

Monografia de Especialização
ANÁLISE CINEMÁTICA DO ANDAR DE CRIANÇAS
TRANSPORTANDO MOCHILAS DO TIPO DUAS ALÇAS

Jansen Atier Estrázulas



UFSM

Monografia de Especialização
ANÁLISE CINEMÁTICA DO ANDAR DE CRIANÇAS
TRANSPORTANDO MOCHILAS DO TIPO DUAS ALÇAS

Jansen Atier Estrázulas

PPGCMH

Santa Maria, RS, Brasil

2004

ANÁLISE CINEMÁTICA DO ANDAR DE CRIANÇAS TRANSPORTANDO MOCHILAS DO TIPO DUAS ALÇAS

por

Jansen Atier Estrázulas

Monografia de Especialização apresentada ao Curso de Pós-graduação em Ciência do Movimento Humano, Sub-área Biomecânica, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para
obtenção do grau de

Especialista em Ciência do Movimento Humano

PPGCMH

Santa Maria, RS, Brasil

2004

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Educação Física e Desportos
Curso de Pós-graduação em Ciência do Movimento Humano**

A comissão examinadora, abaixo assinada,
aprova a Monografia de Especialização

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO ANDAR DE CRIANÇAS
TRANSPORTANDO MOCHILAS DO TIPO DUAS ALÇAS**

Elaborada por
Jansen Atier Estrázulas

Como requisito parcial para a obtenção do grau de
Especialista em Ciência do Movimento Humano

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Carlos Bolli Mota - Orientador

Prof. Dr. Fenando Copetti

Prof. Ms. Deisi Maria Link

Santa Maria, 26 de outubro de 2004.

AGRADECIMENTOS

Tendo completado mais um estágio de minha vida acadêmica é importante destacar as “peças” que auxiliaram na execução deste trabalho e na evolução propriamente dita de minha vida.

Primeiramente gostaria de agradecer a Deus por me proporcionar todas as alegrias de minha vida, e também por colocar em meu caminho alguns obstáculos, pois sem eles eu nada seria.

Agradeço aos meus pais por me proporcionar, juntamente com Deus, a oportunidade de estar aqui neste mundo. E mais que isso pela educação e carinho que me deram por todos esses anos de vida.

Aos meus irmãos, pela parceria e amizade de sempre!!! Sempre presente nos momentos em que precisei, nem sempre fisicamente, mas sempre espiritualmente!!!

Aos meus amigos que também fazem parte desta etapa de minha vida. Os colegas de turma e de labiomec, que de uma forma ou de outra contribuíram para minha formação.

Ao meu orientador que desde a graduação me mostra o caminho que devo seguir e conselhos para o meu melhor desenvolvimento. Além de orientador sempre foi e sempre será um amigo!!! Amigo este que eu admiro e tento me espelhar.

A todos um sincero MUITO OBRIGADO!

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	Erro! Indicador não definido.
1.1 - O problema	Erro! Indicador não definido.
1.2 - Objetivos do estudo.....	Erro! Indicador não definido.
1.2.1 - <i>Objetivo geral</i>	Erro! Indicador não definido.
1.2.2 - <i>Objetivos específicos</i>	Erro! Indicador não definido.
1.3 - Justificativa	Erro! Indicador não definido.
1.4 Limitações do Estudo	Erro! Indicador não definido.
2 REVISÃO DE LITERATURA	Erro! Indicador não definido.
2.1 - Anatomia da coluna vertebral e suas curvaturas.	Erro! Indicador não definido.
2.2 - Evolução postural.....	Erro! Indicador não definido.
2.3 - Postura.....	Erro! Indicador não definido.
2.4 - Desvios posturais.....	Erro! Indicador não definido.
2.4.1 – <i>Escoliose</i>	Erro! Indicador não definido.
2.4.2 – <i>Cifose</i>	Erro! Indicador não definido.
2.4.3 – <i>Lordose</i>	Erro! Indicador não definido.
2.5 - O andar	Erro! Indicador não definido.
3 METODOLOGIA	Erro! Indicador não definido.
3.1 - Caracterização da pesquisa	Erro! Indicador não definido.
3.2 - População e amostra	Erro! Indicador não definido.
3.3 - Instrumentos de medida.....	Erro! Indicador não definido.
3.4 Variáveis do estudo.....	Erro! Indicador não definido.
3.5 - Procedimentos para a coleta de dados	Erro! Indicador não definido.
3.5 - Tratamento dos dados	Erro! Indicador não definido.
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	Erro! Indicador não definido.
4.1 Ângulo do joelho.....	Erro! Indicador não definido.
4.2 Ângulo do tronco	Erro! Indicador não definido.
4.3 Ângulo do quadril	Erro! Indicador não definido.
4.4 Ângulo da pelve.....	Erro! Indicador não definido.
4.4 Ângulo tronco-pelve	Erro! Indicador não definido.
5 CONCLUSÕES	Erro! Indicador não definido.
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	Erro! Indicador não definido.
ANEXOS	39

Lista de figuras

Figura 1: ciclo da marcha normal (Sutherland <i>et al</i> , 1998).....	14
Figura 2: Câmeras do sistema Peak Motus	19
Figura 3: Sistema Peak Motus	20
Figura 4: Organização da coleta de dados	23

Lista de gráficos

Gráfico 1: média dos ângulos do joelho durante o ciclo do andar	26
Gráfico 2: média dos ângulos do tronco durante o ciclo do andar	27
Gráfico 3: média dos ângulos do quadril durante o ciclo	29
Gráfico 4: média dos ângulos da pelve durante o ciclo do andar	30
Gráfico 6: média dos ângulos observados entre o ângulo da pelve e a inclinação do tronco durante o ciclo do andar	31

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE EDUCAÇÃO FÍSICA E DESPORTOS
PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA DO MOVIMENTO HUMANO
BIOMECÂNICA**

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO ANDAR DE CRIANÇAS TRANSPORTANDO
MOCHILAS DO TIPO DUAS ALÇAS
Jansen Atier Estrázulas**

Resumo

Alterações posturais decorrentes da utilização de sobrecarga no aparelho locomotor e de atitudes posturais incorretas podem ocasionar processos dolorosos na coluna vertebral e diversos malefícios para o sistema músculo-esquelético em crianças e adolescentes. Na busca por uma melhor compreensão destas alterações, realizou-se este estudo com o objetivo analisar o comportamento de características angulares do andar de crianças transportando mochilas do tipo duas alças à 10% da massa corporal e sem o uso dessa sobrecarga sobre o aparelho locomotor após 15 minutos de caminhada sobre uma esteira rolante. A população foi constituída de crianças estudantes com idade entre 9 e 10 anos que transportavam mochila do tipo duas alças. Participaram da amostra 14 crianças da rede pública de ensino da cidade de Santa Maria, sendo 8 do sexo masculino e 6 do sexo feminino. Para análise cinemática do andar foi utilizada a videografia bidimensional através do sistema *Peak Motus*, com duas câmeras a uma frequência de 60Hz, disposta de forma a capturar as imagens no plano sagital do movimento. Os ângulos estudados foram: ângulo do tronco, ângulo do quadril, ângulo da pelve, ângulo do joelho e ângulo do tronco-pelve. Os pontos demarcados para cálculo dos ângulos foram: cabeça, ombro, trocânter, crista ilíaca, joelho e maléolo lateral, direitos e esquerdos. Os resultados encontrados apontam alterações em todas as variáveis do estudo, que apresentaram uma diferença estatisticamente significativa em alguns instantes do ciclo do andar, quando aplicado teste “t” de *Student* para amostras independentes. Estas alterações demonstram uma compensação anterior do tronco quando submetido à sobrecarga de mochila do tipo duas alças. Analisando os resultados, pode-se concluir que o uso de mochila na situação estudada, que corresponde ao indicado por lei, pode desencadear problemas para a postura da população estudada. Além disso

destaca-se a necessidade de um maior cuidado por parte dos pais e responsáveis pelas instituições de ensino quanto ao tema, pois somente com a conscientização de todos podemos minimizar este problema

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
1.1 - O problema	1
1.2 - Objetivos do estudo.....	3
1.2.1 - <i>Objetivo geral</i>	3
1.2.2 - <i>Objetivos específicos</i>	3
1.3 - Justificativa	3
1.4 Limitações do Estudo	4
2 REVISÃO DE LITERATURA	6
2.1 - Anatomia da coluna vertebral e suas curvaturas	6
2.2 - Evolução postural.....	7
2.3 - Postura.....	8
2.4 - Desvios posturais.....	10
2.4.1 – <i>Escoliose</i>	10
2.4.2 – <i>Cifose</i>	11
2.4.3 – <i>Lordose</i>	12
2.5 - O andar	13
3 METODOLOGIA	18
3.1 - Caracterização da pesquisa	18
3.2 - População e amostra	18
3.3 - Instrumentos de medida.....	18
3.4 Variáveis do estudo.....	20
3.5 - Procedimentos para a coleta de dados	21
3.5 - Tratamento dos dados	24
4 APRESENTAÇÃO E DISCUSÃO DOS RESULTADOS.....	25
4.1 Ângulo do joelho.....	25
4.2 Ângulo do tronco	26
4.3 Ângulo do quadril	28
4.4 Ângulo da pelve.....	29
4.4 Ângulo tronco-pelve	30
5 CONCLUSÕES	33
6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	35
ANEXOS	39

1 INTRODUÇÃO

1.1 - O problema

Os avanços tecnológico estão desencadeando o surgimento dos processos de mecanização e urbanização para melhoria da qualidade de vida. Em contrapartida, o homem tornou-se cada vez mais sedentário, assumindo atitudes posturais que sobrecarregam suas estruturas músculo-esqueléticas ocasionando processos dolorosos na coluna vertebral tanto em adultos como em crianças (Braccialli, 1997).

As algias da coluna vertebral representam uma queixa freqüente nos consultórios médicos, devido às más atitudes posturais causados pela solicitação incorreta da coluna vertebral. A incidência de problemas posturais em crianças e adolescentes vem crescendo acentuadamente nos últimos anos. Alterações posturais nas fases de crescimento e desenvolvimento destes jovens podem ser consideradas como alguns dos fatores predisponentes à condições degenerativas da coluna do adulto. Segundo Asher (1976), quase a totalidade dos problemas posturais origina-se na infância, principalmente os relacionados com a coluna vertebral, causados por traumatismos, fatores emocionais, sócio-culturais e de ordem hereditária.

O período da infância que vai dos 6 aos 10 anos Eckert (1993) considera como infância tardia. Nesta fase a autora coloca que a criança pode despender a maior parte de sua energia para o aperfeiçoamento dos padrões básicos de movimento estabelecidos neste período, pois agora os tamanhos e proporções do corpo mudam lenta e gradualmente, sendo que uma relação quase constante é mantida no desenvolvimento ósseo e de tecido. Bee (1997) comenta que neste período, padrões e hábitos estabelecidos poderão afetar não apenas a experiência na adolescência, mas também a vida adulta, como aquisição de hábitos posturais inadequados.

As deformidades ósseas têm sua origem, conforme Lapierre (1982), do nascimento até os vinte anos, principalmente entre os sete e quatorze anos, sendo um tempo propício para as correções, pois a estrutura óssea se torna

mais rígida a medida que a idade cronológica aumenta. Para Munhoz (1995) atividades que exijam que o indivíduo assuma freqüentemente as mesmas posições corporais, sejam elas em relação à posição dos membros ou esforços significativos da estrutura locomotora, criam hábitos posturais que podem, inclusive, refletir-se em alterações significativas do alinhamento corporal.

Ao relacionar-se ambiente escolar e postura, observam-se diversos problemas como dificuldades ergonômicas no transporte de material escolar, "*design*" das classes, disposição e proporções inadequadas do mobiliário. Apesar da preocupação e discussão acerca destes fatores por profissionais da área, crianças e adolescentes continuam utilizando-os, talvez por haver uma carência de dados antropométricos e biomecânicos sobre seus riscos posturais. De acordo com esta posição, Amadio (1996) comenta que uma boa postura não deve ser estabelecida em função de critérios estéticos como alinhamento entre as partes do corpo, mas de critérios biomecânicos e fisiológicos que determinem o menor custo energético e máxima sustentação.

Como sabe-se, a postura do adulto está ligada aos estímulos e experiências aos quais foi exposto durante seu desenvolvimento neuropsicomotor, às condições genéticas herdadas de seus antepassados e aos estímulos ambientais. Assim, conhecendo o corpo e a plasticidade da postura, é possível pensar em meios capazes de minimizar ou prevenir futuros problemas posturais, pois conforme Braccialli (1997), a educação postural tem a finalidade de permitir ao sujeito ser capaz de proteger ativamente seus segmentos móveis de lesões dentro das condições de vida corrente e profissional, seja no plano estático ou dinâmico.

A biomecânica, para Mello (1994), tornou-se uma importante área de estudo aliada ao combate e prevenção das incidências de doenças ocupacionais, contribuindo para que custos humanos sejam diminuídos delimitando os esforços de sobrecarga e definindo posturas adequadas.

Além disto, a biomecânica possui instrumentos que nos possibilitam identificar a postura e os fatores que podem influenciar nesta durante o andar. Estes estudos tornam-se necessários quando o aparelho locomotor é exposto a condições que podem ocasionar alterações da postura natural de cada

indivíduo. A partir disto, formulou-se a seguinte questão: A utilização de mochilas no transporte de material escolar com uma carga de 10% do peso corporal, durante 15 minutos, pode acarretar alteração em características angulares no padrão do andar?

1.2 - Objetivos do estudo

1.2.1 - Objetivo geral

Analisar o comportamento de características angulares do andar de crianças transportando mochilas do tipo duas alças sobre o aparelho locomotor, após 15 minutos de caminhada sobre uma esteira rolante, com carga de 10% da massa corporal e sem sobrecarga.

1.2.2 - Objetivos específicos

- Descrever o comportamento angular do tronco, quadril, joelho e pelve sem sobrecarga durante o ciclo completo do andar em esteira rolante.
- Descrever o comportamento angular do tronco, quadril, joelho e pelve com sobrecarga à 10% da massa corporal da criança durante o ciclo completo do andar, após 15 minutos de caminhada em esteira rolante.
- Comparar o comportamento do tronco, quadril, joelho e pelve com e sem o uso de mochila.

1.3 - Justificativa

Este estudo consistiu no prosseguimento de um projeto que vem sendo realizado há mais de dois anos no Laboratório de Biomecânica/CEFD, tendo como principal justificativa a necessidade de dados científicos para sustentação de leis já em vigor, sobre o peso máximo permitido no transporte de material

escolar por crianças do ensino fundamental. Por exemplo, a lei estadual nº 2.772/97, da Assembléia Legislativa do Estado do Rio de Janeiro, que diz que o peso máximo transportado por escolares de ensino fundamental não deve ultrapassar 10% da massa corporal da criança. Outra Lei esta em tramitação, na Assembléia Legislativa do estado do Rio Grande do Sul, sob o nº. 42/98, descrevendo o mesmo valor da Lei em vigor no Rio de Janeiro.

O tempo utilizado para a coleta, 15 minutos, justifica-se por ser o tempo mais indicado pelas crianças que caminham para chegar até o colégio. Em distâncias que superem esse tempo os estudantes normalmente vão de ônibus. Estes valores foram encontrados através de uma entrevista realizada em Escolas da Rede Pública de ensino de Santa Maria.

Santos et al. (2001), observaram diferença significativa quanto a força vertical na marcha em crianças usando mochilas e salientam a carência de estudos sobre a utilização de cargas em mochilas, relacionados a criança no ambiente escolar.

Pode-se ainda citar Mota et al (2002), que dizem que mesmo com a gravidade do tema, há poucas informações e publicações sobre assunto, tendo em vista sua importância e repercussão social na atualidade.

Somando-se a estes argumentos, tem-se a necessidade de maiores dados biomecânicos relativos a alteração postural devido a sobrecarga sobre o aparelho locomotor na criança em desenvolvimento.

1.4 Limitações do Estudo

Este estudo apresentou algumas limitações que podem ser relevantes para a interpretação dos resultados. Inicialmente pode-se destacar o fato do uso de esteira rolante para análise da marcha nos sujeitos do estudo. Isto ocorreu para facilitar a análise de três ciclos completos da marcha, já que, no solo seria possível analisa-los, devido a limitação de instrumentação. Cita-se este fato como limitação, mas é importante destacar que foi feito uma estágio

de adaptação dos sujeitos com a esteira e excluídos os sujeitos que não se adaptaram.

Outra limitação do estudo foi a diferença entre os calçados que os sujeitos usaram na coleta. Por este fato a variável ângulo do tornozelo não pôde ser contemplada neste estudo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 - Anatomia da coluna vertebral e suas curvaturas

A coluna vertebral estende-se desde a base do crânio até a extremidade caudal do tronco, sendo formada por 33-34 vértebras sobrepostas. Cada vértebra apresenta a forma de um anel, é formada por um corpo largo e situado ventralmente, na sua face dorsal encontra-se o arco vertebral, entre ambos forma-se o orifício ou forâmen vertebral e o conjunto destes origina o canal vertebral. A articulação existente entre uma vértebra e outra permite a mobilidade de toda a coluna, garantindo resistência a traumas, existindo ainda os discos cartilagosos que servem para aumentar a elasticidade do conjunto e atenuar os efeitos de eventuais lesões. Biomecanicamente a coluna vertebral no plano sagital pode ser caracterizada pelo formato de duplo S, resultado de duas lordoses (cervical e lombar) e das duas cifoses (torácica e sacral), sendo tais curvaturas fundamentadas filogeneticamente, onde as adaptações funcionais foram resultantes da adoção da postura ereta e da locomoção bípede (AMADIO, 1996)

As primeiras sete vértebras são chamadas de cervicais e formam a curvatura convexa no lado anterior do corpo. Segundo Hamill & Knutzen (1999), esta curvatura se desenvolve à medida que o bebê começa a levantar a cabeça. As doze seguintes, chamadas de torácicas, formam uma curvatura convexa no lado posterior do corpo, já presente no nascimento, sendo que estas vértebras se articulam com as costelas, que unem-se ao esterno, protegendo os órgãos internos. A coluna é ainda constituída por cinco vértebras lombares que, de acordo com mesmo autor, formam a curvatura convexa no lado anterior, que desenvolve-se em resposta ao apoio de peso e é influenciada pelo posicionamento pélvico e dos membros inferiores. A última curvatura é a sacrococcígea, formada por cinco vértebras soldadas entre si que formam o sacro e finalmente quatro ou cinco vértebras rudimentares também soldadas entre si que denominam-se cóccix ou osso caudal.

A coluna vertebral, além de absorvedora passiva de pressões, sua função é a de proteção da medula espinhal e transmissão de cargas, de acordo com Lapierre (1982) esta, desempenha um duplo papel, pois deve ser ao mesmo tempo um órgão de sustentação e um órgão de movimento. A coluna realiza os seguintes movimentos: extensão, flexão, inclinação (flexão lateral) e rotação. A extensão é maior na lombar e segmentos inferiores e menor nas regiões cervical e dorsal. A flexão ocorre em todas as regiões mas é maior na lombar. A inclinação é um movimento limitado, é maior na união da região dorsal com a lombar. A rotação é maior nas regiões superiores, pois na lombar as apófises a impedem. A região cervical é a que possui maior mobilidade e a torácica é a que apresenta menor mobilidade das três curvaturas (MELLO, 1986).

2.2 - Evolução postural

A posição ereta do homem, segundo Knoplich (1989), resultou da evolução das espécies, que de acordo com a concepção darwiniana, as que apresentavam variações favoráveis eram preservadas e as que apresentavam mudanças desfavoráveis tinham tendência à extinção. De acordo com Asher (1976), a adoção da postura ereta esteve associada a liberação dos membros superiores da tarefa de locomoção. Com isso, a função da pélvis ficou mais complexa tendo que sustentar todo o peso do corpo, distribuindo sobre as duas pernas e deslocando o seu centro de gravidade.

A posição ereta não é um equilíbrio no sentido físico, pois as ações equilibradoras (tendinosas e musculares) são predominantes mas não constantes e as oscilações do corpo fazem com que a linha da gravidade se desloque continuamente. Portanto, é um desequilíbrio permanente perpetuamente compensado (LAPIERRE, 1982). Ao assumir a postura ereta, numa adaptação das posturas dos seus ancestrais para o uso livre dos braços, o homem assumiu o ônus desta habilidade ímpar; condições dolorosas e incapacitantes dos tecidos e sistema músculo-esquelético.

Com as modificações para ajustar a coluna ocorrem o aparecimento de curvas lordóticas, secundárias, na região cervical e na lombossacra. Nisto desempenhou papel fundamental a massa muscular, por desenvolver uma força antigravitacional poderosa, que permitiu aos primitivos seres antropóides erguer-se do chão, adquirir a postura ereta, mantê-la e andar, sendo atos involuntários comandados pelo sistema nervoso central, agora comandados pelo sistema nervoso involuntário, com o passar dos séculos (KNOPLICH, 1989).

Nos movimentos cotidianos Amadio (1996) relata que as curvaturas fisiológicas da coluna são achatadas ou acentuadas e, em função disto, ocorrem mudanças na posição do centro de gravidade, o que requer mais ou menos ativação de grupos musculares para o restabelecimento do equilíbrio. O papel das curvaturas da coluna vertebral para Lapierre (1982) é muito importante, são elas responsáveis pela resistência e elasticidade. O mesmo autor considera duas teorias para o surgimento destas. A teoria de Hencke, onde as curvaturas seriam devidas a adaptação à posição vertical e a marcha, surgindo progressivamente com a idade e a teoria congênita de Delmas, onde estas preexistem ao nascimento. Podem ocorrer variações anatômicas das curvaturas vertebrais, ou seja, modificações pela atitude habitual do indivíduo, pela raça (nos negros as curvaturas são menos acentuadas), pelo sexo (nas mulheres são mais acentuadas devido a anteversão mais pronunciada da pelve, o que se acentua na gravidez mais ainda), cultura, etc.

2.3 - Postura

A postura pode ser definida, segundo Kandel et al apud Amadio (1996), como a posição e a orientação espacial global do corpo e seus membros relativamente uns aos outros. Para Knoplich (1989), postura envolve o conceito de equilíbrio, coordenação neuromuscular e adaptação e deve ser aplicado a um determinado momento corporal e para uma determinada circunstância.

A Academia Americana de Ortopedia, de acordo com Knoplich (1989), definiu postura como sendo o arranjo relativo das partes do corpo, e como

critério de boa postura o equilíbrio entre as estruturas de suporte do corpo. Essa postura é obtida pelo equilíbrio entre as forças que agem no centro de gravidade, puxando o corpo para o chão, e a força dos músculos antigravitacionais, que fazem esforço em sentido contrário.

A atitude designa o comportamento físico e psicológico da posição ereta diante do mundo exterior (LAPIERRE, 1982). Atitude adotada pelo corpo mediante apoio durante a inatividade muscular, ou por meio da ação coordenada de muitos músculos atuando para manter a estabilidade ou para assumir a base essencial que se adapte, constantemente, ao movimento que se quer realizar é definida por Gardiner apud Mello (1986) como postura e a divide em inativas ou estáticas e ativas ou dinâmicas.

Citando Aires et al, Munhoz (1995) relembra que todo vertebrado tem uma "postura fundamental" caracterizada pela atitude da cabeça e do corpo quando o indivíduo está em pé, sendo também definida como "postura de equilíbrio ou equilíbrio em pé", sendo que na espécie humana a postura fundamental é bípede com a cabeça ereta e o pescoço quase na vertical.

Hüllemann et al apud Mello (1986) considera boa postura como a harmonia entre as características do corpo e o estado emocional, dentro de uma postura ereta e tônica. Conceito de boa postura é ainda erroneamente entendido como o alinhamento perfeito dos segmentos, sendo também esta a definição da postura ideal que na realidade quase nunca ocorre (MUNHOZ, 1995).

No estudo do alinhamento corporal, Munhoz (1995) afirma que as adaptações são visíveis e até mesmo palpáveis sendo inevitável a discussão sobre a "adaptação postural". O alinhamento corporal adapta-se constantemente à manutenção do equilíbrio, proporcionando à postura humana um caráter essencialmente dinâmico, ocorrendo vários ajustes posturais que asseguram a manutenção do equilíbrio corrigindo a posição da cabeça, corpo e membros toda vez que a postura se modifica. Estes fatores fisiológicos atuam intrinsecamente, mas podem ser notados extrinsecamente através da postura de corpo inteiro, sendo um bom exemplo para isto as ações compensatórias

que aumentam em intensidade diante da aplicação de sobrecarga, como no caso de pesos sustentados.

Determinadas posturas podem comprometer vasos e nervos reduzindo a ação de membros e segmentos corporais envolvidos, Molen & Vink apud Tavalier (1996) relatam que há dados comprovando que desgastes posturais prematuros podem ser relacionados com a diminuição da expectativa de vida, ao indicar a associação de desgaste, trabalho, idade e o declínio da produtividade.

Citando Carter, Wong e Orr, Munhoz (1995) relata que os mecanismos de sobrecarga começam muito cedo no desenvolvimento esquelético, podendo orientar os modelos de ossificação endocondral e a construção dos ossos, e que as mudanças na atitude funcional normal do desenvolvimento do organismo que ocorrem nos tecidos são coordenadas por regras de adaptação. O mesmo autor reforça que as ações musculares podem comprometer o desempenho cinesiológico de estruturas do sistema locomotor ou até mesmo determinar a ocorrência de afecções patológicas como a lombalgia.

2.4 - Desvios posturais

2.4.1 – Escoliose

A palavra escoliose procede do grego e significa "curvatura da coluna", ela é vista como uma vértebra deformada, quando o corpo vertebral se vira na direção da convexidade da curva e os processos espinhosos para o lado côncavo (O'BRIEN & DRAYCOTT, 1987). Segundo Kuprian et al (1989) a maioria dos casos de escoliose é indolor, porque nas fases iniciais; existindo escolioses posturais (casos reversíveis) e escolioses estruturais (permanentes e que não podem ser completamente corrigidas) conforme o autor as causas podem ser miopáticas, neuropáticas (escoliose parálitica), osteopáticas (formação de vértebras cuneiformes), estática (encurtamento da perna),

fibropática (cicatriz, pele) e escolioses idiopáticas (infantil, juvenil e adolescente) que compreendem 90% dos casos.

Se a deformidade for em nível de coluna torácica, ocorre uma baixa do volume da cavidade torácica levando a dificuldade respiratória. A deformidade da coluna refletirá uma distorção do canal medular acarretando compressão medular, principalmente em curvaturas congênitas. Biomecanicamente a pior evolução da curva escoliótica deveria ser na curva lombar devido a fatores como gravidade e peso corporal, mas em um estudo com 408 pacientes escolióticos a maior incidência foi observada na região torácica com 57,3% e a lombar com 19,3% (KNOPLICH, 1989).

Para O'Brien & Draycott (1987) há dois pontos importantes a serem observados além da direção, localização e etiologia; estes são: (1) Quanto mais jovem o paciente ao início da curvatura, pior o prognóstico; (2) curvaturas que se deterioram rapidamente e/ou são dolorosas necessitam tratamento cirúrgico. Eles sugerem que a prevenção é melhor que a cura e que programas de rastreamento escolar são altamente positivos, principalmente em fases do estirão do crescimento (10 - 14 anos).

2.4.2 – Cifose

Menos comum que a escoliose segundo O'Brien & Draycott (1987) porém em alguns casos mais perigosa por causa da compressão da medula espinhal levando a paraplegia. De uma forma geral ela pode ser uma deformidade de dorso curvo gradual ou deformidade aguda ou dorso curvo como na tuberculose da coluna.

No tratamento da coluna vertebral a cifose está entre as deformidades mais negligenciadas, observado com mais freqüência em mulheres idosas, cuja as vértebras, devido a osteoporose ficam fracas e em forma de cunha ou se fraturam (KNOPLICH, 1989).

A curvatura gradual inclui a cifose do adolescente, que para O'Brien & Draycott (1987) é a resultante do acunhamento dos corpos vertebrais durante a fase de crescimento, geralmente à nível de coluna torácica, e, a espondilite

anquilosante onde o paciente perde a capacidade de olhar para frente e pode haver dor na coluna, perda progressiva de altura e perda do equilíbrio quando inclina-se para a frente. Na angulação aguda, há destruição ou ausência de parte ou de todos os corpos vertebrais e discos intervertebrais, a síndrome mais comum é a osteoporose senil.

As causas podem ser hereditárias, constitucionais, endócrinas e também pelas desproporções entre a quantidade de stress recebido e a capacidade de suportar o stress (KUPRIAN et al 1989). Os pacientes referem cansaço, tensão e endurecimento dos músculos posteriores.

2.4.3 – Lordose

O termo lordose é a curva da coluna observada no plano sagital, ocorre na convexidade da região cervical e lombar. O uso deste associa-se com o aumento da curvatura na região lombar (KNOPLICH, 1989). Outros termos utilizados para caracterizar este desvio acentuado é a lordose lombar ou hiperlordose, Hall (1993) relata que cerca de 70 a 80% das pessoas já sofreram de dor nesta região em algum momento de suas vidas.

A lordose lombar está diretamente relacionada com a obliquidade pélvica, devendo estar em torno de 20 graus, quando superior este valor, ocorre aumento da lordose e deslocamento do centro de gravidade e realinhamento de todas as curvas para uma compensação (KNOPLICH, 1989). De todas desvios apresentados é a lordose lombar a mais ocorrida, Hamill & Knutzen (1999) apontam que as cargas suportadas pela vértebras lombares podem chegar a 2,5 vezes o peso do corpo em uma atividade como caminhada.

As pessoas portadoras de patologias da coluna vertebral conforme Fazzi & Coutinho (1992) consideram seus problemas como declínio de sua condição física e de sua capacidade de resposta às solicitações da vida diária atribuindo um caráter irreversível para a solução de sua dificuldade.

2.5 - O andar

Com a evolução da espécie humana e a liberação dos membros superiores para a locomoção, tornando-se bípede, segundo Sutherland et al (1998) a marcha humana é relativamente uma forma exclusiva de locomoção. Dentre várias definições: caminhar: andar, percorrer (a pé), marchar, por-se em movimento; marcha: ato ou efeito de marchar, andamento regular, cadência; deambulação: passeio, caminhada, podendo ser definida como tipo de locomoção, mas parece ser unânime o termo andar por expressar melhor o gesto motor (BRUNIERA, 1994).

O membro inferior desempenha funções vitais como o andar e a sustentação do peso corporal. Hoppenfeld apud Link (2000) considera integridade essencial para que funções cotidianas se processem de maneira normal e eficaz. Como as patologias que o acometem se manifestam claramente durante o andar, ele aconselha a considerar os parâmetros de normalidade e anormalidade do andar, possibilitando reconhecer e tratar as patologias que existam.

Pela variedade de movimentos que a coluna realiza, ela é a primeira estrutura do sistema locomotor a sentir os efeitos das adaptações posturais, sendo que esta percepção ocorre através da dor e não da ação preventiva. Para Amadio (1996) a arquitetura funcional do sistema locomotor a partir das solicitações mecânicas atuantes, fatores como bases genéticas do crescimento e desenvolvimento normal e as solicitações mecânicas que atuam de forma a modificarem significativamente a expressão das informações genéticas.

Um dos atos motores mais automatizados, o andar ocorre na direção do deslocamento e sentido para frente, envolvendo seqüências alternadas de sobrecarga do corpo em um membro em seguida no outro, resultando um constante deslocamento do centro de gravidade, apresentando-se como movimento instável (BRUNIERA, 1994).

O andar corresponde a um padrão cíclico de movimentos corporais que se repetem a cada passo, embora estes movimentos sejam variáveis de indivíduo para indivíduo, ou para o mesmo indivíduo, devido a mudanças de

velocidade ou fatores como calçado, estado emocional e biotipo, existem eventos que são compartilhados por todos (DAVID, 2000).

Estes eventos podem ser melhor observados na Figura 1, que descreve todas suas características.

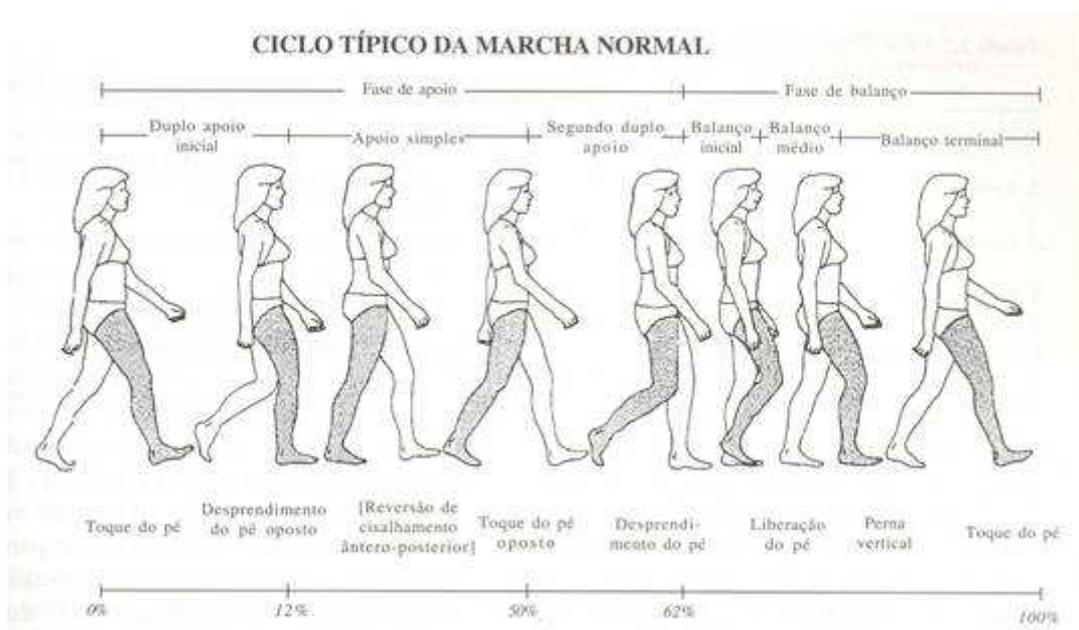


Figura 1: ciclo da marcha normal (Sutherland *et al*, 1998).

Pode-se observar que o ciclo do andar é tradicionalmente dividido em duas fases: a de apoio e a de balanço. Este ciclo é definido por um intervalo de tempo durante o qual uma seqüência de eventos sucessivos e regulares se completam. Sutherland *et al*, (1998) descrevem o toque do pé e o desprendimento do pé como quatro eventos, em vista de serem dois membros. A fase de apoio pode ser subdividida em três subfases: primeiro duplo apoio, apoio simples e segundo duplo apoio e a fase de balanço em balanço inicial, balanço medial e balanço final.

Considerando os movimentos realizados pelo pé durante cada ciclo são identificados oito eventos; cinco ocorrem na fase de apoio e três durante o balanço. Durante a fase de apoio ocorrem os seguintes eventos: (1) Contato do calcanhar: este evento inicia o ciclo e representa o instante em que o centro de massa do corpo está em sua posição mais baixa; (2) Pé plano: é o momento

em que a maior parte da superfície plantar está em contato com solo; (3) Apoio médio: ocorre quando o pé que está em balanço passa pelo pé que está em apoio e representa o instante em que o centro de massa do corpo está em sua posição mais alta; (4) Retirada do calcanhar: ocorre com a retirada da carga do peso corporal sustentado pelo antepé, iniciando o pré - balanço; (5) Retirada do pé: ocorre no início da fase de balanço. Para a fase de balanço são três os eventos ocorridos: (1) Aceleração: tem início logo que o pé deixa o solo e os músculos flexores do quadril aceleram o membro inferior à frente do corpo; (2) Balanço médio: ocorre quando o pé passa pelo pé contralateral, coincidindo com o apoio médio do pé de apoio; (3) Desaceleração: descreve a ação dos músculos quando eles desaceleram o membro inferior e estabilizam o pé para transferência do peso corporal (DAVID, 2000).

O termo cadência utilizado durante todo o estudo da locomoção foi definido por Winter apud Bruniera (1994) como a cadência natural ou livre como o próprio termo diz, e ocorre quando uma pessoa se desloca o mais natural possível em um intervalo de tempo. Para o mesmo autor à medida que a velocidade de deslocamento diminui, o tempo de apoio aumenta. Sutherland et al (1998) considera a velocidade da marcha como a média atingida depois de aproximadamente três passos expressa em distância pelo tempo (m/s, km/h).

Os determinantes do passo que nivelam a translação do centro de gravidade, de acordo com Smith, Weiss & Lehmukuhl apud Link (2000) são as rotações transversais, pélvicas, a inclinação pélvica, o deslocamento lateral do corpo e a flexão do joelho na fase de apoio, os quais exigem uma amplitude adequada de movimento do quadril, na qual, a perda deste, pode prejudicar o passo e diminuir a eficiência e a conservação de energia.

Tem-se estudado com interesse a área da base de sustentação do pé, ou seja, a distribuição de pressão na superfície plantar através de instrumentos adaptados a anatomia do pé humano, como o sistema F-Scan, que possibilita a mensuração bipedal através de interfaces, software e visualização gráfica desenvolvidos para quantificação dos parâmetros biomecânicos (AMADIO & DUARTE, 1996).

Segundo Sutherland (1998) o corpo muda sua configuração durante a marcha. Assim, as forças que atuam em cada segmento e através de cada articulação mudam com o movimento. As forças externas, a gravidade e a força de reação do solo são interações entre o corpo e o meio.

Na locomoção normal, segundo Meglan & Todd (1998) o centro de pressão progride do calcanhar para o hálux durante o período de apoio, começando mediantemente no calcanhar passando para a parte lateral do médio pé (onde permanece durante o médio apoio) e a seguir movendo-se para o antepé. Conforme os autores as reações do solo são uma resposta as ações musculares e a o peso do corpo, transmitidas pelos pés.

Nas porções do pé que têm contato com o solo, aproximadamente 50% da carga é sustentada pelo calcanhar e 50% transmitida para as cabeças metatarsianas. A carga na cabeça metatarsiana do primeiro dedo é duas vezes maior do que aquela das quatro cabeças metatarsianas laterais, durante a fase de apoio do andar, o centro de carga progride rapidamente para frente na direção do hálux durante a ultima parte do apoio, as cargas aumentadas tendem a ser transmitidas através da segunda cabeça metatarsiana (MACHADO, 1994).

2.6 - Implicações do uso da mochila escolar

Trabalhos recentes realizados sobre o uso da mochila escolar tem demonstrado valores percentuais médios além do estipulado por leis. Por exemplo, Link et al (2001), encontraram em uma escola Estadual, valores médios de massa da mochila de 12% da massa corporal das crianças, excedendo os valores de 10% estipulados pelas leis em vigor. Este estudo concluiu que com este percentual a mochila do tipo duas alças exerceu considerável influência no ângulo do quadril e na inclinação anterior do tronco. Não encontraram diferença significativa no ângulo do joelho e da pelve, além disso, as variáveis espaços-temporais mostraram-se estáveis como encontrado também por Santos et al (2001).

A carga ideal citada por Santos et al (2001), situa-se entre 5 e 10% da massa corporal, para crianças na faixa etária de 8 à 12 anos de idade. Porém o autor sugere a necessidade de descobrir um percentual exato de carga ideal, a partir de amostras maiores, o que vai ao encontro de Link et al (2001).

Os autores Hong & Cheung (2003), relatam que *The Hong Kong Society for Children Health and Development* reportaram que a média encontrada em uma pesquisa com 812 estudantes para o peso da mochila foi de 20.2% da massa corporal destes escolares. Além disto, esta entidade relatou uma incidência em 5,5% dos escolares estudados com deformidades na coluna, cuja média de sobrecarga transportada nas mochilas é superior a média encontrada. Esta entidade acredita que existe uma relação entre sobrecarga transportada pelos escolares e as deformidades na coluna.

Estes mesmos autores relataram em seu estudo com 23 crianças com idade entre 9 e 10 anos, analisando sobrecargas de 0, 5, 10, 15 e 20% da massa corporal, que não houve alteração no padrão da marcha, especialmente nas variáveis espaço-temporais, indo ao encontro com o estudo de MOTA et al. (2002). Além disto, Hong & Cheung (2003) concluem que se deve ter cuidado quando as crianças transportarem carga acima de 15% da sua massa corporal.

Pascoe et al. (1997) em seu estudo sobre as influências na postura do transporte de sobrecarga em mochilas durante o ciclo da marcha em crianças, concluíram que a mochila do tipo duas alças causa uma inclinação anterior significativa quando comparada ao andar sem o uso desta. Este mesmo grupo encontrou uma forte relação entre as sobrecargas elevadas e problemas na coluna. Também encontrou em um estudo nos Estados Unidos, uma média de peso nas mochilas dos escolares equivalente a 17% da massa corporal das crianças.

3 METODOLOGIA

3.1 - Caracterização da pesquisa

Esta pesquisa caracteriza-se por ser descritiva, segundo Gay (1987), visto que procurou-se descrever as características cinemáticas do andar, bem como possíveis alterações na postura decorrentes de sobrecarga no aparelho locomotor.

3.2 - População e amostra

A população deste estudo foi constituída por escolares com idade entre 9 e 10 anos que utilizavam mochila do tipo duas alças. A amostra foi escolhida intencionalmente, constituída de 14 crianças de 9 á 10 anos de idade, com uma média de idade de 9,3 anos, altura 1,35 m e massa corporal 27,8 kg, estudantes da rede pública de ensino da cidade de Santa Maria - RS. Além da idade, utilizou-se como critério de seleção da amostra a adaptação das crianças em andar sobre a esteira rolante. As crianças que não adaptaram-se foram excluídas da amostra do estudo. Quanto ao gênero, foram analisadas 6 crianças do sexo feminino e 8 do sexo masculino.

A mochila do tipo duas alças foi utilizada pelos resultados encontrados em uma pesquisa prévia realizada na mesma escola. Esta pesquisa apontou que 43% das crianças utilizavam este tipo de mochila, sendo este o mais utilizado como meio de transportar o material escolar.

3.3 - Instrumentos de medida

Foram efetuadas medidas antropométricas de massa corporal e estatura. Para essas mensurações foram utilizadas balança digital com resolução de 0,1 kg e fita métrica com resolução 0,01 m.

Para análise do andar utilizou-se uma esteira Rolante da marca Titanium 715, com velocidade e inclinação regulável. Este instrumento foi utilizado para facilitar a coleta de vários ciclos completos do andar das crianças, para posterior análise destes.

Para análise cinemática do andar foi utilizada a videografia bidimensional através do sistema Peak Motus, que possui câmeras de vídeo especiais, consideradas adequadas para a análise do andar humano (David, 2000).

3.3.1 Sistema Peak Motus

Este sistema é de origem norte-americana (Estados Unidos), tendo como princípio a cinemetria. O sistema utilizado neste estudo é composto por duas câmeras com alta frequência de aquisição de imagens, podendo ser regulada em 60 ou 180Hz, ou seja, analisar o movimento desejado subdividindo um segundo em 60 ou 180 imagens (instantes), para fazer uma análise detalhada e precisa do que se deseja estudar. Para este estudo utilizou-se duas câmeras com uma frequência de aquisição de 60Hz, disposta de forma a capturar o plano sagital do sujeito realizando a marcha sobre a esteira rolante. Esta frequência foi utilizada pois é considerado adequado para análise do andar (David, 2000).



Figura 2: Câmeras do sistema Peak Motus.

O sistema também é composto por dois vídeos cassetes especiais para gravação das imagens, um vídeo cassete para transferência das imagens para o computador e um *software* específico deste sistema para o processamento das imagens e cálculos dos resultados que se deseja.



Figura 3: Sistema Peak Motus

Este sistema também necessita de referência espacial, chamado de calibrador do sistema, ou escala, que mostra as referências espaciais para o sistema transformar a medida da tela do computador (medida virtual - pixes) em medida do objeto em estudo (medida real - metro), para calcular variáveis cinemáticas do movimento, como por exemplo: distância, velocidade, e aceleração. Neste estudo foi utilizado uma escala de 1 metro de comprimento, alinhado com a vertical, e no centro do local onde foram executadas as caminhadas, em cima da esteira rolante.

3.4 Variáveis do estudo

As variáveis deste estudo foram selecionadas de forma intencional, conforme estudos anteriores sobre o tema. Análise cinemática do andar requer um conjunto de variáveis que não foram contempladas neste estudo. Não foram analisadas as variáveis espaço-temporais, pois em estudos anteriores concluiu-se que a inclusão de sobrecarga no aparelho locomotor não altera de forma significativa estas variáveis (LINK et al. 2001). Por isso analisou-se as seguintes variáveis:

Ângulo do tronco: ângulo formado pela reta que une o quadril e o ombro em relação ao eixo vertical no plano sagital do sujeito.

Ângulo do quadril: ângulo formado entre prolongamento do seguimento tronco em relação ao seguimento coxa.

Ângulo da pelve : ângulo formado pela reta que une o quadril e a crista ilíaca antero-superior em relação ao eixo vertical no plano sagital do sujeito.

Ângulo do joelho: ângulo formado entre prolongamento do seguimento coxa em relação ao seguimento perna.

Ângulo tronco-pelve: ângulo formado pela reta que une o quadril e a crista ilíaca antero-superior em relação a linha que determina o tronco.

3.5 - Procedimentos para a coleta de dados

Primeiramente realizou-se um contato prévio com a instituição de ensino para consentimento da execução do projeto com os alunos desta. A instituição onde selecionou-se os sujeitos da amostra foi a Escola Estadual de Ensino Fundamental e Médio Prof^a. Margarida Lopes. Na segunda etapa, agendou-se as filmagens no Laboratório de Biomecânica da Universidade Federal de Santa Maria - UFSM, onde foram filmadas duas situações: o andar destas crianças sem sobrecarga e com sobrecarga à 10% da massa corporal, em mochila de duas alças, como prevê a Lei Estadual em vigor no Estado do Rio de Janeiro.

O andar destas crianças foi realizado sobre uma esteira rolante, com velocidade auto-selecionada para cada sujeito, sem qualquer inclinação em relação à linha do horizonte. Esta velocidade foi estipulada através de testes prévio, onde as crianças caminhavam fora da esteira e calculava-se a velocidade que esta estava desenvolvendo. A utilização da esteira deve-se a necessidade de analisar vários ciclos completo do andar para se realizar um estudo que gerassem dados mais confiáveis. Neste estudo analisou-se três ciclos completos do andar.

Com a utilização da esteira fez-se necessário uma fase de adaptação, onde as crianças caminharam sobre a esteira rolante durante 5 minutos ou mais dependendo de sua capacidade. Nesta fase de adaptação as crianças foram instruídas pelos pesquisadores que tentavam indicar, verbalmente, uma melhor forma de adaptação para estes.

Nesta etapa, que consistiu-se em coletar os dados no Laboratório de Biomecânica/UFSM. Realizou-se a identificação de pontos de referência anatômicos nos sujeitos da amostra, e aplicou-se nestes marcadores reflexivos, o que facilitou a digitalização dos mesmos. Realizou-se então a filmagem das crianças sobre a esteira, sendo as duas câmeras alinhadas perpendicularmente ao plano sagital de movimento, uma de frente para outra, possibilitando uma filmagem simultânea do hemicorpo direito e esquerdo.

Primeiramente fez-se a fase de adaptação, e a caminhada de 15 minutos sobre a esteira rolante com a sobrecarga equivalente a 10% da massa corporal das crianças. Após essa caminhada foi dado um tempo de 5 minutos de descanso e novamente colocou-se as crianças sobre a esteira para caminhar sem a utilização da mochila. Após a nova adaptação foi capturada os 3 ciclos da marcha sem sobrecarga, que foi utilizado para a comparação com a outra situação.



Figura 4: Organização da coleta de dados

Para a análise angular do andar as crianças foram instruídas no agendamento da coleta para a utilização de roupas adequadas, ou seja, calção de banho (meninos) e mini-blusa e shorts de colado ao corpo. Os pontos de referência marcados foram: ombro, trocâter, crista ilíaca, joelho e maléolo lateral, direitos e esquerdos assim posicionados:

- Ombro: ponto localizado 5 cm distal do acrômio (ápice do ombro, face lateral);
- Crista Ilíaca antero-superior: porção medial da margem superior da crista ilíaca anterior;
- Quadril: tuberosidade do grande trocâter, localizado sobre a extremidade proximal do fêmur em função articular com o quadril, na face lateral da coxa;
- Joelho: Côndilo lateral da tíbia, localizado sobre a extremidade proximal da tíbia em função articular com o fêmur;
- Tornozelo: Maléolo lateral, ponto mais proeminente localizado sobre a extremidade distal da fíbula em seu encaixe com o tornozelo.

3.5 - Tratamento dos dados

As variáveis do estudo foram armazenadas em tabulação eletrônica, no programa Excel. Além de armazenar efetuou-se neste programa a estatística descritiva (média e desvio padrão) e os gráficos do estudo.

A seguir, aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk, para testar-se a normalidade ou não dos dados, e escolha da estatística a ser utilizada. Os resultados comprovaram uma distribuição normal dos mesmos. Para verificar se os dados do hemicorpo esquerdo poderiam ser trabalhados juntos com os do hemicorpo direito, aplicou-se teste t de *Student* para amostra independente. Os resultados deste teste na apontaram uma diferença entre os hemicorpos, podendo assim trabalhar com a média entre estes. Para este teste utilizou-se o Programa Statistica 5.1.

Além disto, aplicou-se o teste t de *Student* para análise de amostras independentes para a comparação entre médias feita a cada 10% do ciclo do andar, iniciando a 0% e terminando em 100%, entre o andar com e sem o uso de mochila no aparelho locomotor. O nível de significância adotado para este estudo foi de 0,05.

4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para uma melhor compreensão das alterações posturais que a sobrecarga em mochila do tipo duas alças pode gerar ao aparelho locomotor, quando utilizada em um tempo médio de 15 minutos com um valor equivalente a 10% da massa corporal do indivíduo, os resultados serão apresentados e discutidos por variável.

4.1 Ângulo do joelho

O comportamento desta variável durante o ciclo do andar segundo David (2000), é caracterizado por uma onda de flexão na fase de apoio, que ocorre a cerca de 20% do ciclo, para auxiliar a absorção do impacto e a transferência do peso para o próximo passo. Além desta, outra onda de flexão ainda mais acentuada pode ser observada na fase de balanço, a cerca de 70% do ciclo, que ocorre para facilitar a liberação do pé para a execução do próximo passo.

Estas duas curvas de flexão do joelho foram constatadas nas duas situações deste estudo, com e sem sobrecarga, indo ao encontro dos valores encontrados na literatura, conforme mostra abaixo o gráfico 1.

Fazendo uma análise comparativa do ângulo do joelho nas duas situações desta pesquisa, com e sem sobrecarga, pode-se constatar uma diferença estatisticamente significativa à 0, 30, 40 e 50% do ciclo do andar. Esta diferença demonstrou que os sujeitos transportando a mochila apresentaram um valor de ângulo menor que na situação normal, ou seja, sem o uso desta.

Quesada et al (2000), encontraram diferença estatisticamente significativa nos picos de flexão do ângulo do joelho, à uma carga relativa de 15% do peso corporal dos sujeitos estudados. Estes autores citam que essa flexão menor do joelho deve-se a uma compensação do corpo na tentativa de minimizar o impacto da carga que está excedendo a carga do organismo.

No presente estudo essa diferença nos picos de flexão máxima não foi encontrada, e sim durante a fase de propulsão, que é dos 30 aos 50% do ciclo, e consiste na fase em que o indivíduo impulsiona o pé para transpassa-lo a fase de balanço e avançar até o próximo toque do mesmo. Esta diferença significativa nesta fase pode ser explicada pela necessidade de uma maior propulsão para a translação do passo, já que a situação com mochila gerou um acréscimo de sobrecarga. No gráfico abaixo pode-se compreender melhor o comportamento desta variável.

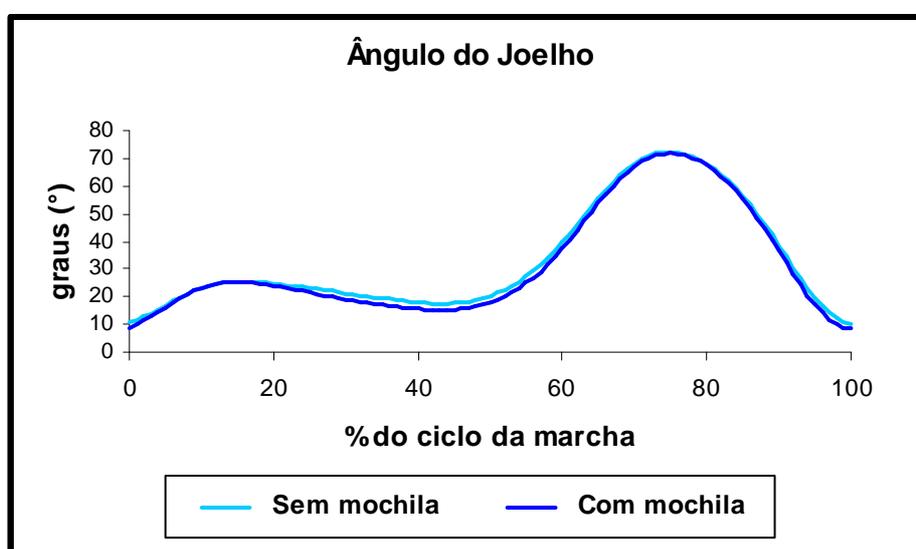


Gráfico 1: média dos ângulos do joelho durante o ciclo do andar com e sem o uso de mochila do tipo duas alças (n=14 sujeitos).

4.2 Ângulo do tronco

A análise deste ângulo demonstrou uma maior inclinação anterior do tronco com o uso de sobrecarga, quando comparado ao andar sem o uso desta. Esta variável é caracterizada por uma grande onda de flexão, de 10 à 50% do ciclo, seguido de um movimento de extensão até aproximadamente 85% do ciclo do andar.

Observando a aplicação do teste t de *Student*, constatou-se uma diferença estatisticamente significativa de 0 a 40% e 70 a 100% do ciclo do andar para o ângulo do tronco comparando com e sem sobrecarga. No estudo de Mota et al (2002), encontrou-se diferença em todos os instantes analisados para a variável ângulo do tronco, ou seja, de 0 à 100% do ciclo do andar. A diferença para o presente estudo pode ser atribuída a porcentagem de peso utilizada na sobrecarga imposta aos sujeitos do estudo, já que Mota et al (2002) utilizaram 12% do peso corporal dos sujeitos.

Esta inclinação anterior do tronco observada no andar com a sobrecarga na mochila pode ser atribuída a uma ação compensatória do tronco para manter o equilíbrio do sujeito, já que o acréscimo de sobrecarga na parte posterior do tronco acarretaria em um deslocamento posterior do centro de gravidade deste sujeito. Situação encontrada também no estudo de Mota et al (2002) e Pacoe et al (1997).

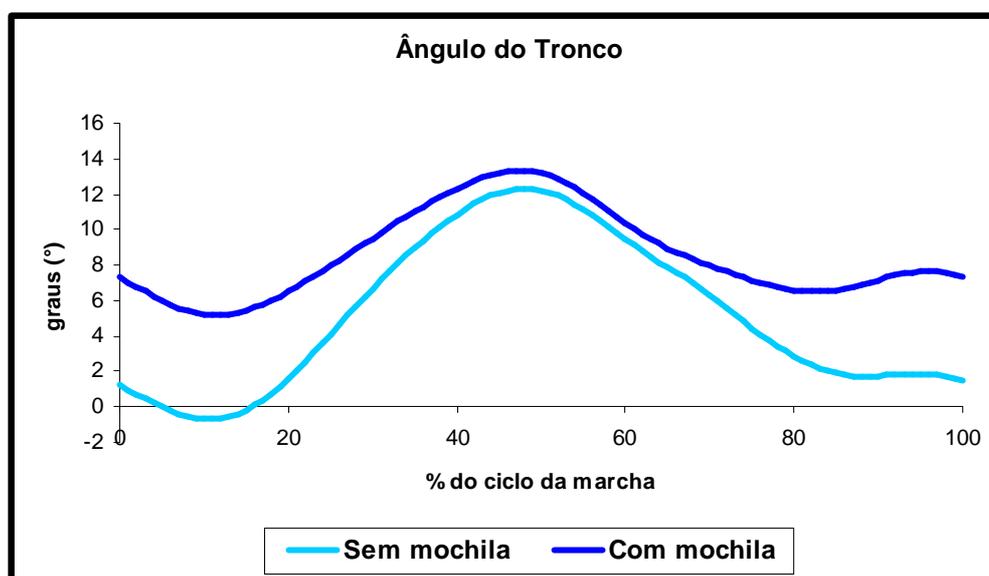


Gráfico 2: média dos ângulos do tronco durante o ciclo do andar com e sem o uso de mochila do tipo duas alças (n=14 sujeitos).

4.3 Ângulo do quadril

Esta variável é caracterizada pela extensão máxima no toque do pé oposto, a cerca de 50% do ciclo do andar, e por uma flexão máxima na fase de balanço terminal, que ocorre entre 80% e 90% do ciclo, conforme pode ser observado no estudo de Link (2003).

Conforme Mota et al (2002), em seu estudo sobre escolares transportando mochila, a variável ângulo do quadril tem relação direta com o ângulo do tronco. Em seu estudo, os autores encontraram diferença de 0 à 20% e 70 a 100% do ciclo do andar para esta variável.

No presente estudo, encontrou-se uma diferença estatisticamente significativa de 0 à 20 e de 80 à 100% do ciclo do andar para a variável ângulo do quadril. Quando comparado ao estudo de Mota et al (2002), que utilizou 12% do peso corporal dos sujeitos, nota-se que o presente estudo não apresentou diferença em uma das porcentagens comparadas, 70% do ciclo. Este fato pode ser explicado pela diferença de sobrecarga no transporte das mochilas utilizada nos dois estudos.

Analisando-se o gráfico 3, pode-se perceber a diferença constatada através da estatística aplicada, sendo os valores do ângulo do quadril na situação com sobrecarga maior que na situação sem sobrecarga. Esta diferença pode ser explicada pela compensação do tronco na busca pelo equilíbrio do aparelho locomotor, conforme exposto na variável anterior. É importante destacar que quanto maior a sobrecarga a compensação do tronco se apresentará maior.

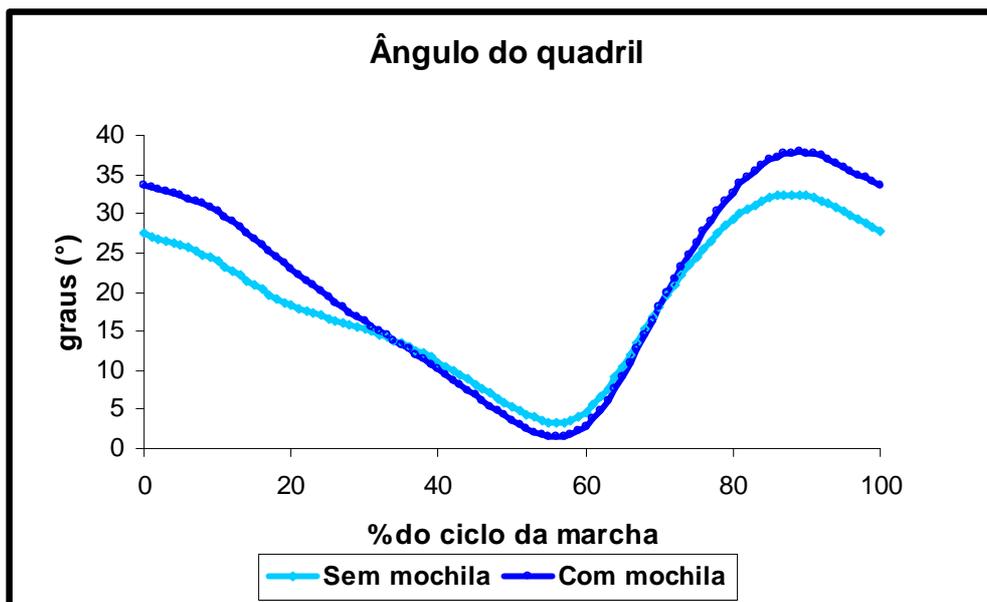


Gráfico 3: média dos ângulos do quadril durante o ciclo do andar com e sem o uso de mochila do tipo duas alças (n=14 sujeitos).

4.4 Ângulo da pelve

O comportamento desta variável é caracterizada por uma pequena anteroversão pélvica na fase inicial do ciclo, quando o calcanhar toca o solo, e subsequente retroversão até o final da fase de apoio, por volta de 55% do ciclo do andar, onde tem-se o pico de retroversão da pelve. Após essa fase, a pelve volta a exercer o movimento de anteroversão por volta de 85% do ciclo. No final do ciclo, o ângulo da pelve executa um pequeno movimento de retroversão, preparando o membro inferior para um novo contato.

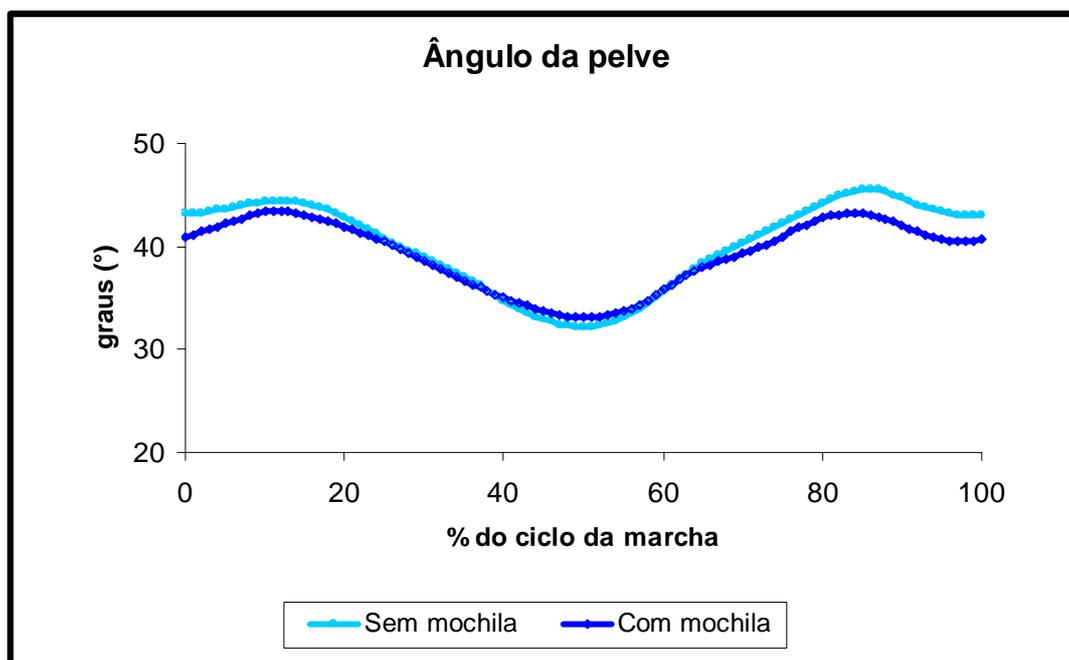


Gráfico 4: média dos ângulos da pelve durante o ciclo do andar com e sem o uso de mochila do tipo duas alças (n=14 sujeitos).

Pode-se observar que nas duas situações o comportamento dessa variável foi similar, porém quando comparando os valores médios, constatou-se uma diferença estatisticamente significativa em 0, 90 e 100% do ciclo do andar. Esta diferença tanto no início, quanto no final do ciclo, mostrou uma retroversão da pelve na situação com a sobrecarga, quando comparado a situação sem o uso desta. Esta diferença de angulação pélvica entre as duas situações, leva o organismo a reestruturação das posições de membros e tronco, podendo gerar problemas adversos.

4.4 Ângulo tronco-pelve

Esta variável é o ângulo formado pela reta que une o quadril e a crista ilíaca antero-superior em relação a linha que determina o tronco. Esta é uma nova variável que não encontra-se citação em estudos relacionados a marcha.

A importância da implementação desta variável faz-se justificada pela movimentação da pelve perfazer-se diretamente em contato com a coluna. Desta forma julgou-se mais correto avaliar a variação da movimentação da pelve em relação ao seguimento tronco, além da variável anterior, como estudos anteriores.

Comparando o gráfico 5 e 6, pode-se observar que as características da curva desta variável é semelhante a curva do ângulo da pelve. As duas curvas apresentam o mesmo comportamento, o que as difere são os valores angulares, já que durante a marcha ocorre uma variação angular do tronco para frente, fazendo com que os valores do ângulo da pelve-tronco sejam relativamente maiores durante todo o ciclo da marcha.

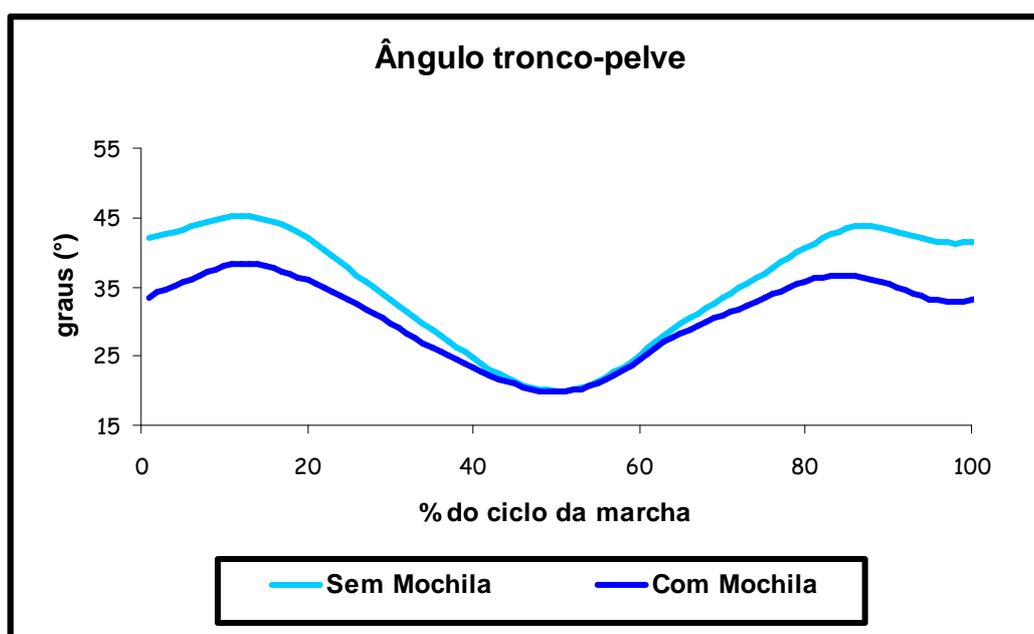


Gráfico 6: média dos ângulos observados entre o ângulo da pelve e a inclinação do tronco durante o ciclo do andar com e sem o uso de mochila do tipo duas alças (n=14 sujeitos).

Analisando-se a situação com e sem sobrecarga na variável ângulo da pelve-tronco pode-se constatar, através de análise estatística, que ocorreu uma diferença significativa em quase todo o ciclo da marcha, exceto à 50 e 60%.

Esta diferença pode ser observada no gráfico acima e reforça os resultados encontrados nas variáveis anteriores que apontam uma alteração significativa na postura com o uso de sobrecarga do tipo duas alças, quando comparado sem o uso desta.

5 CONCLUSÕES

Os resultados deste estudo permite visualizar as alterações angulares que as crianças sofrem 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.

Entre as variáveis estudadas, ângulos do tronco, quadril, joelho, pelve e pelve-tronco, pode-se verificar que todas apresentaram diferença estatisticamente significativa em algum momento do ciclo da marcha, consta que a carga e tempo que as crianças foram expostas, estavam alterando seu padrão normal de caminhada, e portando, podendo prejudicar a saúde destes indivíduos.

As duas variáveis mais importantes para as conclusões deste estudo são: o ângulo do tronco e ângulo da tronco-pelve. O primeiro ângulo realiza uma ação compensatória para manter o equilíbrio do sujeito durante a perambulação, inclinando o tronco para frente. No ângulo da tronco-pelve ocorre uma aproximação entre estes, que causa a diminuição deste ângulo e ao mesmo tempo, uma retroversão da pelve. As alterações que estas duas variáveis realizam podem ser citadas como as mais prejudiciais à saúde, pois geram uma alteração na postura lombar, que pode vir a ocasionar problemas adversos. Estes problemas, algias lombares, são queixas frequentes nos consultórios médicos, tanto por crianças quanto por adolescentes.

As outras variáveis, ângulo do joelho, quadril e pelve, também sofreram alterações, e estas podem ser atribuídas as alterações ocorridas na variável ângulo do tronco, que através da ação compensatória desencadeou uma alteração no resto da postura das crianças estudadas.

Em face do exposto pode-se concluir que a situação estudada provoca alterações adversas no comportamento da marcha dessa população. Com isso, destaca-se a importância do tema e necessidade de maiores cuidados no transporte de material escolar. Além disso, sugere-se maior compromisso por parte das entidades de ensino na fiscalização de seus alunos sobre a carga

que estes transportam, auxiliando na conscientização dos alunos e responsáveis sobre a importância do tema.

Por fim, é relevante destacar a importância do profissional de educação física no papel de conscientizar pais, professores e responsáveis, na busca de prevenção de possíveis problemas e seu papel enquanto educador físico atuando através de exercícios para minimizar as alterações que o transporte excessivo de material escolar pode gerar.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A . C. **Fundamentos biomecânicos para análise do movimento humano**. São Paulo: Laboratório de Biomecânica: EEFUSP, 1996.

ASHER, C. **Variações de Postura na Criança**. São Paulo: Manole, 1976.

BEE, H. **Ciclo Vital**. Porto Alegre - RS: Artes Médicas, 1997.

BRACCIALLI, L. M. P. **Postura Corporal**: orientação para educadores. Dissertação de Mestrado. Campinas. SP, 1997.

BRUNIERA, C. A. V. **Estudo biomecânico da locomoção humana**: análise de variáveis descritivas para o andar e correr. Dissertação de Mestrado. USP, 1994.

DAVID, A. C. de. **Aspectos biomecânicos do andar em crianças**: cinemática e cinética. Tese de doutorado. UFSM, 2000.

ECKERT, H. M. **Desenvolvimento Motor**. São Paulo: Manole, 3 ed. 1993.

EITNER, D. KUPRIAN, W.; MEISSNER, L. & ORK, H. **Fisioterapia nos esportes**. São Paulo: Manole, 1989.

ESTRÁZULAS, J. A., LINK, D. M. E MOTA, C. B. Análise cinemática do andar em crianças no transporte de mochilas com diferentes sobrecargas projeto piloto. **ANAIS II Encontro Latino-americano para Estudos da Criança**. Editora Pallotti: Santa Maria, 2002.

FAZZI, A. & COUTINHO, M. Lombalgias: abordagem multidisciplinar, considerações sobre seleção e avaliação psicológica dos pacientes. **Revista Brasileira de Ortopedia**. Vol.27. Nº 5. RJ, maio, 1992.

GAY, L.R. **Education Research**: competencies for and application. 3^a ed London: Merril Publishing Company, p.101 - 119, 1987.

HALL, S. **Biomecânica Básica**. Ed. Guanabara Koogan, 1993.

HAMILL, J. & KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano**. São Paulo: Manole, 1999.

HONG, Y. & CHEUNG, C. Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. **Gait and Posture**. nº. 17 (28-33), 2003.

JOHANSON, M. E. **Laboratório da Marcha**: Estrutura e Coleta de Dados. in: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. *Marcha Humana*. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998.

KUPRIAN, W.; ORK, H. & MEISSNER, L. in: **Tronco e coluna**. São Paulo: Manole, 1989

KNOPLICH, J. **Endireite as Costas**: desvios da coluna, exercícios e prevenção. 4 ed. São Paulo: Ibrasa, 1989.

LAPIERRE, A. **Reeducação Física**: cinesiologia, reeducação postural, reeducação psicomotora. 6 ed. São Paulo: Manole, 1982. Vol. I

LINK, D. M. Análise cinemática do andar em crianças obesas **Monografia de Especialização**. UFSM, 2000.

LINK, D.M. MOTA, C.B. OLIVEIRA, L.G. e TEIXEIRA, J.S. Análise cinemática do andar de crianças transportando mochilas. **ANAIS do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Ed. da UFRGS: Porto Alegre, 2001.

MACHADO, D. B. Estudo das características dinâmicas do caminhar humano, em função do calçado. **Dissertação de Mestrado**, UFSM, 1994.

MEGLAN, D. & TODD, F. Cinética da Locomoção Humana. in: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998.

MELLO, P. R. B. **Introdução ao Estudo da Ginástica Escolar Especial**. São Paulo: Manole, 1986.

MELLO, O. S. Análise da postura do digitador em situações experimentais utilizando um protótipo denominado "simulador de posturas sentadas". **Dissertação de Mestrado**. Campinas . SP, 1997.

MOTA, C.B. ESTRÁZULAS, J.A. LINK, D.M. OLIVEIRA, L.G. TEIXEIRA, J.S. 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.

O'BRIEN, J. P. & DRAYCOTT, V. in: **Deformidade da coluna** - CASH FISIOTERAPIA E ORTOPEDIA EM REUMATOLOGIA - Dowie, P. A Editorial Medica Panamericana, SP, 1987.

PASCOE, D. D.; PASCOE, D.E.; WANG, Y.T.; SHIM, D. & KIM, C.K. Influence of carrying book pags on gait cycle and posture of youths. **Ergonomics**. Vol. 40, Num. 6, 1997.

QUESADA, P. M.; MENGELKOCH, L. J.; HALE, R. C. & SIMON, S. R. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. **Ergonomics**. Vol. 43 Num. 3 , 2000.

SANTOS, G.M. (Org.) IX Congresso Brasileiro de Biomecânica. **ANAIS**, Gramado, RS, 2001.

SUTHERLAND, D. H.; KAUFMAN, D. F.; MOITOZA, J. R. Cinemática da Marcha Humana Normal. in: ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Marcha Humana**. 2 ed. São Paulo: Premier, 1998.

TAVALER, S. Intervenção ergomotora em trabalhadores de canteiros de obras **Dissertação de Mestrado**. UGF, RJ, 1996.

ANEXO 1
Consentimento Informado para os responsáveis