas através de mochilas com rodas. Nesse sentido ocorre uma menor sobrecarga sobre o aparelho locomotor.

A marcha no plano sem cargas de crianças (entre 10 e 12 anos) e de adultos (entre 18 e 41 anos) foi analisada e comparada (ESTRÁZULAS et al., 2005). Naquele estudo as crianças apresentaram maiores magnitudes no primeiro pico da força vertical de reação

do solo (1,11 PC) em relação aos adultos. Os adultos jovens apresentaram valores intermediários (1,06 PC). Os valores reportados por Estrázulas (2005) para o grupo de crianças durante a marcha no plano foram similares com aqueles encontrados no presente estudo, em ambas as condições. Tais achados revelam que os padrões de FRS encontrados no presente estudo são compatíveis com aqueles reportados por outros (KELLER, 1996; ESTRAZULAS et al., 2005). Portanto, a similaridade entre as condições (mochila e plano) apontam para demanda bastante similar.

O segundo momento das forças de reação do solo (F_{z2}) representa a força do apoio médio, que é gerado pela elevação do centro de gravidade. Enquanto o corpo rola para frente sobre o pé estacionário, ocorre a menor força vertical, que se dá imediatamente após o primeiro pico. Considera-se que um dos objetivos dessa fase é garantir a estabilidade do tronco e do membro, preparando-se e dando suporte para o avanço do outro membro em sua fase de balanço (PERRY, 2005). Na primeira metade do apoio simples, o membro de apoio avança sobre o pé estacionário por meio da dorsiflexão do tornozelo. Esperava-se alteração com o implemento da mochila de rodas, em decorrência de uma possível instabilidade causada por uma leve inclinação e rotação do tronco para tracionar a mochila de rodas. O membro contralateral tenderia a apoiar-se com mais rapidez ao solo para garantir a estabilidade do tronco, exigindo do membro de apoio maior FRS de F_{z2} . Pode-se inferir que o carregamento da mochila com rodas demanda um padrão similar à marcha sem carga e não requer alterações importantes nesta fase, o que justifica a similaridade da FRS de F_{z2} em ambas condições.

O segundo pico de força (F_{z3}) acontece ao final do apoio terminal e ocorre pelo abaixamento do centro de gravidade devido à aceleração do corpo para baixo. Nesse instante, o peso corporal projeta-se anteriormente e causa rolamento sobre o ante pé durante a fase de apoio terminal. Em consequência, a força vertical acima da linha do peso representa a aceleração inicial da queda sobre o membro, que então passa para além do ante pé. Este evento ocorre durante a fase ativa do movimento, em resposta à ação da musculatura extensora que atuam ao redor do tornozelo impulsionando o corpo à frente (AMADIO et al., 1996). Esta fase representa o momento em que as FRS são exercidas para cima e para frente, a demanda desta tarefa (com mochila) poderia

influenciar a magnitude destas forças por ter o tronco parcialmente rodado e posicionado mais posteriormente, e em consequência, um acréscimo na quantidade de massa corporal disposta sobre o membro inferior do lado da mochila pode ser esperado. Desta forma tais ajustes corporais poderiam demandar maior impulso nesta fase.

Como F_{z3} é um dos vetores da resultante que influencia o impulso, esperava-se encontrar maiores valores relacionados a esta ação. Entretanto, como não foram encontradas diferenças entre as condições (sem mochila e com mochila) é possível afirmar que não há necessidade de alteração na força para o carregamento de mochila com rodas. Assim, a capacidade dos sujeitos em discriminar e quantificar o estímulo externo, causado pelo uso da mochila com rodas não parece influenciar nos parâmetros cinéticos do movimento.

Aspectos temporais podem revelar como as forças são transmitidas e caracterizam a sobrecarga mecânica aplicada sobre o aparelho locomotor. Hong et al. (2005), analisaram crianças transportando mochilas de dupla alça e observaram que cargas de 15% da massa corporal (transportadas em mochilas dorsais de dupla alça) induzem a aumentos na duração da fase de duplo apoio. Aumentos na fase de duplo apoio indicam que o sujeito necessita de maior equilíbrio para realização da marcha, visto que o período de duplo apoio é considerado como a fase de reestabilização entre dois equilíbrios sobre um único pé (VIEL, 2001). A semelhança temporal entre o tempo total de apoio entre as condições experimentais indica que o transporte de mochilas com rodas não influencia o tempo de apoio e conseqüentemente não exige dos sujeitos necessidade de implementação de tempos maiores para execução da tarefa de transporte de mochilas com rodas quando comparadas a marcha no plano.

O gradiente de crescimento da força vertical (PC/s) é o coeficiente que indica a razão entre a F_{z1} (PC) e o $\Delta t F_{z1}$ (s) e indica a rapidez com que as forças são aplicadas sobre o aparelho locomotor. Aumentos no gradiente de crescimento representam maior rapidez na aplicação das FRS, e quanto menor o gradiente, maior a capacidade do sistema em frear (resistir) a aplicação de forças, assim, gradientes menos elevados podem indicar uma demora na resposta do sistema em recrutar os músculos para

dissipar as cargas que acabam sendo assimiladas pelos tecidos conjuntivos (ENOKA, 2000).

Cargas aplicadas sobre o tecido conjuntivo apresentam maior potencial para o desenvolvimento de lesões (HOPPENFELD, 1987). Por exemplo, em atividades de baixo impacto, onde a demanda sobre o sistema músculo-esquelético é relativamente baixa, os gradientes são consideravelmente menores, o que indica que os músculos podem ser recrutados para de forma rápida controlarem as forças. Assim, os gradientes encontrados em atividades como a hidroginástica são menores do que aqueles encontrados na corrida (RICARD & VEATCH, 1994). Estes estudos auxiliam na discussão da presente pesquisa, sendo possível observar gradientes de força (no presente estudo) compreendidos entre uma atividade de baixo impacto (hidroginástica) e de alto impacto (corrida), logo, a marcha no plano e o transporte de mochilas adéquam-se entre estas classificações.

Sujeitos adultos saudáveis realizando a marcha em esteira no plano apresentam gradientes de 7,55 PC/s para o membro direito e 7,57 PC/s para o membro esquerdo (SACCO *et al.*, 2001). O gradiente encontrado pelo presente estudo e a velocidade de deslocamento é similar aqueles encontrados na marcha em esteira. Portanto, durante o transporte de cargas a 10% do peso corporal com mochilas com rodas, as forças iniciais impostas sobre o sistema músculo-esquelético são compatíveis com aquelas encontradas em outras atividades consideradas de pequeno risco (ex. caminhada) permitindo classificá-las como uma atividade de impacto intermediário e de baixo risco. Tais resultados não suportam a hipótese (H4) de que o transporte de cargas em mochilas de rodas impõe cargas mais elevadas do que aquelas observadas na marcha no plano.

A similaridade encontrada nos parâmetros de FRS entre todas as variáveis em relação aos resultados reportados em outros estudos reforça o argumento que os participantes do presente estudo refletem as características da marcha de indivíduos saudáveis (HONG *et al.*, 2005; ESTRÁZULAS *et al.*, 2005). A análise das magnitudes e dos aspectos temporais das forças de reação do solo demonstraram um padrão estável das ações desempenhadas durante o carregamento da mochila com rodas. Tais achados

não apontam para a necessidade do uso de estratégias diferenciadas para o transporte de mochilas com rodas quando comparadas à marcha no plano. É necessário salientar que a duração destes eventos varia de acordo com a velocidade da marcha, que foi controlada em ambas as condições experimentais, assim, variações da velocidade não podem explicar as similaridades encontradas entre as condições.

6.2 VARIÁVEIS CINEMÁTICAS

As variáveis cinemáticas foram escolhidas a fim de representar as ações mais importantes do ciclo da marcha no plano e durante o transporte da mochila escolar com rodas.

A velocidade da marcha tem fundamental importância nas pesquisas relacionadas a marcha humana e tem servido como medida primária em análises de distúrbios da marcha, principalmente de crianças (PIRPIRIS et al., 2003). Alguns achados apontam para alterações nos padrões normais da marcha (cinética e cinemática) em resposta ao aumento ou a redução significativa da velocidade (VAN DER LINDEN et al., 2002; STANSFIELD et al., 2001).

Sutherland et al (1988) descreveram os parâmetros da marcha de 439 crianças saudáveis de 1 a 7 anos e registraram velocidades de 1,00m/s; 1,08m/s; e 1,09m/s para crianças de 4, 5 e 6 anos, respectivamente. Os autores relatam ainda uma relação direta entre o aumento da velocidade e a idade. Mediante o avanço da idade esses valores tendem a se assemelhar aos encontrados no presente estudo, ou seja, os achados do presente estudo são compatíveis com outros que analisaram crianças da mesma faixa etária.

Um dos aspectos importantes no presente estudo é que se esperava uma pequena redução na velocidade da marcha em torno do carregamento de cargas através da mochila com rodas em função da carga aplicada e do posicionamento corporal requerido para transportar a mochila. Além disso, acreditava-se que a carga e seu posicionamento tenderiam a diminuir a velocidade, contudo, não foi possível identificar

alterações entre as condições experimentais. Estes resultados podem ter ocorrido devido a carga que foi disposta no compartimento da mochila ter sido pequena (10% da massa corporal). Logo, não houve necessidade de retardar a velocidade de deslocamento em comparação à literatura (SUTHERLAND et al., 1988; VAN DER LINDEM et al., 2002; STANSFIELD et al., 2001).

Esperava-se que com o transporte de mochilas com carga de 10% PC aumento no tempo total de apoio pudesse ocorrer e que tal aumento fosse acompanhado por diminuição do tamanho da passada, a fim de se obter uma base de apoio ou suporte mais estável. Tal estratégia poderia facilitar o controle articular durante a condução da mochila com rodas, mas carga e o posicionamento posterior da mochila parecem não ter influenciado o tempo de duplo apoio durante a marcha.

A velocidade da marcha está diretamente relacionada à cadência e ao comprimento do passo. Os resultados do estudo realizado por Himmann et al. (1998) mostraram que a frequência dos passos permanece inalterada para indivíduos do sexo masculino, independente da faixa etária. Apesar dos sujeitos caminharem no plano transportando uma carga equivalente a 10% PC em uma mochila com rodas, um padrão similar foi encontrado quando comparado à marcha no plano (sem mochila). Esta similaridade sugere não haver necessidade de aumento na cadência ou no comprimento do passo.

O comprimento da passada é definido como a distância entre dois contatos do calcanhar (LEHMANN, 1994; GROSS, FETTO e ROSEN, 2000). Durante o carregamento de cargas, esperava-se um decréscimo no tamanho da passada a qual tem sido descrita durante o carregamento de cargas. Por exemplo, Bolli et al. (2002), realizaram estudo com crianças entre 8 e 9 anos durante o transporte de mochilas do tipo dupla alça e reportaram redução no comprimento da passada durante o carregamento da carga em relação à caminhada no plano (77,1m vs 80,8m). Comparações entre os estudos são difíceis, visto que diferenças nas estratégias de carregamento da carga. No estudo de Bolli et al (2002), o carregamento da carga se deu junto ao corpo, enquanto que no presente estudo a tarefa permitiu que o peso da carga fosse transmitido diretamente para o solo. Assim, a demanda da tarefa do transporte de cargas com mochilas com rodas não foi suficiente para provocar

modificações no comprimento da passada. De fato, apesar de envolver o transporte de uma carga, o uso de rodas na mochila parece não produzir diferenças no comprimento da passada em relação ao plano. Os resultados demonstram uma tendência na diminuição do comprimento da passada ($p=0,08$), o que sugere um possível efeito. Assim, outros estudos com cargas maiores e com um número maior de sujeitos são recomendadas para avaliar o efeito do transporte de mochilas com rodas sobre o comprimento do passo.

Durante a locomoção no plano, o tornozelo movimenta-se através de quatro arcos de movimento, embora estes arcos não sejam grandes, são críticos para progressão e absorção de choque durante o apoio (Perry, 2005). Duas vezes durante cada ciclo da marcha, o tornozelo de forma alternada realiza flexão plantar e dorsiflexão. Os primeiros três arcos ocorrem no apoio (flexão plantar – dorsiflexão – flexão plantar), enquanto que durante o balanço, o tornozelo realiza somente dorsiflexão.

Os resultados das comparações deste estudo revelaram que ambos os grupos (com e sem mochila) apresentaram padrões da marcha semelhantes, o que significa similaridade entre as condições, ou seja, durante os testes as crianças foram capazes de adaptar seus padrões locomotores em função da demanda de carga através do transporte de mochilas com rodas quando da marcha no plano sem o carregamento de cargas, contradizendo as hipóteses levantadas no início do estudo H_1 e H_2 .

A amplitude total de movimento do tornozelo utilizada durante a marcha tem em média 30° , com variações que vão de 20° até 40° (CERNY et al., 1990). O primeiro contato do pé com o solo ocorre pelo calcanhar, momento em que o tornozelo encontra-se neutro. Na seqüência, por volta de aproximadamente 0 a 10% do ciclo da marcha, ocorre o primeiro arco de flexão plantar, condição necessária para resposta à carga. Assim, os resultados do presente estudo são similares aos padrões normais da marcha relatados por outros autores (INMAN et al., 1998; MANN et al., 1983), percebe-se estreita relação, pois os estabelecidos nesta pesquisa estão próximos a 10% e 48% do ciclo da marcha apresentados por Perry, (2008).

Em virtude do início do duplo apoio terminal, acontece uma rápida flexão plantar que pode chegar a um pico de flexão de até 30° (48% a 65% do ciclo da marcha) no final do apoio. O desprendimento dos dedos inicia a ação final de dorsiflexão. Durante a fase do balanço médio uma posição neutra (0°) é estabelecida até o final desta fase (PERRY, 2008). Tais similaridades ocorrem ao início da fase de duplo apoio, onde inicia-se uma rápida flexão plantar do tornozelo. Logo, as características cinemáticas do tornozelo apontam para padrões de marcha que se assemelham aos padrões reportados no deslocamento no plano de crianças híginas.

A flexão plantar ocorre de forma importante no final da fase de apoio e causa a elevação e rotação da pelve que são importantes aspectos propulsivos da marcha (PERRY, 2008). Durante o transporte de mochilas com rodas, o membro superior permanece estendido a fim de segurar a haste superior da mochila, e tende a reduzir as ações geradas pelo tornozelo ao redor da pelve, visto a relativa fixação do segmento para tracionar a mochila e a carga. Assim, sob o ponto de vista teórico, o uso de mochilas com rodas pode demandar maior amplitude articular do tornozelo como forma compensatória para preservar as ações da marcha pelo maior impulso necessário para elevar a pelve. Todavia, a carga de 10% pareceu não possuir efeito expressivo sobre o tornozelo, que permaneceu relativamente inalterado. De fato, corroborando para a cinemática, as variáveis cinéticas não apontam para maior impulso na fase propulsiva do movimento.

Os resultados de ambas as condições e nas duas variáveis descritas para o tornozelo (dorsiflexão e plantiflexão) apresentam semelhança com o padrão normal da marcha humana relatadas por outros autores (David, 2000; Perry, 2005). Os deslocamentos angulares estão representados na Figura 1, que demonstram os valores médios encontrados entre as duas condições (sem mochila e com mochila). Estes achados também apresentam relações próximas aos encontrados em outros estudos (CERNY et al. 1990, KADABA et al.1989).

No plano sagital, o joelho apresenta quatro arcos de movimento. A flexão e a extensão ocorrem alternadamente no plano sagital, durante todo o ciclo da marcha. O movimento padrão ou normal do joelho durante o ciclo da marcha representa maiores e menores graus de flexão dentro da amplitude completa de 0° a 70°. Os achados deste estudo não apresentam variações relacionados a estes aspectos. Acreditava-se que ao transportar mochilas com rodas o joelho tenderia a diminuir seu arco de flexão, isto em virtude do carrinho da mochila estar posicionado logo ao lado deste segmento o que poderia resultar em uma pequena restrição de movimento para permitir a rolagem do equipamento próximo ao corpo sem a possibilidade do toque do membro com o carrinho. Ainda assim, as crianças apresentaram semelhanças entre a marcha no plano e marcha transportando mochilas com rodas

No contato inicial o joelho esta fletido a 5°. O primeira pico de flexão ou primeira onda, ocorre na fase de apoio durante a absorção das forças de impacto a fim de auxiliar na transferência de peso, por volta de 20% do ciclo com graus de flexão entre 15° e 20°, neste momento o joelho encontra-se fletido sob o máximo suporte de peso (INAMAN et al., 1981). As crianças participantes deste estudo comportaram-se exatamente da mesma forma aos padrões relatados. Durante o restante do apoio médio o joelho tende a estender-se gradualmente. Uma segunda onda de flexão ou segundo pico de flexão inicia-se ao final do apoio terminal com aproximadamente 7° de flexão, em seguida o maior pico de flexão se dá no instante da liberação do pé do solo, entre aproximadamente 50° e 70° a 70% do ciclo da marcha (DAVID, 2000). Novamente os dados da literatura são exatamente compatíveis com os achados desta pesquisa, não havendo alteração nos padrões angulares do joelho, para primeira onda e também para segunda onda.

Assim, similaridade do deslocamento angular do joelho entre a marcha com e sem mochila com rodas aponta para uma demanda que não requer ajustes. Provavelmente, a transferência de peso deve ter sido descarregada diretamente ao solo, pela sua localização (mochila) e desta forma possibilitado a manutenção das características da marcha no plano.

O segmento da coxa a partir da vertical normalmente encontra-se fletida próximo a 20° no momento do contato inicial. Pouca variação ocorre durante a fase de resposta à carga, pois o segmento encontra-se estável. Com o início do apoio médio até a fase do apoio terminal a coxa se posiciona num plano neutro de alinhamento isso por volta de 38% do ciclo da marcha, seguindo para uma fase de extensão por volta de 50% do ciclo da marcha com aproximadamente 20°. Durante o balanço inicial a coxa passa por uma fase de extensão em torno de 15°. A posição final em torno de 25° da coxa fletida é mantida dentro de uma variação de cinco graus durante o balanço terminal (SKINNER et al., 1985). A coxa e a pelve estão intimamente relacionadas durante o ciclo da marcha, sendo que caso ocorra inclinação da pelve pode-se modificar a amplitude do segmento da coxa durante o ciclo, e podem também influenciar no posicionamento do pé. Os achados do presente estudo representam similaridades aos padrões encontrados estabelecidos pela literatura.

Esperava-se alterações no comportamento deste segmento tendo em vista o carregamento de mochila com rodas. Acredita-se que a coxa poderia obter um maior grau de extensão durante o transporte de mochila com rodas em virtude da necessidade do membro superior ficar estendido posterior a coxa (sustentação da haste), e sendo necessário assim durante a fase de apoio terminal (elevação do calcanhar até o desprendimento dos dedos), um aumento da demanda de força pela musculatura extensora posterior da perna, aumentando assim a amplitude de extensão da coxa. Entretanto, não foram observadas diferenças.

Durante cada passada, a pelve move-se pouco sincronizada, permitindo alguns movimentos. No plano transversal observa-se rotação posterior e anterior (10°) com possibilidade de amplitudes angulares próximas e não precisas. Os sujeitos deste estudo comportaram-se em concordância com esta angulação. Apesar de representarem arcos de movimentos pequenos, estes determinam contínuas e importantes mudanças posturais ao longo do ciclo da marcha. Durante a marcha, as ações pélvicas são realizadas para minimizar o deslocamento do centro de gravidade (CG). Pode-se desta forma observar que as crianças durante a marcha no plano

transportando mochilas, mantiveram o deslocamento do CG sem importantes alterações.

A retirada simultânea de carga do membro oposto elimina o suporte para aquele lado da pelve, levando a uma rápida queda da pelve contralateral. A queda da lateral do lado contralateral da pelve durante a resposta a carga é o movimento crítico. A transferência do peso do corpo para o membro de apoio também libera o lado sem carga da pelve para começar a girar anteriormente no plano transversal (SISSON, 1985). Na fase de apoio médio a rotação transversal e a inclinação lateral da pelve retornam a neutro na metade da fase. Durante a fase de pré-balanço conforme o membro vai ficando sem carga, a pelve desse lado cai de forma rápida abaixo da linha do corpo, criando uma inclinação ipsilateral de 5°. No balanço terminal os eventos importantes são o impacto da carga, a mudança no alinhamento dos membros de apoio e balanço e a perda do apoio bilateral da pelve (PERRY, 2008). A sincronia dos movimentos de rotação da pelve não parece ser influenciada pela utilização de mochilas com rodas para o transporte de cargas de até 10% do peso corporal. Todos os eventos relatados pela literatura descrita anteriormente são observáveis no presente estudo e também não implicam alterações para esta condição (com mochila) quando comparada ao plano.

O comportamento do ângulo do quadril é caracterizado pela extensão máxima no toque do pé oposto e por uma flexão máxima no balanço terminal que ocorrem por volta de 50% a 80% do ciclo, respectivamente (SUTHERLAND et al., 1998). O aspecto da curva e os valores obtidos no presente estudo foram semelhantes nas condições (com mochila e sem mochila). Há uma relação próxima de movimento da pelve, fato que demonstra não haver necessidade de maiores ajustes de acomodação desta articulação para realização da marcha conduzindo mochilas com rodas. Os deslocamentos angulares de tornozelo, joelho e pelve parecem ser pouco susceptíveis a alterações induzidas pelo transporte de cargas por meio de mochilas com rodas em crianças. Desta forma, as hipóteses que pressupunham aumentos na amplitude articular nestes segmentos não foram aceitas (H_1 e H_2).

7 – CONCLUSÕES

Este estudo teve por objetivo analisar e comparar os efeitos das variáveis temporais e espaciais relacionadas à cinética e a cinemática em crianças com idade entre 7 e 10 anos através da marcha no plano e o transporte de mochilas com rodas. Considerando-se as sobrecargas a que o sistema musculoesquelético é exposto durante o transporte de cargas, estas podem vir a causar prejuízos à estrutura e ao funcionamento do aparelho locomotor. Assim, é útil detectar a magnitude das forças às quais o corpo humano é submetido.

Foi possível, a partir destes dados, identificar as capacidades e adaptações do organismo à sobrecarga. Os achados do presente estudo revelaram que a marcha de crianças transportando mochilas com rodas a 10% PC, quando analisadas por meio da cinética através da componente vertical da força de reação do solo, não foi alterada quando comparada a marcha no plano. Os picos de forças observados durante as diferentes fases de apoio, os tempos de ocorrência destes eventos, o tempo total de apoio, o tempo total do ciclo e o gradiente de crescimento da força vertical não sofreram modificações importantes em decorrência do transporte de cargas através da mochila com rodas.

Os resultados apontam que a utilização de mochilas com rodas para o transporte de cargas até 10% PC em crianças é um recurso eficiente, e assegura as mesmas condições de marcha no plano em decorrência da avaliação realizada através das forças de reação do solo. Assim, por meio dos achados conclui-se que as forças são dissipadas diretamente ao solo em virtude da disposição da carga (dentro da mochila) e do local onde a mochila se encontra (ao lado/atrás do corpo). Nesse sentido não há sobrecarga imposta ao aparelho locomotor.

Da mesma forma como na cinética, as variáveis pesquisadas através da cinemática (velocidade da marcha, tempo total do ciclo, cadência, comprimento da passada, altura do pé e deslocamento angular do tornozelo, joelho e pelve) não apresentaram alterações significativas capazes de provocar importantes efeitos nos padrões da

marcha de crianças transportando cargas através de mochilas com rodas quando estas foram comparadas a marcha no plano.

De fato, o transporte de mochilas com rodas a 10% PC foi similar à condição de marcha no plano do ponto de vista cinético e cinemático e não apresentou alterações destes parâmetros. Pode-se assim concluir que crianças com idade entre 7 e 10 anos, quando levado em consideração as variáveis abordadas no presente estudo, são capazes de caminhar no plano transportando mochilas com rodas a 10% PC com capacidade de locomoção sem restrições de movimento e sequer necessidade de novas implementações.

É importante destacar que a carga utilizada (10% em relação ao peso corporal) pode não ter sido suficiente para provocar alterações nos padrões analisados. Espera-se que outros estudos analisem e comparem os efeitos do transporte de cargas por meio de mochilas com rodas, através de cargas superiores às utilizadas no presente estudo, bem como o modelo cinemático possa contemplar todos ou a maioria dos segmentos relacionados aos membros superiores, no intuito de assegurar esta condição às pessoas que necessitam da utilização desse meio para o transporte de cargas.

REFERÊNCIAS

ADLER N.S, Csongradi J, Bleck EE. School Screening for scoliosis. W J Med 1984; 141: 631-3.

AMADIO, Carlos Alberto; DUARTE, Marcos. Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento humano. São Paulo: Laboratório de Biomecânica - EEFUSP, 1996.

BARELA, Ana M.F. Análise Biomecânica do Andar de Adultos e Idosos nos Ambientes Aquáticos e Terrestres. Tese de Doutorado. USP. São Paulo-SP. 2005.

BERTOLINI, Sonia M.M.G.; GOMES, Andréa. Estudo da incidência de cifose postural em adolescentes na faixa etária de 11 a 14 anos da rede escolar de Maringá. Revista de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá.v.8,n.1,p.105-110,1997.

BEZERRA, E.C., SERRÃO, J.C., SÁ, M.R., AMADIO, A.C. Descrição dinâmica da marcha durante o transporte de cargas de 10 kg, 20 kg e 30 kg através de mochilas. In. CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 8., 1996, Florianópolis. Anais. Florianópolis: Escola de Educação Física – UDESC – SBB, 1996. p.591-596.

BOLLI, C.M. & LINK, D.M. Análise cinemática do andar de crianças obesas. Revista Brasileira de Biomecânica. p13-17. Número 2. Maio. 2001.

BRUSCHINI S. Ortopedia Pediátrica. 2ª ed., São Paulo: Atheneu; 1998.

CAMPOS, A. O.; FREITAS, T. H.; HÜTTEN, P.; MOCHIZUKI, L. Análise das alterações biomecânicas da marcha durante a adaptação da caminhada em esteira; UNIVAP, 2001.

CAPOZZO, A. Gait Analysis methodology. Human movement science. v3. p.27-50, 1984.

CARVALHO, L.A.P. Análise cinemática do perfil da coluna vertebral durante o transporte de mochila escolar. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2004.

CARVALHO, L.A.P. & RODACKI, A.L.F. The influence of two backpack loads on children's spinal kinematics. Rev. bras. Educ. Fís. Esp., São Paulo, v.22, n.1, p.45-52, jan./mar. 2008.

CERNY, K.; PERRY, J.; WALKER, J.M. Effect of an unrestrict knee-angle-foot orthosis on the stance phase of gait in healthy persons. Orthopedics 13 (10): 1121-1127, 1990.

CONDE W.L.; MONTEIRO C.A. Body mass index cutoff points for evaluation of nutritional status in Brazilian children and adolescents. Jornal de Pediatria. Rio de Janeiro-RJ. 2006; 82: 266-72.

DAVID, A.C. aspectos biomecânicos do andar em crianças: Cinética e cinemática. 2000. Tese (Doutorado) – Universidade Federal de Santa Maria – Rio Grande do Sul.

DI DIO, L. A. Tratado de anatomia aplicada, São Paulo: Póllus Editorial, 1999.

ENOKA, R. Bases neuromecânicas da cinesiologia. São Paulo: Manole, 2000.

DURWARD, Brian; BAER, Gilian. Movimento funcional Humano. 1º edição, Editora Manole, SP, 2001.

ENG, J. & WINTER, D.A. Kinetic Analysis of the Lower Limbs during Walking: What information can be gained from a three-dimensional model? Technical note. Journal of Biomechanics, V. 28, n 6, PP. 753-8, 1995.

ESTRÁZULAS, J. A. ; BEZERRA, E. S. ; LEITE, C.S. ; BATISTA, B.S. ; SANTOS, J.S. ; MOTA, C. B. . Análise do andar em crianças transportando mochila do tipo duas alças por 15 minutos. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA. Rio Claro - SP : UNESP, 2007. p. 724-729.

ESTRÁZULAS, J. A.; PIRES, R.; SANTOS, D. M.; STOLT, L. R. O. G.; MELO, S. I. L. Características biomecânicas da marcha em crianças, adultos e idosos. *Lecturas Educación Física e Deportes, Revista Digital*, Buenos Aires, 2005. Disponível em: <http://www.efdeportes.com>. Acesso em: 5 set. 2009.

GARDNER, E.; GRAY, D. J.; RAHILLY, O. R.: *Anatomia - Estudo regional do corpo humano*. 2. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1988.

GOH, J., & THAMBYAH,; A. Effects of varying loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics*, 1: s26-s31, 1998.

GORMLEY J, JENKINSON A, WALSH M, O'BRIEN T. "Do children walk normally in the gait laboratory?", *Pediatr. Physical Therapy*. 23(3), 2003.

GROSS, Jeffrey; FETTO, Joseph; ROSEN, Elaine. *Postura e Marcha. Exame Músculo Esquelético*. Porto Alegre: Artmed, 2000. p.430-439.

HALL, S. *Biomecânica Básica*. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, São Paulo: Manole, 1999.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. Análise do movimento. In: *Biomecânica Básica*; 1ª Ed, Rio de Janeiro; Guanabara Koogan, 1993.

HAMIL, J.; KNUTZEN, K. *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, São Paulo: Manole, 1999.

HIMMANN, J.E.; CUNBIGHAM, D.A.; RECHNITZER, P.A.;PATERSON, D.A. Age-related changes in speed of walking. *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*. Madison. n. 2. v, 20. p. 161-166, 1988.

Hong, Y., LI, J., & Wong,; A. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure. 2000.

HONG, Youlian; LI, Jing Xian: Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children`s stair walking. *Gait & Posture*. V.22 p.63-68, 2005.

HOPPENFELD, S. Exame da Marcha. In: *Propedêutica ortopédica*, RJ, Ed. Atheneu, 1987.

HOPPENFELD, Stanley: *Propedêutica Ortopédica: Coluna e Extremidades*. Rio de Janeiro: Atheneu, 1999.

INMAN, V.T.; RALSTON, H.J.; TODD, F. Locomoção Humana. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. *Marcha Humana*. 2 ed. São Paulo. Premier, 1998. P. 1-22.

KADABA, M.P.; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E.; GAINEY, J.; GORTON, G. & COCHRAN, G.V.B. Repeatbilty of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, v. 7, PP. 849-60, 1989.

KAVALCO T.F. A manifestação de alterações posturais em crianças de primeira a quarta séries do ensino fundamental e sua relação coma ergonomia escolar. *Rev Bras Fisioterapia* 2000; 2(4).

KELLER, T. S.; WEISBERGER, A. M.; RAY, J. L.; HASAN, S. S.; SHIAMI, R. G. Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics*, Bristol, v. 11, n. 5, p. 253-259. 1996.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. A.; CROCE, U. D.; et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. v. 79, p. 317-322, 1998.

KNAPIK, J.; HARMAN, E.; REYNOLDS, K. Load carriage using packs: A review of phisyological, biomechanical and medical aspects. *Ergonomics*, London, v.27, n.3, p.207-216, 1996.

LARIVIÈRE, C., GANGNON, D and LOISEL, P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clinical Biomechanics*, v. 17, p.89-98, 2002.

LEGG, S.J.; MAHANTY, A. - Comparison of five models of carrying a load close to the trunk. *Ergonomics*, 28, 1653-1660, 1985.

LEHMANN, Justus F.; LATEUR, Bárbara J. *Análise da Marcha: Diagnóstico e Tratamento*. 4. ed. São Paulo: Manole, 1994. p.107-123.

LEVEAU, B.F. Williams and Lissner's: *Biomechanics of Human Motion*. 3 ed. Philadelphia: Saunders, 1992.

LIKAVAINIO, T.; ISOLEHTO, J.; HELMINEN, H. J.; PERTTUNEN, J.; LEPOLA, V.; KIVIRANTA, I.; AROKOSKI, J. P. A.; KOMI, P. V. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *The Knee*, Oxford, v.14, p.231-238, 2007.

LYONS K, Perry J, GRONLEY JK, BARNES L, ANTONELLI D: Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Phys Ther* 63:1597-1605, 1983.

MALHOTRA, M. S.; SEN GUPTA, J. Carrying of school bags by children. *Ergonomics*, v. 8, p . 55-60, 1965.

MANN, R.A, HAGY, J.L., WHITE, V.,LIDDELL, D.: The initiation of gait. *J Bone Joint Surg*. 63:1597-1605, 1983.

MARTELLI, Raquel C., TRAEBERT, J. Estudo descritivo das alterações posturais de coluna vertebral em escolares de 10 a 16 anos de idade. Tangará-SC, 2004. *Rev. bras. epidemiol.* vol.9 no.1 São Paulo Mar. 2006.

MARTIN, P.E.; NELSON, R.C. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, London, v.29, n.10, p.1191-1202, 1986.

MEGLAN, D; TODD, F; *Cinética da locomoção humana*. In: ROSE, J; GAMBLE,J; *Marcha Humana*. 2 Ed; São Paulo: Premier, 1998, p 77-101.

MELO, Sebastião I. L., PIRES, Roberta., ANDRADE, Mário César., OLIVEIRA, Juliane., Dinâmica da marcha de praticantes de caminhada de ambos os sexos em diferentes velocidades. XI Congresso Brasileiro de Biomecânica. 2005.

MOFFAT, Marilyn; VICKERY, Steve. Manual de Manutenção e Reeducação Postural. Porto Alegre: Artmed, 2002.

MOTA, CB ESTRÁZULAS, JA LINK, DM OLIVEIRA, LG TEIXEIRA, JS Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. Revista Brasileira de Biomecânica. Ano 3, Nº 4, Ed. Estação Liberdade, SP, 2002.

MUNHOZ, M. P. Estudo das adaptações posturais momentâneas decorrentes da aplicação progressiva de sobrecarga unilateral. Dissertação de Mestrado. Campinas . SP, 1995.

PASCOE, D.D.; PASCOE, D.E.; WANG, Y.T.; KIM, C.K. Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. Ergonomics, London, v.40, n.6, p.631-41, 1997.

PENEIREIRO, G.M. Influência da mochila em parâmetros dinâmicos, cinemáticos e fisiológicos da locomoção de carteiros pedestres. Dissertação de Mestrado. USP. 2006.

PERRY, Jacqueline: *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. New York: Slack, 1992.

PERSCH, L. N. Efeito do treinamento da força muscular sobre parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosas. Dissertação de Mestrado. UFPR. 2008.

PICKLES, B, COMPTON, A , SIMPSON, J e VANDERVOORT, A . Fisioterapia na 3ª idade. São Paulo: Livraria Santos, 2000.

PIRPIRIS M, WILKINSON A. J, RODDA J, HGUYEN T. C, BAKER R. J, NATTRASS G. R, GRAHAM H. K. "Walking speed in children and young adults with neuromuscular disease: Comparison between two assessment methods", *J. Pediatr. Orthop.* 23(3):302-7, 2003.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in elderly. *Gait & Posture*, Amsterdam, v. 5, p. 128-135, 1997.

RILEY, P. O.; CROCE, U. D.; KERRIGAN, D. C. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. *Gait and Posture*, Amsterdam, v.14, p.264-270, 2001.

RICARD, M. D.; VEATCH, S. Effect of running speed and aerobic dance jump height on vertical ground reaction forces. *Journal of Applied Biomechanics*, Champaign, v. 10, p. 14-27. 1994.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G: *Marcha Humana*, Editorial Premier, São Paulo/SP, 1998.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. 3. ed. Baltimore : Williams & Wilkins, 2006.

ROSSI, Wilson R.: *Marcha Normal*. In: HERBERT, Sizínio; XAVIER, Renato, et al. *Ortopedia e Traumatologia: Princípios e Prática*. Porto Alegre: Artmed, 1998.

SACCO I C N, COSTA P H L, AMADIO A C et al. Avaliação biomecânica de parâmetros antropométricos e dinâmicos durante a marcha em crianças obesas. *Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, Campinas, 1997.

SACCO, I. C. N.; SÁ, M. R.; SERÃO, J. C.; AMADIO, A. C. Estudo comparativo da força de reação do solo, parâmetros temporais e espaciais do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e diabéticos neuropatas. *Revista Brasileira de Biomecânica*, São Paulo, v. 3, p. 23-30. 2001.

SAUDERS, I.B.M.; INMAN, V.T.; EBERHART, H.D.E. The major determinants in normal and pathological gait. *Journal of Bone Joint and Surgery*, v. 35, p. 543-558, 1953.

SCHWEITZER, Pamela B. Características clínico funcionais e biomecânicas da marcha de idosos com osteoartrose de joelhos. *Dissertação de mestrado*. UDESC – 2008.

SISSON G, PERRY J, GRONLEY J, BARNES L.; Quantitative trunk muscle activity during ambulation in normal subjects. *Trans Orthop Res Soc* 10:359, 1985.

SKINNER SR, ANTONELLI D, PERRY J, LESTER DK: Functional demands on the stance limb in walking. *Orthopedics* 8(3): 355-361, 1985.

STANSFIELD B. W, HILLMAN S. J, HAZLEWOOD M. E, LAWSON A. A, MANN A. M, LOUNDON I. R, ROBB J. E. "Normalized speed, not age, characterizes ground reaction force patterns in 5-to 12-year-old children walking at self-selected speeds", *J. Pediatr. Orthop.* 21(3): 395-402, 2001.

SUTHERLAND, D.H.; OLSHEN, R.A.; BIDEN, E.N., WYATT, M.P. *The development of mature walking*. Oxford, Mac Keith press, Philadelphia, 1988.

SUTHERLAND, D.H.; KAUFMAN, K.R.; MOITOZA, J.R. Cinemática da marcha humana normal. In: ROSE, J; GAMBLE, J; *Marcha Humana*. 2: ed; São Paulo: Premier, 1998, p 23-44.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics, 1993.

VIEL, Éric. *A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções*. São Paulo: Manole, 2001. p. 277.

WATKINS, J. *Estrutura e Função do Sistema Músculo-Esquelético*. São Paulo: Manole, 1999.

WHITTLE, W. M.; LEVINE, D. Three-dimensional relationship between the movements of the pelvis and lumbar spine during normal gait. *Human Movement Science*, v. 18, p. 681-692, 1999.

WILLNER, S.; JOHNSON, B. Thoracic Kifhosis and Lumbar Lordosis during the growth period in children. *Acta Paediatric Scandinavian*, v. 72, p. 873-878, 1983.

WINTER, R. B.; BRADFORD, D. S.; LONSTEIN, J. E. Textbook of Scoliosis and other Spinal Deformities. 3. ed. Philadelphia: W. S. Saunders, 1987.

WINTER, David A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 2 ed. Ontario, Canada: University of Waterloo Press, 1990.

WONG, A.S.K.; HONG, Y. Walking pattern analyzing of primary school children during load carriage on treadmill. Medicine and Science in Sports and Exercise, Madison, v.29, p.85, 1997.

ANEXOS

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	67
ANEXO B – Aprovação do Comitê de Ética	68

ANEXO A – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido



UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR

Reconhecida pela Portaria - MEC Nº 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93

Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC

DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO
COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (CEPEH)

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ESCLARECIDO (TCLE)

Nome da Pesquisa...:

ANÁLISE CINEMÁTICA E CINÉTICA DURANTE O TRANSPORTE DA MOCHILA
TIPO CARRINHO EM CRIANÇAS

Pesquisador(es)...:

Dr. André Luiz Félix Rodacki, Pablo de Almeida

Orientador.....:

Para a realização desta pesquisa, eu (participante da pesquisa e/ou responsável por um participante) serei submetido a realização dos seguintes procedimentos:

Inicialmente os alunos serão avaliados, nesta etapa analisaremos os seguintes itens: altura, idade, peso corporal e também identificaremos se o aluno apresenta algum problema físico postural. Posteriormente, os alunos selecionados para a pesquisa necessitarão caminhar pelo laboratório livremente várias vezes com e sem o transporte de mochila de rodinhas, sendo que as cargas a serem transportadas na mochila corresponderão a 10 e 20% do peso corporal da criança. Durante esta caminhada pelo laboratório os alunos estarão sendo filmados por seis cameras, também serão demarcados em diversas articulações por pontos reflexivos, fixados por adesivos na pele ou por cima da roupa.

Riscos.....: Nenhum

Após ler e receber as explicações sobre a pesquisa, e ter meus direitos de:

- 1 - Receber resposta a qualquer pergunta e esclarecimento sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados à pesquisa;
- 2 - Retirar o consentimento a qualquer momento e deixar de permitir minha participação ou de qualquer indivíduo sob minha responsabilidade de estudo;
- 3 - Não ser identificado e ser mantido o caráter confidencial das informações relacionadas à privacidade.

Declaro por meio deste, estar ciente do exposto e concordar com minha participação na pesquisa, assim como qualquer indivíduo sob minha responsabilidade.

Nome do voluntário/Responsável: _____

RG: _____ CPF: _____

Assinatura: _____, ____/____/____

Eu PABLO DE ALMEIDA, declaro por meio deste que forneci todas as informações referentes ao estudo ao participante e/ou responsável.

RG: 57359765

CPF: 018.836.299-18

Assinatura do pesquisador: _____, ____/____/____

ANEXO B – Aprovação do Comitê de Ética



UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR

Reconhecida pela Portaria - MEC Nº 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93

Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC

DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO

COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (CEPEH)



CERTIFICADO

Certificamos que o projeto "ANÁLISE CINEMÁTICA E CINÉTICA DURANTE O TRANSPORTE DA MOCHILA TIPO CARRINHO EM CRIANÇAS", protocolo 18459/2009, sob a responsabilidade de PABLO DE ALMEIDA, está de acordo com os Princípios éticos na Experimentação Humana, adotados pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), e Resolução 196/96 do Ministério da Saúde, tendo sido aprovado pelo COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS DA UNIPAR (CEPEH/UNIPAR) em reunião realizada em 13/11/2009. Este certificado expira em 13/11/2010.

We certify that the project "ANÁLISE CINEMÁTICA E CINÉTICA DURANTE O TRANSPORTE DA MOCHILA TIPO CARRINHO EM CRIANÇAS", protocol 18459/2009, in the responsibility of PABLO DE ALMEIDA, is in agreement with the Ethical Principles in Human adopted by the National Council of Research Ethics (CONEP), and resolution 196/96 of the Ministry of Health, and was approved by the ETHICAL COMMITTEE FOR HUMAN RESEARCH OF UNIPAR (CEPEH/UNIPAR) in 11/13/2009. Expiration date: 11/13/2010.

UMUARAMA - PR, 04/12/2011.

Prof. Msc. Nilton Anderson Bespalez Corrêa
Presidente CEPEH/UNIPAR

Dayane Aparecida Fagiolo
Secretária CEPEH/UNIPAR

Registro Nº: 18459