

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE**

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA LOCOMOÇÃO HUMANA: INFLUÊNCIA  
DA INTERAÇÃO ENTRE A MOCHILA E O CALÇADO.**

**Júlio Cerca Serrão**

**SÃO PAULO  
2007**

**ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA LOCOMOÇÃO HUMANA: INFLUÊNCIA  
DA INTERAÇÃO ENTRE A MOCHILA E O CALÇADO.**

**JÚLIO CERCA SERRÃO**

**Tese apresentada à Escola de  
Educação Física e Esporte da  
Universidade de São Paulo, como  
requisito parcial para obtenção do  
título de Livre Docente em Educação  
Física.**

## AGRADECIMENTOS

Este trabalho não seria possível sem a colaboração de muitas pessoas. Sir Isaac Newton afirmou que ele não poderia ter ido tão longe se não tivesse apoiado no ombro de gigantes. Seguramente eu não teria chegado até aqui sem contar com a ajuda de muitos gigantes.

Meu querido amigo e eterno orientador Alberto Carlos Amadio. Sua importância em minha vida acadêmica e profissional já não pode mais ser dimensionada. Espero que um dia eu possa retribuir tudo que recebi de uma das pessoas mais brilhantes e bondosas que conheci em minha vida.

Aos meus queridos amigos do Laboratório de Biomecânica da Escola de Educação Física e Esporte da USP. Esta tese carrega muito do que aprendi com todos vocês. Todos vocês são muito importantes em minha vida. A alguns devo um agradecimento ainda mais especial. Meu caro amigo Germano Penereiro, sem a sua inestimável ajuda, o tratamento matemático dos dados nunca teria sido realizado dentro do exíguo prazo disponível. Meu querido amigo Luis Mochizuki, obrigado por toda disponibilidade e companheirismo. Sem a sua ajuda eu não seria capaz de carregar o árduo fardo imposto pela ausência do Prof. Amadio. Minha amiga Célia Yamaoka, você é uma das mulheres mais fortes e especiais que conheci em minha vida. A você toda a minha gratidão, admiração e carinho. A minha amada Fernanda Acquesta devo muito. Obrigado por estar a meu lado até o último dos minutos disponíveis para acabar esta tese. Obrigado pelas noites que você deixou de dormir

para prestar a sua valorosa ajuda. Obrigado pelas muitas alegrias que o seu sorriso me traz.

Agradeço ainda as pessoas que me prestaram fundamental ajuda durante a coleta de dados: Márcia Regia de Sá e Profa. Dra. Isabel Sacco. Sem a vossa competência não teria sido possível coletar um número tão grande e complexo de dados. A vocês a minha gratidão. Em especial, agradeço ao querido amigo Mauricio Dominguez. Quis a vida que não pudéssemos acabar este projeto juntos. Sem o seu entusiasmo a concretização deste projeto não seria possível.

Estar cercado por pessoas especiais é uma constante na minha vida. Minha filha Fernanda, meu pai Carlos, minha mãe Ivete, meu irmão Carlos e minha namorada Fernanda. A importância que cada um de vocês tem em minha vida já não mais pode ser estimada.

Algumas pessoas não puderam estar comigo até o final da etapa. Meus amados avós Aristides e Francisca. Não se passa um dia sequer sem que eu me lembre do quanto vocês são especiais em minha vida.

Outra importante ausência se fez sentir. Meu querido amigo Antônio Carlos Stringhini Guimarães. Guima, esta seria uma oportunidade de revê-lo. Quis a vida que não fosse possível. Humildemente dedico esta tese a você, que tanto fez pela Biomecânica. Um homem que tanto fez pelos seus amigos.

## SUMÁRIO

	Página
LISTA DE TABELAS .....	VII
LISTA DE FIGURAS.....	IX
LISTA DE QUADROS .....	X
LISTA DE ANEXOS.....	XI
RESUMO.....	XII
ABSTRACT .....	XIV
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. OBJETIVOS.....	3
2.1 Objetivo Geral.....	3
2.2 Objetivos Específicos.....	3
3. REVISAO DA LITERATURA.....	4
3.1 Aspectos gerais acerca da utilização da mochila como meio de transporte de carga.....	4
3.2 Fundamentos da avaliação biomecânica do movimento humano .....	7
3.3 Considerações biomecânicas acerca da locomoção humana .....	10
3.4 A influência da mochila no movimento humano.....	16
3.4.1 Adaptações funcionais e estruturais do aparelho locomotor ao uso da mochila .....	16
3.4.2 Características biomecânicas da influência da mochila na locomoção humana .....	21
3.5 A influência do calçado no movimento humano.....	25
3.5.1 Considerações acerca da influência biomecânica do calçado esportivo no movimento .....	25
3.5.2 O calçado para o despenho de atividades laborais como tema de estudo da biomecânica .....	30

4	MATERIAIS E MÉTODOS .....	31
4.1	Amostra .....	31
4.2	Instrumentos .....	32
4.2.1	Sistema GAITWAY Instrumented – KISTLER .....	32
4.2.2	Determinação dos parâmetros antropométricos.....	33
4.2.3	Determinação dos parâmetros somato-sensorial .....	34
4.3	Procedimentos experimentais.....	34
4.4	Variáveis analisadas .....	37
4.4.1	Parâmetros dinâmicos.....	37
4.4.2	Variáveis antropométricas.....	39
4.5	Tratamento estatístico .....	40
5.	RESULTADOS .....	41
5.1	Caracterização ortopédicas, das ações profissionais e dos hábitos a ela relacionados .....	41
5.2	Caracterização antropometria e somatosensorial da população estudada.....	42
5.3	Análise dos parâmetros dinâmicos da marcha .....	45
5.3.1	Influência dos fatores principais .....	45
5.3.2	O calçado como fator de influência .....	51
5.3.3	A mochila como fator de influência.....	53
5.3.4	O pé de apoio como fator de influência .....	56
5.3.5	Influência da interação dos fatores principais.....	56
6.	DISCUSSÃO.....	60
6.1	Sobre a influencia do calçado, da mochila e de sua interação nas cargas externas .....	60
6.2	Sobre a influencia do calçado, da mochila, e de sua interação na fase propulsiva do movimento.....	69
7.	CONCLUSOES.....	73

8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS ..... 75

## LISTA DE TABELAS

	Página
TABELA 1: Média e desvio padrão (DP) das medidas antropométricas do membro inferior (n=68).....	43
TABELA 2: Média e desvio padrão para a cronaxia sensitiva (n=68).....	43
TABELA 3: Média e desvio padrão do limiar de tolerância à dor (n=68). ....	43
TABELA 4: Média e Desvio Padrão para as variáveis dinâmicas determinadas nas condições descalço, calçado do correio, e calçado próprio, com mochila e sem mochila.....	45
TABELA 5: Média e Desvio Padrão para as variáveis relacionadas a simetria determinadas nas condições descalço, calçado do correio, e calçado próprio, com mochila e sem mochila. ....	46
TABELA 6: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança das variáveis dinâmicas para o fator calçado, englobando as condições descalço (SC), calçado dos correios (CC) e calçados próprios (CP) . Dados desconsideram fator mochila. ....	47
TABELA 7: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança das variáveis relacionada a simetria para o fator calçado, englobando as condições descalço (SC), calçado dos correios (CC) e calçados próprios (CP). Dados desconsideram fator mochila.....	49
TABELA 8 Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para os fatores principais: calçado, mochila e pé de apoio.....	50
TABELA 9: Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para os fatores relacionados à simetria. ....	51



TABELA 10: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança para o fator mochila. ....	54
TABELA 11: Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para as interações entre os fatores principais (calçado, mochila e pé de apoio).....	57
TABELA 12: Descrição dos p-valores, calculados para a $Fy_2$ , para as interações entre a mochila e o calçado.....	58
TABELA 13: Descrição dos p-valores, calculados para o $\Delta t Fy_2$ , para as interações entre a mochila e o calçado.....	58
TABELA 14: Descrição dos p-valores, calculados para o $\Delta t Fy_{min}$ , para as interações entre a mochila e o calçado. ....	59
TABELA 15: Descrição dos p-valores, calculados para a $S_{\Delta t Fy 1}$ , para as interações entre a mochila e o calçado. ....	60

**LISTA DE FIGURAS**

	Página
FIGURA 1 - Envoltório linear médio (n=11) ilustrando a atividade dos mm. Gastrocnêmio Lateral, Gastrocnêmio Medial e Sóleo, e curva média (n=11) da força horizontal para um dos sujeitos estudados, em velocidade lenta (adaptado de ARAÚJO, 2000).....	14
FIGURA 2 - Características de construção das mochilas utilizadas por LIN <i>et al.</i> (1996).....	21
FIGURA 3 - Sistema GAITWAY Instrumented Treadmill .....	33
FIGURA 4 - Ilustração dos parâmetros relacionados a força de reação do solo selecionados para o estudo.....	37

## LISTA DE QUADROS

	Página
QUADRO 1 - Parâmetros de estudo referentes à componente vertical da FRS, adquiridos na fase de apoio da marcha. -----	38
QUADRO 2 - Parâmetros de estudo referentes as características antropométricas do membro inferior dos voluntarios -----	39

**LISTA DE ANEXOS**

Página

ANEXO I – Rotina matemática para calculo dos parâmetros relativos a FRS. ----- 88

## RESUMO

### ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA LOCOMOÇÃO HUMANA: INFLUÊNCIA DA INTERAÇÃO ENTRE A MOCHILA E O CALÇADO

Autor: JÚLIO CERCA SERRÃO

O objetivo central deste estudo foi analisar a influência biomecânica da mochila e do calçado na marcha realizada por carteiros pedestres, através da caracterização de variáveis dinâmicas, antropométricas e somatosensoriais. A amostra foi composta por 68 carteiros ( $31 \pm 8$  anos,  $1,73 \pm 7,6$  m, e  $71 \pm 13$  Kg). Para determinação dos parâmetros dinâmicos da locomoção utilizou-se o sistema GAITWAY – KISTLER, composto por duas plataformas de força piezoelétricas (KISTLER, 9810S1x) montadas sob o piso de uma esteira rolante. Os sujeitos caminharam sobre a esteira com o calçado fornecido pela ECT (CC), com o seu calçado esportivo de uso pessoal (CP) e sem o uso do calçado (SC). Em todas as condições (CC, CP, SC) os voluntários realizaram o movimento com (CM) e sem o uso da sua mochila de trabalho (SM). A influência da mochila mostrou-se mais expressiva que a influência exercida pelo calçado. Quando a mochila foi utilizada observou-se redução da  $Fy1$  (16,69%), da  $TxC1$  (14,45%), da  $Fy2$  (17,63%), da  $TxC2$  (21,05%), da  $Fy$  min (16,16%), e da Deflex (15,55%) Os dados obtidos a partir das interações tornam-se importantes na medida que apontam a preponderância do fator mochila sobre o fator calçado. Torna-se interessante observar que mesmo frente a situações

desafiadoras, como a imposta pelo transporte de carga adicional, os mecanismos de gerenciamento do movimento humano asseguram a realização do movimento numa condição mecanicamente satisfatória, ainda que provavelmente a um custo metabólico maior.

**Palavras-chave :** Força de Reação do Solo, marcha, calçado, mochila, carteiros

## ABSTRACT

### BIOMECHANICAL ASPECTS OF HUMAN LOCOMOTION: THE INFLUENCE OF SHOE AND BACK PACK INTERACTION

Author: JÚLIO CERCA SERRÃO

The aim of this study was to investigate the biomechanical influence of the shoe and back pack on mailmen walking, through dynamical, anthropometrical and somatosensorial characterization. The sample was constituted by 68 mailmen ( $31 \pm 8$  years,  $1.73 \pm 7.6$  m and  $71 \pm 13$  Kg). Dynamical parameters of locomotion were obtained through the GAITWAY – KISTLER system, composed by two piezoelectric force platforms (KISTLER, 9810S1x) placed under the treadmill surface. The volunteers walked on the treadmill with the mailmen shoe (CC), with his personal sport shoe (CP), and without any shoe (SC). During all conditions (CC, CP, SC), the volunteers walked with (CM) and without his professional back pack (SM). The back pack influence on locomotion was more expressive than the shoe influence. The volunteers using the back pack showed reduction in Fy1 (16.69%), in TxC1 (14.45%), in Fy2 (17.63%), in TxC2 (21.05%), in Fy min (16.16%), and in Deflex (15.55%). Interaction data were important to elucidate the higher influence of back pack factor over shoe factor. It was important to observe that even toward challenge situations, like in the situation imposed by over weight transport, movement management

mechanisms assure its practice in a satisfactory mechanical condition, even so probably his metabolic cost is higher.

**Key Words:** Ground Reaction Force, Walking, Shoe, Back Pack, Mailmen.



## 1. INTRODUÇÃO

Talvez nenhuma outra expressão do movimento humano tenha despertado tanto interesse da Biomecânica como a locomoção. Das primeiras considerações de Aristóteles, da Vinci, Borelli, passando pelos clássicos estudos dos irmãos Weber, Marey, Braune & Fischer e Muybridge, até os estudos contemporâneos que se beneficiam dos recentes progressos nos processos de aquisição e processamento do sinal biológico, a locomoção sempre foi foco de atenção dos estudos biomecânicos (CAPOZZO *et al*, 1992).

Embora existam muitos estudos acerca das características biomecânicas da locomoção, ainda são muitas as questões sobre as quais o corpo de conhecimento disponível na literatura especializada é incipiente. Dentre estas, figura a determinação da influência da mochila no comportamento biomecânico da marcha.

A escassez de dados acerca deste tema contrasta com a disseminação deste, que se tornou um dos meios mais populares de transporte de carga. As mochilas são utilizadas nas mais diferentes situações, sempre que se faz necessário transportar de forma econômica, segura e confortável objetos que vão dos materiais escolares aos equipamentos militares.

A literatura especializada concentra-se na descrição do transporte de cargas efetuados por escolares e militares, a partir de uma abordagem metodológica calcada nos aspectos fisiológicos do movimento. Além dos parâmetros fisiológicos, existe um considerável número de estudos dedicados à descrição de distúrbios osteo-mio-articulares condicionados pelo uso da mochila, especialmente em situações

onde a carga transportada ultrapassa valores proporcionais a 10% do peso corporal do usuário (SIAMBANES *et al.* , 2004; SKAGGS *et al.* , 2006).

Por outro lado, o estudo dos parâmetros biomecânicos da influência da mochila na marcha são notavelmente escassos. Expressão máxima da escassez de dados pode ser observada quando se considera o transporte através de mochilas em ambiente de trabalho.

A mochila se torna instrumento de trabalho para muitos daqueles que fazem do transporte de materiais a sua profissão. Dentre estes profissionais, talvez nenhum outro a utilize tanto quanto os carteiros pedestres.

Considerando-se o movimento laboral, outra clara lacuna da literatura diz respeito à influência do calçado. Enquanto os estudos acerca da influência do calçado no ambiente esportivo têm mostrado uma nítida tendência de expansão (SERRÃO, 1999), o corpo de conhecimento disponível acerca do calçado utilizado para o desempenho das atividades profissionais é incipiente.

As poucas informações disponíveis acerca da influência biomecânica exercida pela mochila e pelo calçado na execução da marcha, bem como sobre a influência recíproca condicionada por estes equipamentos, inviabiliza o estudo de movimentos laborais, como os desempenhados pelo carteiro pedestre.

Tais restrições limitam o entendimento dos mecanismos que afetam o expressivo número de lesões relatadas por estes profissionais. Da dificuldade de interpretar os mecanismos de lesão surge a impossibilidade de traçar estratégias voltadas à redução da sobrecarga mecânica. Interpretações acerca dos mecanismos relacionados à eficiência mecânica da tarefa, que poderiam viabilizar a realização movimentos mais econômico, também não são possíveis. Além das dificuldades

impostas ao entendimento dos mecanismos que regem o controle da sobrecarga e dos mecanismos de geração de energia, tais lacunas ainda inviabilizam o estabelecimento de parâmetros que poderiam contribuir para a reestruturação da própria mochila e do calçado.

Deve-se ainda considerar que o estudo da locomoção realizada nesta condição especial poderia trazer importantes subsídios, não somente para a caracterização desta ocupação profissional, como também para o entendimento dos mecanismos envolvidos no controle mecânico desta que é uma das mais importantes expressões do movimento humano: a marcha.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo Geral**

Diante do exposto, o objetivo central deste estudo é analisar a influência biomecânica da mochila e do calçado na marcha realizada por carteiros pedestres, através da caracterização de variáveis dinâmicas, antropométricas e somatosensoriais.

### **2.2 Objetivos Específicos**

Dentre os objetivos específicos figuram:

- a) Descrever valores antropométricos referenciais para o membro inferior de carteiros pedestres
- b) Descrever características do exercício da profissão, dos hábitos de vida e de saúde de carteiros pedestres.
- c) Determinar características somatosensoriais de carteiros pedestres

- d) Determinar a influência do uso da mochila, do calçado, e de suas características de construção em parâmetros dinâmicos da marcha .
- e) Determinar o grau de interferência recíproca entre o calçado e a mochila em parâmetros dinâmicos da marcha

### **3. REVISAO DA LITERATURA**

#### **3.1 Aspectos gerais acerca da utilização da mochila como meio de transporte de carga**

Ainda que não seja possível precisar quando o homem utilizou pela primeira vez a mochila como método auxiliar de transporte de carga, o fato é que ela hoje se encontra presente nas mais diferentes manifestações do movimento humano. Utilizada para transportar materiais escolares, equipamentos militares, utensílios e materiais para viagem e até mesmo como ferramenta para o desempenho de tarefas laborais, a mochila assumiu um destacado caráter de universalidade.

Este caráter universal que faz com que as mochilas representem um dos mais utilizados meios de transporte de carga durante a locomoção humana, tem despertado apreciável interesse da literatura especializada.

Uma revisão dos estudos publicados sobre o assunto aponta que o transporte de material bélico e de material escolar figuram entre os temas que mais tem atraído atenção nesta área. Enquanto os militares e os escolares representam a população mais estudada, os parâmetros fisiológicos destacam-se dentre aqueles eleitos para analisar a influência da mochila na locomoção.

O interesse no estudo da condição militar é bastante lógico, quando se considera que o transporte de carga é uma tarefa inevitável da vida militar, estando presente tanto em situações de treinamento como nas operações de combate (BIRRELL *et al.* 2007). Estudar uma forma eficiente de transportar o material é uma ação necessária para aumentar a eficácia de combate dos soldados bem como garantir condições adequadas para a sua sobrevivência.

A literatura disponível sobre o tema aponta ainda um predomínio de estudos que enfocam os efeitos fisiológicos do transporte do material militar. Os poucos estudos dedicados ao estudo dos parâmetros biomecânicos objetivam a determinação dos padrões da marcha e da postura durante o transporte de equipamentos militares, enfatizando a influencia da cadência do movimento (CHRISTIE & SCOTT, 2005), da carga transportada (QUESADA *et al.*, 2000; CHRISTIE & SCOTT, 2005, ATTWELLS *et al.*, 2006), e de sua distribuição (KNAPIK *et al.*, 1997). Alguns destes, como é o caso do estudo de STEVENSON *et al.* (2004) propõem o desenvolvimento e ou a adaptação dos equipamentos disponíveis para o transporte do material militar.

Dentre os muitos contextos nos quais a mochila se faz presente, pode-se apontar a sua utilização em alguns setores produtivos da economia. Diversos trabalhadores a utilizam como uma das ferramentas que viabiliza as suas ações no trabalho. Dentre estes profissionais, talvez nenhum outro a utilize com tamanha freqüência e intensidade como os carteiros pedestres.

No Brasil existam aproximadamente 44.000 carteiros pedestres (UFSCar, 1999). Tendo a entrega das correspondências como sua principal tarefa, os carteiros utilizam mochilas, concebidas para suportar cargas de até 13 kg, que são carregadas

lateralmente na altura dos quadris. Tal meio auxiliar de transporte é fornecido pela Empresa Brasileira de Correios e Telégrafos (ECT). Apesar da dependência direta do uso da mochila para o exercício de sua profissão, os estudos que enfocam as características biomecânicas da marcha dos carteiros são muito escassos.

Condição oposta a dos carteiros é desfrutada pelos escolares. Muitos são os estudos, que motivados pelo crescente número de relatos de dor lombar crônica em usuários da mochila em idade escolar, enfocam tal tema. Entretanto, a maioria dos estudos que focam os estudantes como usuários da mochila estabelecem as suas análises baseados na correlação entre os episódios de dor e o relato dos hábitos de uso dos estudantes. Como no caso dos carteiros, raros são os estudos que determinam as alterações biomecânicas no padrão de locomoção humana a partir do uso da mochila escolar.

Considerando que a análise dos hábitos de vida dos usuários pode, apesar da sua imprecisão, trazer importantes subsídios para o entendimento dos aspectos que regem a locomoção com transporte de carga, a revisão de literatura apresentada a seguir analisará os principais resultados apontados neste campo. Ainda que sejam escassos, os estudos que relatam as alterações nos parâmetros cinemáticos, dinâmicos e eletromiográficos da marcha com mochila também serão tema desta revisão. Considerando que um dos objetivos desta tese é avaliar a influência do calçado e da mochila sobre os aspectos dinâmicos da marcha, uma revisão acerca da interferência do calçado no movimento também se faz necessária. Antes disto, torna-se oportuno tecer breves considerações acerca dos referenciais conceituais e metodológicos utilizados pela biomecânica, bem como sobre aquele que representa o objetivo central desta tese: o estudo da locomoção humana.

### **3.2 Fundamentos da avaliação biomecânica do movimento humano**

A Biomecânica se ocupa de análises físicas das diversas expressões do movimento humano. Adotando como prisma os princípios da mecânica, ela se propõe a analisar o movimento de um corpo que possui características fisiológicas e anatômicas bem definidas (AMADIO, 1989). Figura como uma das mais importantes metas específicas da Biomecânica, a identificação e a caracterização de parâmetros mecânicos cuja implementação permita que o movimento seja realizado de forma econômica e segura.

A análise biomecânica do movimento humano é operacionalizada a partir da adoção daquelas que são reconhecidas como as suas quatro grandes áreas de investigação: a cinemetria, a dinamometria, a eletromiografia e a antropometria (AMADIO *et. al.*, 1999).

A cinemetria objetiva a determinação da posição, da velocidade e da aceleração, enquanto descritores das características cinemáticas dos segmentos e do próprio corpo humano. Tais parâmetros podem ser mensurados por intermédio da cinematografia, dos métodos óptico-eletrônicos, das câmeras de vídeo, dos acelerômetros, ou dos eletrogoniômetros (DAINTY & NORMAN, 1987).

A dinamometria é a área de investigação da Biomecânica cujo objetivo central é a determinação das forças que produzem o movimento. Em função de restrições metodológicas, a dinamometria se ocupa basicamente da medição das forças de origem externa, sendo as plataformas de força os instrumentos mais utilizados para determinar aquela que é uma das mais importantes forças externas, a Força de

Reação do Solo (FRS). Tal força age sobre o corpo humano durante a fase de contato com o solo, conforme regência básica das leis do movimento de Newton.

As restrições quanto às medições de forças internas não são causadas por limitações instrumentais, e sim pelo caráter invasivo imposto pelo procedimento. São raros na literatura os relatos de medições de forças internas. Destacam-se os trabalhos de GREGOR *et. al.* (1987) e KOMI *et. al.* (1987) que, através de procedimento cirúrgico implantaram um transdutor de força do tipo *strain-gauge*, mensuraram as forças transmitidas ao tendão de Aquiles durante a realização de alguns movimentos selecionados. As dificuldades na adaptação do transdutor ao tendão, em sua inserção cirúrgica, na sua calibração, e o conseqüente efeito retroativo gerado pelo procedimento experimental, caracterizam de forma exemplar as dificuldades de mensuração das forças internas. Entretanto, o desenvolvimento de técnicas e instrumentos menos invasivos, como os transdutores baseados em fibra ótica (KOMI, 1995), tendem a tornar a medição das forças internas um procedimento mais exeqüível. Apesar das dificuldades metodológicas a medição das forças internas continua a representar uma alternativa metodológica viável, como evidencia o recente estudo de WILKIE *et al* (1999), cujo objetivo central era a determinação das forças de compressão aplicadas a coluna durante movimentos selecionados, numa análise comparativa com o clássico estudo de NACHEMSON & ELFSTROM (1970).

O caráter invasivo do procedimento tem estimulado a adoção de procedimentos voltados à determinação indireta das forças internas. A partir da adoção de um modelo físico-matemático do aparelho locomotor, associado à mensuração de parâmetros cinemáticos, dinâmicos e antropométricos procede-se o calculo dessas forças através do método denominado dinâmica inversa. Entretanto,



deve-se considerar que a formulação dos modelos físico-matemáticos não representa uma tarefa fácil. Enquanto simplificação esquemática do aparelho locomotor, voltada ao controle da indeterminação matemática, tais modelos não permitem que a estrutura biológica seja representada em toda a sua complexidade. AMADIO (2000).

A eletromiografia estuda a atividade dos músculos a partir da captação dos eventos elétricos vinculados à contração muscular. Por permitir a interpretação de parâmetros de natureza interna, a eletromiografia vem sendo utilizada como a principal ferramenta na determinação dos padrões de movimento e dos mecanismos de controle do sistema nervoso (DE LUCA, 1997). A captação do sinal pode ser feita por intermédio de eletrodos de superfície, quando os músculos a serem estudados apresentam ventres na superfície do corpo, ou por intermédio de eletrodos na forma de agulhas, quando o músculo a ser estudado encontra-se disposto abaixo de outros tecidos. Um exemplo dos procedimentos adotados na eletromiografia intra-muscular ou profunda pode ser observado no estudo de BOJADSEN *et al.* (1999), dedicado à análise da atividade dos m. multífidos, grupamento paravertebral que possui porções profundas, durante a marcha.

A antropometria descreve, a partir de técnicas experimentais e ou analíticas, as características físicas dos segmentos corporais (AMADIO, 1989; BAUMANN, 1995). Além de fornecer subsídios para a formulação dos modelos físico-matemáticos destinados à determinação das forças internas, através dos procedimentos da dinâmica inversa, ela desempenha papel decisivo na determinação das características físicas do aparelho locomotor, como a massa, o peso, o centro de massa e de gravidade massa. Tais informações assumem destacada importância na

interpretação do movimento humano, bem como nas ações voltadas ao desenvolvimento de equipamentos auxiliares para a execução dos movimentos, como é o caso das mochilas e dos calçados.

A partir da utilização de um destes procedimentos, ou da combinação deles, estratégia essa muito freqüente em função da característica complexidade do movimento humano, torna-se possível cumprir aquela que é a meta central da Biomecânica: a análise física do movimento humano.

### **3.3 Considerações biomecânicas acerca da locomoção humana.**

Talvez nenhuma expressão do movimento humano tenha despertado tanto interesse da Biomecânica como a locomoção. ACQUESTA *et al.* (2007) apontam, através da análise dos artigos publicados pela Revista Brasileira de Biomecânica, que a proporção dos estudos que tem a locomoção como tema central de investigação corresponde a 22,6%, taxa inferior apenas a observada nos estudos dedicados a temas relacionados a métodos e instrumentação (26,9%). Tomando-se a Revista Brasileira de Biomecânica como periódico representativo das publicações em biomecânica no Brasil, tais dados apontam que também no país a locomoção representa um importante tema de investigação da Biomecânica.

Destaque justificado por suas singulares características. Ainda que represente uma das expressões mais elementares do movimento humano, trata-se de um movimento de característica complexidade. As dificuldades enfrentadas por uma criança até que adquira um padrão maduro de marcha e os problemas sofridos por aqueles que, expostos a uma lesão traumática não mais conseguem manter tal padrão, representam exemplos muito concretos de tal complexidade.

Complexidade que, retratada pela análise de parâmetros mecânicos, pode fornecer importantes subsídios, não somente para a caracterização de uma das mais importantes expressões do movimento humano, como também para o entendimento dos mecanismos de controle e gerenciamento do aparelho locomotor.

Torna-se difícil imaginar a realização de qualquer movimento humano cuja consecução não seja dependente da marcha. Dos mais elementares dos movimentos cotidianos aos mais estruturados dos gestos esportivos, a marcha sempre se faz presente como condição indispensável à realização da maioria das tarefas motoras. Talvez por estar presente na maioria das ações humanas e também por estar automatizada logo nos primeiros anos de vida (BERNSTEIN, 1967), poder-se-ia imaginá-la como um movimento de simples controle. Entretanto, ainda que elementar, a marcha caracteriza-se como um movimento complexo.

Muitas são as condições que justificam tal fato. Tome-se como base o comportamento do adulto. Para que a força necessária à propulsão do corpo seja gerada, torna-se necessária a participação coordenada de um considerável número de grupamentos musculares. Mais do que um simples acionamento muscular, a realização deste movimento requer um controle bastante fino e direcionado das ações musculares. Como exemplo, considere-se a fase inicial da marcha. Tão logo o membro inferior entra em contato com o solo, diferentes grupamentos musculares parecem exibir uma ação coordenada em prol de um objetivo bem estabelecido: desacelerar o segmento inferior, permitindo um efetivo controle da sobrecarga mecânica imposta ao aparelho locomotor. Exemplos desta condição podem ser observados nas três mais importantes articulações do membro inferior: o tibial anterior controlando a flexão plantar, o quadríceps controlando a flexão do joelho, e

os extensores do quadril controlando o deslocamento do tronco e contribuindo para evitar o colapso da articulação do joelho (RAB, 1994). É interessante observar que é justamente nessa fase de desaceleração do movimento que os músculos do membro inferior, geralmente em contração isométrica ou excêntrica, manifestam sua maior atividade, enquanto a fase de propulsão do movimento é caracterizada por breves períodos de ação muscular. Ainda que outras ações musculares ocorram neste período, a partir da participação de outros grupamentos musculares voltados a diferentes objetivos, é inegável a concatenação da ação muscular em prol do controle da sobrecarga mecânica.

Algumas articulações, como é o caso do joelho, parecem mais dedicadas à absorção de energia mecânica do que à propulsão. Mesmo aquelas articulações que parecem ser vocacionadas à propulsão, como é o caso da articulação do tornozelo, exibem na fase inicial de contato um evidente estágio dedicado à absorção de energia mecânica (WINTER, 1983 a, 1984).

As ações musculares, assim como os momentos articulares, evidenciam de forma clara que o necessário controle da sobrecarga mecânica depende de um conjunto de ações coordenadas que envolvem todas as articulações do membro inferior.

É interessante observar que mesmo em situações que podem ser classificadas como típicas, a mesma expressão do movimento humano pode ser cumprida a partir da adoção de diferentes estratégias mecânicas. Observe-se, por exemplo, os momentos gerados na articulação do tornozelo. Tem-se na fase inicial do apoio a típica geração de um pico negativo de potência, provavelmente associado ao esforço de desaceleração do pé. Após este primeiro estágio, observa-se o

surgimento de um pico de potência positiva, responsável por uma das mais expressivas magnitudes de energia de propulsão geradas na locomoção humana. Dada a sua expressividade, pode-se considerar a articulação do tornozelo como uma das principais responsáveis pela energia mecânica necessária à realização da marcha (WINTER, 1983a, 1983b).

A consistência na geração deste comportamento pode ser atestada pelos baixos coeficientes de variação observados para os momentos calculados para articulação do tornozelo, que segundo WINTER (1983a, 1984) são os mais baixos dentre as três principais articulações do membro inferior. Tais dados permitem evidenciar que o esforço voltado para o binômio absorção/geração de energia é bastante consistente.

No entanto, o padrão de ativação de um dos principais músculos responsáveis pela geração destes momentos durante a marcha, o m. Tríceps Sural, evidencia que tal consistência pode ser mantida a partir da adoção de diferentes estratégias mecânicas. ARAÚJO (2000) aponta que apenas três dos dez sujeitos por ele estudados, apresentaram o pico de maior atividade dos ventres que compõem o m. Tríceps Sural durante a fase de propulsão da marcha, realizada em baixa velocidade. Para alta velocidade, este comportamento foi observado em apenas outras três ocasiões. Desta forma, a esperada prevalência da atividade dos ventres do m. Tríceps Sural durante a fase de propulsão da marcha foi observada apenas em algumas das condições estudadas. Como aparentes “desvios de ação”, o autor cita o caso de quatro sujeitos que mostraram atividade muscular em pelo menos um dos ventres deste grupamento, não somente na fase de propulsão como também durante a fase de desaceleração do movimento; e também a ocorrência de situações nas

quais a atividade de um dos ventres musculares manifestou-se apenas durante a fase de desaceleração do movimento. Interessante observar que com exceção de um dos sujeitos, que apresentou atividade muscular do m. Gastrocnêmio Lateral e do m. Sóleo apenas na fase de desaceleração do movimento, os diferentes padrões de ativação não produziram uma notável alteração no comportamento da componente horizontal da Força de Reação do Solo, não havendo portanto evidências que suportem a existência de perturbações na geração do impulso necessário à realização da marcha.

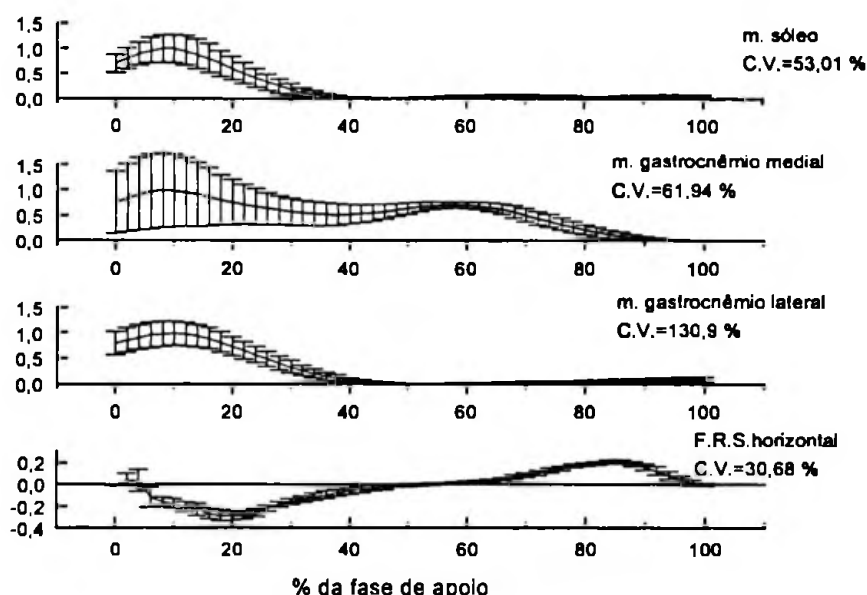


FIGURA 1 - Envoltório linear médio (n=11) ilustrando a atividade dos mm. Gastrocnêmio Lateral, Gastrocnêmio Medial e Sóleo, e curva média (n=11) da força horizontal para um dos sujeitos estudados, em velocidade lenta (adaptado de ARAÚJO, 2000).

Os dados (FIGURA 1) apresentados por ARAÚJO (2000) evidenciam que a manutenção de padrões estáveis de movimento pode ser obtida a partir da adoção de diferentes estratégias mecânicas, apontando para a existência de uma

considerável flexibilidade nos mecanismos de geração e controle da marcha. Flexibilidade que também é apontada por WINTER (1984), que destaca a possibilidade de manutenção dos padrões cinemáticos da marcha mesmo frente a expressivas alterações no comportamento dos momentos articulares do membro inferior.

Tais características estão em consonância com a redundância do aparelho locomotor, que se caracteriza pela possibilidade de mobilizar um número maior de músculos, e conseqüentemente de estratégias mecânicas, do que os que seriam necessários à realização do movimento (BERNSTEIN, 1967). Possivelmente tal flexibilidade está intimamente relacionada à grande versatilidade exibida pelo aparelho locomotor quando movimentos como a marcha, são realizados em condições ambientais distintas das convencionais.

Torna-se importante observar, no entanto, que a mesma redundância que confere flexibilidade aos mecanismos de geração e controle do movimento acabam por gerar uma situação de indeterminância que dificulta em grande escala a elaboração de modelos físico-matemáticos capazes de prever com a desejável acurácia, as forças internas geradas durante o movimento. A impossibilidade de contemplar através de um modelo toda a complexidade envolvida nos mecanismos de geração e controle de movimentos, como a marcha, faz com que muitas simplificações se façam necessárias, viabilizando a execução dos cálculos em detrimento da manutenção das reais condições que caracterizam o movimento humano (DALLA VECCHIA *et al.* 1999; AMADIO, 2000).

A partir das considerações apresentadas, pode-se evidenciar que o estudo da marcha humana abre uma perspectiva muito mais ampla do que a simples descrição

deste movimento. Permite vislumbrar os mecanismos reguladores do controle e geração do movimento humano.

### **3.4 A influência da mochila no movimento humano**

#### **3.4.1 Adaptações funcionais e estruturais do aparelho locomotor ao uso da mochila**

Apesar de representar uma das formas mais eficazes de transporte de carga, o uso da mochila vem provocando um crescente número de distúrbios osteo-articulares, que pela sua severidade, tem merecido destaque na literatura especializada. Dentre estes distúrbios, as dores na coluna vertebral tem-se mostrado uma das conseqüências mais comuns do uso da mochila.

RATEAU (2004) aponta que a incidência de dores na coluna e de alterações posturais em função da utilização de mochilas vem aumentando sistematicamente nos últimos anos. Estes problemas tornam-se preocupantes quando se considera que as dores na coluna representam uma das mais causas de incapacidade funcional nos adultos (MACKENZIE *et al* , 2003).

O grande número de adeptos do uso da mochila é apontado por estudos como o de SHEIR-NEISS *et al.* (2003). Estes autores relatam que de um total de 1126 adolescentes, com idades entre 12 e 18 anos, 1122 eram usuários contumazes de mochilas.

A relação entre as dores na coluna e o uso das mochilas também é bem fundamentado na literatura. SHEIR-NEISS *et al.* (2003) apontam que dentre os usuários da mochila, 74,4% relatam episódios de dores lombares. SKAGGS *et al.* (2006) a partir da utilização de um questionário que determinava presença e a



severidade das dores lombares em escolares, apontam que 37% das crianças relataram dores lombares. Destas 82% relacionaram os episódios de dor ao uso da mochila.

A dor parece ter influência determinante na rotina de vida das crianças: 34% das crianças que relataram a ocorrência de dores na coluna no estudo de SKAGGS *et al.* (2006) tiveram que restringir as suas atividades cotidianas em resposta aos estímulos de dor, sendo que 14% tiveram que utilizar medicamentos para o alívio dos sintomas. O aspecto incapacitante da dor também é destacado por LOCKHART *et al.* (2004), que estudaram um grupo de 127 escolares com idades entre 12 e 13 anos. Os resultados apontaram que 25% dos estudantes relatam ter dificuldades para transportar seu material escolar em função da dor gerada nesta tarefa. A influência da dor fez com que 19% se declarassem impossibilitados para a prática de atividades esportivas.

Diversos fatores parecem predispor o usuário a um maior risco de desenvolver dores na coluna. Segundo SHEIR-NEISS *et al.* (2003), as meninas assim como aqueles que possuíam maior índice de massa corpórea eram mais suscetíveis à dor. Além de apontar uma maior incidência nas meninas, SKAGGS *et al.* (2006) apontam que os episódios de dor também eram influenciados pelo aumento da carga e pela redução da idade. Apontam ainda os autores, uma menor incidência de relatos de dor, quando o uso da mochila não se fazia necessário, em situações nos quais as crianças dispunham de armários para a guarda de seus materiais escolares. SIAMBANES *et al.* (2004) apontam, a partir da análise dos hábitos de vida de 3.498 estudantes, resultados que reforçam ser o peso da mochila um dos mais importantes fatores de interferência no estabelecimento das

dores na coluna. A maior prevalência de dores nas meninas também foi observada neste estudo. Um dado importante, e não apresentado em outros estudos diz respeito ao controle das atividades de locomoção rumo à escola. Os dados apontam que as crianças que caminham com as mochilas são significativamente mais suscetíveis a episódios de dor. Em acordo com estes dados CHIANG *et al.* (2006) apontam a existência de uma significativa correlação entre o tempo de transporte de carga e a incidência de dores lombares de escolares adolescentes.

Ainda que exista uma notável prevalência de relatos atingindo a coluna, esta não é a única região acometida por distúrbios osteo-mio-articulares em função de problemas com o transporte de carga. Segundo KNAPIK *et al.* (2004), os militares tendem a manifestar, em decorrência da marcha associada com transporte de carga, diversos problemas ortopédicos além dos problemas na região da coluna. Dentre eles se destacam as bolhas nos pés, as fraturas por estresse, as metatarsalgias, e as dores na articulação do joelho.

Conforme apontam os dados discutidos anteriormente, dentre as características físicas da mochila, aquela que maior atenção tem despertado nos estudos que focam o problema do transporte de carga, é o seu peso.

BRACKLEY *et al.* (2004) sugerem que, apesar dos poucos dados e da controvérsia existência entre eles, o transporte de carga por crianças deve estar limitado a uma fração entre 10 e 15% do seu peso corporal. Os resultados experimentais confirmam esta proposição.

LI *et al.* (2003) observam que garotos com idade média de 10 anos apresentavam uma correlação positiva entre a carga transportada em suas mochilas e a inclinação do tronco. Os autores reportam que a caminhada executada com uma

mochila cujo peso corresponde a 10% do peso corporal do usuário não produz alterações significativas no alinhamento do tronco. Estes resultados concordam com os achados de HONG & CHEUNG (2003), que estudando escolares com idades entre 9 e 10 anos, observam que quando a carga transportada atinge 20% do peso corporal as alterações no posicionamento articular do tronco eram mais pronunciadas. Diante do exposto, os autores sugerem que as crianças não transportem cargas superiores a 15% do seu peso corporal.

Objetivando a determinação da carga máxima suportada em tarefas de transporte de carga, CHOW *et al.* (2006), estudaram o padrão de movimento de 22 adolescentes carregando mochilas carregadas com objetos que correspondiam a 7,5, 10, 12,5 e 15% do seu peso corporal. Os resultados apontaram que a velocidade de marcha assim como a cadência diminuíam significativamente enquanto o tempo de duplo apoio aumentou em função do aumento da carga transportada. Apontam ainda os autores um aumento nos momentos e na potência gerados nas articulações do quadril, joelho e tornozelo em função do aumento da carga transportada. Em função das alterações observadas, os autores sugerem que o transporte de carga seja limitado a uma fração correspondente a 10% do peso corporal do executante.

Os estudos com militares apontam a mesma condição observada com os escolares no que se refere a peso da mochila. QUESADA *et al.* (2000) estudaram as alterações cinemáticas e metabólicas em função da carga transportada em militares. Os autores apontam que no quadragésimo minuto de marcha o custo metabólico do movimento (30% do  $VO^2$  max) aumentava quando a carga transportada subia para 15% (36 do  $VO^2$  max) e 30% (41% do  $VO^2$  max) do peso corporal. HONG *et al.* (2000) corroboram estes resultados evidenciando não haver diferença significativa,

para escolares com 10 anos de idade, no custo metabólico determinado quando a marcha era realizada sem o uso de carga e com uma carga relativa a 10% do peso corporal.

Apesar dos dados apontarem de forma consistente que a carga transportada influencia tanto os acometimentos ortopédicos quanto a economia do movimento, alguns estudos apontam que a carga transportada através de mochilas tende a ser maior do que a recomendada. LIMON *et al.* (2004), a partir da análise dos hábitos de 10.000 escolares israelenses, aponta que uma taxa entre 30% e 54% dos estudantes transporta em suas mochilas uma carga superior a 15% do seu peso corporal. NEGRINI *et al.* (1974) afirmam que 34,8% das crianças em idade escolar na Itália transportam uma carga superior a 30% do seu peso corporal.

O problema não se restringe aos escolares. KNAPIK *et al.* (2004) apontam que o peso transportado por militares, que era de cerca de 15kg antes do século 18, vem aumentando progressivamente. BIRRELL *et al.* (2007) afirmam que a carga transportada por um militar durante a sua locomoção em operações de guerra e treinamento pode superar a margem de 60% do seu peso corporal. Como consequência deste quadro observa-se uma tendência de aumento do custo energético da marcha (KNAPIK *et al.*, 2004) associado a um maior risco de lesões (BIRRELL *et al.* 2007).

Apesar de o carteiro pedestre ser um usuário mais contumaz da mochila do que os escolares e os militares, a literatura especializada não traz maiores informações acerca dos hábitos de uso destes profissionais. Na ausência destes dados torna-se difícil precisar com objetividade importantes aspectos relativos ao exercício da profissão, como o tempo de marcha, o peso da mochila e principalmente

os relatos subjetivos de dores e desconfortos. Frente à escassez da literatura e a importância do tema, a descrição destes fatores é um dos objetivos desta tese.

### 3.4.2 Características biomecânicas da influência da mochila na locomoção humana

Um dos poucos estudos disponíveis na literatura acerca da mochila utilizada por carteiros é o estudo de LIN *et al.* (1996). Neste estudo, as mochilas estudadas variaram basicamente em função da presença do cinto abdominal, do número e do design das alças verticais, e do número de bolsas, conforme ilustra a FIGURA 2.

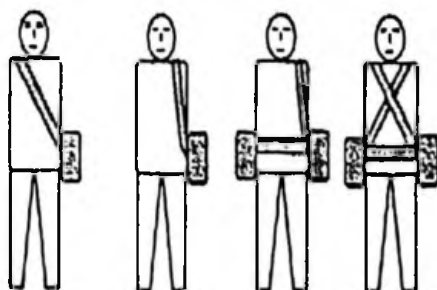


FIGURA 2 - Características de construção das mochilas utilizadas por LIN *et al.* (1996).

Respeitando a carga máxima permitida pelo serviço postal norte-americano, do qual eram originários os voluntários estudados, as mochilas foram carregadas com 16 kg, sendo que nas configurações com bolsas duplas, a carga foi igualmente distribuída entre as duas bolsas. Os resultados apontaram que a mochila construída com alças de ombros e bolsas duplas produziu os melhores resultados. Quando do seu uso diminuiu-se significativamente o desvio postural na altura dos ombros, a força

de compressão calculada entre a quinta vértebra lombar e o sacro, a pressão na região dos ombros, e a assimetria entre a força produzida nos pés direito e esquerdo. Uma das grandes limitações do estudo de LIN *et al* (1996) diz respeito às condições de avaliação das mochilas. Apesar da variabilidade dos modelos de mochila utilizados, o estudo restringe-se a avaliação da sua influência em situação estática. Desta forma, não se pode discutir a influência da mochila durante as atividades de locomoção, situação esta que representa a atividade para qual ela foi projetada.

As mochilas com mochila construída com o duplo suporte de ombros e bolsas duplas cuja construção foi considerada por LIN *et al* (1996) como ideal, também foram apontadas como ideal por um grupo de cento e cinquenta e quatro carteiros do serviço postal norte-americano (DEMPSEY *et al.*, 1996). Apesar de apontada como ideal, estes destacam a dificuldade de ajustá-la, de colocá-la e retirá-la, de manipular a correspondência nela armazenada, além da impossibilidade desta funcionar como instrumento de defesa contra o ataque de cães. A mochila de bolsa lateral única e cinta vertical foi apontada como aquela que permitia a mais fácil e prática condição de ajuste, apesar do desconforto que ocasiona. Vale ressaltar que as mochilas de bolsa única e alça lateral são semelhantes as utilizadas pela ECT.

A efetividade do cinto abdominal, observada no estudo de LIN *et al* (1996), é novamente observada no estudo de MARSH *et al.* (2006), que estudaram a influência deste acessório no transporte de carga de escolares adolescentes. Para tanto os voluntários caminharam numa esteira rolante utilizando uma mochila nas costas cuja carga era de 10% e 20% do peso corporal. O movimento foi realizado com e sem o uso do suporte abdominal. Os resultados apontaram que a inclinação do tronco foi

significativamente reduzida quando do uso do cinto abdominal, tanto para as cargas de 10% quanto para as de 20% do peso corporal.

O estudo de PENEIREIRO *et al* (2005) é um dos poucos artigos disponíveis a avaliar a influência das características de construção da mochila na locomoção de carteiros pedestres. Conjugando dados de natureza biomecânica e fisiológica em situação dinâmica, foram sujeitos deste estudo 49 carteiros que utilizaram 3 tipos de mochilas: mochila lateral simples (MLS), mochila lateral com cinto pélvico (MLCP) e mochila dupla com cinto pélvico (MDCP). Os resultados apontaram que quando do uso MLS, as variáveis relacionadas ao choque mecânico foram atenuadas.

Outro estudo que se dedicou a investigação dinâmica da locomoção com transporte de carga, desta feita enfocando o problema dos montanhistas foi BEZERRA *et al.* (1996). Para tanto, os autores analisaram nove voluntários utilizando mochilas de alpinismo com capacidade de 40 litros, 75 litros e 90 litros, carregadas com 10 kg, 20 kg e 30 kg, respectivamente. Os resultados apontaram que a magnitude máxima do pico passivo da força vertical não foi proporcional à carga transportada. Outro resultado interessante diz respeito ao limite de carga transportada. Contrariando os estudos que apontam para um limiar universal de carga, a partir do qual as alterações dinâmicas passam a ocorrer, os resultados obtidos apontaram para a um "limiar" individual de transporte de carga.

Assim como os dados dinâmicos também são escassos as descrições acerca da atividade muscular durante o transporte de carga. MOTMANS *et al.* (2006) estudaram a atividade eletromiográfica dos músculos reto do abdômen e dos eretores da espinha em diferentes condições de transporte de carga. Quando da

utilização de um sistema de distribuição de cargas, a partir da utilização de duas mochilas -uma posicionada nas costas e outra no tórax - a atividade eletromiográfica dos músculos estudados foi semelhante a situação sem mochila. A menor atividade dos músculos paravertebrais foi observada quando a mochila era posicionada nas costas, enquanto a maior atividade deste músculo foi observada quando a mochila era apoiada em um dos ombros ou posicionada no tórax. A maior atividade do reto abdominal foi observada quando do uso da mochila nas costas. Um dos mais importantes resultados apontados no estudo dá conta de uma marcada assimetria entre os músculos do lado direito e esquerdo quando a mochila era transportada unilateralmente. Os autores consideram que esta assimetria de recrutamento muscular pode afetar a estabilização do tronco, condição que pode justificar a ocorrência das dores lombares.

Em complementação a estes dados, KOROVISSIS *et al.* (2005) apontam que o transporte assimétrico de carga, afeta significativamente a curvatura da coluna, condição que aumenta a incidência de dores lombares em escolares.

A análise dos estudos publicados acerca da influência da mochila nas características biomecânicas da marcha aponta que o corpo de conhecimento acerca deste tema é consideravelmente escasso. Mais escassos ainda são os estudos que se ocupam da combinação da influência da mochila com outros fatores que potencialmente podem interferir nas características da locomoção.

BIRRELL *et al.* (2007) estudaram o efeito combinado do transporte do equipamento militar com o transporte do armamento. Os resultados apontam que o transporte da arma alterou significativamente as características dinâmicas da marcha. Segundo os autores as observadas alterações na intensidade das



componentes vertical e medio-lateral da FRS foram condicionadas pelas modificações induzidas no posicionamento do centro de massa do corpo, em função das restrições de movimentação do membro superior.

CHOW *et al.* (2006) estudaram a influência combinada da mochila com a o desalinhamento da coluna na marcha. A amostra foi composta por 13 escolares do sexo feminino com escoliose (10-25 graus no angulo de Cobb) e por um grupo formado por 20 garotas sem alterações posturais. O aumento na carga transportada ocasionou um significativo aumento na flexão do tronco, na extensão da coluna cervical, associados a um expressivo aumento do deslocamento antero-posterior do centro de pressão (COP). Apesar de não se ter observado diferença significativa entre os grupos para o deslocamento antero-posterior do COP, o grupo que apresentava escoliose exibiu um maior deslocamento do COP no eixo médio-lateral.

Ainda que o calçado represente um importante fator de influência nas características biomecânicas do movimento, conforme apontam as considerações a serem apresentadas no próximo subitem, não existe na literatura especializada relatos acerca da sua influência na marcha com mochila, condição que constitui um dos objetivos desta tese.

### **3.5 A influência do calçado no movimento humano**

#### **3.5.1 Considerações acerca da influência biomecânica do calçado esportivo no movimento**

A popularidade alcançada por diversas modalidades esportivas tem provocado uma expressiva e crescente preocupação com a seleção de um calçado adequado à prática do exercício. Atendendo a esta preocupação, o estudo do calçado surge

como uma área de grande interesse temático da Biomecânica, que ao longo das três últimas décadas tem estudado diferentes aspectos relacionados à sua influência no movimento humano (AMADIO & SERRÃO, 1997).

A tendência cada vez mais intensa de popularizar a atividade física, o conseqüente aumento das lesões decorrentes de tal prática, aliados aos avanços nos procedimentos de aquisição e processamento dos dados biológicos, têm feito com que a importância do calçado no desempenho humano venha sendo extremamente valorizada. Segundo NIGG *et al* (1984), dentre as principais causas que incentivaram a proliferação de estudos abordando o calçado esportivo destacam-se: o reconhecimento por parte da indústria calçadista, de que os materiais empregados, assim como as formas de construção do calçado, poderiam guardar alguma relação com a lesão esportiva; o aumento da prática esportiva e, conseqüentemente, das lesões típicas de cada modalidade; e a especulação acerca da possibilidade de otimizar o rendimento humano a partir da manipulação do calçado.

Uma análise da evolução histórica dos estudos do calçado esportivo apontam uma notória mudança no paradigma investigativo. Os primeiros estudos acerca da influência do calçado esportivo focavam este equipamento eminentemente como um meio para controlar as cargas mecânicas impostas pelo exercício. Observa-se em alguns dos casos, que o calçado é analisado como um equipamento capaz de assumir certo protagonismo no controle da sobrecarga mecânica. Metodologicamente tais estudos estavam voltados em sua grande maioria à comparação de calçados com diferentes características de construção como é o caso dos estudos de CLARKE *et al* (1983a,b), que por se tratarem de um dos primeiros relatos acerca da análise biomecânica do calçado merecem destaque.

No estudo de CLARKE *et al* (1983b), dez voluntários utilizaram dois modelos de calçados de corrida, cujas durezas são descritas pelo autor como extremas, para correr a uma velocidade de 4,5 m/s. A magnitude do primeiro pico da força vertical, normalizada em função do peso corporal (PC), não foi significativamente afetada pela dureza do calçado ( $2,30 \pm 0,33PC$  para o calçado duro e  $2,34 \pm 0,19PC$  para o calçado macio). No entanto, o calçado duro provocou uma redução no tempo para atingir este pico (de  $26,6 \pm 3,2$  ms para  $22,5 \pm 4,0$  ms), diminuição da força vertical mínima ( $1,90 \pm 0,26$  PC para  $1,46 \pm 0,20$  PC), diminuição no tempo para força vertical mínima ( $37,9 \pm 3,54$  ms para  $33,8 \pm 4,0$  ms) e diminuição do segundo pico da força vertical ( $2,83 \pm 0,25$  PC para  $2,73 \pm 0,29$  PC). Os autores destacam a impossibilidade de se apontar um calçado ideal frente à grande variabilidade de respostas observadas entre os sujeitos. Deve-se destacar que, tal variabilidade seria sistematicamente observada a partir de então.

CLARKE *et al* (1983a) estudaram a influência do calçado nas características dinâmicas de 10 corredores ( $v = 3,8m/s$ ). Para tanto, cinco calçados foram especialmente construídos de forma a variar apenas o seu "sistema de amortecimento", dentre os quais se encontravam três modelos construídos com entressolas de etileno vinil acetato (EVA) e um com entressola dotada de uma bolsa de ar comprimido. A diferença média entre os calçados foi igual a 0,28 PC (15%) para o primeiro pico da força vertical e a 0,14 PC (5%) para o segundo pico desta força. Os ângulos do quadril e do joelho, assim como a velocidade do calcanhar, medidos no momento do contato, não apresentaram diferenças significativas entre os calçados estudados. No entanto, observou uma tendência de acentuação da dorsiflexão proporcional à dureza do solado. Após o primeiro contato, observou-se

uma tendência de aumento da máxima flexão do joelho em função do aumento da dureza do solado.

Os estudos mais recentes sobre o tema apontam uma clara tendência de ampliação da temática de estudo, a partir da busca de evidências que permitam compreender toda a complexidade que envolve a influência do calçado no movimento. Nesta que pode ser considerada uma nova perspectiva metodológica, o calçado passa a ser estudado como um dos componentes capazes de influenciar as características biomecânicas do movimento.

Tome-se como exemplo o estudo de HARDIN *et al* (2004). Após observarem que as características cinemáticas do membro inferior sofreram alterações em função do aumento de dureza do solado do calçado e do piso, os autores sugerem que as alterações na geometria dos segmentos representam adaptações geradas pelas novas condições mecânicas impostas pelo meio. Neste contexto, pode-se observar que o calçado esportivo abandona a sua posição de protagonismo para assumir a posição de um integrante do sistema pé-calçado-piso, capaz de influenciar a complexa regulação dos mecanismos de controle de carga. Passa-se a considerar que características anatômicas e neuro-fisiológicas do aparelho locomotor representam fatores decisivos na determinação da influência do calçado movimento humano (NIGG *et al*, 1998).

Um outro importante fator deve ser considerado quando se avalia a influência do calçado esportivo no movimento humano. A literatura dedicada ao assunto tem apontado de forma sistemática e consistente que esta adaptação é regida por mecanismos eminentemente sujeito-dependentes. (DUFEK & BATES, 1991; HRELJAC, 1998).

Tal característica vem sendo apontada desde os primeiros estudos disponíveis acerca do estudo biomecânico do calçado. No estudo de CLARKE *et al.* (1983b), um dos sujeitos estudados apresentou valores para o primeiro pico da força vertical de 2,93 PC para o calçado duro e de 2,40PC para o calçado macio, enquanto outro sujeito mostrou tendência de comportamento contrário, apresentando valores menores para esta variável quando da utilização do calçado duro (1,82 PC) do que os obtidos com o calçado macio (2,29PC). Baseado na observada tendência de variação, o autor destaca a dificuldade de se apontar o calçado detentor das características ideais.

Resultados semelhantes são descritos por BATES *et al* (1983), que verificaram que os sujeitos estudados tinham seu movimento influenciado de forma particular pelos três tipos de calçados utilizados para realizar a corrida.

Os mais recentes estudos sobre o tema apontam a mesma tendência. Tome-se como exemplo o estudo de NIGG *et al* (2003) cujo objetivo central era a determinação da ativação muscular produzida a partir da corrida realizada com calçados com diferentes características de construção. Os autores concluem que as respostas musculares a alteração do calçado seguem orientações sujeito-dependente.

Os resultados apresentados evidenciam o caráter individual das adaptações do aparelho locomotor às demandas mecânicas geradas pelo meio.

### **3.5.2 O calçado para o despenho de atividades laborais como tema de estudo da biomecânica**

Num claro descompasso com a situação do calçado esportivo encontra-se o calçado destinado às atividades laborais. Os estudos destes calçados, que são construídos para garantir o conforto e a segurança no desempenho de determinada atividade de trabalho, ainda são incomuns.

Ainda que os estudos sejam escassos, o reconhecimento da importância de um calçado adequado para o exercício profissional não é raro. Tome-se como exemplo as considerações de EBBEN (2003), que sugere que trabalhadores que desempenham as suas atividades em pé utilizem calçados adequados para lhes garantir conforto e uma condição saudável. Ainda que as sugestões existam, não existem dados objetivos que suportem a efetividade do uso do calçado no gerenciamento do movimento laboral.

Mesmo em atividades que demandam grandes percorridas, associada ao transporte de carga, como é o caso dos carteiros pedestres, a influência entre o calçado e o movimento não se encontra bem estabelecida, embora algumas evidências permitam supor que esta influência não pode ser desprezada.

Ainda que não enfoquem especificamente o problema dos calçados para o trabalho, o estudo de OGON *et al.* (2001) avaliou a influência que calçado pode exercer na redução das dores lombares crônicas. Para tanto foram mensurados parâmetros relativos à FRS e a aceleração da coluna no nível da terceira vértebra lombar, associados com a atividade eletromiográfica dos eretores da espinha. A aceleração medida na coluna foi significativamente maior quando os voluntários correram descalços do que quando correram calçados. O tempo de latência entre o

pico de aceleração e a ativação muscular foi significativamente mais longo quando o sujeito estava descalço ( $0,0137 \pm 0,022s$ ) do que quando ele estava calçado ( $0,004 \pm 0,040 s$ ). Os resultados evidenciam que o calçado oportuniza tempo suficiente para que a musculatura estabilizadora da coluna tenha tempo de reagir à onda de choque gerada pelo movimento. Em consonância com este dado, NIGG *et al.* (2006) apontam que manipulações nas características do calçado podem reduzir os episódios de dor em pacientes com osteoartrose no joelho.

Entretanto, ainda que pareça evidente que o calçado possa afetar as condições de conforto e segurança do movimento laboral, pouco se conhece acerca das características biomecânicas desta influência. Também não existem dados que apontem como esta influencia se manifesta no transporte de carga. Tais temas figuram como objetivos desta tese.

## **4 MATERIAIS E MÉTODOS**

### **4.1 Amostra**

A amostra foi composta por 68 carteiros homens da cidade de São Paulo, 65% de etnia caucasiana e 33% negros, com idade de  $31 \pm 8$  anos, estatura de  $1,73 \pm 0,06$  m e massa corporal de  $71 \pm 13$  Kg. Todos os voluntários trabalhavam no mesmo Centro de Distribuição Domiciliar (CDD – Pinheiros – SP).

Antes da coleta dos dados os voluntários foram submetidos a exames clínicos e anamênese ortopédica. Os voluntários que apresentavam distúrbios osteo-mio-articulares que afetavam a realização da locomoção foram excluídos da amostra. Objetivando a caracterização da amostra, realizou-se uma entrevista com os sujeitos.

Todos foram informados acerca dos propósitos e procedimentos experimentais adotados, tendo assinado termo de consentimento.

## **4.2 Instrumentos**

### **4.2.1 Sistema GAITWAY Instrumented – KISTLER**

Para determinação dos parâmetros dinâmicos da locomoção utilizou-se o sistema GAITWAY - KISTLER. Este sistema é composto por duas plataformas de força piezoelétricas (KISTLER, 9810S1x) montadas sob o piso de uma esteira rolante (TROTTER N01-06560201) A esteira Trotter apresenta 138,9 cm de comprimento de lona de rolagem e largura de lona de 49,5 cm, variação de velocidade de 0,8 a 20,0 km/h e variação de inclinação de -5 a 20%, o motor dispõe de 3,0 HP (FIGURA 3).

A distinção entre os apoios efetuados com a perna direita e esquerda é efetivada por um sensor de posição que emite um sinal infravermelho retro-reflexivo. Os sinais obtidos através das plataformas são enviados por cabos e interruptores para um conversor analógico/digital (A/D DAS – 1600/ 1400 Series Keithley Instruments Inc.) com 16 canais e resolução de 12 Bits. O sistema permite a discriminação dos apoios, função desempenhada por sensores foto-elétricos, disposto entre as plataformas. O circuito de sensores possibilita a detecção dos apoios do pé direito e esquerdo durante a passada. O sistema é parcialmente gerenciado pelo software GAITWAY (versão 1.08) que permite controlar parâmetros relativos à aquisição, armazenamento e tratamento dos dados. As coletas foram realizadas com um uma freqüência de 1KHz.



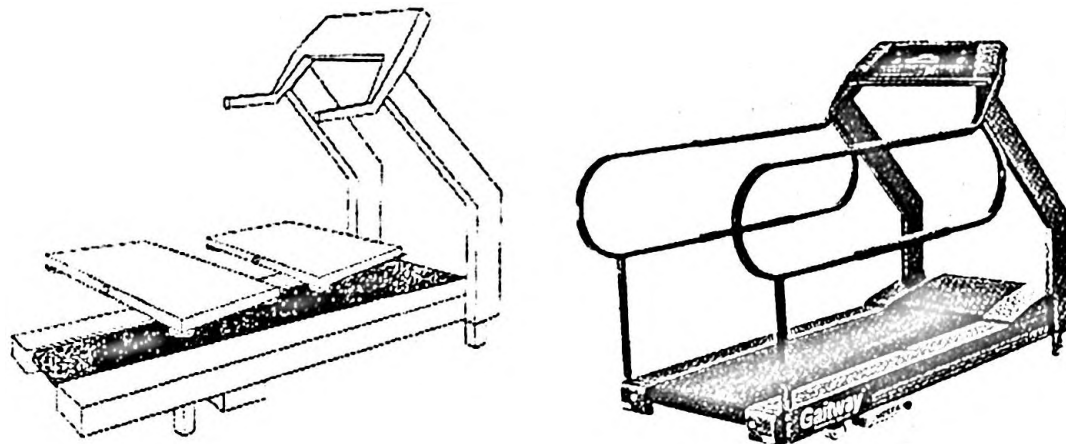


FIGURA 3 - Sistema GAITWAY Instrumented Treadmill (adaptados de GAITWAY, 1996)

#### 4.2.2 Determinação dos parâmetros antropométricos

Objetivando a caracterização de parâmetros físicos dos voluntários, realizou-se um conjunto de medidas antropométricas do membro inferior envolvendo comprimentos, perímetros e alturas.

Para a determinação das medidas relacionadas ao comprimento, altura e perímetros utilizou-se respectivamente um paquímetro, um traçador de altura, e uma fita métrica.

Além destas, que se caracterizam como medidas diretas, realizou-se o cálculo do Índice do Arco Longitudinal (IAC) conforme pressupostos estabelecidos por CAVANAGH & RODGERS (1987). Para determinação do IAC, que se caracteriza como um método indireto, utilizou-se um perígrafo, para a determinação da impressão plantar do pé, e um planímetro, para posterior determinação da área da impressão plantar do pé.

### **4.2.3 Determinação dos parâmetros somato-sensoriais**

Quanto às variáveis eletrofisiológicas selecionadas para a avaliação da sensibilidade somato-sensorial e tolerância à dor, determinou-se: o valor da cronaxia sensitiva e do limiar de tolerância à dor. Entende-se por limiar de dor o valor de um pulso elétrico máximo em miliamperes (mA) suportado por cada indivíduo

Para a determinação destas variáveis utilizou-se um gerador de pulsos elétricos Omni Pulsi-901 Quark. O gerador é composto por dois eletrodos de estimulação: um ativo em forma de "caneta", colocado em sítios nervosos na superfície plantar, de acordo com a inervação periférica da região; e um passivo, em forma de placa, colocado na região posterior da perna. Este instrumento permite a realização de testes eletrofisiológicos que determinam a sensibilidade dos grandes nervos a partir da análise do estado fisiológico do nervo.

### **4.3 Procedimentos experimentais**

Após terem assinado o termo de consentimento, os voluntários eram encaminhados para a primeira etapa da coleta dos dados, que consistia na realização da entrevista.

Após a realização das entrevistas, determinou-se os parâmetros antropométricos do membro inferior, bem como os somato-sensoriais. Tantos os dados antropométricos quanto os somato-sensoriais foram sempre realizados antes da coleta dos dados dinâmicos, de modo a evitar uma indesejável influência da caminhada nos parâmetros a serem avaliados.

Finda a avaliação antropométrica e somato-sensorial, o voluntário era conduzido para o sistema GAITWAY para o início da recolha dos dados dinâmicos.

Antes da coleta dos dados, os voluntários caminharam na esteira por um intervalo de tempo de 10 minutos, que segundo apontam os dados de WHITE et al. (2002), representa um intervalo de tempo suficiente para estabilizar os parâmetros relativos à FRS coletados a partir de uma esteira rolante.

Optou-se, baseado na realização de estudos anteriores, utilizar uma velocidade média de deslocamento de  $1,5\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Tal velocidade, permitiu que os voluntários mantivessem a sua velocidade típica de deslocamento, condição que restringe os erros induzidos pelo efeito retro-ativo.

Objetivando a determinação da influência das características de construção do calçado no transporte de carga, os sujeitos caminharam na esteira com o calçado fornecido pela ECT (CC), com o seu calçado esportivo de uso pessoal (CP) e sem o uso do calçado (SC). Em todas as condições (CC, CP, SC) os voluntários realizaram o movimento com (CM) e sem o uso da sua mochila de trabalho (SM).

A opção pela realização da coleta com o CC fundamenta-se na sua característica estrutural. Ainda que seja um calçado projetado para a prática de atividades físicas, ele não possui nenhuma estrutura especialmente dedicada ao controle do choque mecânico e da estabilidade articular. Construído com uma entressola de EVA, o CC pode ser considerado um calçado que, apesar de possuir todos os elementos necessários a um calçado desta natureza, apresenta uma característica de construção eminentemente básica.

Foram classificados como CP, os calçados de perfil esportivo que se encontravam em uso pelo voluntário, quando da realização da coleta. Buscou-se na análise dos dados relativos a este calçado, a caracterização de uma situação de transporte de carga na qual o voluntário estivesse utilizando um calçado por ele

considerado como adequado e confortável. Optou-se pela utilização do calçado de uso pessoal, em função das evidências experimentais que apontam de forma consistente que os sujeitos tendem a se adaptar de forma particular ao calçado. Ainda que possuíssem algumas características singulares de construção, todos eles apresentavam condições semelhantes de construção. Fabricados por marcas tradicionais do mercado calçadista, eles apresentavam estruturas dedicadas ao controle do choque, distribuição da pressão e controle da estabilidade articular. Todos os CP utilizados no experimento apresentavam boas condições de conservação.

O movimento realizado sem o uso do calçado teve por meta caracterizar as eventuais modificações induzidas pela ausência de qualquer estrutura de interface entre o piso e o aparelho locomotor.

Para o transporte de carga, utilizou a mochila habitualmente utilizada pela ECT. Confeccionada em lona semi-impermeável e nylon, esta mochila possui uma alça vertical e uma bolsa lateral, sem divisões internas. A mochila foi carregada com correspondência inutilizadas, totalizando uma massa de nove quilos, massa média transportada pelos carteiros no Brasil (UFSCar, 1999).

Para cada uma das condições experimentais propostas foram realizadas três coletas de dados, cada uma com 10 s de duração. Ao voluntário foi facultada a possibilidade de descansar o tempo necessário entre as coletas.

#### 4.4 Variáveis analisadas

##### 4.4.1 Parâmetros dinâmicos

O QUADRO 1 apresenta as variáveis selecionadas para a análise da componente vertical da FRS. Os parâmetros relativos à intensidade da FRS serão normalizados em função da massa do voluntário. A ilustração destes parâmetros é apresentada na FIGURA 4.

Para normalização da intensidade da FRS optou-se por não somar a massa da mochila a massa do voluntário.

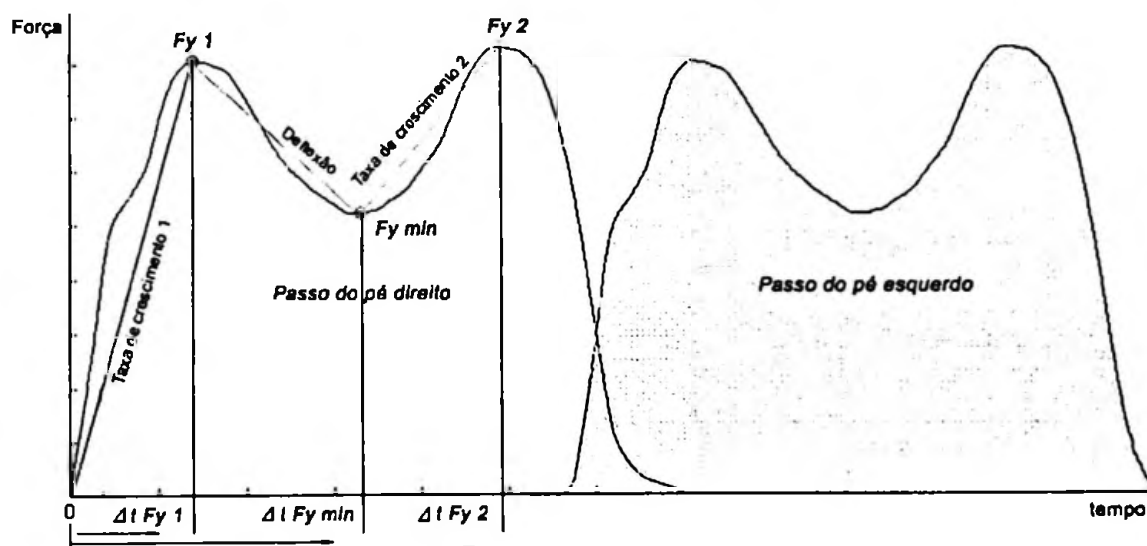


FIGURA 4 - Ilustração dos parâmetros relacionados a força de reação do solo selecionados para o estudo.

QUADRO 1 -Parâmetros de estudo referentes à componente vertical da FRS, adquiridos na fase de apoio da marcha.

Símbolo	Parâmetro	Descrição	Unidade
Fy1	Primeiro pico de força vertical	Maior magnitude de força após o início do apoio.	PC
Fy min	Força mínima	Menor valor de força vertical imediatamente após o primeiro pico.	PC
Fy2	Segundo pico de força vertical	Maior magnitude de força vertical após Fy min.	PC
$\Delta t$ Fy1	Tempo até o primeiro pico de força vertical	Intervalo de tempo decorrido entre o início do apoio e o primeiro pico de força vertical	s
$\Delta t$ Fy min	Tempo até a força mínima	Intervalo de tempo decorrido entre o início do apoio e o valor de força correspondente a Fy min.	s
Deflex	Deflexão da força vertical	Taxa de deflexão da magnitude de força do primeiro pico ao Fy min (Equação 3).	PC · s <sup>-1</sup>
$\Delta t$ Fy2	Tempo até o segundo pico de força vertical	Intervalo de tempo decorrido entre o início do apoio e o segundo pico de força vertical.	s
TxC1	Taxa de Crescimento 1	Taxa de crescimento da força vertical passiva , (Equação 1).	PC · s <sup>-1</sup>
TxC2	Taxa de Crescimento 2	Taxa de crescimento da força vertical ativa ,(Equação 2)	PC · s <sup>-1</sup>

As equações 1, 2 e 3 definem os parâmetros utilizados para calcular a TxC1, a TxC2 e a Deflex. Para o cálculos dos parâmetros relacionados a simetria, utilizou-se os parâmetros definidos na equação 4.

$$TxC1 = (Fy1) \cdot (\Delta t Fy1)^{-1} \quad (1)$$

$$TxC2 = (Fy2 - Fy \text{ min}) \cdot (\Delta t Fy2 - \Delta t Fy \text{ min})^{-1} \quad (2)$$

$$Deflex = (Fy1 - Fy \text{ min}) \cdot (\Delta t Fy \text{ min} - \Delta t Fy1)^{-1} \quad (3)$$

$$S_X = 200 \cdot (P2 - P1) \cdot (P1 + P2)^{-1} \quad (4)$$

Onde:

S\_X= Simetria para o parâmetro X

P1= Valor de X para o apoio direito

P2 = Valor de X para o apoio esquerdo

Para o cálculo das variáveis dinâmicas selecionadas para análise a partir dos dados da FRS foram utilizadas rotinas matemáticas (Anexos II) desenvolvidas em ambiente Matlab (Matlab 6.5, Mathworks, Inc).

#### 4.4.2 Variáveis antropométricas.

O QUADRO 2 apresenta as variáveis selecionadas para a análise dos parâmetros antropométricos dos voluntários.

QUADRO 2 -Parâmetros de estudo referentes às características antropométricas do membro inferior dos voluntários (adaptado de MACHADO, 1994)

PARÂMETROS	DESCRIÇÃO
Estatura (cm)	Distância entre o vértex e a planta do pé, estando a cabeça orientada no plano de Frankfurt.
Comprimento do membro inferior (cm)	Distância vertical do trocanter maior à planta do pé.
Comprimento da perna (cm)	Distância vertical da proeminência da tíbia à proeminência do maléolo
Comprimento do Pé (mm)	Distância longitudinal entre o ponto mais proeminente na tuberosidade do calcâneo até o ponto mais proeminente na tuberosidade da falange distal do maior dedo.
Perímetro Articulação Metatarso-Falangiana (cm)	Secção vertical do pé na linha articular metatarso-falangeana (dedos I - V).
Perímetro do Antepé (cm)	Secção vertical do pé na região mais proeminente do osso navicular.
Altura do 1º Metatarso (mm)	Distância vertical medida a partir do plano de apoio do pé até a região da base da falange proximal do dedo I.
Altura do Antepé (mm)	Distância vertical do plano de apoio do pé à proeminência da região do corpo metatarsal.

Para o cálculo do Arco Longitudinal utilizou-se os procedimentos sugeridos por CAVANAGH, & RODGERS (1987), conforme aponta a equação 5.

$$I_{ARCO} = \frac{B}{P} \quad (5)$$

Onde:

B= Área do médio-pé

P = Área total do pé, que representa a soma de suas três regiões: antepé (excluídos os dedos) , mediopé , retropé

#### 4.5 Tratamento estatístico

Para análise dos dados referentes à FRS, além da média e do desvio-padrão, são amostrados os valores da mediana, do Coeficiente de Variação e do Intervalo de Confiança.

A normalidade dos dados referentes à FRS foi testada através do Teste de *Anderson-Darling*. A aplicação do referido teste apontou que estas variáveis não apresentam distribuição normal. Em função da distribuição dos dados, optou-se pela utilização do modelo estatístico conhecido como GLM (*General Linear Models*). Esta análise é similar ao modelo de ANOVA, embora não possua tantos aspectos de restrição teórica quanto a ela (MAROCO, 2003)

O GLM foi aplicado em associação com associado com as Comparações Múltiplas de Tukey, com o objetivo de analisar os efeitos dos três fatores de influência: Mochila, Calçado e Pé. Assim, testou-se o efeito destes três fatores nas variáveis avaliadas e também as interação destes fatores dois a dois e todos simultaneamente. Para tanto foram duas Interações: Calçado vs. Mochila (Interação 1) e Mochila vs. Pé de Apoio (Interação 2):



O nível de significância foi estabelecido em 5%. Também os intervalos de confiança foram construídos com 95% de confiança estatística.

Os cálculos estatísticos foram realizados a partir dos softwares SPSS V11.5 e Minitab 14

## **5. RESULTADOS**

### **5.1 Caracterização ortopédicas, das ações profissionais e dos hábitos a ela relacionados**

Em sua rotina de trabalho, os carteiros caminham em média  $3,2 \pm 0,7$  horas por dia, cinco dias por semana, percorrem uma distância média diária de  $4,12 \pm 2,5$  Km, carregando uma mochila com uma carga inicial média de  $13,4 \pm 2,4$  Kg.

Caminham predominantemente em terrenos asphaltados, planos, elevados e mistos e em áreas tanto comerciais, quanto residenciais. Quanto à impressão da velocidade do caminhar, 56% dos carteiros afirmam caminhar com velocidade moderada, enquanto 41% dizem caminhar com velocidade acelerada e 3%, lentamente.

Além do trabalho, que pode ser caracterizado como uma tarefa de considerável demanda física, 57% dos voluntários praticam atividade física nos horários de lazer, dentre as quais o futebol aparece como a modalidade mais praticada (64%), seguida pela corrida (33%) e pela musculação (2%).

Os carteiros usam calçados com numeração 40 (bra) em média, sendo que 69% deles utilizam tênis para caminhar durante o período de trabalho, 23% calçam

sapatos, apenas 4% usam os calçados fornecidos pelos Correios e 3% utilizam chinelos ou sandálias.

Mais de 50% da amostra apresentava calos nos pés, a metade dessas pessoas utilizava algum tipo de cuidado, como a lixa e pedra, e cerca de 90% deles afirmaram que o calçado que provocou as calosidades foi o fornecido pelos Correios.

Os relatos referentes a episódios de desconforto e dor foram obtidos através de uma anamnese ortopédica. Os voluntários apontaram uma incidência de problemas da ordem de 30% para o joelho, 35% para a coluna e 20% para o ombro. Cerca de 22% dos carteiros já tiveram problemas ou sentiram dores nos pés e 16% na região do tornozelo.

A anamnese ainda apontou que mais de 25% dos voluntários já havia sido submetido a tratamento fisioterápico, principalmente para os joelhos e tornozelos e cerca de 15% já haviam sofrido fraturas nos membros inferiores.

## **5.2 Caracterização antropometria e somatosensorial da população estudada**

Nas TABELAS 1, 2 e 3, são apresentados os dados referentes às características antropométricas dos membros inferiores (MMII) da amostra e dados relativos à avaliação eletrofisiológica, que envolveu a determinação da cronaxia sensitiva e do limiar de tolerância à dor.

O índice do arco plantar, calculado de acordo com os procedimentos definidos por CAVANAGH & RODGERS (1987), resultou num valor de  $0,19 \pm 0,07$  para o pé direito e  $0,19 \pm 0,06$  para o esquerdo. Utilizando como referencia estes mesmos autores o grupo estudado caracterizava-se por possuir um arco plantar classificado como alto.

TABELA 1: Média e desvio padrão (DP) das medidas antropométricas do membro inferior (n=68)

Variáveis	Direito	Esquerdo
	Média ± DP	Média ± DP
Comprimento da Perna (cm)	40,61 ± 3,15	40,61 ± 2,92
Comprimento da Coxa (cm)	40,41 ± 2,80	38,99 ± 7,30
Comprimento do Pé (mm)	265,9 ± 20,05	266,66 ± 19,56
Perímetro Metatarso-Falange (cm)	25,8 ± 1,88	25,79 ± 1,79
Perímetro do Antepé (cm)	25,64 ± 1,89	25,7 ± 1,89
Altura do 1ºMetatarso (mm)	37,98 ± 2,96	37,87 ± 2,98
Altura do Antepé (mm)	69,22 ± 5,02	69,39 ± 5,19
Altura do Maléolo Medial (mm)	83,69 ± 7,01	83,06 ± 7,25
Altura do Maléolo Lateral (mm)	69,73 ± 7,13	69,75 ± 6,92

TABELA 2: Média e desvio padrão para a cronaxia sensitiva (n=68).

Regiões anatômicas	Direito	Esquerdo
	Hálux Direito (s)	0,21 ± 0,06
Antepé medial (1ª e 2ªcabeça Metatarsianas) (s)	0,28 ± 0,24	0,35 ± 0,51
Antepé lateral (3ª e 4ªcabeça Metatarsianas) (s)	0,28 ± 0,13	0,87 ± 3,79
Médiopé (s)	0,29 ± 0,25	0,79 ± 3,73
Calcanhar (s)	0,31 ± 0,21	0,88 ± 3,83

TABELA 3: Média e desvio padrão do limiar de tolerância à dor (n=68).

Regiões anatômicas	Direito	Esquerdo
	Hálux Direito (mA)	4,43 ± 2,03
Antepé medial (1ª e 2ªcabeça Metatarsianas) (mA)	8,11 ± 6,13	7,73 ± 5,50
Antepé lateral (3ª e 4ªcabeça Metatarsianas) (mA)	9,90 ± 6,56	9,07 ± 6,20
Médiopé (mA)	10,02 ± 6,15	8,58 ± 4,81
Calcanhar (mA)	18,35 ± 9,44	15,87 ± 9,48

Analisando-se os dados referentes a cronaxia sensitiva (TABELA 2) pode-se perceber uma grande variabilidade que os dados apresentam grande variabilidade. Para muitas das variáveis o desvio-padrão, enquanto medida de dispersão dos dados, apresenta valores muito mais altos do que a média. Os casos mais significativos podem ser observados do antepé lateral esquerdo ( $0,87 \pm 3,79\text{ms}$ ), no médio pé esquerdo ( $0,79 \pm 3,73\text{ms}$ ) e no calcanhar esquerdo ( $0,88 \pm 3,83\text{ms}$ ).

Ainda que de forma menos expressiva, a mesma tendência de variabilidade foi observada para limiar de tolerância a dor (TABELA 3)

### 5.3 Análise dos parâmetros dinâmicos da marcha

#### 5.3.1 Influência dos fatores principais

TABELA 4: Média e Desvio Padrão para as variáveis dinâmicas determinadas nas condições descalço, calçado do correio, e calçado próprio, com mochila e sem mochila.

Variáveis	Presença da Mochila	Descalço		Correio		Próprio	
		Média	Desvio	Média	Desvio	Média	Desvio
Fy1 (PC)	Com	0,994	0,109	1,008	0,111	1,020	0,110
	Sem	1,190	0,153	1,214	0,142	1,227	0,137
Fy2 (PC)	Com	0,973	0,114	0,985	0,109	0,986	0,109
	Sem	1,193	0,153	1,198	0,150	1,181	0,159
Fy min (PC)	Com	0,653	0,104	0,636	0,102	0,639	0,106
	Sem	0,780	0,131	0,759	0,120	0,761	0,129
$\Delta t$ Fy1 (s)	Com	0,159	0,017	0,159	0,017	0,158	0,018
	Sem	0,164	0,020	0,164	0,020	0,163	0,018
$\Delta t$ Fy2 (s)	Com	0,485	0,032	0,496	0,034	0,497	0,036
	Sem	0,491	0,036	0,503	0,038	0,497	0,036
$\Delta t$ Fy min (s)	Com	0,314	0,028	0,318	0,027	0,317	0,028
	Sem	0,321	0,029	0,328	0,028	0,327	0,028
Tx C1 (PC. s <sup>-1</sup> )	Com	6,318	0,898	6,406	0,956	6,541	1,017
	Sem	7,371	1,363	7,511	1,265	7,633	1,266
Tx C2 (PC. s <sup>-1</sup> )	Com	1,907	0,672	2,013	0,633	1,990	0,663
	Sem	2,453	0,791	2,532	0,738	2,498	0,749
Deflex (PC. s <sup>-1</sup> )	Com	2,194	0,734	2,336	0,730	2,380	0,771
	Sem	2,582	1,002	2,783	0,903	2,813	0,940

A TABELA 4 apresenta os valores da média e do desvio padrão para as variáveis referentes à FRS nas condições descalços, com os calçados dos correios e com os calçados próprios. As três condições foram executadas com e sem mochila. A TABELA 5 apresenta estes mesmo parâmetros agora aplicados as variáveis dinâmicas indicadoras da simetria.

TABELA 5: Média e Desvio Padrão para as variáveis relacionadas a simetria determinadas nas condições descalço, calçado do correio, e calçado próprio, com mochila e sem mochila.

Variáveis	Presença da Mochila	Descalço		Correio		Próprio	
		Média	Desvio	Média	Desvio	Média	Desvio
S_Fy1	Com	4,387	3,620	4,658	4,116	4,360	3,553
	Sem	6,466	4,896	6,359	4,377	6,146	4,385
S_Fy2	Com	4,594	3,815	4,434	3,666	4,312	3,522
	Sem	4,427	3,724	4,343	4,025	4,649	4,075
S_Fymin	Com	5,211	5,886	5,116	4,280	4,714	3,924
	Sem	6,663	6,423	6,102	4,832	5,824	4,621
S_Δt Fy1	Com	6,703	5,556	6,967	5,797	6,578	5,791
	Sem	8,617	7,166	8,672	6,995	7,681	6,370
S_Δt Fy2	Com	2,886	2,274	2,939	2,386	2,764	2,337
	Sem	2,990	2,329	2,994	2,287	2,887	2,458
S_Δt Fy min	Com	5,533	5,616	5,308	4,640	4,845	4,194
	Sem	5,717	4,880	5,647	4,572	5,435	4,258

TABELA 6: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança das variáveis dinâmicas para o fator calçado, englobando as condições descalço (SC), calçado dos correios (CC) e calçados próprios (CP) . Dados desconsideram fator mochila.

Variável	Fator	Média	Mediana	DP	CV	Q1	Q3	N	IC
	Calçado								
Fy1 (PC)	CC	1,114	1,103	0,164	14,7%	0,992	1,214	5.597	0,0043
	SC	1,095	1,080	0,166	15,1%	0,977	1,189	5.742	0,0043
	CP	1,128	1,116	0,162	14,4%	1,012	1,233	5.734	0,0042
Fy2 (PC)	CC	1,095	1,088	0,169	15,5%	0,960	1,182	5.597	0,0044
	SC	1,086	1,082	0,174	16,0%	0,946	1,184	5.742	0,0045
	CP	1,088	1,078	0,168	15,5%	0,955	1,171	5.734	0,0044
Fy min (PC)	CC	0,699	0,687	0,127	18,2%	0,603	0,776	5.597	0,0033
	SC	0,718	0,702	0,135	18,8%	0,616	0,800	5.742	0,0035
	CP	0,703	0,691	0,133	19,0%	0,604	0,786	5.734	0,0034
$\Delta t$ Fy1 (s)	CC	0,162	0,160	0,019	11,6%	0,148	0,173	5.597	0,0005
	SC	0,162	0,160	0,019	11,5%	0,147	0,173	5.742	0,0005
	CP	0,161	0,160	0,018	11,3%	0,147	0,172	5.734	0,0005
$\Delta t$ Fy2 (s)	CC	0,500	0,498	0,036	7,2%	0,477	0,523	5.597	0,0009
	SC	0,488	0,487	0,034	7,1%	0,468	0,508	5.742	0,0009
	CP	0,497	0,495	0,036	7,2%	0,475	0,523	5.734	0,0009
$\Delta t$ Fy min (s)	CC	0,323	0,322	0,028	8,7%	0,305	0,342	5.597	0,0007
	SC	0,318	0,317	0,029	9,0%	0,298	0,335	5.742	0,0007
	CP	0,323	0,322	0,028	8,7%	0,303	0,341	5.734	0,0007
TxC1 (PC. s <sup>-1</sup> )	CC	6,974	6,878	1,254	18,0%	6,124	7,747	5.597	0,0328
	SC	6,860	6,733	1,274	18,6%	6,010	7,510	5.742	0,0330
	CP	7,113	7,026	1,276	17,9%	6,228	7,935	5.734	0,0330
TxC2 (PC. s <sup>-1</sup> )	CC	2,280	2,244	0,736	32,3%	1,748	2,731	5.597	0,0193
	SC	2,187	2,146	0,784	35,9%	1,629	2,668	5.742	0,0203
	CP	2,256	2,206	0,753	33,4%	1,713	2,702	5.734	0,0195
Deflex (PC. s <sup>-1</sup> )	CC	2,566	2,527	0,853	33,3%	1,986	3,032	5.597	0,0224
	SC	2,394	2,296	0,903	37,7%	1,758	2,862	5.742	0,0233
	CP	2,606	2,521	0,891	34,2%	1,979	3,116	5.734	0,0231

Já a TABELA 6 apresenta os valores para a média, a mediana, o desvio padrão, o coeficiente de variação, o intervalo de confiança, e a distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3) para o fator calçado (descalço, calçado dos correios e calçados próprios). A TABELA 7 apresenta os mesmos parâmetros desta feita aplicados as variáveis dinâmicas indicadoras da simetria. Os dados da TABELA 6 E 7 não consideram a influência da mochila, portanto, nesta condição os dados relativos ao movimento executado com e sem mochila foram agrupados para cada um dos fatores relacionados ao uso do calçado.

Da análise dos dados dinâmicos apresentados pode-se concluir que, apesar do considerável número de amostras analisadas (aproximadamente 5000), os dados dinâmicos obtidos são caracteristicamente consistentes e de baixa variabilidade. Já os dados referentes à simetria apresentam uma variabilidade consideravelmente mais alta.



TABELA 7: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança das variáveis relacionada a simetria para o fator calçado, englobando as condições descalço (SC), calçado dos correios (CC) e calçados próprios (CP). Dados desconsideram fator mochila.

Variável	Fator Calçado	Média	Mediana	DP	CV	Q1	Q3	N	IC
S_Fy1	CC	5,532	4,618	4,336	78,4%	2,103	8,032	2.714	0,163
	SC	5,455	4,490	4,445	81,5%	2,016	7,665	2.790	0,165
	CP	5,295	4,397	4,107	77,6%	2,114	7,616	2.793	0,152
S_Fy2	CC	4,388	3,407	3,855	87,9%	1,545	6,107	2.714	0,145
	SC	4,508	3,578	3,769	83,6%	1,662	6,305	2.790	0,140
	CP	4,488	3,540	3,825	85,2%	1,651	6,304	2.793	0,142
S_Fymin	CC	5,623	4,506	4,598	81,8%	2,125	8,010	2.714	0,173
	SC	5,957	4,685	6,209	104,2%	2,143	8,302	2.790	0,230
	CP	5,295	4,348	4,338	81,9%	2,017	7,424	2.793	0,161
S_Δt Fy1	CC	7,843	6,135	6,496	82,8%	3,077	10,989	2.714	0,244
	SC	7,686	6,061	6,503	84,6%	2,927	10,636	2.790	0,241
	CP	7,155	5,525	6,125	85,6%	2,500	10,169	2.793	0,227
S_Δt Fy2	CC	2,967	2,453	2,335	78,7%	1,198	4,147	2.714	0,088
	SC	2,940	2,461	2,302	78,3%	1,148	4,096	2.790	0,085
	CP	2,829	2,291	2,402	84,9%	1,015	4,037	2.793	0,089
S_Δt Fy min	CC	5,482	4,289	4,607	84,0%	2,023	7,712	2.714	0,173
	SC	5,627	4,401	5,251	93,3%	2,041	7,733	2.790	0,195
	CP	5,154	4,188	4,237	82,2%	2,051	7,126	2.793	0,157

Um dos objetivos estabelecidos para esta tese é a determinação da influência do calçado e da mochila nas características dinâmicas da locomoção. Considerando que a mochila e o calçado poderiam em tese, afetar a simetria das variáveis dinâmicas da marcha, optou-se por analisar também o pé de apoio como fator de

influência. Desta forma, o calçado, a mochila e o pé de apoio assumem papel de fatores principais na análise do GLM.

A TABELA 8 aponta os p-valores para os fatores principais, constituídos pelo calçado, pela mochila e pelo pé de apoio. A TABELA 9 aponta os p-valores para os mesmos fatores principais, considerando desta feita as variáveis indicadoras de simetria. Deve-se considerar que nesta condição, têm-se apenas dois fatores principais (mochila e calçado).

TABELA 8 Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para os fatores principais: calçado, mochila e pé de apoio.

	Fatores Principais		
	Calçado	Mochila	Pé de Apoio
Fy1	<0,001	<0,001	0,042
Fy2	0,001	<0,001	0,628
Fy min	<0,001	<0,001	0,057
$\Delta t$ Fy1	0,001	<0,001	0,776
$\Delta t$ Fy2	<0,001	<0,001	0,732
$\Delta t$ Fy min	<0,001	<0,001	0,219
TxC1	<0,001	<0,001	0,070
TxC2	<0,001	<0,001	0,004
Deflex	<0,001	<0,001	<0,001

A partir da análise dos dados apresentados na TABELA 8, pode-se concluir que existe efeito significativo dos fatores Calçado e Mochila para todas as variáveis estudadas. Para o fator Pé de apoio, somente observou-se diferença significativa para as Fy1 ( $p=0,042$ ), TxC2 (0,004) e Deflex. ( $p<0,001$ ).

Para as variáveis relacionadas à simetria (TABELA 9) observou-se influência significativa do calçado na Fy1 ( $p<0,001$ ), Fy min ( $p<0,001$ ),  $\Delta t$  Fy1 ( $p<0,001$ ),  $\Delta t$  Fy

min ( $p < 0,001$ ). Para o fator mochila as diferenças ocorreram para as mesmas variáveis, exceção feita a Fy1 que não apresentou diferença significativa ( $p = 0,069$ ).

TABELA 9: Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para os fatores relacionados à simetria.

Simetria	Fatores Principais	
	Calcado	Mochila
Fy1	<0,001	0,069
Fy2	0,752	0,471
Fy min	<0,001	<0,001
$\Delta t$ Fy1	<0,001	<0,001
$\Delta t$ Fy2	0,068	0,062
$\Delta t$ Fy min	<0,001	<0,001

### 5.3.2 O calçado como fator de influência

Os resultados apontados nas TABELAS 8 evidenciam que o calçado interferiu de forma significativa em todas as variáveis estudadas. Isto posto, cabe agora determinar quais das três condições agrupadas no fator calçado (correio, próprio e descalço) são diferentes. Para tanto foram utilizadas as Comparações Múltiplas de Tukey, que permitiu, a partir da comparação de todas as respostas duas a duas, especificar as diferenças.

Para Fy 1, a menor força foi observada na CD ( $1,095 \pm 0,166$  PC), que foi significativamente diferente do CC ( $1,114 \pm 0,164$  PC,  $p < 0,001$ ) e do CP ( $1,128 \pm 0,162$  PC,  $p < 0,001$ ). Apesar da diferença pouco expressiva, o CC produziu um impacto significativamente ( $p < 0,001$ ) menor do que a CP. Para  $\Delta t$  Fy1, o menor tempo ( $0,161 \pm 0,0018$  s) ocorreu com o CP. Este valor foi significativamente menor

do que o tempo para o CC ( $0,162 \pm 0,019s$ ,  $p=0,001$ ) e para o CD ( $0,162 \pm 0,019s$ ,  $p=0,004$ ). Para a TxC1, o menor valor foi observado na CD ( $6,860 \pm 1,274$  PC.  $s^{-1}$ ), que foi diferente do CC ( $6,974 \pm 1,254$  PC.  $s^{-1}$ ,  $p<0,001$ ) e do CP ( $7,113 \pm 1,276$  PC. $s^{-1}$ ,  $p<0,001$ ). Considerando estas que são variáveis associadas ao choque passivo, deve-se destacar que apesar das diferenças apontadas terem sido significativas, elas foram pouco expressivas para todas as condições.

Diferenças pouco expressivas, ainda que significativas, também foram obtidas para as variáveis relacionadas a fase propulsiva do movimento. A Fy2 na CD ( $1,086 \pm 0,174$  PC) foi menor do que no CC ( $1,095 \pm 0,169$  PC,  $p=0,002$ ), porém igual ao CP ( $1,088 \pm 0,168$  PC,  $p=0,995$ ). Também se observou diferença significativa entre o CC e o CP ( $p=0,003$ ). Considerando-se o tempo para atingir esta força, obteve-se o maior valor para o CC ( $0,500 \pm 0,036s$ ), que foi diferente da CD ( $0,488 \pm 0,034s$ ) e do CP ( $0,497 \pm 0,036s$ ). Houve ainda diferença significativa entre o CP e a CD ( $p<0,001$ ). Para a TxC2, o menor valor foi observado para a CD ( $2,18 \pm 0,784$  PC. $s^{-1}$ ), que foi significativamente diferente do CC ( $2,280 \pm 0,736$  PC.  $s^{-1}$ ,  $p <0,001$ ) e do CP ( $2,256 \pm 0,753$  PC.  $s^{-1}$ ,  $p<0,001$ ). Não houve diferença significativa entre o CC e o CP ( $p=0,094$ ).

Para a Fy min, não se observou diferença significativa entre o CC e o CP ( $p=0,483$ ). A CD gerou um maior valor ( $0,718 \pm 0,135$  PC) para esta variável, que foi significativamente diferente para o obtido com o CP ( $0,703 \pm 0,133$ PC,  $p<0,001$ ) e com o CC ( $0,699 \pm 0,127$ PC,  $p <0,001$ ). Também não houve diferença entre os calçados para  $\Delta t$  Fy min ( $p=0,487$ ). O menor tempo foi obtido na CD ( $0,318 \pm 0,029s$ ), quando comparada com o CC ( $0,323 \pm 0,028s$ ,  $p <0,001$ ) e com o CP ( $0,323 \pm 0,028s$ ,  $p <0,001$ ). Novamente não houve diferença entre os calçados para a Deflex

( $p=0,054$ ). O menor valor foi obtido na CD ( $2,394 \pm 0,903$  PC.  $s^{-1}$ ) que foi diferente do valor obtido com o CC ( $2,566 \pm 0,853$  PC.  $s^{-1}$ ,  $p < 0,001$ ) e com o CP ( $2,606 \pm 0,891$  PC.  $s^{-1}$ ,  $p < 0,001$ )

Para  $S_{Fy1}$  a única diferença significativa ( $p=0,042$ ) encontrada ocorreu entre o CC ( $5,532 \pm 4,336$ ) e o CP ( $5,295 \pm 4,107$ ).

Para a  $S_{Fy}$  min foram encontradas diferenças significativas entre o CD e o CC ( $5,957 \pm 6,209$  contra  $5,623 \pm 4,598$ ,  $p=0,044$ ), entre o CD e o CP ( $5,957 \pm 6,209$  contra  $5,295 \pm 4,338$ ,  $p < 0,001$ ), e entre o CP e o CC ( $p=0,035$ ).

Para a  $S_{\Delta t Fy1}$  foram observadas diferenças significativas entre o CD e o CP ( $7,686 \pm 6,503$  contra  $7,155 \pm 6,125$ ,  $p=0,005$ ), e entre o CC e o CP ( $7,843 \pm 6,496$  contra  $7,155 \pm 6,125$ ,  $p < 0,001$ ). Mesmo comportamento foi observado para a  $S_{\Delta t Fy}$  min, que também apresentou diferença significativa entre as condições CD e CP ( $5,627 \pm 5,251$  contra  $5,154 \pm 4,237$ ,  $p < 0,001$ ), e as condições CC e CP ( $5,482 \pm 4,607$  contra  $5,154 \pm 4,237$ ,  $p=0,022$ )

### **5.3.3 A mochila como fator de influência**

A TABELA 10 apresenta os valores para a média, a mediana, o desvio padrão, o coeficiente de variação, o intervalo de confiança, e a distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3) para o fator mochila. Os valores apresentados foram calculados com base na junção dos fatores descalço, calçado dos correios e calçados próprios, cujas diferenças foram muito baixas. Vale ainda lembrar que o peso da mochila não foi somado ao peso corporal do voluntário quando da normalização das variáveis associadas à intensidade da FRS.

TABELA 10: Média, mediana, desvio padrão (DP), coeficiente de variação (CV), distribuição dos dados no primeiro (Q1) e no terceiro quartil (Q3), e intervalo de confiança para o fator mochila.

Variáveis	Fator mochila	Média	Mediana	DP	CV	Q1	Q3	N	IC
Fy1 (PC)	COM	1,008	1,000	0,111	11,0%	0,926	1,081	8.241	0,0024
	SEM	1,210	1,191	0,145	12,0%	1,106	1,297	8.832	0,0030
Fy2 (PC)	COM	0,981	0,957	0,111	11,3%	0,900	1,063	8.241	0,0024
	SEM	1,191	1,157	0,154	12,9%	1,086	1,278	8.832	0,0032
Fy min (PC)	COM	0,643	0,620	0,104	16,2%	0,572	0,712	8.241	0,0023
	SEM	0,767	0,743	0,127	16,6%	0,681	0,849	8.832	0,0027
$\Delta t$ Fy1 (s)	COM	0,159	0,158	0,017	11,0%	0,145	0,170	8.241	0,0004
	SEM	0,164	0,162	0,019	11,7%	0,150	0,175	8.832	0,0004
$\Delta t$ Fy2 (s)	COM	0,493	0,490	0,035	7,0%	0,472	0,515	8.241	0,0007
	SEM	0,497	0,497	0,037	7,4%	0,473	0,522	8.832	0,0008
$\Delta t$ Fy min (s)	COM	0,317	0,315	0,028	8,7%	0,300	0,332	8.241	0,0006
	SEM	0,325	0,325	0,028	8,7%	0,307	0,343	8.832	0,0006
Tx C1 (PC. s <sup>-1</sup> )	COM	6,421	6,429	0,962	15,0%	5,718	7,058	8.241	0,0208
	SEM	7,506	7,406	1,303	17,4%	6,601	8,290	8.832	0,0272
Tx C2 (PC. s <sup>-1</sup> )	COM	1,969	1,917	0,658	33,4%	1,496	2,397	8.241	0,0142
	SEM	2,494	2,445	0,760	30,5%	1,986	2,931	8.832	0,0159
Deflex (PC. s <sup>-1</sup> )	COM	2,302	2,288	0,749	32,5%	1,772	2,774	8.241	0,0162
	SEM	2,726	2,613	0,955	35,0%	2,047	3,294	8.832	0,0199

Para todas as variáveis dinâmicas estudadas, as diferenças entre os fatores marcha com mochila e marcha sem mochila foram estatisticamente significativa, sempre com um p-valor menor que 0,001. Deve-se ressaltar também que via de regra, as diferenças entre as condições experimentais foram mais expressivas em função da condição mochila do que em função da manipulação do calçado.

Para as variáveis que indicam o choque na fase passiva, a Fy1 manifestou expressiva tendência de diminuição com o uso da mochila, passando de  $1,210 \pm 0,145$  PC para  $1,008 \pm 0,111$  PC. O  $\Delta t$  Fy1 também foi menor na condição mochila ( $0,159 \pm 0,0017s$  contra  $0,164 \pm 0,019s$ ). A associação entre estas duas variáveis, indicada pela TxC1, apontou um maior valor para a condição sem mochila ( $6,421 \pm 0,962$  PC.  $s^{-1}$  contra  $7,506 \pm 1,303$  PC.  $s^{-1}$ ). As alterações observadas foram expressivas, visto que na condição com mochila havia uma massa adicional que não foi utilizada para normalizar os dados.

Considerando-se as variáveis relacionadas à fase propulsiva da marcha, obteve-se um menor valor para Fy2 quando o movimento foi realizado com a mochila ( $0,981 \pm 0,111$  PC contra  $1,191 \pm 0,154$  PC), embora os valores relativos ao tempo necessário para atingir tal força tenham sido muito semelhantes entre as condições com ( $0,493 \pm 0,035s$ ) e sem mochila ( $0,497 \pm 0,037s$ ). As variações obtidas para a TxC2 foram expressivas, sendo que os menores valores foram observados quando do uso da mochila ( $1,969 \pm 0,658$  PC.  $s^{-1}$  contra  $2,494 \pm 0,760$  PC.  $s^{-1}$ )

Para Fy min, o menor valor foi observado quando o movimento era feito com mochila ( $0,643 \pm 0,104$ PC contra  $0,767 \pm 0,127$ PC). Para o  $\Delta t$  Fy min as diferenças entre as condições com ( $0,317 \pm 0,028s$ ) e sem mochila ( $0,325 \pm 0,028s$ ) foram muito

pequenas, já para a Deflex, as diferenças foram bastante expressivas ( $2,302 \pm 0,749$  PC.s<sup>-1</sup> e  $2,726 \pm 0,955$  PC.s<sup>-1</sup>, para as condições com e sem mochila respectivamente)

#### **5.3.4 O pé de apoio como fator de influência**

Com vistas a analisar uma possível influência do posicionamento da mochila nos parâmetros dinâmicos da marcha, foram investigadas as diferenças entre os parâmetros dinâmicos produzidos nos pés direito e esquerdo. Deve-se lembrar que todos os voluntários transportaram suas mochila no lado direito do seu corpo.

Tal análise revelou que apenas três das variáveis analisadas se mostraram sensíveis a orientação de colocação do pé.

Apesar de significativas ( $p=0,042$ ) as diferenças observadas entre a Fy1 produzida entre o pé direito ( $1,110 \pm 0,164$  PC) e o pé esquerdo ( $1,115 \pm 0,165$  PC) foram muito pequena. Para a TxC2 as diferenças entre o apoio direito ( $2,224 \pm 0,758$  PC. s<sup>-1</sup>) e o esquerdo ( $2,25 \pm 0,760$  PC. s<sup>-1</sup>) também foram significativas ( $p=0,004$ ) e pouco expressivas. O mesmo comportamento foi observado para a Deflex que apesar de significativa ( $p<0,001$ ) foi pouco expressiva ( $2,495 \pm 0,886$  PC. s<sup>-1</sup> e  $2,547 \pm 0,888$  PC. s<sup>-1</sup>, para o pé direito e para o esquerdo respectivamente)

#### **5.3.5 Influência da interação dos fatores principais**

Conforme estabelecido anteriormente, este estudo se propõe a analisar não somente a influência exercida pelo calçado e pela mochila nas características dinâmicas da marcha como também avaliar o efeito da interação destes fatores



principais. A TABELA 11 ilustra os resultados estatísticos obtidos a partir da análise das duas interações propostas

TABELA 11: Descrição dos p-valores, calculados através do GLM, para as interações entre os fatores principais (calçado, mochila e pé de apoio)

Variáveis	Interações	
	Mochila vs Calçado	Mochila vs.Pé
Fy1	0,051	0,926
Fy2	<0,001	0,705
Fy min	0,302	0,375
$\Delta t$ Fy1	0,850	0,584
$\Delta t$ Fy2	<0,001	0,771
$\Delta t$ Fy min	0,009	0,101
TxC1	0,397	0,971
TxC2	0,379	0,096
Deflex	0,119	0,481

Quando da análise das interações, observou-se diferença significativa apenas para algumas variáveis.

Para a Interação entre a mochila e o calçado (interação 1), nenhuma das variáveis relacionadas à fase passiva do movimento sofreu influência das interações estudadas. Entretanto, as variáveis relacionadas à fase ativa do movimento, apresentaram comportamento distinto. Observou-se diferença significativa para o Fy2 ( $p < 0,001$ ), para o  $\Delta t$  Fy2 ( $p < 0,001$ ), e também para o  $\Delta t$  Fy min ( $p = 0,009$ ).

O efeito das interações entre o calçado e a mochila para as variáveis relacionadas à simetria, foram significativas apenas para o  $\Delta t$  Fy1 ( $p = 0,046$ ). Vale lembrar que para as variáveis relacionadas à simetria somente esta interação (Mochila vs. Calçado) é possível.

Identificadas as interações que parecem exercer influência significativa nas respostas dinâmicas, pôde-se indicar entre quais condições foi observado o efeito da interação. Conforme apontado anteriormente, tal análise baseou-se nas Comparações Múltiplas de Tukey.

TABELA 12: Descrição dos p-valores, calculados para a  $Fy_2$ , para as interações entre a mochila e o calçado.

Interações	CC_C	CC_S	CD_C	CD_S	CP_C
CC_S	<0,001				
CD_C	0,014	<0,001			
CD_S	<0,001	0,659	<0,001		
CP_C	1,000	<0,001	0,006	<0,001	
CP_S	<0,001	<0,001	<0,001	0,006	<0,001

TABELA 13: Descrição dos p-valores, calculados para o  $\Delta t Fy_2$ , para as interações entre a mochila e o calçado.

Interações	CC_C	CC_S	CD_C	CD_S	CP_C
CC_S	<0,001				
CD_C	<0,001	<0,001			
CD_S	<0,001	<0,001	<0,001		
CP_C	0,949	<0,001	<0,001	<0,001	
CP_S	0,796	<0,001	<0,001	<0,001	0,999

A  $Fy_2$  (TABELA 12) foi significativamente menor ( $p < 0,001$ ) na condição CC com mochila (CC\_C) do que na condição sem mochila (CC\_S) ( $0,985 \pm 0,109$  PC contra  $1,198 \pm 0,150$ PC). A mesma tendência foi observada entre a CD com mochila (CD\_C) e sem mochila (CD\_S) ( $0,973 \pm 0,114$ PC contra  $1,193 \pm 0,153$ PC, com  $p < 0,001$ ), e entre a condição CP com (CP\_C) e sem mochila (CP\_S) ( $0,986 \pm 0,109$  contra  $1,181 \pm 0,159$ PC, com  $p < 0,001$ ). Também foram observadas

diferenças significativas entre as condições CD\_C e CC\_C ( $p=0,014$ ), CD\_C e CP\_C ( $p=0,006$ ), CD\_S e CP\_S ( $p=0,006$ ), CC\_S e CP\_S ( $p<0,001$ ).

Para o  $\Delta t$  Fy2 (TABELA 13) foram observadas diferenças significativas ( $p<0,001$ ) entre as condições CC\_C ( $0,496 \pm 0,034$  s) e CC\_S ( $0,503 \pm 0,038$  s), CD\_C e CD\_S ( $0,485 \pm 0,032$ s contra  $0,491 \pm 0,036$ s, com  $p<0,001$ ), CD\_C e CC\_C ( $p<0,001$ ), CD\_C e CP\_C ( $0,497 \pm 0,036$  s, com  $p<0,001$ ), CD\_S e CC\_C ( $p<0,001$ ), CD\_S e CP\_S ( $0,497 \pm 0,036$ s, com  $p<0,001$ ), e CC\_S e CP\_S ( $p<0,001$ ).

TABELA 14: Descrição dos p-valores, calculados para o  $\Delta t$  Fy min, para as interações entre a mochila e o calçado.

Interações	CC_C	CC_S	CD_C	CD_S	CP_C
CC_S	<0,001				
CD_C	<0,001	<0,001			
CD_S	0,007	<0,001	<0,001		
CP_C	0,657	<0,001	0,003	<0,001	
CP_S	<0,001	1,000	<0,001	<0,001	<0,001

Para o  $\Delta t$  Fy min (TABELA 14) observou-se diferenças significativas entre as condições CC\_C e CC\_S ( $0,636 \pm 0,102$ S contra  $0,759 \pm 0,120$  s,  $p<0,001$ ), CD\_C e CD\_S ( $0,653 \pm 0,104$  s contra  $0,780 \pm 0,131$ s,  $p<0,001$ ), CP\_C e CP\_S ( $0,639 \pm 0,106$ s contra  $0,761 \pm 0,129$ s,  $p<0,001$ ), CD\_C e CC\_C ( $p<0,001$ ), CD\_C e CP\_C ( $P=0,003$ ), CD\_S e CC\_S ( $p<0,001$ ), CD\_S e CP\_S ( $p<0,001$ ),

Conforme apontado anteriormente, dentre as variáveis relacionadas a simetria, apenas a S\_Δt Fy1 mostrou-se significativamente sensível a interação entre a mochila e o calçado ( $p=0,046$ ). Para esta variável (TABELA 15) observou-se diferença significativa ( $p<0,001$ ) entre CD\_C ( $6,703 \pm 5,556$ s) e CD\_S ( $8,617 \pm 7,166$ ), CP\_C ( $6,578 \pm 5,791$ s) e CP\_S ( $7,681 \pm 6,370$ s), CD\_C e CP\_C ( $p<0,001$ ),

CP\_C e CC\_C ( $p < 0,001$ ), CD\_S e CP\_S ( $p < 0,001$ ), CD\_S e CC\_S ( $p < 0,001$ ), CP\_S e CC\_S ( $p < 0,001$ )

TABELA 15: Descrição dos p-valores, calculados para a  $S_{\Delta t}$  Fy 1, para as interações entre a mochila e o calçado.

Interações	CC_C	CC_S	CD_C	CD_S	CP_C
CC_S	0,889				
CD_C	0,610	0,996			
CD_S	<0,001	<0,001	<0,001		
CP_C	<0,001	<0,001	<0,001	1,000	
CP_S	0,035	0,001	<0,001	<0,001	0,001

## 6. DISCUSSÃO

A análise biomecânica do movimento humano tem por meta primária a identificação dos parâmetros mecânicos cuja influência possam afetar as cargas impostas ao movimento e a sua eficiência (AMADIO *et al.*, 1999). A discussão dos resultados será efetivada considerando estes dois objetivos centrais da Biomecânica.

### 6.1 Sobre a influencia do calçado, da mochila e de sua interação nas cargas externas

Ainda que o calçado esportivo tenha sido tema de muitas investigações no âmbito da Biomecânica do movimento humano, pouco se sabe a respeito dos calçados construídos para a prática de ações laborais. Tendo este como um dos seus objetivos, esta tese comparou a influência de duas distintas condições de construção do calçado associadas ao movimento realizado sem o uso do calçado.

Baseado na literatura especializada, que aponta a real possibilidade do calçado exercer influência nas características dinâmicas da locomoção, especialmente quando suas características de construção são acentuadamente distintas, como é o caso dos calçados utilizados nesta investigação, esperava-se que o procedimento experimental proposto gerasse acentuada diferença entre todas as condições estudadas: andando com calçado do correio, andando com o calçado próprio, e andando descalço.

Em função dos relatos da literatura (CAVANAGH *et al.* 1981; NIGG *et al.*, 1984, FREDERICK, 1986) espera-se que esta influência fosse mais destacada nas variáveis relacionadas à fase passiva do que as relacionadas à fase ativa do movimento.

Quando se considera a possibilidade do calçado diminuir o impacto causado pelo movimento humano, deve-se definir claramente qual força deve ser atenuada. O primeiro pico da FRS, uma das mais significativas forças externas, representa o momento crítico da aplicação desta força. Sua característica mais expressiva é o rápido crescimento em um pequeno intervalo de tempo, fazendo desta fase um evento de alta frequência, que oscila entre 8 - 25 Hz (FREDERICK, 1986). A possibilidade de o aparelho locomotor responder, por intermédio de ação muscular, a tal estímulo é bastante remota, visto que o tempo necessário para a resposta ativa dos músculos é geralmente maior do que o tempo necessário para atingir a força máxima. Por esta característica, o primeiro pico da FRS tem sido genericamente denominado de força passiva (NIGG, 1983).

Para as variáveis relativas à fase passiva do movimento, via de regra foram observadas diferenças que apesar de significativas são muito pouco expressivas. A

diferença entre os dois calçados foi de apenas 1,24% para o primeiro pico da força vertical e de 0,62% para o tempo necessário para atingir esta força. Como consequência desta situação, a  $TxC_{Fy1}$ , importante parâmetro que aponta a razão entre estas duas variáveis, apresentou a inexpressiva diferença de 1,95% entre os calçados estudados.

A pouca expressividade das alterações pode ser interpretada a luz dos dados apresentados por MUNRO *et al* (1987). Estes autores relatam aumentos da  $Fy_1$  da ordem de 12,10% quando a velocidade da corrida aumenta de 3 para 3,5 m.s<sup>-1</sup>. Ainda que se tratem de movimentos distintos, tais dados permitem afirmar que um pequeno aumento na velocidade do movimento é capaz de produzir resultado muito mais expressivo do que os obtidos pela manipulação das características de construção do calçado.

Tomando como referência dados de NIGG (1986), WINTER (1991), KADABA (1989) e ACQUESTA (2006), que determinaram valores normativos de variabilidade para a locomoção humana, as alterações observadas para as variáveis relacionadas à fase passiva do movimento podem ser encaradas como manifestações da natural variabilidade do movimento humano.

Para o  $Fy_1$ , a diferença entre o movimento realizado sem o uso do calçado e o realizado com o calçado próprio foi de apenas 2,92%; entre o movimento descalço e o movimento com o calçado do correio a diferença foi também muito baixa: 1,7%. As diferenças para o tempo necessário para atingir o  $Fy_1$  também foram pouco expressivas entre estas condições, sendo que entre o descalço e o correio sequer a diferença foi significativa. Como consequência desta condição, a diferença da  $TxC_1$  para a marcha sem calçado e a realizada com o calçado do correio foi de apenas

1,63%. Quando da comparação da condição descalçada com a condição realizada com o calçado próprio a diferença continuou pequena (3,55%).

Os dados disponíveis na literatura sobre a locomoção realizada sem o uso do calçado são escassos e contraditórios. Alguns deles apontam para um aumento da carga externa quando da realização do movimento sem o uso do calçado (CAVANAGH *et al.*, 1981; STOCKTON & DYSON, 1998), outros apontam uma diminuição da carga externa (SOUTAS-LITTLE *et al.* 1988, SHAKOOR & BLOCK, 2006).

Uma possível explicação para as diferenças relatadas na literatura pode ser obtida a partir da proposição de ROBBINS & GOUW (1991). Os autores sugerem a possibilidade de o aparelho locomotor adaptar-se ao movimento realizado com o pé descalço. Tal adaptação seria desencadeada por modulações neuro-motoras induzidas pela percepção das cargas mecânicas geradas pelo contato do pé descalço com o solo. Embora o modelo pareça viável, deve-se destacar que são poucas as evidências experimentais que o suportam.

Ainda que os voluntários não tenham por habito a realização de movimentos sem o uso do calçado, vale destacar que eles apresentam um alto volume de caminhada. Segundo relatos obtidos através das entrevistas, os carteiros caminham em média  $3,2 \pm 0,7$  horas por dia, cinco dias por semana, percorrendo uma distância média diária de  $4,12 \pm 2,5$  Km. Além do trabalho, 57% dos voluntários praticam atividade física nos horários de lazer, dentre as quais o futebol aparece como a modalidade mais praticada (64%). Portanto, o grupo estudado é composto por sujeitos expostos a considerável tempo de prática nas ações locomotoras, condição que, em tese, poderia favorecer o desenvolvimento de mecanismos capazes de

controlar a carga mecânica na ausência do calçado, como os apontados por SERRÃO *et al.* (2000).

Entretanto, não se pode deixar de apontar que o grande volume de prática da marcha, além de viabilizar condições ideais para as adaptações ao movimento realizado com o pé descalço, pode ter sido a causa dos relatos de desconforto, dor e lesão apresentados pelos voluntários. A somatória das cargas geradas pelas forças externas é apontada por muitos autores como a causa mais provável das lesões degenerativas que acometem o aparelho locomotor (WINTER & BISHOP, 1992).

O cruzamento das informações acerca do comportamento dinâmico das variáveis com as informações obtidas através da anamnese ortopédica, das entrevistas e dos testes somato-sensoriais permite tecer outras importantes considerações acerca da influência do calçado na marcha.

Apesar da inexistência de diferença significativas entre os calçados estudados, 95% dos voluntários sentem-se mais confortáveis utilizando calçados próprios para caminhar.

Torna-se importante observar a grande rejeição ao calçado do correio. Poder-se-ia atribuir tal fato as condições biomecânicas impostas pelo seu uso. Entretanto, os resultados obtidos apontaram que este calçado induz condições muito semelhantes às condicionadas pelo calçado de uso pessoal. Nossa baixa capacidade perceptiva para as cargas mecânicas (BRANDINA *et al.*, 2003) pode ser um possível explicação para esta disparidade entre a percepção e a resposta biomecânica induzida pelos calçados estudados.

Apesar da condição de igualdade quando se observa as respostas dinâmicas às diferentes características de construção do calçado, não se pode desconsiderar



os significativos relatos de dor apresentados pelo grupo, e, sobretudo o comportamento atípico das variáveis somato-sensoriais.

A expressiva presença de calos nos pés, relatada por mais de 50% da amostra, associada aos relatos de dor nesta região, apontados por 22% dos voluntários, sugerem que outra variável dinâmica, que não a FRS, pode ter ocasionado tal condição: a pressão plantar.

Tal hipótese é reforçada pela análise dos dados somatoensensoriais. Apesar da grande variabilidade observada entre os voluntários, os valores da cronaxia sensitiva para as áreas anatômicas estudadas apresentam-se maiores do que os valores descritos por SACCO (1997) para um grupo composto por adultos saudáveis. Tais dados evidenciam que carteiros estudados necessitaram de um maior tempo para a percepção de estímulos elétricos em relação a outros adultos saudáveis.

Os resultados do limiar de tolerância à dor encontrados para as áreas do antepé encontram-se dentro dos limites esperados para adultos saudáveis, porém, para o mediopé e retropé os valores obtidos são maiores do que os esperados (SACCO, 1997).

Considerando o comportamento das variáveis associados à FRS, e a presença de diferenças significativas entre as diferentes regiões do pé, pode-se hipotetizar que as condições de distribuição da FRS na planta do pé, indicada pela pressão plantar pode ser a principal causa dos problemas ortopédicos e somato-sensoriais apresentados pelo grupo. Entretanto, tal hipótese somente poderia ser testada na presença de dados descritivos da distribuição da pressão plantar. A indisponibilidade destes dados, cuja coleta seria dificultada pelas características dos

procedimentos experimentais empregados nesta tese, configura uma importante limitação metodológica.

Outro possível fator que poderia explicar os relatos de dor na região do pé poderia ser a inadequação das características do calçado às características do pé dos voluntários. Poder-se-ia hipotetizar nesta condição que as características particulares do pé desta, que é uma população que tem na marcha a sua principal ferramenta de trabalho, poderiam ter sofrido adaptações estruturais em resposta a tarefa realizada. Adaptações esta que distinguiriam as características estruturais dos pés dos carteiros da média da população.

Entretanto, a análise dos dados aponta que as características antropométricas do pé do grupo, no que se refere aos seus perímetros; alturas e comprimentos não são expressivamente distintos dos valores relatados para a população brasileira (MACHADO, 1994; SACCO, 1997; RODRIGUEZ *et al*, 1998).

Dentre as características antropométricas estudadas que poderiam ter sofrido influência do exercício da profissão destaca-se o índice do arco plantar. VOLPON (1994) afirma que a altura de arco plantar pode ser modulada em função dos estímulos impostos ao pé.

Analisando o comportamento desta variável para o grupo estudado, observa-se que os voluntários apresentam um arco plantar alto, segundo a classificação proposta por CAVANAGH & RODGERS (1987). Poder-se-ia hipotetizar que os calçados utilizados pelos voluntários não apresentam um perfil adequado a altura do seu arco plantar, condição que poderia explicar parcialmente os relatos de desconforto e dor. Entretanto, deve-se apontar que a inexistência de um grupo controle, condição que constitui uma importante limitação metodológica desta tese,

impede o adequado estabelecimento das relações entre o exercício profissional e as alterações antropométricas do pé.

Vale lembrar que os relatos de dor estão baseados em avaliações subjetivas. Mesmo a anamnese ortopédica carrega considerável imprecisão, tendo-se em vista que as lesões não mais se encontravam presentes. A impossibilidade de contar com uma avaliação objetiva dos distúrbios-mio-articulares gerados em função da prática profissional constitui outra limitação metodológica do presente estudo.

Além do calçado, o transporte de carga através da mochila pode desempenhar papel determinante no controle das cargas externas.

Apesar da importância que desempenha na vida diária das pessoas, pouco se sabe a respeito da influência que a mochila pode desempenhar nas características dinâmicas da locomoção.

A influência da mochila mostrou-se mais expressiva que a influência exercida pelo calçado. O  $Fy1$  foi 16,69% menor quando da realização do movimento com a mochila, assim como o  $\Delta t Fy1$  (3,04%). Considerando a influência destas duas variáveis, a  $TxC1$  foi 14,45% menor quando do uso da mochila. Vale lembrar que o peso da mochila não foi considerado quando da normalização dos dados dinâmicos da força, condição que aponta que tal diferença é realmente expressiva.

PENEIREIRO (2006) comparando três diferentes características de construção da mochila, aponta que a mochila atualmente utilizada pelos carteiros produziu a menor sobrecarga mecânica. Ainda que neste estudo, o autor não tenha avaliado a marcha realizada sem mochila, pode-se considerar que os resultados por ele apresentados são compatíveis com achados desta tese.

Torna-se interessante observar que uma mochila apontada pelos usuários como desconfortável (DEMPSEY *et al.*, 1996) provocou uma sobrecarga mecânica inferior à produzida na condição sem mochila.

É provável que os ajustes nos mecanismos de controle e gerenciamento do movimento sejam acionados em situações críticas como as observadas nesta condição. Objetivando a redução do choque mecânico, tais ajustes poderiam explicar as baixas cargas externas geradas com o uso da mochila. Tal hipótese encontra apoio nas afirmações de NIGG *et al.* (2001) que considera que as forças de impacto funcionam como gatilhos que modulam a ação muscular, de modo a minimizar as cargas transferidas as estruturas passivas do aparelho locomotor. Tais achados sugerem a realização de cuidadosas investigações acerca dos parâmetros de acionamento muscular na marcha com uso de mochilas.

Certamente os ajustes produzidos não se limitam a um eventual a ação muscular. A literatura aponta importantes alterações posturais em decorrência do uso da mochila (LI *et al.* 2003, HONG & CHEUNG, 2003). É provável que tais ajustes expliquem porque, apesar da mochila ter sido carregada apenas de um lado, foram observadas diferenças significativas entre as forças produzidas entre os pés direito e esquerdo apenas para três variáveis. Ainda que as diferenças tenham sido significativas elas foram pouco expressivas: 0,44% para a Fy1, 1,41% para a TxC2, e 2,04% para a Deflex.

Reforçando esta condição tem-se os dados obtidos através das análises das interações. A análise das interações entre a mochila e o pé de apoio, evidenciaram que nenhuma das variáveis estudadas sofreu influência expressiva desta interação. As diferenças para as variáveis relacionadas à simetria também foram inexpressivas.

É provavelmente que em conjunto com as condições apontadas anteriormente, estes ajustes posturais sejam responsáveis pelos dados relatados pelos voluntários, que apontaram uma incidência de problemas da ordem de 35% para a coluna e de 20% para o ombro.

Consideradas as influências exercidas pelo calçado e pela mochila, resta considerar a influência exercida pela interação entre estes dois fatores. Nenhuma das variáveis relacionadas à fase passiva do movimento mostrou-se sensível a interação destas duas variáveis, fato que reforça as evidências apontadas anteriormente.

Desta forma, os dados apresentados apontam que nem a mochila nem o calçado parecem condicionar um expressivo aumento nas variáveis dinâmicas relacionadas à fase passiva do movimento. A somatória das cargas externas, associada a outras variáveis como a distribuição da pressão plantar e a adequação do calçado as características anatômicas do pé dos usuários podem justificar os significativos relatos de dor bem como as observadas alterações somatosensoriais.

## **6.2 Sobre a influencia do calçado, da mochila, e de sua interação na fase propulsiva do movimento**

Analisados os fatores que condicionam a sobrecarga mecânica por imposição das cargas externas geradas na fase passiva do movimento, deve-se agora considerar os eventos ocorridos na fase ativa, cuja manifestação pode afetar a geração de energia mecânica propulsiva.

O calçado exerceu influência significativa na  $Fy_2$ , no  $\Delta t Fy_2$  na  $TxC_2$ . Apesar de significativas as diferenças observadas são extremamente baixas, condição que

permite sugerir que as oscilações observadas nada mais representam do que a natural variabilidade do movimento humano. Para a  $Fy2$  a diferença observada entre a marcha realizada sem o uso do calçado e a marcha realizada com o calçado do correio foi de apenas 0,82%, sendo que a diferença entre os calçados foi de apenas 0,64%.

As diferenças observadas para o  $\Delta t Fy2$  também foram pouquíssimo expressivas. Como consequência desta combinação de resultados, a  $TxC2$  variou apenas 4,07% do descalço para o calçado do correio, e 3,05% entre o descalço e o calçado de uso pessoal. Tais resultados permitem afirmar que o calçado não exerceu diferença significativa nas variáveis associadas à fase propulsiva do movimento.

As variáveis  $Fy \text{ min}$ ,  $\Delta t Fy \text{ min}$  e a  $Deflex$ , variáveis estas indicadoras da movimentação do centro de gravidade durante a fase do apoio médio, exibiram alterações significativas em função do calçado. Para a  $Fy \text{ min}$  a diferença entre a condição sem calçado e a condição realizada com o calçado próprio foi de apenas 2,08%, diferença semelhante à obtida na comparação entre a condição descalça e a condição com o calçado do correio (2,64%). Para estas mesmas condições as diferenças observadas para o  $\Delta t Fy \text{ min}$  também foram baixas (1,54% para ambas). Ainda entre estas mesmas condições as diferenças observadas para a  $Deflex$  foram mais expressivas: 8,13% e 6,70%. Entretanto, deve-se considerar que frente ao tamanho da amostra e sobretudo ao fato desta variável ter sido calculada a partir da manipulação com outras duas, esta diferença não aponta para uma expressiva influência do fator calçado na fase intermediária do balanço.

Para as variáveis relacionadas à simetria, a influência do calçado também foi modesta. As diferenças observadas oscilaram de 4,28%, para a  $Fy1$  obtida na

comparação entre os dois calçados a 11,11%, quando da comparação da  $F_y$  min entre o descalço e o calçado próprio.

Analisada a potencial influência do calçado, passa-se a considerar a possível influência da mochila. Assim como observado para as variáveis relacionadas à fase passiva do movimento, a influência gerada pela mochila foi mais expressiva do que a condicionada pelo calçado.

Observou uma redução da ordem de 17,63% para  $F_y2$  quando a marcha foi realizada com a mochila, enquanto as alterações no tempo foram pouco expressivas. Em função das diferenças condicionadas pela  $F_y2$ , a  $TxC2$  foi 21,05% menor quando do uso da mochila. Considerando que estas variáveis indicam os movimentos de aceleração vertical realizados na fase de propulsão do movimento, pode-se afirmar que o uso da mochila reduziu significativamente estes movimentos.

Quando da movimentação da carga transportada, cuja intensidade era significativa, as suas características inerciais devem condicionar alterações no padrão de movimento voltadas ao controle desta condição. Tal controle parece ocasionar uma sensível redução na aceleração vertical, hipótese respalda na redução dos valores obtidos para a  $F_y2$  e para a  $TxC2$ , quando a marcha era realizada como mochila. Tal hipótese encontra ainda respaldo nos dados apresentados por PENEIREIRO (2006), que sugere que, dos três modelos de mochila estudados, a mochila utilizada pelos correios demandou um maior consumo de  $O_2$  ( $15,1 \pm 3,6 \text{ mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ) do que o mensurado quando do uso de uma mochila com bolsa dupla ( $14,6 \pm 4,1 \text{ mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ). É provável imaginar que este maior custo energético derive do esforço bem sucedido para controlar o

deslocamento vertical da mochila, cuja manifestação poderia afetar a eficiência mecânica do marcha.

A observação do comportamento das variáveis relacionadas ao médio-apoio pode trazer alguns informações interessantes à respeito destes mecanismos de regulação. Os resultados obtidos apontaram que a  $F_y$  min foi significativamente menor (16,16%) quando do uso da mochila, como consequência a Deflex também foi expressivamente menor nesta condição (15,55%).

Tais resultados permitem supor um menor abaixamento do centro de gravidade quando do uso da mochila, provavelmente com a intenção de diminuir a sua oscilação na fase seguinte do movimento, que corresponde à fase de propulsão. Nesta fase, a ação desencadeada pelos músculos propulsores poderia acelerar excessivamente a mochila, de modo que a sua condição inercial poderia afetar a eficiência do movimento. Talvez a maior deflexão da força vertical seja a principal responsável pela redução na  $F_y2$ , apontada anteriormente como uma resposta ao uso da mochila.

A análise das interações entre o calçado e a mochila para as variáveis relativas à fase propulsiva do movimento confirma as afirmações acerca do comportamento destas variáveis. Para  $F_y2$ , quando as comparações envolviam a mesma condição para o fator mochila e condições distintas para o fator calçado, as diferenças observadas foram muito pequenas, tendo variado de 1 a 1,41%. Entretanto, quando as comparações envolviam a mesma condição para o fator calçado e condições distintas para o fator mochila, as diferenças foram expressivas, tendo variado na faixa de 16,51% a 18,44%.



Comportamento semelhante foi observado para  $\Delta t F_y \min$ , com variações oscilando entre 2,14% a 2,69% quando as comparações envolviam a mesma condição para o fator mochila e condições distintas para o fator calçado; e entre 16,03% a 16,28% quando as comparações envolviam a mesma condição para o fator calçado e condições distintas para o fator mochila

Os dados obtidos a partir das interações tornam-se importantes a medida que apontam a preponderância do fator mochila sobre o fator calçado. Vale reafirmar que não foram observadas interações significativas para nenhuma das variáveis estudadas quando se considerou a interação entre os fatores mochila e pé de apoio.

## **7. CONCLUSOES**

Frente aos resultados obtidos, pode-se concluir que os calçados estudados não afetaram de forma expressiva as características biomecânicas da marcha. Tal condição sugere que o calçado desempenha um papel auxiliar no controle das cargas mecânicas geradas no movimento, assumindo as estruturas biológicas o protagonismo desta ação. Os dados comparativos entre as características dinâmicas da locomoção realizada com estes calçados e sem o seu uso, reforçam este argumento. Deve-se no entanto considerar que, as observadas alterações nos parâmetros somatossensoriais e nas características estruturais do pé podem sinalizar problemas induzidos por outras variáveis mecânicas, como a pressão plantar. Estudos complementares se fazem necessários para testar esta hipótese.

Os dados obtidos a partir das interações entre a mochila e o calçado tornam-se importantes à medida que apontam a preponderância do fator mochila sobre o fator calçado. Torna-se interessante observar que mesmo frente a situações

desafiadoras, como a imposta pelo transporte de carga adicional, os mecanismos de gerenciamento do movimento humano asseguram a realização do movimento numa condição mecanicamente satisfatória, ainda que provavelmente ao um custo metabólico maior. Deve-se, entretanto, aprofundar a investigação acerca dos mecanismos envolvidos nestes ajustes, sobretudo no que se refere a possíveis problemas posturais por ele desencadeados.

## 8. REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

- ACQUESTA, F.M. Interferência da variabilidade do movimento humano na determinação da influência biomecânica do calçado esportivo. São Paulo, 2006. 85p. Monografia - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- ACQUESTA, F.M.; IWAMIZU, J.S.; FERREIRA, I.C.; BOARETTO, R.A.; BERNARDI, A.G.; MORAES, M.B.; MENDES, D.R.; CAUDURO, F.; HERRMANN, F.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.C.; SERRÃO, J. C. O estudo da biomecânica do movimento humano no Brasil: uma análise da distribuição das publicações da Revista Brasileira de Biomecânica no período 2000-2005. In: XII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 2007. Anais. Sociedade Brasileira de Biomecânica, São Pedro, 2007.
- AMADIO, A.C. Fundamentos da biomecânica do esporte: considerações sobre a análise cinética e aspectos neuromusculares do movimento. São Paulo, 1989. 119p. Tese (Livre Docência) - Escola de Educação Física, Universidade de São Paulo.
- AMADIO, A.C. Metodologia Biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A.C.; BARBANTI V.J., (orgs) A Biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. São Paulo, Editora Estação Liberdade. p. 45-70, 2000.
- AMADIO, A.C.; LOBO DA COSTA, P.H.; SACCO, I.C.N.; SERRÃO, J.C.; ARAÚJO, R.C.; MOCHIZUKI, L.; DUARTE, M. Introdução à análise do movimento humano:

- descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. Revista Brasileira de Fisioterapia, v.3, n.2, p.41-5, 1999.
- AMADIO, A.C.; SERRÃO, J.C. Biomecânica dos calçados esportivos. Tecnicouro: Revista do Centro Tecnológico do Couro, Calçados e Afins, Rio Grande do Sul, v.18, n.9, p.15-8, 1997.
- ATTWELLS RL, BIRRELL SA, HOOPER RH, MANSFIELD NJ. Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. Ergonomics, v.49, n.14, p.1527-37, 2006.
- BATES, B.T.; DUFEK, J.S.; DAVIS, H.P. The effect of trial size on statistical power. Medicine and Science in Sport and Exercise, v.24, n.9, p.1059-68, 1992.
- BATES, B.T.; JAMES, S.L.; OSTERNIG, L.R. Foot function during the support phase of running. Running, v.3, n.4, p.24-31, 1978.
- BATES, B.T.; OSTERNIG, L.R.; SAWHILL, J.A.; JAMES, S.L. An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction forces. Journal of Biomechanics, v.16, n.3, p.487-92, 1983.
- BAUMANN, W. Métodos de medição e campos de aplicação da biomecânica: estado da arte e perspectivas. In: VI CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, Brasília, 1995. Anais. Brasília, Universidade de Brasília / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1995.
- BEZERRA, E.C.; SERRÃO, J.C.; SÁ, M.R.; AMADIO, A.C. Descrição dinâmica da marcha durante o transporte de cargas de 10 kg, 20 kg e 30 kg através de mochilas. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 1996, Florianópolis. Anais. Florianópolis: Escola de Ed. Física – UDESC / SBB, 1996. p. 591-596.

- BIRRELL SA, HOOPER RH, HASLAM RA. The effect of military load carriage on ground reaction forces. *Gait Posture.* 2007
- BOJADSEN, T.W.A.; AMADIO, A.C.; MOCHIZUKI, L.; MOTA, Y.L.; SILVA, E.S. Atividade elétrica dos *m. multifidos* durante o andar. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.511-5.
- BRACKLEY HM, STEVENSON JM. Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. Spine, v. 29, n.19, p.2184-90, 2004.
- BRANDINA, K.; SERRÃO, J.C.; MOCHIZUKI, L.; BIANCO, R.; AMADIO, A.C.; ÁVILA, A.O.V.; MACHADO, D.B. Análise da percepção sobre estímulos mecânicos durante a corrida e os saltos. Revista Brasileira de Biomecânica. Suplemento I, p. 63-67, 2003.
- CAPPOZZO, A.; FIGURA, F.; MARQUETI, M. The interplay of muscular and external forces in human ambulation. Journal of Biomechanics, v.9, p.35-43, 1976.
- CAVANAGH, P. R.; RODGERS, M. M. - The arch index: a useful measure from footprints. Journal of Biomechanics, v.20, n.3, p. 547 - 551, 1987.
- CAVANAGH, P.R.; WILLIAMS, K.R.; CLARKE, T.E. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. In: MORECKI, A.; FIDELUS, K.; KEDZIOR, K.; WITS, A., eds. *Biomechanics VII - B.* Baltimore, University Park Press, 1981. p.151-6.
- CHIANG HY, JACOBS K, ORSMOND G. Gender-age environmental associates of middle school students' low back pain. Work, v.26, n.2, p.197-206, 2006.

- CHOW DH, KWOK ML, AU-YANG AC, HOLMES AD, CHENG JC, YAO FY, WONG MS. The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. Ergonomics, v.48, n.6, p.642-56, 2005.
- CHRISTIE CJ, SCOTT PA. Metabolic responses of South African soldiers during simulated marching with 16 combinations of speed and backpack load. Military Medicine, v.170, n.7, p.619-22, 2005.
- CLARKE, T.E; FREDERICK, E.C.; COOPER, L.B. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983a. p.25-34.
- CLARKE, T.E; FREDERICK, E.C.; COOPER, L.B. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. International Journal of Sports Medicine, v.4, p. 247-51, 1983b.
- COOK, S.D.; KESTLER, M.A.; BRUNET, M.E. Shock absorption characteristics of running shoes. American Journal of Sports Medicine, v.13, n.4, p.248-53, 1985.
- DAINTY, D.A.; NORMAN, R.W. Standardizing biomechanical testing in sports. Champaign, Human Kinetics, 1987.
- DALLA VECCHIA, E.D.; DUARTE, M.; SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; AMADIO, A.C. Aspectos metodológicos para a determinação de cargas internas no segmento inferior humano. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.269-74.
- DELSYS INC. Instructions Manual. Wellesley, 1995.

- HONG Y, LI JX, WONG A.S., ROBINSON P.D. Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. Ergonomics, v.43, n.6, p.717-27, 2000.
- HRELJAC, A. Individual effects on biomechanics variables during landing in tennis shoes varying midsole density. Journal of Sports Science, v.16, p.531-7, 1998.
- KADABA, M.P; RAMAKRISHNAN, H.K.; WOOTTEN, M.E., GAINEY, J.; GORTON, G; COCHRAN, G.V. Repeatability of kinematic, kinetic and electromiographic data in normal adult gait. Journal of Orthopaedic Research, v.7, n.6, p.849-60, 1989.
- KISTLER INSTRUMENTE AG WINTERTHUR. Operating instructions: multicomponent force plate for biomechanics. Winterthur, 1993.
- KNAPIK J.J., ANG P, MEISELMAN H, JOHNSON W, KIRK J, BENSEL C, HANLON W. Soldier performance and strenuous road marching: influence of load mass and load distribution. Militar Medicine, v.162, n.1, p.62-7, 1997.
- KNAPIK J.J., REYNOLDS K.L., HARMAN E. Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. Militar Medicine, v.169, n.1, p.45-56, 2004.
- KOMI, P.V.; SALOMEN, M.; JÄRVISEN, M.; KOKKO, O. In vivo registration of aquilles tendon forces in man - Methodological development. International Journal of Sports Medicine, v.8, n.3, p. 41- 50, 1987.
- KOROVESSIS P, KOUREAS G, ZACHARATOS S, PAPAISIS Z. Backpacks, back pain, sagittal spinal curves and trunk alignment in adolescents: a logistic and multinomial logistic analysis. Spine, v.30, n.2, p.247-55, 2005.

- LAFIANDRA M, HARMAN E. The distribution of forces between the upper and lower back during load carriage. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.36, n.3, p.460-7, 2004.
- LI JX, HONG Y, ROBINSON PD. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. European Journal of Applied Physiology, v.90, n.1-2, p.35-43, 2003.
- LIMON S, VALINSKY LJ, BEN-SHALOM Y. Children at risk: risk factors for low back pain in the elementary school environment. Spine, v.29, n.6, p.697-702, 2004.
- LIN, C.J., DEMPSEY, P.G., SMITH, J.L., AYOUB, M.M., TRACEY, M.B. Ergonomic investigation of letter-carrier satchels: Part II. Biomechanical laboratory study. Applied Ergonomics, v.27, n.5, p.315-20, 1996.
- LOCKHART RA, JACOBS K, ORSMOND G. Middle school children's participation in activities and the effects of pain from backpack use on participation. Ergonomics, v.47, n.7, p.784-9, 2004.
- MACHADO, D. B. Estudo de características dinâmicas do caminhar humano em função do calçado. Santa Maria, 1994. Dissertação de Mestrado – Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria.
- MACKENZIE WG, SAMPATH JS, KRUSE RW, SHEIR-NEISS GJ. Backpacks in children. Clinical Orthopedical Related Research, v.409, p.78-84, 2003.
- MAROCO, J. Análise Estatística com utilização do SPSS, 2ª Edição, Editora Silabo, Lisboa 2003, 508 p.
- MARSH AB, DIPONIO L, YAMAKAWA K, KHURANA S, HAIG AJ. Changes in posture and perceived exertion in adolescents wearing backpacks with and



- without abdominal supports. European Journal of Applied Physiology, v.97, n.5, p.573-81, 2006.
- MOTMANS RR, TOMLOW S, VISSERS D. Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. Ergonomics, v.49, n.2, p.127-38, 2006.
- MUNRO, C. F.; MILLER, D.I.; FUGLEVAND, A.J. Ground reaction forces in running: A Reexamination. Journal of Biomechanics, v.20, n.3, p.147-55, 1987.
- NACHEMSON A, ELFSTROM G. Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine, v.1 (Suppl), p.1-40, 1970.
- NEGRINI S, CARABALONA R, SIBILLA P. Backpack as a daily load for schoolchildren. Lancet, 354, 1974.
- NIGG, B.M. External force measurements with sports shoes and playing surfaces. In: NIGG, B.M.; KERR, B.A. Biomechanical aspects of sports shoes and playing surface. Calgary, University of Calgary, 1983. p.1-24.
- NIGG, B.M.; DENOTH, J.; KERR B.A.; LUETHI, S.; SMITH, D.; STACOFF, A. Load sport shoes and playing surfaces. In: FREDERICK, E.C., ed. Sport shoes and playing surfaces. Champaign, Human Kinetics, 1984. p.1-23.
- NIGG, B.M. Experimental techniques used in running shoe research. In: NIGG, B.M., ed. Biomechanics of running shoes. Champaign, Human Kinetics, 1986. p.27-61.
- NIGG, B.M.; FREDERICK, E.C.; HAWES, M.R.; LUETHI, S.M. Factors influencing short-term pain and injuries in tennis. International Journal of Sports Biomechanics, v.2, p.156-65, 1986.

- NIGG, B.M.; MORLOCK, M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.19, n.3, p.294-302, 1987.
- NIGG, B.M.; SEGESSER, B. Biomechanical and ortopedic concepts in sport shoes constrution. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.24, n.5, p.595-601, 1992.
- NIGG, B.M.; ANTON, M. Energy aspects for elastic and viscous shoe sole and playing surface. Medicine and Science in Sports in Sports and Exercise, v.27, n.1, p.92-7, 1995.
- NIGG, B.M.; KHAN, A.; FISHER, V.; STEFANYSHYN, D. Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. Medicine & Science in Sports and Exercise, v.30, n.4, p.550-555, 1998.
- NIGG BM, NURSE MA, STEFANYSHYN DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. Medicine and Science in Sports and Exercise., v.31, n.7 (Suppl), p.421-8, 1999.
- NIGG BM. The role of impact forces and foot pronation: a new paradigm. Clinical Journal in Sport Medicine., v.11, n1, p.2-9, 2001.
- NIGG BM, STEFANYSHYN D, COLE G, STERGIU P, MILLER J. The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running. Journal of Biomechanics., v.36, n.4, p.569-75, 2003.
- NIGG BM, EMERY C, HIEMSTRA LA. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. Medicine and Science in Sports and Exercise., v.38, n.10, p.1701-8, 2006.

- OGON M, ALEKSIEV AR, SPRATT KF, POPE MH, SALTZMAN CL. Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging. International Journal of Sports Medicine, v.22, n.6, p.414-9, 2001.
- PENEREIRO, G.M. Influência da mochila em parâmetros dinâmicos, cinemáticos e fisiológicos da locomoção de carteiros pedestre. São Paulo, 2006. Dissertação de Mestrado – Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo – SP
- QUESADA PM, MENGELKOCH LJ, HALE RC, SIMON SR. Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. Ergonomics, v.43, n.3, p.293-309, 2000.
- RAB, G.T. Human locomotion. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. Baltimore, Willians & Wilkings, 1994. p.101-21.
- RATEAU MR. Use of backpacks in children and adolescents. A potential contributor of back pain. Orthop. Nurs., v.23, n.2. p.99, 2004.
- ROBBINS, S.E.; GOUW, G.J. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.23, n.2, p.217-24, 1991.
- RODRIGUEZ, M. D. - Antropometria do pé: procedimentos de mensuração e relações com o crescimento físico na segunda infância. São Paulo, 1996. Monografia - Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.
- RODRIGUEZ, M.D.; SERRÃO, J.C.; ÁVILA, A.O.V.; AMADIO, A.C. Aspectos antropométricos do pé humano: procedimentos de mensuração e relações com o crescimento físico na segunda infância. Revista Brasileira de Postura e Movimento, v.2, n.1, p.15-27, 1998.

- RODRIGUEZ, M.D.; SERRÃO, J.C.; SACCO, I.N.C.; SÁ, M.R.; AMADIO, A.C. Estudo descritivo de alterações funcionais e antropométricas nos pés de uma população nativa. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, Florianópolis, 1999. Anais. Florianópolis, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.619-24.
- SACCO, I.C.N. Estudo de parâmetros biomecânicos na marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de neuropatia diabética. Dissertação (Mestrado), Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, São Paulo, 123p., 1997.
- SERRÃO J.C., SÁ M.R., AMADIO A C. Influência dos calçados de Futsal no desempenho – uma análise sobre os efeitos dinâmicos do desgaste do calçado. Revista Brasileira de Biomecânica, v.1, n.1, p.39-47, 2000.
- SERRÃO, J.C.; AMADIO, A.C. Kinetic and electromyographic adaptations in barefoot locomotion. Revista Brasileira de Biomecânica, v.2, n.2, p.43-51, 2001.
- SERRÃO, J.C.; RODRIGUEZ, M.D.; SACCO, I.C.N; SILVA, D.L.; AMADIO, A.C. Características analítico funcionais das respostas somato-sensoriais dos pés dos atletas de futsal. In: VIII CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, Florianópolis, 1999. Anais. Santa Maria, Universidade do Estado de Santa Catarina / Sociedade Brasileira de Biomecânica, 1999. p.219-23.
- SHAKOOR, N., BLOCK, J.A. Walking barefoot decreases loading on the lower extremity joints in knee osteoarthritis. Arthritis & Rheumatics, v.54, n.9, p.2923-7, 2006.

- SHEIR-NEISS G.I, KRUSE R.W, RAHMAN T, JACOBSON LP, PELLI JA The association of backpack use and back pain in adolescents. Spine, v.28, n.9, p.922-30, 2003.
- SIAMBANES D, MARTINEZ JW, BUTLER EW, HAIDER T. Influence of school backpacks on adolescent back pain. Journal of Pediatr. Orthop., v.24, n.2, p.211-7, 2004.
- SKAGGS DL, EARLY SD, D'AMBRA P, TOLO VT, KAY RM. Back pain and backpacks in school children. Journal of Pediatr Orthop., v.26, n.3, p.358-63, 2006.
- SOUTAS-LITTLE, P.; SOUTAS-LITTLE, R.W.; FREDERICKSON, R. The effects of athletic footwear on gait. Medicine and Science in Sports and Exercise, v.20, n.34, p.S34, 1988.
- STEVENSON, J.M.; BRYANT, J.T.; REID, S.A.; PELOM, R.P.; MORIN, E.L.; BOSSI, L.L. Development and assessment of the Canadian personal load carriage system using objective biomechanical measures. Ergonomics, v.47, n.12, p.1255-71, 2004.
- STOCKTON, M.; DYSON, R. A comparison of lower extremity forces, joint angles and muscle activity during shod and barefoot running. In: International Symposium on Biomechanics in Sports, 16., Konstanz, 1998. Proceedings. Konstanz, University of Konstanz, 1998. p.251-4.
- UFSCar, Relatório Geral do Projeto Ergonômico "A Caminhada do Carteiro Pedestre". São Carlos; UFSCar, 1999. (Circulação interna).
- VOLPON, J.B. Footprint analysis during the growth period. Journal of Pediatr. Orthop., v.14, n.1, p.83-5, 1994.

WHITE, S.C.; GILCHRIST, L.A.; CHRISTINA, K.A. Within-day accommodation effects on vertical reaction forces for treadmill running. Journal of Applied Biomechanics, v.18, p.74-82, 2002.

WILKE, H.J.; NEEF, P.; CAIMI, M; HOOGLAND, T.; CLAES, L.E. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. Spine, v.24, n.8, p.755-62, 1999.

WINTER, D.A The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 2<sup>a</sup> ed. University of Waterloo Press, 1991.

WINTER, D.A., BISHOP, P.J. Lower extremity injury - Biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. Sports Medicine, v.14, n.3, p.149-156, 1992.