

UNIVERSIDADE METODISTA DE PIRACICABA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA

Influência da carga e forma de transporte do material escolar sobre a distribuição da força plantar e trajetória do centro de massa corporal.

Sabrina Rodrigues

2007

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Sabrina Rodrigues

INFLUÊNCIA DA CARGA E FORMA DE
TRANSPORTE DO MATERIAL ESCOLAR
SOBRE A DISTRIBUIÇÃO DA FORÇA
PLANTAR E TRAJETÓRIA DO CENTRO DE
MASSA CORPORAL

Dissertação apresentada ao Programa
de Pós-Graduação em Fisioterapia, da
Universidade Metodista de Piracicaba,
para obtenção do Título de Mestre em
Fisioterapia: Área de concentração:
Intervenção Fisioterapêutica. Linha de
Pesquisa: Plasticidade Neuromuscular

Orientadora: Prof^ª. Dr^ª. Rosana Macher Teodori

Piracicaba
2007

Ficha Catalográfica

Rodrigues, Sabrina

Influência da carga e forma do transporte do material escolar sobre a distribuição da força plantar e trajetória do centro de massa corporal.

Piracicaba, 2007

77p.

Orientadora: Profª Drª Rosana Macher Teodori

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia,
Universidade Metodista de Piracicaba.

1 Baropodometria Computadorizada 2 Transporte de material escolar 3 Peso

RESUMO

A carga e a forma de transporte do material escolar têm sido amplamente discutidas no âmbito da educação em saúde. A carga limite proposta para o transporte de material escolar em mochila (forma mais utilizada para transporte) é de 10% do peso do corporal, não havendo dados científicos que sustentem essa proposta. O objetivo deste estudo foi investigar a influência da carga e da forma de transporte do material escolar sobre a distribuição da força plantar e sobre a trajetória do centro de massa em estudantes. Participaram do estudo 30 estudantes de ambos os gêneros, idade média de 10,76 ($\pm 1,35$) anos, sem alteração postural, submetidos à avaliação baropodométrica em plataforma de pressão. Os dados baropodométricos foram coletados na posição ortostática (apoio bipodal), sem calçado, com olhos abertos, nas seguintes condições: sem carga; carregando mochila padronizada contendo 5%, 10% e 15% da massa corporal, posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco e nos ombros direito esquerdo. Para análise estatística utilizou-se os testes de Shapiro-Wilk, teste t de Student e de Wilcoxon. Os voluntários apresentaram maior distribuição de força no calcâneo esquerdo ($p < 0,05$). Quando a mochila com carga de 10% foi posicionada no ombro esquerdo, a distribuição de força foi maior no pé direito e menor no pé esquerdo, comparado ao controle ($p < 0,05$). Com a mochila fixada na região posterior do tronco, a distribuição da força foi diferente quando comparado ao controle sendo: menor no médio-pé direito e ante-pé esquerdo com carga de 5%; menor no médio-pé direito e esquerdo e maior no artelho direito com carga de 10%; menor no médio-pé direito e maior no artelho direito com carga de 15% ($p < 0,05$). Para a comparação entre cargas houve aumento dos valores médios do artelho direito para as cargas de 10% e 15% quando comparado ao artelho direito para carga de 5% ($p < 0,05$). A trajetória ântero-posterior foi maior quando a mochila com carga de 15% foi posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco, quando comparada à carga de 5% ($p < 0,05$). Conclui-se que as diferentes cargas e posições da mochila não desencadearam alterações na distribuição da força plantar. A carga de 15% causou aumento da oscilação ântero-posterior, o que, em médio e longo prazo, poderia promover alterações posturais. Sugere-se a necessidade de outros estudos para avaliar o reflexo das diferentes cargas e posições de transporte do material escolar sobre a postura corporal, considerando que a sobrecarga e o posicionamento inadequado da carga podem desencadear alterações de importância clínica e exigir ações de educação em saúde.

Palavras-chave: baropodometria computadorizada; transporte de material escolar; peso em mochila.

ABSTRACT

The weight of school material in backpacks and the way they are carried by students have been widely discussed by health education professionals. The suggested load limit in a backpack (most common type of transport) is 10% of body weight. There is not any scientific data supporting this figure. The object of this study is to investigate the influence of such load - and the way it is carried - on plantar force distribution and on center of mass trajectory in students who carry backpacks.

Thirty students of both genders, averagely aged 10.76 (± 1.35) years and without any postural alteration were submitted to baropodometric evaluation on pressure plate. Data was collected in the orthostatic position, barefoot standing and with opened eyes in the following situations: without any load; carrying standard backpacks with loads weighing 5%, 10% and 15% of body weight, placed on the chest and on the back hanging from the right or left shoulder.

For the statistic evaluation, the tests Shapiro-Wilk, t Student and Wilcoxon were applied. The volunteers presented bigger distribution of force on the left calcaneus ($p < 0.05$). When the backpack with the load representing 10% of body weight was placed on the left shoulder, the distribution of force was bigger on the right foot and smaller on the left foot, compared to the control ($p < 0.005$). With the backpack placed on the back the distribution of force was different compared to control as follows: smaller on the right middlefoot and left forefoot with the 5% load; smaller on the right and left middlefoot and bigger on the right toes with the 10% load; smaller on the right middlefoot and the bigger on the right toes with the 15% load ($p < 0.05$). There was an increase of average values on right toes for the loads of 10% and 15% compared to the 5% load. The anteroposterior trajectory was bigger with the 15% load when compared to the 5% ($p < 0.05$) load when the backpack was placed on the chest and on the back. The conclusion was that different loads (5%, 10% and 15% of body weight) did not promote alteration in the plantar force distribution. The 15% load caused an increase on anteroposterior oscillation which could cause postural alterations in the middle and long run. Other studies seem necessary to evaluate the consequences on body posture of different loads and positions when carrying school materials, considering that overloading and inadequate positioning of the load could promote important alterations that would demand health education action.

Key words: computerized baropodometry; school material transport; load in backpack.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	13
2.1 Biomecânica dos Pés	13
2.2 Biomecânica da Coluna Vertebral	16
2.3 Biomecânica da Cintura Pélvica	18
2.4 Biomecânica do Complexo Articular do Ombro	20
2.5 Variáveis Físicas	21
2.6 Carga e Forma de Transporte da Mochila	22
2.7 Controle Postural	25
2.8 Medidas Preventivas	31
3 OBJETIVO	33
4 MATERIAL E MÉTODOS	34
4.1 Desenho do Estudo	34
4.2 Amostragem	34
4.3 Procedimento Experimental	36
4.3.1 Avaliação Postural	36
4.3.2 Coleta dos Dados Antropométricos	38
4.3.3 Coleta dos Dados Baropodométricos	38
4.3.4 Análise dos Dados Baropodométricos	41
4.4 Tratamento dos Dados	44
5 RESULTADOS	45
5.1 Força Relativa Bipodal (sem carga)	45
5.2 Força Relativa Bipodal – Carga no Ombro Direito ou Esquerdo	46

5.3 Força Relativa Bipodal (sem carga)	48
5.4 Força Relativa Bipodal – Carga na Região Posterior do Tronco	49
5.5 Força Relativa Bipodal – Carga na Região Anterior do Tronco	50
5.6 Trajetória Médio-Lateral do Centro de Massa	51
5.7 Trajetória Ântero-Posterior do Centro de Massa	52
6 DISCUSSÃO	54
7 CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS	68
ANEXO 1	75
ANEXO 2	77

Dedicatória

Em primeiro lugar a dedicação desta dissertação é para minha família: meu pai, José Wilson, e a minha mãe, Creusa, que sempre foram, são e serão **Pais de verdade**, sempre estiveram ao meu lado me orientando, educando, incentivando e me confortando com todo o carinho. São pessoas presentes em minha vida e que serão sempre meu espelho, minha direção; e ao Rafael, meu namorado, (quase noivo!) que sempre foi **Meu grande amor**, uma pessoa especial demais que sempre esteve ao meu lado me suprindo com seu apoio, compreensão e amor. É a pessoa com quem escolhi compartilhar minhas alegrias e tristezas, enfim uma vida.

Dedico este trabalho também a todos os fisioterapeutas responsáveis e conscientes de sua função social e humana e àqueles que escolheram ser fisioterapeutas por amor, que estão dispostos a cuidar de um ser humano e não apenas parte dele.

Agradecimentos

Um trabalho, um bom trabalho nunca é realizado individualmente, por mais egocêntrica que seja a avaliação do autor. Algumas pessoas me ajudaram demais e muitas tentaram me atrapalhar, a estas o meu “muito obrigada”, pois me impulsionaram ainda mais a continuar e àquelas que realmente se dedicaram para meu crescimento pessoal e intelectual, meus sinceros agradecimentos e o desejo de que eu também as tenha ajudado de alguma forma.

Agradeço demais meus pais pela inteira ajuda, doação, pela intensa ajuda material, espiritual e emocional durante toda minha vida, o que possibilitou mais essa conquista. Muito Obrigada!

Agradeço muito ao meu namorado Rafael, pela compreensão, dedicação, amor incondicional e paciência comigo. Muito Obrigada!

Agradeço a Professora Dra. Rosana, por todos esses anos de aprendizado, de convivência e dedicação. A mim foram anos que muito aprendi desde a técnica até a postura ética. Muito Obrigada!

Agradeço aos meus avós materno e paterno pela imensa preocupação e pelas diversas orações para que tudo desse certo! Muito Obrigada!

Agradeço minha tia Maria Antônia e tio Edenilson por sempre acreditarem em mim, torcerem por mim e serem tão especiais em minha vida! Muito Obrigada!

Agradeço a todos os técnicos de laboratórios, pela prontidão em ajudar, pelas conversas que tanto me alegraram! Muito Obrigada!

Agradeço a todos os professores que de alguma forma me ajudaram no decorrer de minha graduação e mestrado. Muito Obrigada!

Agradeço às amigas Aline e Lílian, pelas longas conversas filosóficas sobre a vida, pelos inúmeros e diversos tipos de “*help*”, pela amizade. (Julinha, obrigada por entender nossas loucuras!) Muito Obrigada!

Agradeço às amigas Roberta e Mariane pelas diversas ajudas e força durante a graduação e mestrado, pela amizade saudável e sincera! Muito Obrigada!

Agradeço a amiga Cibele por entender minha ausência, minhas reclamações, minha carência! Uma pessoa especial, uma irmã difícil de ficar longe. Muito Obrigada!

Agradeço a Raíssa, minha amiga mais “*crazy*”, que sempre me mostra um lado diferente da vida! Muito Obrigada!

Agradeço a amiga Débora Cruz, por estar sempre torcendo por mim, pelas diversas ajudas e longas conversas transcendentais...! Muito Obrigada!

Agradeço a Gisele, “a Gi”, por me alegrar sempre, por me incentivar, por sempre ter estado pronta a me ajudar. Muito Obrigada!

Os agradecimentos não estão em ordem de preferência porque todos que estão citados merecem minha gratidão igualmente.

Epígrafe

Tu tens medo acabar

Não vês que acabas todo o dia?

Que morres no amor

na tristeza

na dúvida

no desejo

Que te renovas todo dia

no amor

na tristeza

na dúvida

no desejo

Que és sempre outro

Que és sempre o mesmo

Que morrerás por idades imensas

até não teres medo de morrer

e então seres eterno.

Cecília Meireles

1 INTRODUÇÃO

Durante o período escolar, que compreende o ensino fundamental e médio, crianças e adolescentes realizam rotina diária de transporte do material didático.

A mochila é uma forma prática e muito utilizada para transporte do material escolar (Grimmer et al., 2002). No entanto, a carga que os escolares carregam em sua mochila é de fundamental importância. Rebelatto, Caldas e De Vitta (1991), observaram que a carga média transportada pelos alunos era superior a capacidade de sustentação dos grupos musculares, situação que acarreta sobrecargas na coluna vertebral.

O período de desenvolvimento rápido das estruturas corporais, também conhecido como “estirão de crescimento” que compreende a faixa etária dos 10 aos 15 anos, é uma fase muito delicada e que merece cuidado. Durante esse período, as estruturas corporais estão mais sujeitas a desalinhamentos sendo fundamental o cuidado com a postura (Bradford et al., 1994).

O transporte diário de material escolar, muitas vezes com carga além do que o sistema musculoesquelético é capaz de sustentar, pode ser um fator desencadeante de alteração, uma vez que a prática é diária e repetida por vários anos.

Esse tema tem apresentado repercussão nacional, tanto por mídia impressa quanto eletrônica. Revistas e jornais de circulação nacional, bem como documentários exibidos em horário nobre na TV têm abordado o assunto não somente com o objetivo de informar, mas também alertar para o risco, em longo prazo, promovido por uma alteração postural adquirida nessa fase.

Desta forma, investigar a influência da carga e da forma de transporte do material escolar sobre a distribuição da força na superfície plantar e sobre a

trajetória do centro de massa em estudantes, pode fornecer subsídios para a elaboração de estratégias de prevenção por meio de um trabalho de educação em saúde, abrangendo os estudantes do ensino fundamental e médio.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Biomecânica dos Pés

Durante a evolução biológica o homem foi o único animal que adquiriu a bipedia e posteriormente, a postura ortostática e locomoção. Nesse contexto, para que haja bipedia, algumas estruturas trabalham em constante interação, sendo o pé uma das principais (Rodriguez et al., 1998).

O pé assume funções muito importantes, como sustentação corporal, manutenção do equilíbrio e postura durante a locomoção, confere estabilidade na postura estática e assegura a locomoção (Rodriguez et al., 1998), assume uma parte do controle antigravitacional e propriocepção (Tribastone, 2001) e é responsável pela transmissão das forças de propulsão do solo (Smith, Weiss e Lehmkuhl, 1997).

Segundo Tribastone (2001) o pé é uma estrutura tridimensional com função motora, sensorial, amortecedora e reflexógena, que apresenta uma linha mediana curvilínea de concavidade medial que assegura a sustentação de carga. Considerando um pé fisiológico para um indivíduo de 60kg, a descarga de peso é de aproximadamente $1\text{kg}/\text{cm}^2$, porém para um pé não fisiológico a descarga é de 4 a $8\text{kg}/\text{cm}^2$.

A estrutura do pé é composta por 26 ossos, assim distribuídos: 7 ossos tarsais que compõem o retro e o médio-pé (tálus, calcâneo, navicular, cubóide e três cuneiformes), 5 ossos metatarsais e 14 nas falanges, que compõem o antepé (Andrews, Harrelson e Wilk, 2000). As articulações presentes no complexo tornozelo-pé são: talocrural, tibiofibulares proximal e distal, subtalar (talocalcânea), transversa do tarso (mediotarsiana), tarsometatarsianas, metatarsofalangeanas e interfalangeanas (Norkin e White, 1997).

As cápsulas e ligamentos fornecem sustentação das forças durante a estática e dinâmica. Quando as forças são maiores que a resistência dessas estruturas os grupos musculares extrínsecos e intrínsecos intervêm, contribuindo para que o arranjo estrutural e funcional seja mantido (Norkin e Levangie, 2001).

Segundo Kapandji (2000a), a estrutura da planta dos pés é definida como sendo uma abóbada plantar sustentada por três arcos, que têm três pontos de apoio: cabeça do 1° osso metatarso, cabeça do 5° osso metatarso e as tuberosidades posteriores do calcâneo. O arco interno se estende do calcanhar ao 1° metatarso; o arco externo do calcanhar ao 5° metatarso e arco anterior do 1° ao 5° metatarso. A função destes arcos é amortecer as forças em compressão, transmissão de forças e adaptação a qualquer irregularidade, tanto na posição ortostática quanto durante a marcha. Entretanto, há divergências quanto à presença e função dos arcos. A presença ou ausência do arco transversal na cabeça dos metatarsos na posição ereta sempre foi muito discutida. Este autor discute que o arco anterior desaparece sob carga e todas as cabeças dos metatarsos entram em contato com o solo, recebendo diversas pressões.

Durante a marcha o pé desempenha quatro funções biomecânicas fundamentais: a) acomodar as irregularidades do solo e manter o equilíbrio; b) absorver impactos, bem como o peso corporal; c) transmitir forças e preparar o movimento seguinte; d) propriocepção (Smith, Weiss e Lehmkuhl, 1997; Norkin e White, 1997; Clarkson, 2002).

O pé também apresenta uma importante função para o controle postural, tanto durante a marcha quanto na posição ortostática e esse controle depende da

propriocepção (Perry, McIlroy e Maki, 2000). As aferências dos mecanorreceptores cutâneo plantares podem proporcionar detalhes espaciais e temporais, bem como informações sobre as pressões na planta dos pés (Burguess e Perl, 1974; Vallbo e Johansson, 1984). Morioka e Yagi (2004) também consideram que a sensação tátil e pressórica da planta do pé apresenta importante função para o estabelecimento e manutenção do equilíbrio estático. Além disso, completam que é possível melhorar a habilidade sensorial plantar de forma a garantir o controle do equilíbrio, permanentemente.

Funcionalmente, a estrutura dos pés de um adulto apresenta algumas diferenças em relação aos pés de uma criança que começa a desenvolver a marcha. Basicamente, as diferenças são: anatômicas, imaturidade de coordenação e equilíbrio (Sutherland, Olhsen e Biden, 1988 citado por Hallemans et al., 2006) e uma grande flexibilidade (Sanchez et al., 1984 citado por Hallemans et al., 2006). No período em que a criança está começando a desenvolver a marcha independente, não existe o arco longitudinal, a ossificação está incompleta (presença de tecido cartilaginoso) e há presença de grande “coxim gorduroso” na planta dos pés para proteger a frágil estrutura de tecido cartilaginoso. As transformações estruturais e anatômicas dos pés da criança iniciam-se a partir do desenvolvimento da marcha independente, porém estarão completas quando a criança apresentar, aproximadamente cinco anos de idade (Straus, 1927; Maier, 1961, citados por Hallemans et al., 2006).

Até o início do século IX nenhum estudo que quantificasse a distribuição de pressão nos pés havia sido proposto. Morton, em 1935 (citado por Cavanagh, Rodgers e Liboshi, 1987) inicia esta nova era mostrando que a distribuição da força

não é igual em todo o pé, sendo o calcâneo a região que recebe maior pressão. Pesquisas posteriores também encontraram os mesmos resultados. Arcan e Brull (1976), citado por Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987), mediram as pressões no pé de 5 sujeitos adultos durante a postura estática e 4 dos voluntários apresentaram descarga de 45 a 65% do peso corporal na região do calcâneo e de 30 a 47% distribuído nas demais regiões do pé. Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987), também encontraram descarga de 60,5% do peso no calcâneo.

Betts, Franks, Duckworth (1980), avaliaram 29 crianças normais durante a posição estática e mostraram que a pressão no calcâneo foi 1.94 vez maior que nas outras regiões do pé.

2.2 Biomecânica da Coluna Vertebral

Manter a postura ereta e deambular é uma adaptação exclusiva do esqueleto axial do homem e só ocorreu em função das modificações que ocorreram na coluna vertebral. O aparecimento das curvaturas vertebrais e o poder da força muscular antigravitacional permitiram aos antropóides erguerem-se do chão, adquirir postura ereta, mantê-la e andar com pequeno gasto energético, possibilitando que os membros superiores ficassem livres para desempenhar outras funções, ao invés de apoio do corpo (Knoplich, 1985; Bradford et al., 1994).

Composta por 33 vértebras distribuídas nas regiões cervical (7), torácica (12), lombar (5) e sacrococcígea (5 sacrais e 4 ou 5 coccígeas), que no plano frontal estão alinhadas de forma retilínea, porém apresentando curvaturas fisiológicas no plano sagital (lordose cervical e lombar, cifose torácica e sacral). As curvaturas fisiológicas da coluna vertebral garantem a mobilidade, flexibilidade, resistência aos esforços de

compressão axial e estabilidade articular (Bradford et al., 1994; Williams, Warwick e Dyson, 1995; Kapandji, 2000b; Nordin e Frankel, 2003).

Segundo Kapandji (2000b), a coluna vertebral do homem, com três curvaturas móveis, apresenta resistência dez vezes maior que uma coluna que não tivesse curvaturas. Bradford et al. (1994), acrescentam que a adição de carga compressiva na coluna lombar sem a curvatura fisiológica faz com que o disco intervertebral suporte toda a compressão, em contrapartida o aumento da lordose lombar obriga as facetes articulares suportarem todo o peso e a carga, agora, teria ação compressiva e de cisalhamento.

Quando as curvaturas fisiológicas sofrem algum tipo de alteração, o equilíbrio, a coordenação e a função neurológica podem estar comprometidos, além do que, pode haver interferência na função das vísceras, como os pulmões e coração (Bradford et al., 1994).

O desvio lateral da coluna, escoliose, é uma deformação morfológica tridimensional de causas extremamente variadas, que merece tratamento cuidadoso. Durante a puberdade, o adolescente está particularmente exposto à escoliose e sua angulação pode aumentar muito em função da velocidade de crescimento nesse período da vida (Souchard e Ollier, 2001).

O centro de gravidade e as curvaturas fisiológicas da coluna vertebral atuam em harmonia para a manutenção postural. Cailliet (2003) cita que “as quatro curvas são subservientes ao centro de gravidade”. Durante o crescimento, a criança apresenta o centro de gravidade pouco estável, obrigando-a a adquirir formas de acomodação corporal variadas. Por esse motivo, a postura da cabeça de crianças

de 6 a 12 anos para os meninos e 6 a 10 anos para meninas é de extrema mobilidade e quem auxilia no equilíbrio é a inclinação pélvica (Knoplich, 1985).

A coluna vertebral pode ser considerada o eixo axial do corpo que, necessariamente, concilia duas funções antagônicas: flexibilidade e rigidez. A sobreposição das vértebras unidas pelos discos intervertebrais, ligamentos e músculos permite que esta estrutura deforme-se, mas mantenha-se rígida pela ação dos tensores musculares (Kapandji, 2000b).

Interpostos entre as vértebras, os discos intervertebrais desempenham importante papel mecânico e funcional, são responsáveis pela distribuição das cargas, armazenamento de energia e hidrostática (Fernandes et al., 1998).

Além das funções de suportar o tronco, transferir cargas da cabeça e tronco para a pelve e absorver choques, a coluna vertebral protege a medula e as raízes nervosas, funcionando como um protetor flexível e eficaz (Kapandji, 2000b).

2.3 Biomecânica da Cintura Pélvica

A cintura pélvica é uma estrutura óssea que sustenta o abdome e faz a ligação dinâmica entre a coluna vertebral e os membros inferiores (Kapandji, 2000b; Lee, 2001), tendo como principal função movimentar e fornecer, simultaneamente, uma base de sustentação estável permitindo liberdade de ação dos membros superiores (Lee, 2001). É composta pelos dois ossos ilíacos, sacro e cóccix, pelas articulações sacroilíacas, sacrococcígea e sínfise púbica, que apresentam escassa mobilidade.

Em posição ortostática simétrica, o peso do corpo solicita as articulações da cintura pélvica que, em conjunto, transmitem as forças (peso do tronco e reação do chão) entre a coluna vertebral e os membros inferiores (Kapandji, 2000b).

Como parte integrante da cintura pélvica, o quadril também desempenha função importante de suporte de peso corporal e locomoção. Com três graus de liberdade, a articulação coxofemural permite os movimentos de flexão, extensão, adução, abdução, rotação longitudinal e circundução (Kapandji, 2000b).

Os mecanorreceptores, presentes no músculo, cápsula articular, ligamentos e tendões têm importante função na manutenção postural, pois respondem à variações de posição, carga e movimento (Grigg, 1994; Kisner e Colby, 1998).

A ação conjunta das regiões lombar, pélvica e do quadril proporciona a transferência de peso da cabeça, do tronco e dos membros superiores para os membros inferiores, bem como resiste às forças resultantes da movimentação dos membros superiores e inferiores (Lee, 2001).

Wu e MacLeod (2000), utilizando plataforma de força, examinaram a orientação do centro de massa quando um peso assimétrico de 10 e 30% da massa corporal foi colocado na região pélvica (lado direito) e encontraram que o centro de massa foi deslocado para o lado onde este peso foi adicionado, porém sem alterar a orientação do tronco. Eles previram que se o peso fosse colocado ao nível de um dos ombros, a orientação do tronco no espaço não seria mantida pela necessidade de equilibrar este peso.

2.4 Biomecânica do Complexo Articular do Ombro

A cintura escapular é um complexo articular de grande importância para o homem, pois funciona integrado com a escápula, úmero, clavícula, toda região do membro superior (cotovelo, punho e mãos) bem como, com a coluna cervical, torácica e lombar. Sua disfunção pode afetar o desempenho de todas as estruturas correlatas (Hall e Brody, 2001).

Para que haja movimento na cintura escapular, as articulações glenoumeral, esternoclavicular, acromioclavicular e escapulotorácica, necessariamente, devem trabalhar em conjunto (Smith, Weiss e Lehmkuhl, 1997; Hall e Brody, 2001; Nordin e Frankel, 2003).

Segundo Borsa et al. (1994), a mobilidade e a estabilidade na cintura escapular devem funcionar de forma equilibrada, sendo importante e necessário que o músculo seja resistente e flexível e apresente adequado controle neuromuscular. O mecanismo de *feedback* neurológico controla a ação muscular, protege a articulação e oferece a propriocepção consciente e inconsciente, também fundamentais para proteção das estruturas.

A região dos ombros, desde muito tempo tem uma função bastante conhecida: suporte e transporte de carga. Com a mecanização das indústrias, carregar caixas e sacas de colheita nos ombros, passou a ser feita através de máquinas. No entanto, o transporte de cargas em mochilas continua sendo uma prática muito freqüente, principalmente entre estudantes.

Sabe-se que a forma mais comum de transportar cargas é utilizando mochilas, pois, além de acomodar melhor o material, deixa os membros superiores livres. Grimmer et al. (2002), observaram que 90% dos 1269 estudantes do ensino

fundamental e médio avaliados em seu estudo utilizam mochila para carregar o material educacional.

2.5 Variáveis Físicas

O corpo humano sofre ação de diversas variáveis físicas, como força da gravidade, força de reação do solo, inércia, entre outras. A gravidade é a mais consistente das forças e comporta-se de maneira previsível: apresenta ponto de aplicação, linha de ação e direção, bem como magnitude. Seu ponto de aplicação é chamado de centro de gravidade ou centro de massa. O centro de gravidade de um corpo é “o ponto ao redor do qual o peso e a massa de um corpo estão equilibrados igualmente em todas as direções” (Hall, 2000).

Na posição anatômica, o centro de massa corporal está localizado, aproximadamente, anterior à segunda vértebra sacral. No entanto, sua localização exata depende das proporções corporais do indivíduo, da posição de seus segmentos no espaço, ou seja, o centro de massa está constantemente se reorganizando. Por exemplo, adicionar carga a um indivíduo (segurar mochila ou outro objeto) altera tanto sua massa corporal, quanto a localização do centro de massa, sendo que a mudança será proporcional e em direção ao peso acrescentado (Norkin e Levangie, 2001).

Outra grandeza física que influencia no controle postural do homem é o centro de pressão.

Centro de pressão (COP) e Centro de massa (COM) são duas grandezas diferentes que exercem funções também diferentes para o equilíbrio e manutenção postural. A trajetória do COM representa a oscilação natural que o corpo apresenta

na posição ereta e está associado ao movimento do COP. O COP é uma medida de deslocamento e é influenciado pela posição do COM. A grandeza COP é o resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. O COP resulta das forças de reação do solo com o apoio corporal no chão, fundamental no estudo do controle do corpo em relação à base de suporte. A diferença entre o COM e o COP diz respeito às funções dinâmicas. Quanto maior a frequência de oscilação, maior a diferença entre o COM e o COP; quanto menores as características dinâmicas na posição de equilíbrio, mais semelhantes eles são (Mochizuki e Amadio, 2003b).

Realizando-se a avaliação do COM é possível investigar as estratégias posturais utilizadas frente à adição de carga em mochila, ou ainda, qualquer alteração segmentar do corpo.

2.6 Carga e Forma de Transporte da Mochila

A aquisição de novos conhecimentos científicos, bem como avanços tecnológicos acerca da biomecânica da coluna vertebral de crianças e adolescentes trouxeram maior preocupação com a forma de transporte e carga das mochilas escolares, tanto que várias informações têm sido veiculadas pela imprensa nacional (programa *Globo Repórter* da *TV Globo*; matéria: “*Pais devem ter atenção a peso da mochila*”, publicada no *Jornal Cruzeiro do Sul – Caderno de Domingo*, data: 19/02/2006, Sorocaba/ São Paulo) com objetivo de informar e alertar pais, alunos e responsáveis em escolas públicas, municipais e particulares.

A mochila é uma forma muito prática e, portanto bastante utilizada para transporte do material escolar (Grimmer et al., 2002).

De Vitta, Madrigal e Sales (2003), identificaram quatro tipos de equipamentos como opções de transporte do material escolar: bolsa escolar com fixação escapular unilateral; bolsa escolar com fixação dorsal; carrinho para transporte; e nenhum tipo de equipamento, ou seja, segurando o material nas mãos.

Em pesquisa semelhante, desenvolvida no âmbito do projeto de extensão “Programa de triagem em escolares para detecção, prevenção e orientação em alterações posturais” também foram encontradas quatro formas diferentes de transporte do material didático. Ao investigar 1901 estudantes do ensino fundamental da cidade de Piracicaba, matriculados regularmente em oito escolas estaduais do município, foi encontrado que 44,34% (843) utilizam mochila, 345 (18,14%) carrinho, 661 (34,77%) carregam na mão e 2,73% (52) fazem uso da mochila e da mão para carregar o material (Relatório FAE Programa A, 2003, 2004).

A carga transportada na mochila escolar também é relevante. Rebelatto, Caldas e De Vitta (1991), ao pesquisarem a influência do transporte de peso excessivo de material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais, observaram que a carga média transportada pelos estudantes nas mochilas é superior à capacidade de sustentação de seus grupos musculares, situação que acarreta altos níveis de compressão discal, demanda excessiva da coluna lombar e vários tipos de alterações posturais.

De Vitta, Madrigal e Sales (2003), em estudo comparativo entre peso corporal e peso do material escolar transportado por crianças em idade escolar, observaram que 33,7% dos escolares transportam carga entre 5 a 10% do peso corporal, 29,5% carregam acima de 10% do peso corporal, 19,5% transportam cargas que variam entre 10 a 15% e 10% dos escolares carregam acima de 15% do peso corporal.

Existe uma discussão acerca da carga limite a ser transportada pelos estudantes que é de 10% do peso corporal, no entanto não há trabalhos científicos que comprovem que esta carga não oferece prejuízos as estruturas em desenvolvimento.

Tramita na Câmara dos Deputados o projeto de Lei Federal nº 6338/05 (Brasil, 2005), que proíbe carga em mochila escolar superior a 10% do peso de crianças e adolescentes, no entanto, a proposta aguarda análise na Comissão de Constituição de Justiça e de Cidadania (Fonte: Agência Câmara de Assessoria da Imprensa da Pró Teste)

Na cidade de São Paulo, a Lei Municipal nº13460 (Brasil, 2003), de 2 de dezembro de 2002, determina que o os alunos não transportem na mochila escolar carga superior a 10% do próprio peso. A Lei, publicada em 15 de julho de 2003 no Diário Oficial, tem caráter educativo e já está em vigor.

A Lei Estadual nº 10.759 (Brasil, 2005) de 16 de Junho de 1998, do Estado de Santa Catarina, regulamenta que as crianças de pré-escola não transportem material escolar com carga superior a 5% do próprio peso, enquanto alunos do ensino fundamental (1ª a 8ª série) podem transportar em mochila no máximo 10% de seu peso corporal. Esta Lei entrou em vigor no início de 2006 e é válida para escolas públicas e privadas.

No Rio de Janeiro a Lei Estadual nº 2.772 (Brasil, 1997) de 25 de Agosto de 1997, regulamenta para escolas públicas e privadas que o peso máximo total do material escolar transportado em mochilas, pastas ou similares, diariamente, por alunos da pré-escola e ensino fundamental, não poderá ultrapassar 5% do peso do

pré-escolar e 10% do peso do aluno do ensino fundamental. Lei também regulamenta que os coordenadores das escolas devem distribuir adequadamente as aulas de forma a não sobrecarregar a mochila com excesso de material, que adquiram armários fechados de uso individual ou coletivo para guardar o material escolar e, obrigatoriamente, afixar as normas da Lei em locais de fácil acesso para pais, alunos e docentes. O descumprimento da Lei implica em multa ao colégio no valor de 3 (três) UFERJ por aluno.

Para os outros estados brasileiros não existe Lei em vigor ou Projeto de Lei em trâmite.

Ao estudar as respostas posturais desencadeadas pelo acréscimo de carga, Ledin, Fransson e Magnusson (2004), encontraram que na presença da carga correspondente a 20% do peso corporal, a oscilação postural em adultos com idade média de $29 \pm 5,9$ anos, aumenta independente de haver ou não exposição dos voluntários a perturbações posturais, como estímulos vibratórios, translações e/ou inclinações da superfície de apoio.

O transporte de carga excessiva também pode estar associado ao aparecimento de metatarsalgias, bem como bolhas nos pés decorrentes da fricção da meia ou tecido do calçado na pele, que causa grande desconforto e pode alterar a marcha ao assumir postura antálgica (Knapik, Harman e Reynolds, 1996).

2.7 Controle Postural

A postura pode ser definida como o alinhamento biomecânico do corpo e sua orientação em relação ao ambiente (Shummay-Cook e Woollacott, 2003).

No entanto, a manutenção postural depende da integração de alguns sistemas orgânicos que representam o nível mais superior do SNC (sistema nervoso central) e exercem papel fundamental, como: o sistema vestibular, responsável pela manutenção do equilíbrio estático e dinâmico; o sistema visual, que auxilia na manutenção do equilíbrio; o sistema somatossensorial, que controla a postura através da interpretação das aferências de diversas regiões do corpo e o sistema musculoesquelético, que executa os comandos neurais (Diene e Dichgans, 1988).

Parte integrante do sistema somatossensorial, os mecanorreceptores são sensíveis às deformações físicas, como estiramento ou flexão e estão presentes em todo o corpo, sendo excitados a partir do contato com a pele. Ramificações amielínicas de axônios são encontradas no interior de cada mecanorreceptor e apresentam canais iônicos mecanossensíveis, cuja abertura depende de estímulos de estiramento ou mudanças de tensão da membrana circundante. Os mecanorreceptores são responsáveis pela identificação do estímulo deflagrado na pele (vibração, toque, agulhada, etc.) e apresentam afinidades com a frequência e pressão do estímulo e tamanho do campo perceptivo (Bear, Connors e Paradiso, 2002).

O sistema somatossensorial recebe informações sensoriais originárias dos ligamentos, tendões, músculos, articulações e da pele, locais onde se encontram os receptores sensíveis a estímulos mecânicos. Receptores somatossensoriais suprem o sistema nervoso central de informações imprescindíveis para o controle postural.

Quando uma estrutura corporal sofre alteração espacial, como uma rotação ou flexão articular, os tecidos adjacentes (pele, tendão, músculo, fáscia, cápsula, ligamentos e articulação) sofrem deformação, que é captada pelos

mecanorreceptores e identificada pelo SNC, fornecendo ao indivíduo a sensação do movimento ou da mudança de posição articular, comumente conhecida como propriocepção (Grigg, 1994).

Assim, os mecanorreceptores localizados na planta dos pés são importantes para auxiliar no controle postural, bem como durante a marcha, pois são capazes de proporcionar informações sobre a pressão de contato nos pés, detalhes temporais e espaciais (Burguess e Perl, 1974; Vallbo e Johansson, 1984) e ainda podem facilitar as reações compensatórias do passo na recuperação do equilíbrio (Perry, McIlroy e Maki, 2000).

Na prática, a manutenção da postura ereta é realizada através de breves períodos de ativação muscular alternada por longos períodos de silêncio elétrico muscular (Soames e Atha, 1981), controlado pelos reflexos medulares que auxiliam na organização das informações.

Quando se considera a postura ereta, pensa-se que seja estável, equilibrada, rígida. No entanto, é impossível permanecer em pé (apoio bipodal, olhos abertos) imóvel, sem que haja oscilação em torno da base de suporte. Precisamente, quem oscila é o centro de massa corporal e o limite dessa oscilação é a base de suporte, representada pelos dois pés. Caso este movimento ultrapasse os limites da base, perde-se a capacidade de manter o equilíbrio (Maki e McIlroy, 1998).

Ao perder o equilíbrio na posição ortostática, o homem faz uso da “estratégia do passo”, dando um ou mais passos na direção do desequilíbrio a fim de aumentar a base de suporte (Perry, McIlroy e Maki, 2000). Esses autores investigaram o papel dos proprioceptores e receptores cutâneos plantares para as reações compensatórias do passo após resfriamento dos pés e perturbações da superfície,

comparando com indivíduos normais que não sofreram resfriamento. Quando o indivíduo desequilibrou para frente, realizou vários passos para retomar o equilíbrio; quando desequilibrou para trás, nenhum passo foi utilizado, apenas a oscilação corporal foi suficiente para aproximar o centro de massa do limite posterior da base de suporte e devolver a estabilidade; quando desequilibrou para a lateral, duas estratégias foram utilizadas: 91% do grupo controle realizou o passo cruzado e 41% grupo resfriado realizou vários passos para lateral. Notaram que o resfriamento não aboliu totalmente a propriocepção, função motora ou sensação cutânea plantar e discutem que a reação de equilíbrio é dependente da direção do desequilíbrio e fase do passo, havendo uma forma de reação para cada direção de recuperação postural. Quando a recuperação do equilíbrio foi para trás, os mecanorreceptores plantares contribuíram na percepção entre o centro de massa e o limite posterior da base de suporte; para frente, a sensação plantar contribuiu para a detecção do contato dos pés e subsequente transferência de peso e para a lateral, os mecanorreceptores plantares contribuíram para o controle da estabilidade durante o suporte em um só membro.

O equilíbrio também pode ser alterado por perturbações internas do sistema hemodinâmico (DeLuca et al., 1982) do sistema neuromuscular (Conforto et al., 2001) assim como pela força da gravidade, movimentos voluntários e interações com o ambiente externo. Por isso, a habilidade em controlar o equilíbrio postural faz parte de uma condição prévia para desempenhar as mais variadas atividades diárias, pois a tarefa envolve o conhecimento adquirido através de experiências posturais anteriores, o que significa que estas situações são aprendidas e ficam registradas na memória (Bryant, 2005).

O estudo de Barela, Jeka e Clark (2003), é fundamental para exemplificar as afirmações de Bryant. Ao investigarem a relação entre a informação dinâmica somatossensorial e a oscilação postural em crianças e adultos, encontraram que a oscilação postural é maior em crianças do que em adultos, pois o sistema sensorial das crianças ainda não está apto a selecionar a informação mais relevante para a tarefa proposta.

Esses mecanismos de aprendizado, bem como a atividade dos receptores sensoriais, estão diretamente relacionados ao controle postural.

Fransson et al. (2003), realizaram estudo com objetivo de observar os modelos de adaptação às perturbações posturais. Doze sujeitos foram avaliados em plataforma de força durante 5 dias consecutivos, a partir de duas condições visuais (olhos fechados e olhos abertos) e recebendo estímulos vibratórios simultaneamente em ambos gastrocnêmios, a fim de induzir perturbação postural. Durante a análise, os sujeitos permaneceram ouvindo música através de um fone de ouvido e com os braços cruzados sobre o peito, eram orientados a olhar fixamente um ponto localizado 1,5 m distante da plataforma. Observaram que houve diminuição progressiva da oscilação postural induzida pela vibração e que há muitos processos adaptativos independentes envolvidos na formação de um novo programa motor. Discutem que as propriedades de ajuste postural envolvem os seguintes processos: a) eliminação da perturbação vibratória (individual); b) adoção de uma postura mais eficaz para manter-se estável durante os estímulos vibratórios; c) uso da experiência de exposições anteriores a estes estímulos, por exemplo, durante os dias de avaliação; d) ajuste postural estratégico. Comentam que os indivíduos saudáveis são capazes de se adaptar e realizar ajustes posturais, alterando a resposta motora

antiga para uma nova resposta adaptada à situação. Isso acontece, principalmente, pela correção de *inputs* sensoriais inadequados. A eliminação de respostas inadequadas é a parte mais importante do processo adaptativo e é controlada pelo sistema sensorial, capaz de reavaliar se um *input* é adequado ou não e, em seguida, substituí-lo por outro mais eficaz.

Esta adaptação está relacionada à aprendizagem motora, que segundo Shumway-Cook e Woollacott (2003), é adquirida quando processos associados à prática favorecem a capacidade de produzir uma ação hábil a partir de alterações permanentes no sistema nervoso. A aprendizagem surge da interação entre percepção, cognição e ação durante a realização de uma tarefa em interação com o ambiente. Quando uma tarefa é executada de forma funcional, significa que uma nova estratégia para perceber e agir foi aprendida.

Em estudo realizado por Sveistrup e Woollacott (1997) ao examinar os efeitos da experiência postural em dois grupos de crianças - treinadas e não treinadas - para a tarefa de sentar e se equilibrar, observaram que as respostas posturais são afetadas pela experiência.

Com o objetivo de investigar as adaptações do sistema nervoso central, Rougier e Farenc (2000) realizaram estudo comparando indivíduos cegos a outros sem alteração, que permaneceram em pé com os olhos fechados sobre uma plataforma de força. O grupo sem alteração visual foi solicitado a permanecer com os olhos fechados. Os indivíduos com alteração visual apresentaram menor oscilação do centro de gravidade, além da atividade articular, recrutamento de unidades motoras e o desenvolvimento de força muscular terem sido mais hábeis para manter

o controle postural, ou seja, houve adaptação dos sistemas motor, somatossensorial e vestibular à perda visual.

2.8 Medidas Preventivas

No campo de atuação dos profissionais da saúde, a prevenção tem um papel fundamental.

Segundo Rebelatto e Botomé (1999), o ato de fazer prevenção muitas vezes é confundido com diagnosticar precocemente. Prevenir significa agir antes que o problema aconteça, ou seja, evitar que aconteça. O diagnóstico precoce permite que o tratamento tenha melhor prognóstico, prevenindo danos futuros, mas o problema já está instalado, assim diverge do real significado da prevenção.

Deliberato (2002), acredita que há dificuldade em definir o termo prevenção por duas causas básicas: o conceito de saúde não é bem entendido, então há dificuldade em compreender prevenção em saúde; e por haver o paradigma da ação curativa em saúde, quando os esforços estão voltados para a doença e não para a saúde. O autor destaca três níveis de prevenção (primária, secundária e terciária), sendo que cada nível apresenta um conjunto de ações características.

Considera-se nível primário de prevenção quando o indivíduo encontra-se em um estado de saúde ótima ou subótima. Esse nível envolve dois grupos de ações: promoção da saúde (educação sanitária, condições adequadas de trabalho, campanhas de orientação sobre temas específicos, entre outras) e proteção específica (uso de equipamentos de segurança, aplicação de flúor dentário, vacinação, entre outras). O nível secundário é considerado quando o organismo já está no período de patogênese e as ações têm o objetivo de diagnosticar

precocemente e estabelecer medidas adequadas. O nível terciário é estabelecido para o indivíduo portador de seqüela residual ou incapacidade e têm como principal ação recolocar o indivíduo afetado em uma posição útil na sociedade (Deliberato, 2002).

A orientação postural se enquadra no nível primário de atenção à saúde.

De Vitta et al. (2004) realizaram um estudo para avaliar a eficácia de um programa educativo sobre a postura sentada para escolares do ensino fundamental e concluíram que o programa foi importante para aumentar o conhecimento dos estudantes a respeito da postura sentada.

3 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi investigar a influência da carga e da forma de transporte do material escolar sobre a distribuição da força na superfície plantar e sobre a trajetória do centro de massa em estudantes do ensino fundamental.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Desenho de Estudo

Trata-se de um estudo analítico observacional transversal, que obteve aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, protocolo nº 91/04 (Anexo 1).

4.2 Amostragem

Participaram desta pesquisa 30 voluntários de ambos gêneros, com idade média de $10,7 \pm 1,35$ anos.

Foram incluídos na pesquisa estudantes do ensino fundamental que apresentaram avaliação postural normal, ausência de dor e história de lesão em membros inferiores, ausência de distúrbios neurológicos. Nenhum dos voluntários fazia uso regular de correção visual.

Para obtenção do poder da amostra, utilizou-se o *software GraphPad StatMate 2.0*, que apontou poder de 90% para um $n=30$. A distribuição da força plantar foi a variável utilizada como referência.

As características dos voluntários da pesquisa estão descritas na tabela 1.

Tabela1 - Caracterização dos sujeitos segundo idade, gênero, massa, altura e IMC.

Voluntário	Idade	Gênero	Massa	Altura	IMC*
01	11	F	31,7	1,425	15,6
02	12	M	35,4	1,425	17,4
03	11	M	46,4	1,565	19,0
04	11	F	47,7	1,62	18,2
05	10	F	59,5	1,55	24,7
06	12	M	37,8	1,46	17,7
07	12	F	32,6	1,41	16,4
08	09	F	30	1,42	14,9
09	11	F	45,6	1,43	22,3
10	11	M	52,6	1,52	22,7
11	11	F	43,9	1,49	19,7
12	12	F	45,2	1,65	16,6
13	11	F	37,7	1,52	16,3
14	08	M	46,2	1,45	22
15	11	F	33,8	1,44	16,3
16	12	M	31,6	1,445	15,1
17	11	M	25,9	1,38	136
18	11	F	29,4	1,385	15,3
19	11	M	30,8	1,365	16,5
20	12	M	38,2	1,47	17,6
21	10	F	37,6	1,53	16,0
22	10	M	40,9	1,425	20,1
23	11	F	59,3	1,555	24,6
24	09	F	41,2	1,35	22,6
25	12	F	27	1,35	14,8
26	11	M	32	1,375	16,9
27	14	M	53	1,565	21,6
28	08	F	36,4	1,32	20,8
29	10	F	36,8	1,38	19,3
30	08	F	24,5	1,24	15,9
Média	10,76	-	35,5	1,453	19
DP	1,356	-	11,846	79,134	3

*IMC: Índice de Massa Corporal

4.3 Procedimento Experimental

4.3.1 Avaliação Postural

As avaliações posturais foram realizadas em duas escolas estaduais da cidade de Piracicaba: E.E. Prof^a Olívia Bianco e E.E. Prof. Adolpho Carvalho, que participaram do Projeto de Extensão intitulado “Programa de Triagem em Escolares para detecção, prevenção e orientação em alterações posturais” desenvolvido pelo Curso de Fisioterapia da UNIMEP, subsidiado pelo Fundo de Apoio à Extensão (FAE-UNIMEP).

As avaliações foram realizadas a partir de uma ficha padronizada (Anexo 2) com utilização de um simetrógrafo e fio de prumo, nas dependências das referidas escolas. A sala cedida para realização das avaliações foi adequadamente paramentada para receber os voluntários. Meninos e meninas foram avaliados separadamente, as meninas usando biquíni e cabelos presos e os meninos usando sunga.

Individualmente, os voluntários foram posicionados entre o simetrógrafo e o fio de prumo; o examinador posicionava-se sentado à sua frente e conduzia a avaliação nas vistas anterior, posterior e perfil.

Apenas os sujeitos que apresentaram avaliação postural normal foram selecionados para a etapa seguinte da pesquisa. Aqueles que apresentaram qualquer alteração da coluna vertebral foram orientados e/ou encaminhados para tratamento, no âmbito do projeto de Extensão citado.

Os voluntários selecionados para a pesquisa a partir da triagem escolar, foram submetidos à nova avaliação postural previamente à coleta dos dados, no Laboratório de Recursos Terapêuticos da UNIMÉP, conforme mostra a figura 1.

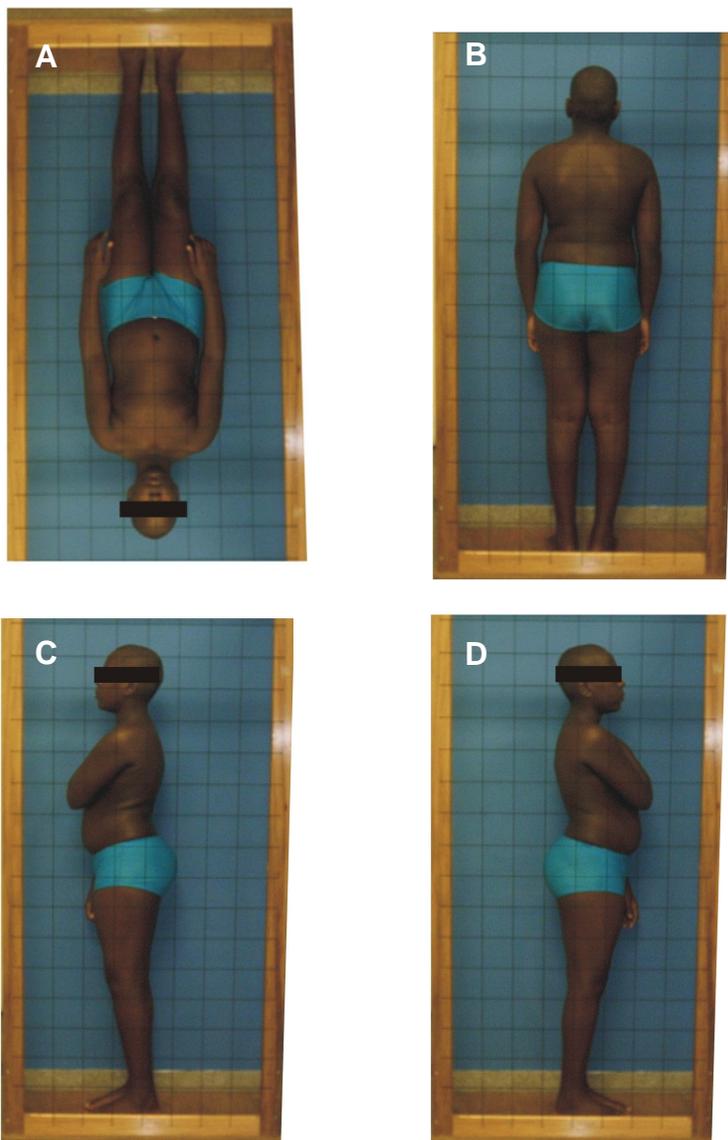


Figura 1 - Avaliação postural: A – Vista anterior; B – Vista posterior C – Vista lateral esquerda; D – Vista lateral direita.

4.3.2 Coleta dos Dados Antropométricos

A coleta dos dados antropométricos foi realizada no Laboratório de Recursos Terapêuticos (LARET) do Programa de Pós-graduação em Fisioterapia da Universidade Metodista de Piracicaba – UNIMEP. As medidas foram feitas em balança antropométrica Filizola[®], modelo 31 - carga máxima de 150Kg. Os voluntários foram orientados a se posicionar sobre a balança sem calçado e a medida da massa corporal e altura foram obtidas, permitindo o cálculo do Índice de Massa Corporal (IMC).

4.3.3 Coleta dos Dados Baropodométricos

Utilizou-se um sistema de Baropodometria computadorizada, que consta de uma Plataforma de Pressão Matscan – Research - Tekscan[®] versão 5.72, medindo 436cm x 369cm, com 2288 sensores, resolução de 1.4 sensor/cm², acoplado ao microcomputador Pentium IV versão Windows 98, com 224,0 MB de memória Ram e capacidade de 38,2 GB.

Para o início da coleta dos dados baropodométricos, foi solicitado que o voluntário permanecesse em posição ortostática, sem calçado, em apoio bipodal, com os olhos abertos (BA) sobre a plataforma, para que o equipamento fosse devidamente calibrado, de acordo com o manual do fabricante (Matscan Pressure Assessment for the 21st Century – User's Manual)

Em seguida, realizou-se a primeira tomada de dados na posição BA, considerada a coleta controle (Figura 2).



Figura 2 - Sistema de baropodometria computadorizada mostrando uma coleta na posição BA.

Posteriormente, foram realizadas as tomadas com uma mochila padronizada contendo 5%, 10% e 15% da massa corporal de cada voluntário, posicionada: na região anterior do tronco (A), região posterior do tronco (B), ombro direito (C), ombro esquerdo (D). (Figura 3).

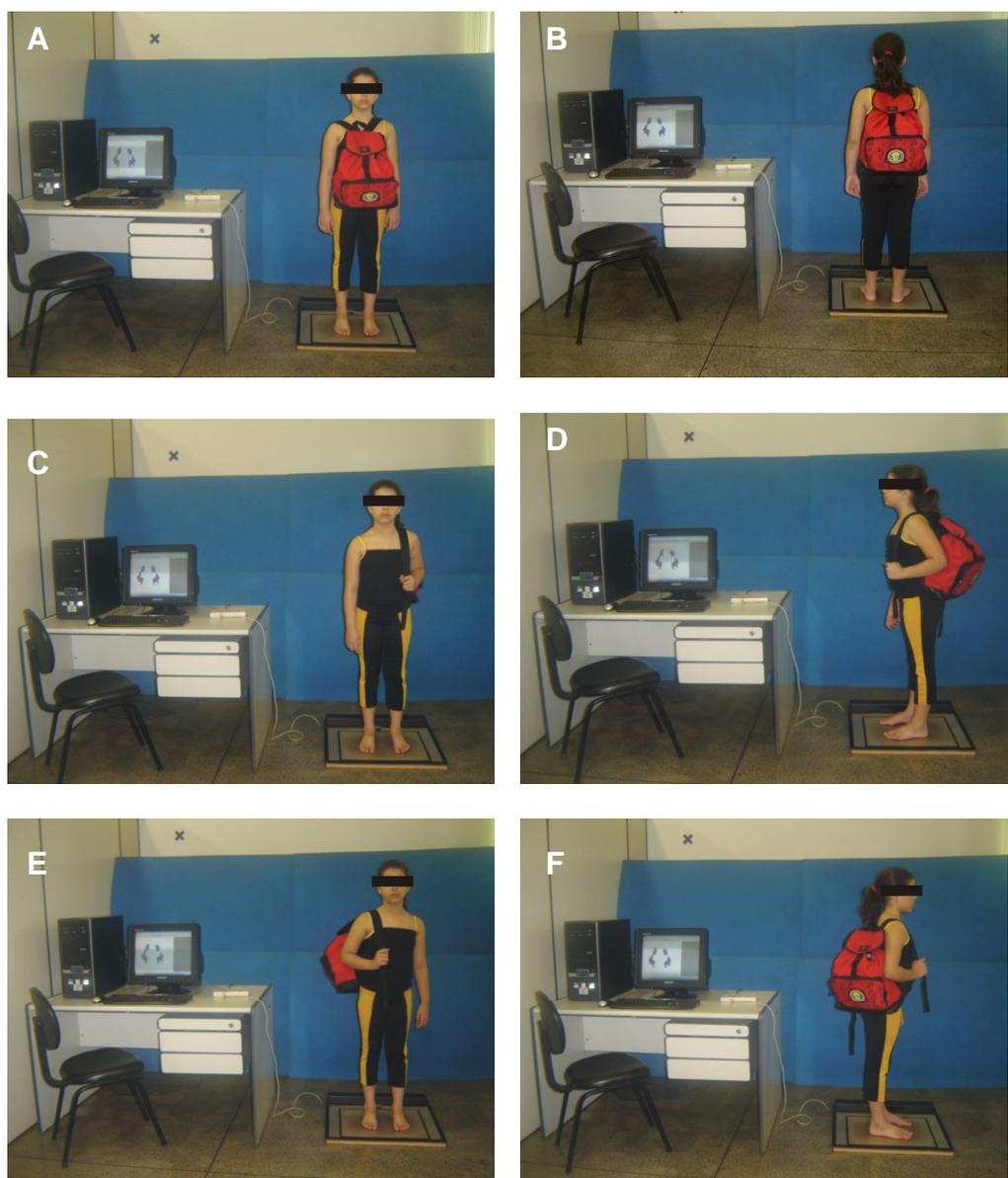


Figura 3 - Foto ilustrativa para posicionamento da mochila: A – região anterior do tronco; B – região posterior do tronco; C – ombro esquerdo vista anterior; D – ombro esquerdo vista lateral; E – ombro direito vista anterior; F – ombro direito vista lateral.

Revistas e folhas de papel sulfite eram pesados em balança FILIZOLA® BP6 e colocados dentro da mochila para que a porcentagem de carga individual fosse atingida (Figura 4). A seqüência das coletas com diferentes cargas foi aleatoriamente definida.



Figura 4 - Material utilizado para a composição da carga: A e B – mochila padrão; C – carga utilizada na mochila; D – Balança.

Durante a coleta de dados, 3 filmes de aproximadamente 7 segundos foram gravados, obtendo-se uma média aritmética dos valores em cada parâmetro analisado.

4.3.4 Análise dos Dados Baropodométricos

Todos os dados foram analisados em sistema de baropodometria computadorizada Matscan - Research -Tekscan® versão 5.72.

Foram considerados os parâmetros: a) Distribuição da força plantar e b) Trajetória do Centro de Massa.

a) Distribuição de Força na Superfície Plantar

Para análise da distribuição de força entre os pés direito e esquerdo, selecionou-se a área total de cada pé, estando a mochila posicionada nos ombros direito e esquerdo, (Figura 5 A). Para analisar a distribuição de força no sentido ântero-posterior, selecionou-se as regiões do calcâneo, médio-pé, ante-pé e artelhos, com a mochila posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco (Figura 5 B).

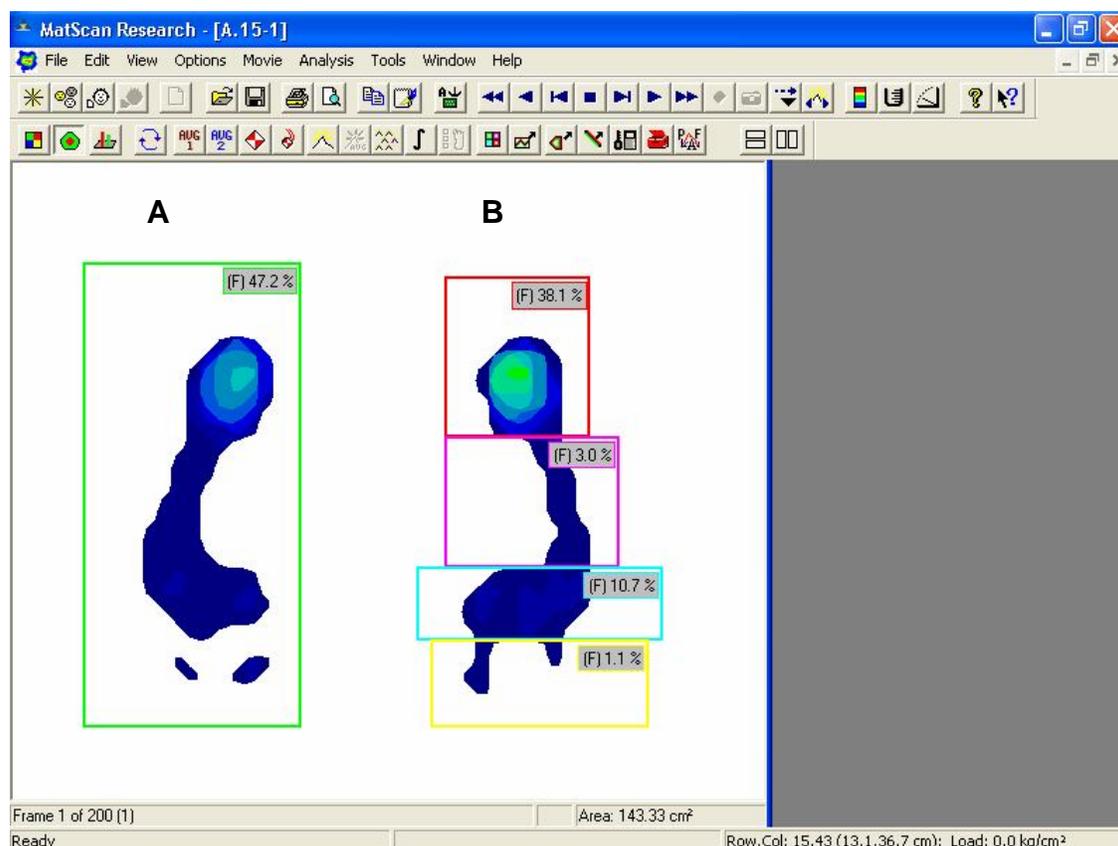


Figura 5 - Análise da distribuição de força relativa entre os pés, quando a mochila era posicionada no ombro direito ou esquerdo (A). Análise da distribuição de força relativa no calcâneo, médio-pé, ante-pé e artelhos, quando a mochila era posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco (B).

De cada um dos três filmes coletados para cada voluntário, foram considerados os valores das *frames* 1, 100 e 200, que correspondem às fases inicial, intermediária e final do filme, respectivamente. A seguir, obteve-se a média aritmética da distribuição de força na superfície plantar nas três tomadas.

b) Trajetória do Centro de Massa

No programa utilizado, a opção *Save Center of Force (COF) Values* foi selecionada e os dados referentes ao deslocamento médio-lateral e ântero-posterior (Figura 6), eram gerados em linguagem *ASCII*, sendo obtida uma média aritmética dessa trajetória durante todo o tempo de coleta (200 *frames*).

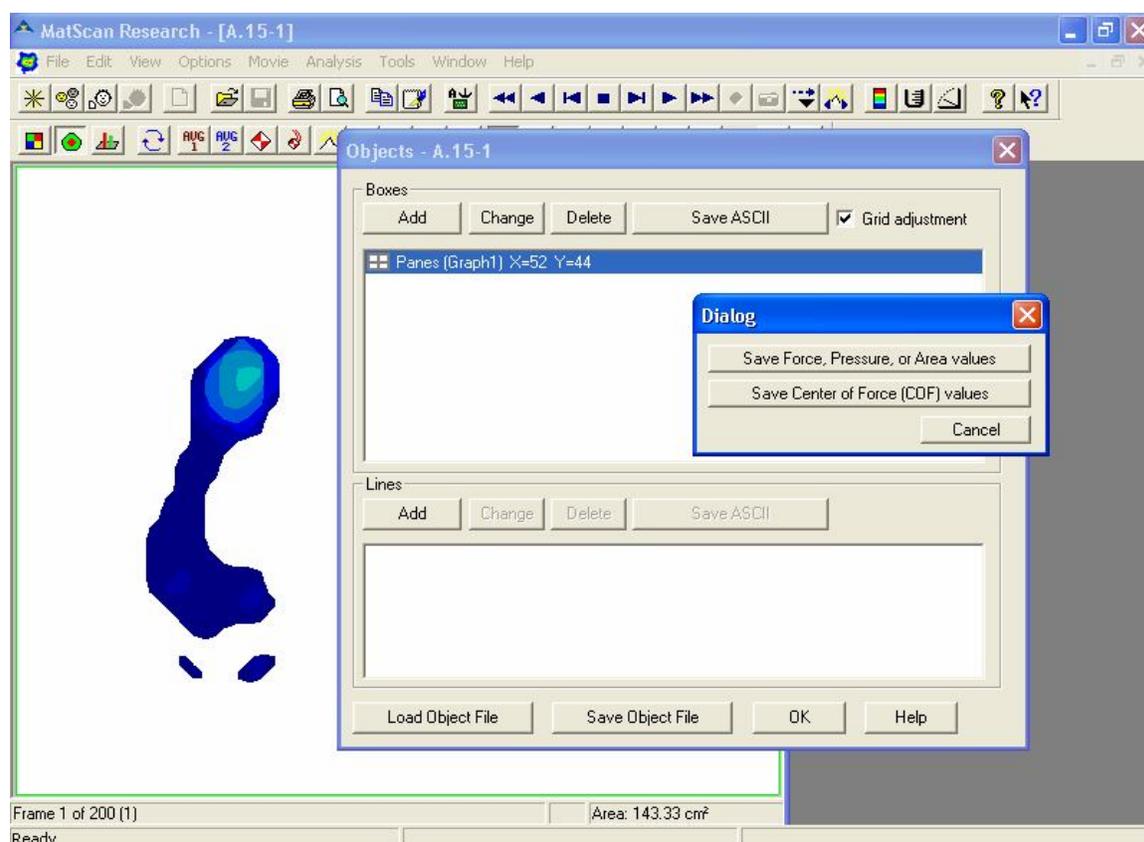


Figura 6 - Análise da trajetória do centro de massa no sistema de baropodometria. Obteve-se a normalização dos dados multiplicando-se o valor de cada frame pelo índice de normalização (0,8382).

4.4 Tratamento dos Dados

O teste de *Shapiro-Wilk* foi utilizado para verificar a normalidade das variáveis. Em seguida, realizou-se a análise comparativa, aplicando o teste paramétrico “*t de Student*” para dados pareados e o teste não paramétrico “*Wilcoxon*” para as variáveis que não atenderam o pressuposto de normalidade. Considerou-se o nível de 5% para a significância estatística. As análises foram processadas utilizando-se o *software* SPSS 11.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*) e Statística 6.

5 RESULTADOS

5.1 Força Relativa bipodal – Sem Carga

Os valores médios da variável força relativa bipodal com olhos abertos, sem carga (controle) estão representados na figura 7, sendo que a distribuição da força foi significativamente maior no pé esquerdo ($52,42\% \pm 4,02$) em relação ao pé direito ($47,56\% \pm 4,03$).

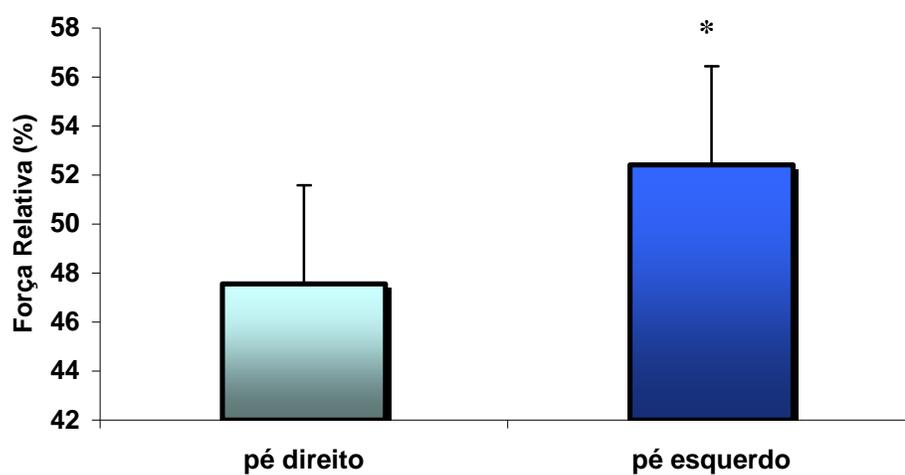


Figura 7 - Valores médios \pm DP da força relativa para os pés direito e esquerdo no grupo controle. (*) Difere significativamente da média entre os pés direito e esquerdo ($n=30$; $p<0,003$).

5.2 Força Relativa bipodal – Carga no ombro direito ou esquerdo

Os valores comparativos da força relativa entre o controle (CO) e as cargas de 5%, 10% e 15% bem como a comparação entre as cargas, com a mochila posicionada no ombro direito estão representadas na figura 8. Foram comparados os valores de pé direito com pé direito e pé esquerdo com pé esquerdo do controle em relação às cargas, assim como entre as cargas. Os valores médios (\pm DP) da força relativa para estas variáveis são: **COd** 47,55% (\pm 4,03) e **COe** 52,41% (\pm 4,02); **5d** 48,49% (\pm 6,08) e **5e** 50,34% (\pm 4,64); **10d** 48,55% (\pm 5,89) e **10e** 51,40% (\pm 5,91); **15d** 48,36% (\pm 6,53) e **15e** 51,57% (\pm 6,57), sendo que nenhuma variável comparada apresentou diferença significativa.

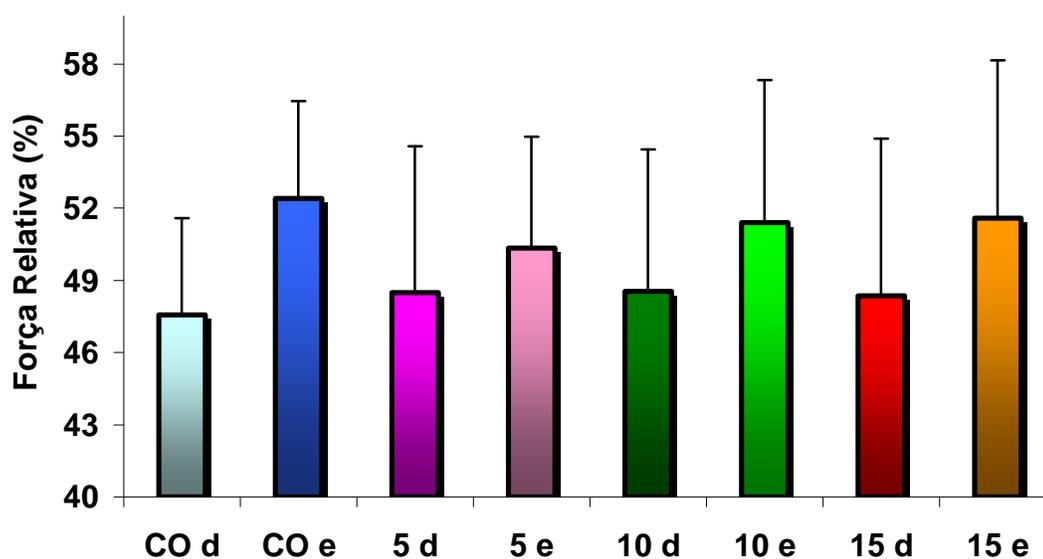


Figura 8 - Valores médios \pm DP comparativos da força relativa para o controle (CO), carga de 5%, 10% e 15% nos pés direito (d) e esquerdo (e), com a mochila posicionada no ombro direito (n=30; p>0,05).

Os valores comparativos da força relativa entre o controle (CO) e as cargas de 5%, 10% e 15%, bem como entre as diferentes cargas, quando a mochila foi posicionada no ombro esquerdo estão representados na figura 9. Os valores médios (\pm DP) da força relativa para estas variáveis são: **COd** 47,55% (\pm 4,03) e **COe** 52,41% (\pm 4,02); **5d** 48,71% (\pm 5,68) e **5e** 49% (\pm 6,70); **10d** 48,73% (\pm 4,56) **10e** 51,22% (\pm 4,59); **15d** 49,17% (\pm 5,38) e **15e** 50,80% (\pm 5,37), sendo significativo apenas para **10d** e **10e**.

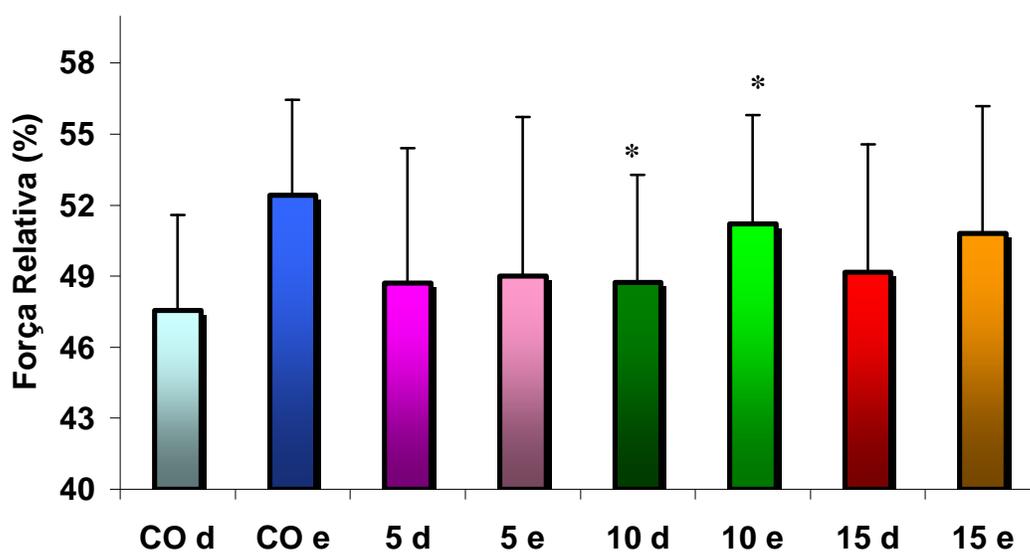


Figura 9 - Valores médios \pm DP comparativos da força relativa para o controle (CO), carga de 5%, 10% e 15% nos pés direito (d) e esquerdo (e), com a mochila posicionada no ombro esquerdo (n=30; p<0,02). (*) Difere significativamente das médias do CO.

5.3 Força Relativa bipodal – Sem carga

Considerando a possibilidade de deslocamento da distribuição de forças para diferentes regiões plantares após acréscimo de carga nas regiões anterior ou posterior do tronco, optou-se por avaliar: calcâneo, médio-pé, ante-pé e artelhos.

Os valores médios (\pm DP) da força relativa para o controle, nas diferentes regiões plantares estão representados na figura 10, sendo que 25,86% (\pm 8,82) da força incidiu sobre o calcâneo direito (**cal d**) e 30,43% (\pm 5,84) sobre o calcâneo esquerdo (**cal e**) que foi significativamente diferente de **cal d**; 8,40% (\pm 4,10) sobre o médio-pé direito (**mp d**) e 7,68% (\pm 3,82) sobre o médio-pé esquerdo (**mp e**); 11,70% (\pm 4,25) sobre o ante-pé direito (**ap d**) e 12,54% (\pm 4,89) sobre o ante-pé esquerdo (**ap e**); 1,63% (\pm 1,54) sobre os artelhos direito (**at d**) e 1,73% (\pm 1,74) sobre os artelhos esquerdo (**at e**).

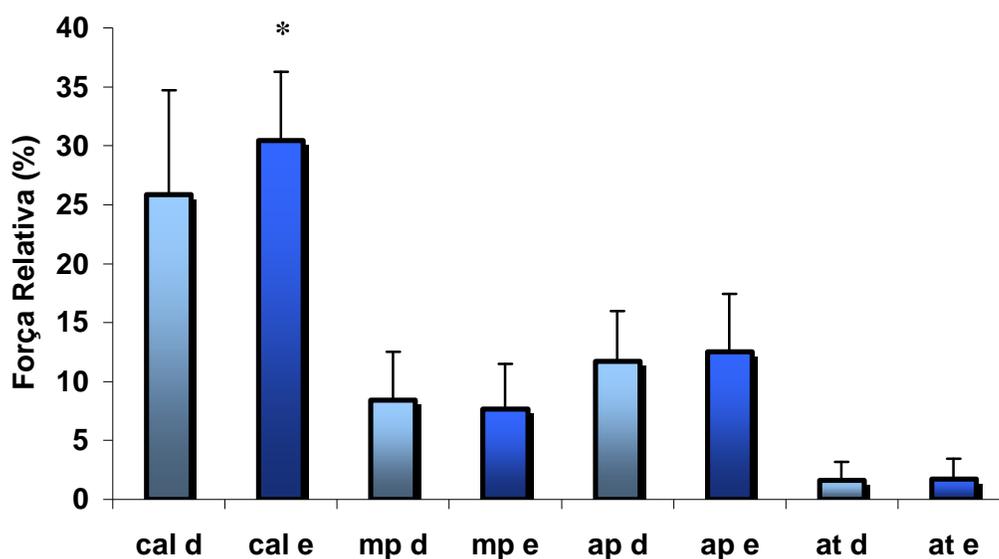


Figura 10 - Valores médios da força relativa do controle para os pés direito e esquerdo, nas regiões do calcâneo (cal), médio-pé (mp), ante-pé (ap) e artelhos (at). (*) Difere significativamente das médias de cal d (n=30; p<0,0005).

5.4 Força Relativa bipodal – Carga na região posterior do tronco

Os valores médios da comparação entre o controle e as cargas de 5%, 10% e 15% bem como a comparação entre as cargas, quando a mochila foi posicionada na região posterior do tronco estão representados na figura 11. Os valores médios (\pm DP) da força relativa para essas variáveis foram: 26,40% (\pm 7,75) para **cald5**, 30,02% (\pm 5,42) para **cade5**; 7,55% (\pm 3,86) para **mpd5**, 7,35% (\pm 6,60) para **mpe5**; 11,86% (\pm 4,11) para **apd5**, 11,65% (\pm 3,43) para **ape5**; 1,54% (\pm 1,24) para **atd5**, 1,59% (\pm 4,01) para **ate5**; 27,05% (\pm 7,07) para **cald10**, 30,97% (\pm 6,05) para **cale10**; 6,84% (\pm 3,19) para **mpd10**, 6,74% (\pm 3,13) para **mpe10**; 12,03% (\pm 4,02) para **apd10**, 12,31% (\pm 3,67) para **ape10**; 2,0% (\pm 1,74) para **atd10**, 1,64% (\pm 1,48) para **ate10**; 26,31% (\pm 7,05) para **cald15**, 30,61% (\pm 6,79) para **cale15**; 6,72% (\pm 3,27) para **mpd15**, 6,60% (\pm 3,67) para **mpe15**; 12,69% (\pm 4,63) para **apd15**, 12,13% (\pm 3,55) para **ape15**; 1,85% (\pm 1,17) para **atd15**, 1,83% (\pm 1,41) para **ate15**.

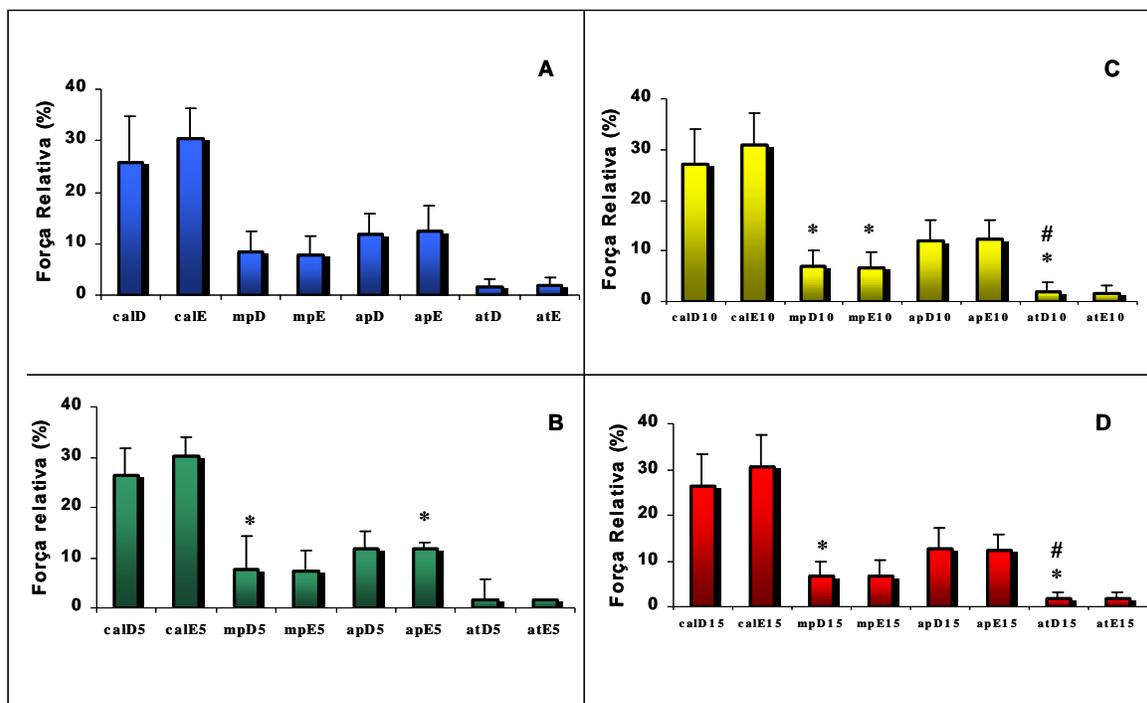


Figura 11- Valores médios \pm DP comparativos da força relativa para **(A)** o controle e cargas de **(B)** 5%, **(C)** 10% e **(D)** 15% para os pés direito (d) e esquerdo (e), com a mochila posicionada na região posterior do tronco (n=30). (*) Difere significativamente das médias do controle ($p < 0,05$). (#) Difere significativamente das médias de atd5 ($p < 0,05$).

5.5 Força Relativa bipodal – Carga na região anterior do tronco

Os valores médios da comparação entre o controle e as cargas de 5%, 10% e 15% bem como a comparação entre as cargas, quando a mochila foi posicionada na região anterior do tronco estão representados na figura 12. Os valores médios (\pm DP) da força relativa para essas variáveis foram: 26,06% (\pm 7,36) para **cald5**, 30,33% (\pm 7,24) para **cade5**; 8,06% (\pm 3,61) para **mpd5**, 7,74% (\pm 3,66) para **mpe5**; 11,95% (\pm 3,61) para **apd5**, 12,43% (\pm 5,30) para **ape5**; 1,63% (\pm 1,30) para **atd5**, 1,78% (\pm 1,61) para **ate5**; 27,32% (\pm 6,98) para **cald10**, 31,00% (\pm 5,93) para **cale10**; 7,56% (\pm 3,36) para **mpd10**, 6,81% (\pm 3,31) para **mpe10**; 11,34% (\pm 4,06) para **apd10**,

11,78% ($\pm 4,09$) para **ape10**; 1,73% ($\pm 1,41$) para **atd10**, 1,69% ($\pm 1,62$) para **ate10**; 25,50% ($\pm 6,58$) para **cald15**, 32,30% ($\pm 6,33$) para **cale15**; 6,37% ($\pm 3,36$) para **mpd15**, 6,85% ($\pm 3,08$) para **mpe15**; 11,84% ($\pm 4,33$) para **apd15**, 12,80% ($\pm 4,05$) para **ape15**; 1,65% ($\pm 1,40$) para **atd15**, 1,66% ($\pm 1,61$) para **ate15**.

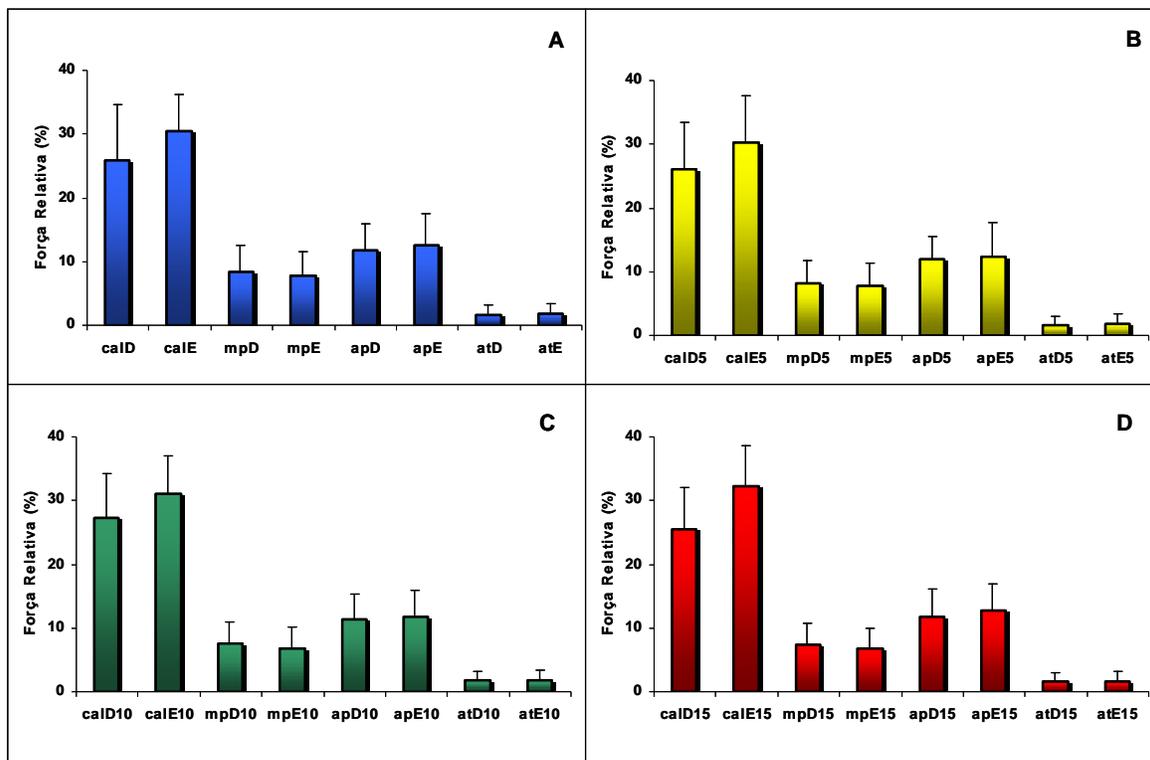


Figura 12 - Valores médios \pm DP comparativos da força relativa para **(A)** o controle e cargas de **(B)** 5%, **(C)** 10% e **(D)** 15% para os pés direito (d) e esquerdo (e), com a mochila posicionada na região posterior do troco (n=30; p>0,05).

5.6 Trajetória médio-lateral do centro de massa

Os valores médios referentes à trajetória médio-lateral do centro de massa para o controle (CO) e as quatro posições da mochila: posterior (P), anterior (A), ombro esquerdo (E) e ombro direito (D) bem como para as cargas 5, 10 e 15% estão representados na figura 13. Para o controle a trajetória médio-lateral foi de 14,95mm ($\pm 2,44$). A trajetória do centro de massa foi de 14,61mm ($\pm 2,00$) para mochila com

fixação posterior com carga de 5%, para fixação anterior 14,80mm ($\pm 1,90$), quando no ombro direito e esquerdo a trajetória foi, respectivamente, de 14,41mm ($\pm 1,98$) e 14,58mm ($\pm 1,89$). Acrescentando carga de 10% na mochila a trajetória médio-lateral do centro de massa foi de 14,49mm ($\pm 2,27$) para mochila posterior, 14,40mm ($\pm 1,84$) para mochila anterior, 14,12mm ($\pm 2,33$) quando no ombro esquerdo e 14,37mm ($\pm 2,05$) quando no ombro direito. Para carga máxima, 15%, a trajetória foi de 14,70mm ($\pm 1,98$) para mochila posterior, 14,43mm ($\pm 2,03$) para mochila anterior, 14,27mm ($\pm 2,09$) para mochila no ombro esquerdo e 14,33mm ($\pm 2,01$) no ombro direito.

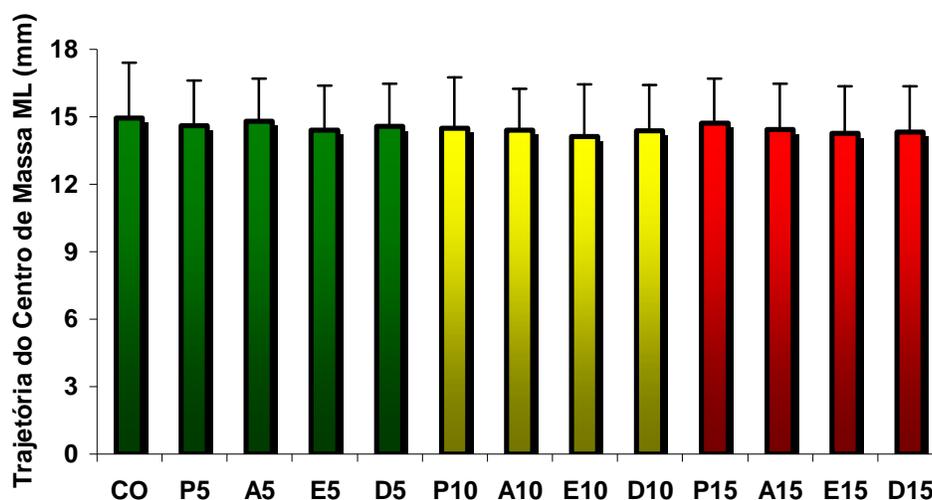


Figura 13 - Valores médios \pm DP da trajetória médio-lateral (ML) do centro de massa do controle (CO), mochila posterior (P), anterior (A), ombro esquerdo (E) e ombro direito (D) com as cargas de 5, 10 e 15% do peso corporal ($n=30$; $p>0,05$).

5.7 Trajetória ântero-posterior do centro de massa

Os valores médios referentes à trajetória ântero-posterior do centro de massa para o controle (CO) comparado com as quatro posições da mochila: posterior (P) e

anterior (A) do tronco, ombro esquerdo (E) e ombro direito (D) bem com as cargas 5, 10 e 15% do peso corporal estão representados na figura 14. Para o controle o deslocamento ântero-posterior foi de 21,35mm ($\pm 1,80$). A trajetória do centro de massa foi de 21,24mm ($\pm 2,11$) para mochila com fixação posterior com carga de 5%, para fixação anterior 21,2mm ($\pm 1,88$), quando no ombro direito e esquerdo a trajetória foi, respectivamente, de 21,2mm ($\pm 2,07$) e 21,43mm ($\pm 2,05$). Acrescentando carga de 10% na mochila a trajetória ântero-posterior do centro de massa foi de 21,70mm ($\pm 1,75$) para mochila posterior, 21,57mm ($\pm 1,72$) para mochila anterior, 21,47mm ($\pm 1,70$) quando no ombro esquerdo e 21,51mm ($\pm 1,87$) quando no ombro direito. Para carga máxima, 15%, a trajetória foi de 21,96mm ($\pm 2,47$) para mochila posterior, 22,26mm ($\pm 2,34$) para mochila anterior, 21,22mm ($\pm 2,26$) para mochila no ombro esquerdo e 22,02mm ($\pm 2,67$) no ombro direito.

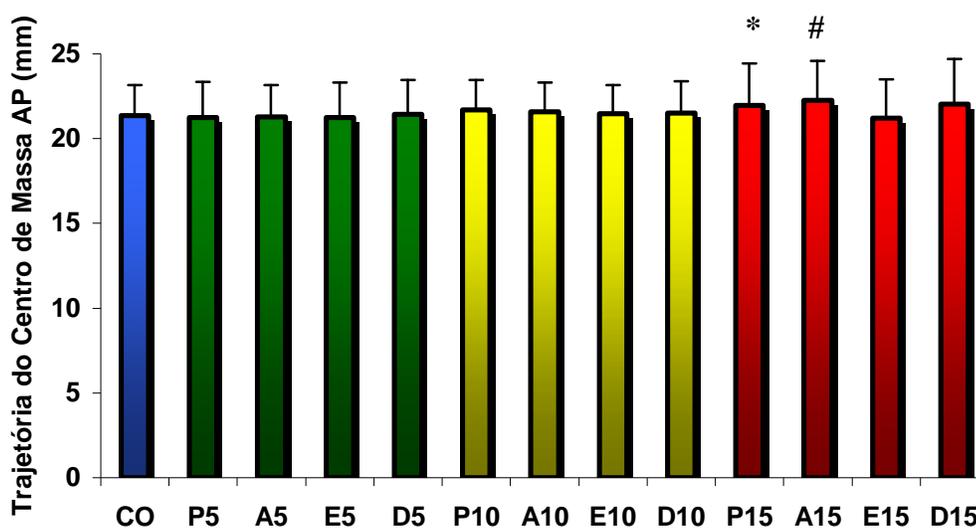


Figura 14 - Valores médios \pm DP da trajetória ântero-posterior (AP) do centro de massa corporal (CO), mochila posterior (P), anterior (A), ombro esquerdo (E) e ombro direito (D) com as cargas de 5, 10 e 15% da massa corporal. (*) Difere significativamente das médias de P5 (n=30; $p < 0,05$). (#) Difere significativamente das médias de A5 (n=30; $p < 0,05$).

6 DISCUSSÃO

A mochila é uma das formas mais utilizadas para transportar o material escolar (Grimmer et al., 2002), sendo a fixação dorsal a maneira mais usual, seguida da fixação escapular (Rebelatto, Caldas e De Vitta, 1991; Korovessis, Koureas e Papazisis, 2004).

Dados obtidos no projeto de extensão desenvolvido pelo Curso de Fisioterapia da UNIMEP “Programa de triagem em escolares para detecção, prevenção e orientação em alterações posturais” em oito escolas estaduais de Piracicaba, entre agosto de 2002 e julho de 2004, demonstraram que dos 1901 alunos avaliados (idade entre 7 e 15 anos), 44,34% transportam o material escolar na mochila, 34,77% transportam na mão, 18,14% no carrinho e 2,73% transportam tanto na mochila quanto na mão (Relatório FAE Programa A, 2003, 2004), reafirmando a importância de se investigar a influência da forma de transporte do material escolar sobre a distribuição da força plantar e trajetória do centro de massa.

Entre os voluntários desta pesquisa, 70% transportam o material escolar na mochila, 16,66% na mão e 13,33% transportam na mochila e na mão.

A carga transportada diariamente também é importante, especialmente na faixa etária estudada, considerando o ritmo de crescimento da coluna vertebral e as influências causadas por fatores externos.

O crescimento da coluna vertebral durante a infância e adolescência não é uniforme, havendo um período de crescimento rápido do primeiro ao terceiro ano de vida e outro na adolescência. Nas meninas, o pico de crescimento coincide com a influência hormonal (idade média de 12 anos) e perdura por 2,5 a 3 anos. Nos meninos esse pico é mais tardio, na idade média de 14 anos. Durante esse período,

influências externas podem trazer prejuízo para a coluna vertebral, como desvios laterais e ântero-posteriores. Cuidados com a carga e a forma de transportar o material escolar são importantes nesse período (Bradford et al., 1994). Destaca-se nessa citação a importância deste estudo na faixa etária escolhida, bem como da investigação dos efeitos da sobrecarga imposta pela mochila escolar.

Neste estudo, foi possível avaliar a carga transportada diariamente em 18 dos voluntários selecionados. Observou-se que 22,22% transportam carga de até 5% da massa corporal; 66,66%, entre 5% e 10% da massa corporal e 11,11% transportam cargas acima de 10% da massa corporal.

A literatura aponta uma discussão sobre o limite dessa carga, entretanto, não existe a determinação de um limite específico que não ofereça risco e que tenha sido cientificamente justificado.

Negrini, Carabalona e Sibila (1999), Grimmer et al. (2002) e De Vitta, Madrigal e Sales (2003) sugerem que transportar cargas até 10% da massa corporal possivelmente não ofereça risco, mas afirmam que outras pesquisas precisam ser realizadas para abranger todas as variáveis envolvidas. Negrini e Carabalona (2002), sugerem o limite máximo de carga nas mochilas até 15% da massa corporal. Apesar disso, tais informações também não são baseadas em dados científicos.

Resultados obtidos neste estudo demonstram que o acréscimo de carga de 15% da massa corporal promove aumento da oscilação ântero-posterior, sugerindo a necessidade de ações musculares compensatórias para a manutenção do equilíbrio. Se tais compensações são exigidas diariamente, por longos períodos, como é o caso do período escolar, podem desencadear desequilíbrios musculares, que por sua vez, influenciam o alinhamento da coluna vertebral durante seu desenvolvimento.

Destaca-se então a necessidade de uma avaliação simultânea da postura durante o uso de carga, nas diferentes posições investigadas, para identificação da influência da carga sobre a postura.

Rebelatto, Caldas e De Vitta (1991), ao verificarem a influência do transporte de carga de material didático sobre a presença de desvios posturais em estudantes, apontam que os alunos carregam peso superior à capacidade de sustentação muscular, o que determina altos níveis de compressão discal (L_5 , S_1), alterações posturais e aumento da demanda da musculatura lombar. Consideram que, para determinar uma carga a ser suportada por indivíduos de diferentes faixas etárias, é necessário caracterizar um indicador, como por exemplo, a massa corporal ou a força dos grupos musculares responsáveis pela manutenção da carga.

Outro fato relevante observado durante as coletas com carga de 15% da massa corporal neste estudo é que os voluntários relatavam desconforto nos ombros e coluna vertebral, o que, às vezes, dificultava a manutenção da posição de coleta. Esse dado sugere a presença de dor e posição antálgica quando a carga transportada excede o limite de 10% da massa corporal e é possível que seja este um dos fatores que definem o limite apontado pelas leis que determinam a carga máxima de material escolar a ser transportada por estudantes.

Para participar deste estudo, foram selecionados indivíduos que, após avaliação padronizada, não apresentaram alteração postural. Entretanto, uma análise mais precisa realizada pelo sistema de baropodometria computadorizada demonstrou alterações na distribuição da força plantar que não eram perceptíveis no âmbito da avaliação postural, apontando diferença entre os pés direito e esquerdo na

posição bipodal, sem adição de carga. É possível que essa diferença esteja relacionada à dominância do membro inferior.

Alguns estudos definem a preferência pedal como o pé preferido para manipular um objeto ou iniciar um movimento e, como o pé não preferido, aquele utilizado como suporte postural (Peters, 1988).

Gobbi, Secco e Marins (1999), propuseram alguns testes para investigar a dominância de membro inferior: chutar uma bola, erguer uma espuma, escrever uma letra (testes estáticos) e algumas tarefas dinâmicas como conduzir uma bola, alinhar bolinhas, circundar um arco com uma bola, subir degrau.

Nesta pesquisa, onde 29 voluntários (96,6%) apresentaram dominância de membro inferior direito, verificada de acordo com teste de subir degrau, proposto por Gobbi, Secco e Marins (1999), a maior distribuição de força plantar no membro inferior esquerdo poderia estar relacionada ao suporte postural, de acordo com a citação de Peters (1988).

O acréscimo das cargas na mochila padrão fixada ao ombro direito modificou a distribuição de força plantar, quando comparada ao controle. Apesar de não ter havido diferença significativa, nota-se uma tendência à simetria na distribuição de força plantar quando as cargas de 5, 10 e 15% da massa corporal foram adicionadas. O mesmo ocorreu quando as cargas foram adicionadas no ombro esquerdo, observando-se uma tendência ainda maior à simetria.

Provavelmente, a maior simetria após o acréscimo das cargas esteja relacionada à diferença pré-existente, não sendo possível concluir sobre a influência de carga posicionada nos ombros (unilateralmente).

Segundo Norkin e Levangie (2001), quando um peso é adicionado sobre o corpo, seja na forma de vestimenta ou de apoio, o centro de massa vai se deslocar em direção ao peso adicional de forma proporcional ao valor da carga. Os autores exemplificam que, quando uma pessoa está segurando uma mala pesada na mão direita, o centro de gravidade sofre alteração para cima e para direita e a linha da gravidade se move em direção ao pé direito. Mas, para que o centro de gravidade e a linha de gravidade sejam trazidos novamente para o meio da base de suporte a pessoa reorganiza os segmentos com a inclinação lateral do tronco para a esquerda.

Desta forma, ao adicionar carga unilateralmente nos ombros, a tendência seria aumentar a força plantar do lado contralateral ao da carga. No entanto, a resposta observada na presença da carga foi uma distribuição mais simétrica, provavelmente em função da alteração pré-existente.

Outro aspecto importante no estudo da análise da influência das cargas é a distribuição das forças nas diferentes regiões da planta do pé.

Na postura estática, as forças plantares estão distribuídas de forma heterogênea em diferentes regiões do pé. Segundo Cavanagh, Rodgers e Liboshi (1987), que avaliaram 107 indivíduos adultos normais, 60,5% do peso corporal incide sobre o calcâneo, 7,8% sobre o médio-pé, 28,1% sobre o ante-pé e 3,6% sobre os artelhos.

Neste estudo, a distribuição da força plantar em posição bipodal sem carga, foi semelhante: 56,29% no calcâneo, 16,08% no médio-pé, 24,24% no ante-pé e 3,36% nos artelhos.

Quando a mochila foi posicionada na região posterior do tronco com carga de 5%, 10% ou 15% da massa corporal, houve a mesma tendência de distribuição da

força plantar do controle (sem carga). Os valores que foram significativos não alteraram tal distribuição que foi sempre maior para o calcâneo e ante-pé e menor para o médio-pé e artelhos. Com carga, a tendência foi de maior simetria entre os pés direito e esquerdo quando comparados ao controle. Provavelmente, o acréscimo de carga proporcionou maior distribuição de força entre os pés.

Estudos realizados por Rebelatto, Caldas e De Vitta (1998); De Vitta, Madrigal e Sales (2003); Negrini, Carabalona e Sibila (1999); Negrini e Carabalona (2002) apontam que crianças e adolescentes transportam grande quantidade de carga nas mochilas. A maior preocupação é a consequência que esta rotina de transporte diário pode proporcionar em médio e longo prazo nas estruturas musculoesqueléticas, considerando que estes indivíduos estão em plena fase de desenvolvimento.

Os resultados referentes à fixação da mochila na região anterior do tronco não mostraram alteração na distribuição plantar quando comparados ao controle. Segundo Norkin e Levangie (2001), quando o tronco está inclinado para frente o centro de gravidade é deslocado para fora do corpo, anteriormente. Desta forma, quando uma carga em mochila é colocada na região anterior do tronco, o centro de gravidade também se desloca anteriormente e a estratégia utilizada é o deslocamento posterior, até que o equilíbrio seja recuperado.

A manutenção da postura ereta depende da atuação dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial (Shummay-Cook e Woollacott, 2003). Reflexos medulares controlam os períodos de ativação e silêncio elétrico muscular, fundamentais para o controle postural (Soames e Atha, 1981).

Entretanto, o controle postural também recebe influência de experiências motoras aprendidas. Segundo Mochizuki e Amadio (2003a), “os mecanismos relacionados ao desenvolvimento dos ajustes posturais provavelmente dependem de experiência anterior”. Nashner e McCollum (1985) complementam que o efeito da repetição no ajuste postural resulta em ajuste fino da atividade muscular.

Shummay-Cook e Woollacott (2003) discutem que a aprendizagem motora é adquirida quando processos associados à prática favorecem a capacidade de produzir uma ação hábil a partir de alterações permanentes no sistema nervoso. A aprendizagem surge da interação entre percepção, cognição e ação durante a realização de uma tarefa em interação com o ambiente. Quando uma tarefa é executada de forma funcional, significa que uma nova estratégia para perceber e agir foi aprendida.

Considerando que os alunos realizam a tarefa de carregar o material didático diariamente durante vários anos, é possível que esta habilidade motora esteja incorporada aos hábitos dos estudantes e, conseqüentemente, também tenha alcançado o ajuste fino da atividade muscular, uma vez que a distribuição da força plantar apresentou comportamento muito próximo da simetria, mesmo frente a maior carga e ao posicionamento menos adequado da mochila. Esses resultados apontam para a necessidade de uma análise minuciosa da postura dos indivíduos durante as diferentes sobrecargas impostas.

A trajetória e o deslocamento do centro de massa são relevantes para a investigação do controle postural.

Uma das formas de alterar a distribuição de massa no homem é mudar a posição de segmentos corporais (Okuno e Fratin, 2003; Mochizuki e Amadio 2003b).

A movimentação do COM se dá pela aplicação de forças sobre o corpo. O acréscimo de carga em mochila é uma forma de proporcionar alteração do COM. Neste estudo, o acréscimo de carga nas diferentes regiões do tronco não influenciou a movimentação médio-lateral do COM.

A Física considera que a estabilidade corporal depende de três principais fatores: altura do centro de gravidade (local onde estão aplicadas as resultantes das forças-peso) em relação ao chão - quanto mais baixo for o centro de gravidade, maior a estabilidade; tamanho da base de sustentação - quanto maior for a base, maior a estabilidade; peso corporal - quanto maior o peso corporal, maior a estabilidade (Okuno e Fratin, 2003). Assim, a pequena oscilação médio-lateral do centro de massa durante as coletas com cargas pode estar relacionada à estabilidade dos voluntários, pois sua massa corporal estava aumentada em função do acréscimo de carga na mochila, além do que apresentam baixa estatura devido à faixa etária.

O fato de não ter havido aumento da oscilação médio-lateral na presença de carga de 15% da massa corporal pode ser consequência da adaptação do sistema nervoso central para a tarefa proposta (Shummay-Cook e Woollacott, 2003), considerando que se trata de uma tarefa praticada diariamente pelos voluntários. Isto pode ter favorecido a manutenção do equilíbrio postural, mesmo quando a carga era máxima, sugerindo a necessidade de uma análise postural específica. Outro aspecto que pode ser considerado é que durante a coleta de dados, os voluntários foram solicitados a se posicionar com os pés paralelos e base de suporte "livre". Com o acréscimo de carga, é provável que os voluntários tenham aumentado sua base de

suporte no sentido lateral, favorecendo o equilíbrio postural e, conseqüentemente, evitando tal oscilação.

O mesmo não ocorreu com a oscilação ântero-posterior, que sofreu alteração significativa com o acréscimo de carga acima de 10% da massa corporal (15%) quando a mochila foi fixada nas regiões anterior e posterior do tronco. É possível que, em virtude do posicionamento paralelo dos pés durante a coleta de dados, a oscilação ântero-posterior tenha aumentado devido à limitação da base de suporte, que se restringiu à área de contato dos pés “paralelos” na superfície da plataforma. Essa discussão sugere a necessidade de avaliação dinâmica dos voluntários durante as respectivas cargas.

Na postura estática, o aumento da oscilação ântero-posterior acarreta ação dos músculos anteriores e posteriores do tronco, assim como dos membros inferiores, a fim de restabelecer o equilíbrio postural. Tomando como referência a postura estática, a carga de 15% da massa corporal pode ser considerada excessiva para os voluntários deste estudo. Para Kisner e Cobby (1998), sobrecargas constantes e indevidas no sistema musculoesquelético podem ser a causa de dor ou disfunção. Desta forma, pode se considerar que, diante de sobrecarga constante, as ações compensatórias de grupos musculares podem estabelecer atitudes posturais indesejáveis que, durante o período de rápido crescimento, podem definir disfunções da coluna vertebral.

Como apontado anteriormente, o peso e a forma mais adequada de transportar o material escolar ainda estão em discussão e carecem de estudos mais específicos.

As discussões sobre as formas de transporte e a carga do material escolar têm tomado vulto em diversos meios de comunicação, como mídia impressa (jornais e revistas) e eletrônica (documentários e noticiários), não somente objetivando informar e alertar sobre os riscos futuros aos quais os escolares estão expostos, mas principalmente estimular a tomada de atitude de instituições, pais e responsáveis.

Em diferentes países, existem programas de triagem em escolares para detecção de alterações posturais, assim como, orientação postural a todos que estão diretamente envolvidos com os estudantes. O primeiro programa de detecção precoce de escoliose teve início em 1973 nos EUA (Minnesota), e atualmente atinge a maioria de seus estados, expandindo-se para a Europa, América Latina e Ásia. Na Suécia, Austrália e Arábia Saudita também há programas semelhantes. Porém, somente o Japão apresenta programas de avaliação através de Mandato Federal (Adler et al., 1984).

No Brasil, existem programas isolados, como o Programa de Triagem desenvolvido pelo Curso de Fisioterapia da UNIMEP, que funciona regularmente há 8 anos na cidade de Piracicaba. Até o momento não existe programa de triagem oficial em nível Estadual ou Federal no Brasil.

O Programa de triagem é importante por identificar precocemente a presença de uma alteração e orientar professores, funcionários e pais/responsáveis sobre medidas preventivas de problemas posturais.

Pereira et al. (2005) observaram associação positiva entre carga excessiva do material escolar (maior que 10% do peso corporal) e suspeita de escoliose em meninos de 10 a 12 anos e meninas de 10 a 12 e 13 a 15 anos de idade.

Conhecendo os riscos que a rotina de transporte do material escolar pode proporcionar aos alunos, o poder Legislativo estabeleceu legalmente a carga máxima a ser transportada pelos estudantes da pré-escola e ensino fundamental nos Estados de São Paulo, Santa Catarina e Rio de Janeiro. No âmbito Federal, tramita na Câmara dos Deputados um projeto de Lei Federal que proíbe carga superior a 10% do peso corporal, mas que ainda aguarda análise na Comissão de Constituição de Justiça e de Cidadania. As leis que estão em vigor impõem vigilância e multa pelo não cumprimento, no entanto a rotina de fiscalização ainda não é realidade nas escolas; muitas desconhecem a legislação ou ao menos têm conhecimento da importância do assunto. Dessa forma, a falta de informação de diretores de escola e professores reflete-se sobre os alunos e pais/responsáveis, impedindo atitudes preventivas e corretivas.

A prevenção deve ter destaque quando o assunto é saúde. Entretanto, o que de fato existe é a preocupação com a doença em instalação ou já instalada. A cultura ocidental ainda está fundamentada na cura da doença, transmitindo a consciência de que qualidade de vida significa desenvolver excelentes métodos de cura e, lamentavelmente, a prevenção tem pouco espaço.

Recentemente surgiu no Brasil uma linha de pesquisa na área da saúde que tem como ponto de partida a origem da saúde e como ela pode ser fortalecida. A Salutogênese, como é denominada, “propõe uma nova direção, cuja seta aponta para a pesquisa e valorização das origens da saúde em todos os seus níveis: físico, anímico e espiritual” (Costa, 2003). Assim, prevenir é dar subsídios às pessoas para que sua saúde não seja abalada, para que permaneça fortalecida.

Rebelatto e Botomé (1999) lembram que fazer prevenção não é diagnosticar precocemente. Prevenir significa agir antes que o problema aconteça e para impedi-lo de acontecer.

Conhecer a influência das cargas e formas de transporte do material escolar fornece subsídios para ações preventivas que podem beneficiar uma importante parcela da população. De Vitta et al. (2004), realizando um programa de educação sobre postura sentada para escolares do ensino fundamental, concluíram que o programa possibilitou aquisição de conhecimentos sobre a postura sentada tanto na escola pública como na particular. Após intervenção educativa, realizaram uma avaliação que constava de 10 questões sobre o conteúdo ministrado, sendo que 75% dos escolares de diferentes redes acertaram no mínimo 9 questões e 25% dos alunos de escolas estaduais acertaram todas as questões. Concluíram que os estudantes incorporaram as orientações recebidas, o que demonstra a viabilidade da realização de programas preventivos.

Infelizmente, os programas de prevenção que existem no Brasil não funcionam de forma regular e não atingem o público alvo em sua totalidade. Para a execução de um programa preventivo é fundamental a participação e o envolvimento efetivo de profissionais de várias áreas, entre os quais fisioterapeutas, médicos, psicólogos e professores. Além disso, para eliminar todos os fatores de risco, seriam necessárias medidas mais extensas, que abrangessem toda a escola (diretoria, professores e funcionários) bem como a família do aluno.

Uma das ações desenvolvidas no projeto de Extensão “Programa de triagem em escolares para detecção, prevenção e orientação e alterações posturais”, desenvolvido pelo Curso de Fisioterapia da UNIMEP, subsidiado pelo Fundo de

Apoio à Extensão (FAE-UNIMEP), é ministrar palestra direcionada a alunos, professores e funcionários, envolvendo temas como: anatomia, funções e alterações da coluna vertebral, ergonomia e prevenção de alterações.

O envolvimento do corpo social da escola (diretores, professores, funcionários e alunos) favorece o interesse dos alunos e a mudança de hábitos posturais, incentivado pelo acompanhamento constante dos professores durante as atividades pedagógicas.

Os resultados obtidos a partir da metodologia aplicada neste estudo, apontam aumento da oscilação ântero-posterior do centro de massa corporal quando a mochila é posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco, com carga de 15% da massa corporal. A ampliação dessa oscilação sugere a presença de ações musculares compensatórias constantes, o que, em médio e longo prazo, pode desencadear desequilíbrio muscular de importância clínica. Assim, este estudo sugere que a carga de 15% da massa corporal não deve ser recomendada para transporte de material escolar.

Apesar disso, não é possível fazer considerações sobre a influência da carga e forma do transporte do material escolar no que se refere à postura corporal, uma vez que esse parâmetro não foi avaliado. Tal avaliação exigiria maior tempo para processamento de dados e equipamento específico para captação e processamento das imagens referentes à postura corporal durante o apoio das diferentes cargas.

7 CONCLUSÃO

A partir da metodologia empregada neste estudo, os resultados permitem concluir que:

- As diferentes cargas e posições da mochila não desencadearam alterações na distribuição da força plantar;
- O transporte diário de carga de 15% da massa corporal aumenta a oscilação ântero-posterior, podendo desencadear compensações que culminem em alterações posturais em médio e longo prazo;
- Os resultados da avaliação estática sugerem a necessidade de uma avaliação dinâmica (durante a marcha) sob ação das diferentes cargas;

Novos estudos são necessários para avaliar o reflexo das diferentes cargas e posições de transporte do material escolar sobre a postura corporal, o que poderia desencadear alterações de importância clínica e exigir ações de educação em saúde.

REFERÊNCIAS*

- Adler N S et al, School Screening for Scoliosis. West Journal of Medicine.1984; 141: 631-633.
- Andrews JR, Harrelson GL, Wilk KE. Reabilitação física das lesões desportivas. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. 516 p.
- Arcan M, Brull M A. Mechanical parameters describing the standing posture, based on the foot-ground pressure pattern. In Biomechanics, Vol. V-B. Asmussen, E. and Jorgensen, K. (eds.), Baltimore, University Park Press, 1976, pp. 415-425. Apud Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. Foot and Ankle. 1987; 7(5): 262-76.
- Barela JA, Jeka JJ, Clark JE. Postural control in children: coupling to dynamic somatosensory information. Exp. Brain Res. 2003; 150: 434-442.
- Bear MF, Connors BW, Paradiso MA. Neurociências: desvendando o sistema nervoso. 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 2002. 856p.
- Betts RP, Franks CI, Duckworth T. Analysis of pressure and loads under the foot. Part I: Qauantification of the static distribution using the PET computer. Clin. Phys. Physiol. Meas. 1980; 1: 101-112.
- Borsa PA, Lephart SM, Kocher S, Lephart S. Functional assessment and rehabilitation of shoulder proprioception for glenoumeral instability. Journal of sports rehabilitation.1994; 3:84-104.
- Bradford DS, Lonstein JE, Moe JH, Ogilvie JW, Winter RB. Escolioses e outras deformidades da coluna: "O livro de Moe". 2 ed. Livraria Santos Editora; 1994. 648p.
- Brasil. Leis, Decretos. Lei Estadual n. 10.759 de junho de 1998. Regulamenta que as crianças de pré-escola não transportem material escolar com carga superior a 5% do próprio peso e alunos do ensino fundamental transportem no máximo 10% de seu peso corporal. *Diário Oficial de Santa Catarina*, 28 de dezembro de 2005. [acesso em julho de 2006]. Disponível em:
http://www.jornaltribuna.com.br/direito.php?id_materia=9570
- Brasil. Leis, Decretos. Lei Municipal n. 13460 de 2 de dezembro de 2002. Determina que os alunos não transportem na mochila escolar carga superior a 10% do próprio peso. *Diário Oficial do Estado de São Paulo*, 15 de julho de 2003. [acesso em maio de 2006]. Disponível em:
http://www.prefeitura.sp.gov.br/secretarias/negocios_juridicos/cadlem/integra

* Baseadas na norma do Internacional Committe of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver; 2005. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Brasil. Leis, Decretos. Lei Estadual n.2772 de 25 de agosto de 1997. Regulamenta para escolas públicas e privadas que o peso máximo total do material escolar a ser transportado em mochilas, pastas ou similares, diariamente, por alunos da pré-escola e ensino fundamental, não poderá ultrapassar 5% do peso corporal do pré-escolar e 10% do peso do aluno do ensino fundamental. [acesso em maio de 2006].

Disponível em:

<http://www.aprendebrasil.com.br/pesquisa/respostadisci1.asp?id=589&pg=10&img=589>.)

Brasil. Leis, Decretos. Projeto de Lei Federal n. 6338 de 2005. Com intenção de estabelecer limite de carga a ser transportado por alunos do ensino fundamental e médio. [acesso em julho de 2006]. Disponível em:

<http://www.portalmedico.org.br/index.asp?opcao=mostranoticia2005&portal=&id=10669>

Bryant EC, Trew ME, Bruce AM, Kuisma RME, Smith AW. Gender differences in balance performance at the time of retirement. *Clinical Biomechanics*. 2005; (20): 330-35.

Burgess PR, Perl ER, Cutaneous mechanoreceptors and nociceptors, in H. Atrium et al. (Ed.), *Handbook of Sensory Physiology*, Springer-Verlag, New York, 1974, pp. 30-79.

Cailliet R. *Dor cervical e no braço*. 3 ed. Porto Alegre: Artmed; 2003. 236p.

Carpes FP, Dagnese F, Rossato M, Neideraer VC, Portela LOC, Mota CB. Análise da simetria na produção de torque em 40km de ciclismo simulado. In: XI Congresso Brasileiro de Biomecânica, João Pessoa PB, CD de trabalhos 2005.

Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot and Ankle*. 1987; 7(5): 262-76.

Clarkson H. *Avaliação Musculoesquelética: amplitude de movimento articular e força muscular manual*. 2 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. 426p.

Conforto S, Schimid M, Camomilla, V, D´alessio T, Cappozzo A. Hemodynamics as a possible internal mechanics disturbance to balance. *Gait and Posture*. 2001; 14: 28-35.

Costa, EMG. *Salutogênese: Onde se encontram as fontes da saúde física, anímica e espiritual? Liga dos Usuários e Amigos da Arte Médica Ampliada*. 2003.

Diene HC, Dichgans J. On the role vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. In: Pompeiano O, Allum J H J eds. *Progress in Brain Research*. 1988; 253-62.

Deliberato PCP. *Fisioterapia preventiva: fundamentos e aplicações*. São Paulo: Manole; 2002. 382p.

Deluca CJ, Lefever RS, Mccue MP, Xenakis AP. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *J. Physiol.* 1982; (329): 129-142.

De Vitta A, De Vitta FCF, Rossi GC, Chiti L, Padovani CR. Eficácia de um programa de educação sobre postura sentada para escolares do ensino fundamental. *Fisioterapia em Movimento.* 2004; 17(3): 37-43.

De Vitta A, Madrigal C, Sales VS. Peso corporal e peso do material escolar transportado por crianças em idade escolar. *Fisioterapia e Movimento.* 2003; 16(2):55-60.

Fernandes E, Mochizuki L, Duarte M, Bojadsen T W A, Amadio A C. Estudo biomecânico sobre os métodos de avaliação postural. *Revista Brasileira de Postura e Movimento.* 1998; 2(1): 5 -14.

Fransson PA, Johansson R, Tjerström F, Magnusson M. Adaptation to vibratory perturbations in postural control. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine.* 2003; 22(2): 53-7.

Grigg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *Journal of sports rehabilitation.* 1994; 3(2): 2-17.

Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, Trott P. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskeletal Disorders.* 2002; 3(10): 1-10.

Gobbi LTB, Secco CR, Marins FHP. Influência da lateralidade na locomoção sobre obstáculos. Em: Quevedo AAF, De Oliveira J R, Mantoan TEM (Eds.). *Mobilidade e Comunicação: desafios à tecnologia e à inclusão social.* Universidade de Campinas. Campinas. 1999; p. 11-15.

Hall CM, Brody LT. *Exercício Terapêutico: na busca da função.* Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2001. 726p.

Hall S J. *Biomecânica Básica.* 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. 417p.

Kapandji AI. *Fisiologia Articular: volume 2 Membro Inferior.* 5 ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana LTDA; 2000a. 280p.

Kapandji AI. *Fisiologia Articular: volume 3 Tronco e coluna Vertebral.* 5 ed. São Paulo: Editorial Médica Panamericana LTDA; 2000b. 253p.

Kisner C, Colby LA. *Exercícios Terapêuticos: fundamentos e técnicas.* 3 ed. São Paulo: Manole; 1998. 746p.

Knapik J, Harman E, Reynolds K. Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Applied Ergonomics*. 1996; 27(3): 207-216.

Knoplick J. Coluna vertebral da criança e do adolescente. São Paulo: Panamed; 1985. 383p.

Korovessis P, Koureas G, Papazisis Z. Correlation between backpack weight and way of carrying, sagittal and frontal spinal curvatures, athletic activity, and dorsal and low back pain in schoolchildren and adolescents. *J. Spinal Disord. Tech*. 2004; 17(1): 33-40.

Lee D. A cintura pélvica: uma abordagem para o exame e o tratamento da região lombar, pélvica e do quadril. 2 ed. São Paulo: Manole; 2001. 196p.

Ledin T, Fransson PA, Magnusson M. Effects of postural disturbances with fatigued triceps muscles or with 20% additional body weight. *Gait and Posture*. 2004; 19: 184-193.

Maier E. Längsschnittuntersuchung über die reife des kinderfubes. *Jahrb Kinderheilk*. 1961; 109: 109-222. Apud Hallemans A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait and Posture*. 2006; 23: 142-148.

Maki BE, Mcilroy, WE. Control of compensatory stepping reactions: age related impairment and the potential for remedial intervention. *Phisiother. Theor. Prac*. 1998; (15): 69-90.

Matscan Pressure Assessment for the 21st Century – User´s Manual

Mochizuki L, Amadio AC. As funções do controle postural durante a postura ereta. *Rev. Fisioter. Univ. São Paulo*. 2003a; 10(1): 7-15.

Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. 2003b; 3(3): 77-83.

Morioka S, Yagi F. Influence of percentual learning on standing posture balance: repeated training for hardness discrimination of foot sole. *Gait and Posture*. 2004; 20: 36-40.

Morton DJ. The human foot: Its evolution, physiology and functional disorders. New York, Hafner, 1935. Apud Cavanagh PR, Rodgers MM, Liboshi A. Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot and Ankle*. 1987; 7(5): 262-76.

Nashner LM, McCollum G. The organization of postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav. Brain Sci.* 1985; 8: 135-72.

Negrini S, Carabalona R. Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, association with back pain and factors determining the load. *Spine.* 2002; 27(2): 187-195.

Negrini S, Carabalona R, Sibila P. Backpack as a daily load for schoolchildren. *The Lancet.* 1999; 354: p. 1974.

Nordin M, Frankel VH. *Biomecânica Básica do sistema musculoesquelético.* 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2003. 428p.

Norkin CC, Levangie PK. *Articulações estrutura e Função: uma abordagem prática e abrangente.* 2 ed. São Paulo: Revinter; 2001. 498p.

Norkin CC, White DJ. *Medida do movimento articular: manual de goniometria.* 2 ed. Porto Alegre: Artmed; 1997. 260p.

Okuno E, Fratin L. *Desvendando a física do corpo humano: biomecânica.* São Paulo: Manole; 2003. 200p.

Pais devem ter atenção a peso da mochila. *Jornal Cruzeiro do Sul – Caderno Domingo.* Sorocaba. Data: 19 de Fevereiro de 2006.

Pereira LM, De Barros PCC, De Oliveira MND, Barbosa AP. Escoliose: triagem em escolares de 10 a 15 anos. *Rev. Saúde.* 2005; 1(2): 134-143.

Perry SD, McIlroy WE, Maki BE. The role of plantar mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable multi-directional perturbation. *Brain Research.* 2000; 877: 401-6.

Peters M. Footedness asymmetries in foot preference and skill and neuropsychological assessment of foot movement. *Psychological bulletin.* 1988; 103(2): 179-192.

Rebelatto JR, Botomé SP. *Fisioterapia no Brasil.* 2 ed. São Paulo: Manole; 1999. 309p.

Rebelatto JR, Caldas MAJ, De Vitta A. Influência do transporte do material escolar sobre a ocorrência de desvios posturais em estudantes. *Revista Brasileira de Ortopedia.* 1991; 26(11-12): 403-410.

Rodriguez MD, Serrão JC, Avila AOV, Amadio AC. Aspectos antropométricos do pé humano: procedimentos de mensuração e relações com o crescimento físico na segunda infância. *Revista Brasileira de Postura e Movimento.* 1998; 2(1):15-27.

Rougier P, Farenc I. Adaptative effects of loss of vision on upright undisturbed stance. *Brain Research*. 2000; 871: 165-174.

Sanchez E, Sobradillo B, Hernandez M, Rincon J. Standards of skeletal maturity of the ankle and foot in the first two years of life in Spanish children. In: Borms J, Hauspie R, Sand A, Susane C, Hebbelinck M editors. *Human growth and development*. New York: Plenum Press; 1984. Apud Halleman A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait and Posture*. 2006; 23: 142-148.

Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Controle Motor: teoria e aplicações práticas*. 2 ed. São Paulo: Manole; 2003. 592p.

Smith LK, Weiss EL, Lehmkuhl LD. *Sinesiologia clínica de Brunnstrom*. 5 ed. São Paulo: Manole; 1997. 538p.

Soames RW, Atha J. The role of antigravity musculature during quiet standing in man. *Eur. J. Appl. Phys.* 1981; 47(2): 159-67.

Somazz MC, Teodori RM, Cortelazzi LMJ. Programa de triagem em escolares para detecção, prevenção e orientação em alterações posturais. Relatório de Extensão do Programa A. Apoio financeiro FAE-UNIMEP; 2003 e 2004.

Souchard P, Ollier M. *As escolioses: seu tratamento fisioterapêutico e ortopédico*. São Paulo: É realizações. 2001. 239p.

Straus WL. Growth of the human foot and its evolutionary significance. *Contrib. Embryol.* 1927; 19:19. Apud Halleman A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait and Posture*. 2006; 23: 142-148.

Sutherland D, Olhsen R, Biden E. *The development of mature walking*. Oxford Mac Keith Press; 1988. Apud Halleman A, De Clercq D, Van Dongen S, Aerts P. Changes in foot-function parameters during the first 5 months after the onset of independent walking: a longitudinal follow-up study. *Gait and Posture*. 2006; 23: 142-148.

Sveistrup H, Woollacott MH. Practice modifies the developing automatic postural response. *Exp. Brain. Res.* 1997; 114: 33-43.

Tribastone F. *Tratado de exercícios corretivos aplicados à reeducação motora postural*. São Paulo: Manole; 2001. 436p.

Vallbo AB, Johansson RS. Properties of cutaneous mechanoreceptors in the human hand related to touch sensation. *Hum. Neurobiol.* 1984; (3): 3-14.

Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH. Gray Anatomia. 37 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1995. 1489p.

Wu G, MacLeod M. The control of body orientation and center of mass location under asymmetrical loading. Gait and Posture. 2001; 13: 95-101.

ANEXO 1

Piracicaba, 02 de março de 2005.

Para: Profª Rosana Macher Teodori

De: Coordenação do Comitê de Ética em Pesquisa – CEP-UNIMEP

Ref.: Aprovação do protocolo de pesquisa nº 91/04 e indicação de formas de acompanhamento do mesmo pelo CEP-UNIMEP

Vimos através desta informar que o Comitê de Ética em Pesquisa da UNIMEP, após análise, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº 91/04, com o título **“Influência do Peso e Posição de Transporte do Material Escolar na Distribuição da Pressão Plantar em Estudantes de 8 a 14 Anos”** sob sua responsabilidade.

O CEP-UNIMEP, conforme as resoluções do Conselho Nacional de Saúde é responsável pela avaliação e acompanhamento dos aspectos éticos de todas as pesquisas envolvendo seres humanos promovidas nesta Universidade.

Portanto, conforme a Resolução do CNS 196/96, é atribuição do CEP “acompanhar o desenvolvimento dos projetos através de relatórios anuais dos pesquisadores” (VII.13.d). Por isso o/a pesquisador/a responsável deverá encaminhar para o CEP-UNIMEP um relatório anual de seu projeto, até 30 dias após completar 12 meses de atividade, acompanhado de uma declaração de identidade de conteúdo do mesmo com o relatório encaminhado à agência de fomento correspondente.

Agradecemos a atenção e colocamo-nos à disposição para outros esclarecimentos.

Atenciosamente,



Gabriele Cornelli
COORDENADOR

ANEXO 2

AValiação POSTURAL

Data: ___/___/___

1. Dados pessoais:

Nome: _____

Idade: ___ Data de nascimento: ___/___/___ Sexo: _____ Série: _____

Endereço: _____

Escola: _____

Habilidade manual: _____

Peso: _____ Altura: _____

2. Anamnese postural:

Tem dor nas costas? () SIM () NÃO Há quanto tempo? _____

Onde se localiza a dor? _____

Faz alguma atividade física? () SIM () NÃO Qual? _____

Com que frequência? (dias por semana) _____

Alguém da família tem problema de coluna? () SIM () NÃO Quem? _____

Outros problemas de saúde? () SIM () NÃO

() respiratórios _____

() cardíacos _____

() fraturas _____

() outros _____

Como carrega material escolar? mochila () na mão () carrinho ()

3. Exame Físico:**VISTA ANTERIOR**Pé e tornozelo:

() normal

() varo

() valgo

() plano

() cavo

Patela:

() normal

() diferença de altura

() desvio medial

() desvio lateral

Joelho:

() normal

() valgo

() varo

Diferença de trofismo dos MMII:

() SIM

() NÃO

Diferença de altura das EIAs:

() SIM

() NÃO

Diferença de altura entre os ombros:

() SIM

() NÃO

Assimetria clavicular:

() SIM

() NÃO

Assimetria do ângulo de Talles:

() SIM

() NÃO

Desvio da cicatriz onfálica:

() SIM

() NÃO

Desvio da linha média da cabeça e pescoço:

() SIM () NÃO

Faculdade de Ciências da Saúde • Curso FISIOTERAPIA

VISTA POSTERIOR
Diferença de altura entre as pregas poplíteas:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Dif. de altura entre pregas glúteas:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Escápula:

-
- normal
-
-
- alada
-
-
- aduzida
-
-
- abduzida

Dif. altura ângulo Inferior da escápula:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Dif. altura ombros:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Assimetria do âng de Talles:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Desalinhamento da cabeça:

-
- SIM
-
-
- NÃO

VISTA LATERAL
Joelho:

-
- normal
-
-
- genu flexum
-
-
- genu recurvatum

Pelve:

-
- normal
-
-
- antiversão
-
-
- retroversão
-
-
- antipulsão
-
-
- retropulsão

Rotação de tronco:

-
- SIM
-
-
- NÃO

Ombro:

-
- normal
-
-
- protusão
-
-
- retração

Deslocamento da cabeça e do pescoço:

-
- normal
-
-
- anterior
-
-
- posterior

DADOS GERAIS

Teste de Schober: Gibosidade

 SIM NÃO Local: _____

Hipercifose

 SIM NÃO

Hiperlordose cervical

 SIM NÃO

Hiperlordose lombar

 SIM NÃO

Escoliose

 SIM NÃO Local: _____

Comprimento dos MMII

direito _____ esquerdo _____

 OBSERVAÇÕES: _____

Mantida pelo Instituto Educacional Piracicabano

CAMPUS TAQUARAL

Rod. do Açúcar, Km 156 - Caixa Postal 68 • CEP 13400-911 - Piracicaba, SP

 Fone (019) 430-1580 Fax 430-1500 - E-mail Page: <http://www.unimep.br>

Ceccoti HM, Sousa DD. Manual para normalização de dissertações e teses do Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, UNIMEP; 2006. Disponível em <http://www.unimep.br/ppgft>

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)