



O Transporte de Cargas em Mochilas Escolares e o Desenvolvimento Motor Harmonioso das Crianças

Estudo das repercussões biomecânicas agudas na
marcha e na equilibração, com cargas diferenciadas

ge Tiago Ferreira Lopes

PORTO

2002

UNIVERSIDADE DO PORTO

FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO E DE EDUCAÇÃO FÍSICA

**O TRANSPORTE DE CARGAS EM MOCHILAS ESCOLARES E O
DESENVOLVIMENTO MOTOR HARMONIOSO DAS CRIANÇAS.**

**Estudo das repercussões biomecânicas agudas na marcha e na
equilibração, com cargas diferenciadas.**

JORGE TIAGO FERREIRA LOPES

PORTO

2002

**O TRANSPORTE DE CARGAS EM MOCHILAS ESCOLARES E O
DESENVOLVIMENTO MOTOR HARMONIOSO DAS CRIANÇAS.**

**Estudo das repercussões biomecânicas agudas na marcha e na
equilibração, com cargas diferenciadas.**

Tese apresentada à Faculdade de Ciências do
Desporto e Educação Física, da Universidade do
Porto, como requisito para a obtenção do grau de
Mestre em Ciência do Desporto na especialidade
da Actividade Física Adaptada.

JORGE TIAGO FERREIRA LOPES

Orientador: Prof. Dr. João Paulo Vilas-Boas

AGRADECIMENTOS

Os meus agradecimentos dirigem-se a todos aqueles que considero co-responsáveis por este produto final, particularmente, durante os últimos dois anos da concretização deste projecto de mestrado.

O meu muito obrigado:

Ao Laboratório de Biomecânica da FCDEF, pelo apoio prestado durante os procedimentos experimentais para este estudo, nomeadamente ao Eng. Pedro Gonçalves, ao Dr. Filipe Conceição, à Dra. Filipa Sousa e ao Dr. Alberto Graziano.

Aos jovens que participaram neste trabalho, em especial àqueles que se deslocaram ao Laboratório de Biomecânica da FCDEF, pela paciência e abnegação reveladas durante os testes experimentais.

Aos professores de Educação Física e representantes dos Conselhos Executivos das Escolas visitadas, durante o estudo epidemiológico, por toda a compreensão e colaboração prestadas.

Aos colegas mestrandos, na área da Biomecânica: Luis Oliveira e Nuno Carvalho, pela ajuda, companheirismo e amizade que disponibilizaram sempre que foi necessário, durante todo este projecto de investigação.

Ao professor Dr. João Paulo Vilas Boas, que sempre foi o maior incentivador e exemplo de dedicação e competência.

A todos os amigos e familiares, de quem obtive todo o apoio e incentivo, desde o primeiro momento.

Índice

	Pág.
Lista de Figuras	v
Lista de Quadros	viii
Abreviaturas e Símbolos.....	ix
Resumo	xi
1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1. A Mochila.....	5
2.2. A Marcha	8
2.2.1. A Força de Reacção do Solo	12
2.2.2. Distribuição da Pressão Plantar.....	22
2.3. O Equilíbrio.....	27
2.3.1. A Força de Reacção do Solo	36
2.3.2. Distribuição da Pressão Plantar.....	38
3. MATERIAIS E MÉTODOS	40
3.1. Caracterização dos sujeitos e do Protocolo Experimental	41
3.1.1. Estudo Epidemiológico.....	41
3.1.2. Estudo Laboratorial da Marcha e do Equilíbrio	41

3.2. Metodologia e Materiais utilizados	42
3.2.1. Estudo Epidemiológico.....	42
3.2.2. Estudo Laboratorial da Marcha	44
3.2.3. Estudo Laboratorial do Equilíbrio	49
3.2.4. Distribuição da Pressão Plantar	51
3.3. Definição das variáveis seleccionadas.....	59
3.3.1. Estudo Epidemiológico.....	59
3.3.2. Estudo Laboratorial da Marcha	60
3.3.3. Estudo Laboratorial do Equilíbrio	62
3.4. Procedimento Estatístico.....	64
4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	66
4.1. Estudo epidemiológico	66
4.2. Estudo Experimental da Marcha e do Equilíbrio.....	73
4.2.1.1. A Marcha - A Força de Reacção do Solo.....	73
4.2.1.2. A Marcha - Distribuição da Pressão Plantar	81
4.2.2.1. O Equilíbrio - A Força de Reacção do Solo	87
4.2.2.2. O Equilíbrio - Distribuição da Pressão Plantar	91
5. CONCLUSÕES.....	95
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	97
7. ANEXOS.....	109

LISTA DE FIGURAS

página

FIGURA 1 – Sequência de episódios característicos da fase de apoio no ciclo da marcha (WHITTLE, 1995).	11
FIGURA 2 – Sujeito 1 realizando o apoio sobre a plataforma de forças, durante o teste da marcha, com carga (mochila).	44
FIGURA 3 – Esquema gráfico do sistema do protocolo experimental utilizado para análise da marcha.	45
FIGURA 4 – Equilíbrio bipodal do sujeito 2 com carga, durante o teste de 30 s.	51
FIGURA 5 –Saída gráfica 2D do sistema <i>Pedar</i> .	52
FIGURA 6 – Saída gráfica 3D do sistema <i>Pedar</i> .	52
FIGURA 7 – Equipamento principal do sistema <i>Pedar</i> de registo das pressões plantares.	53
FIGURA 8 – Sincronismo das amostras obtidas pelo <i>ACK</i> (FRS) e pelo <i>PEDAR</i> (pressão plantar).	54
FIGURA 9 – Esquema do protocolo experimental de captação simultânea de dados das palmilhas e da plataforma de força, para a situação de marcha.	55
FIGURA 10 – Esquema do protocolo experimental de captação simultânea de dados das palmilhas e da plataforma de força, para a situação do equilíbrio.	56

FIGURA 11 – Esquema da divisão do pé em quatro áreas de pressão plantar SACCO (1997).	57
FIGURA 12 – Gráfico representativo das componentes vertical e ântero-posterior da FRS e algumas variáveis de estudo consideradas.	62
FIGURA 13 – Divisão do espectro de frequências do sinal estabilométrico em quatro bandas de potência (OLIVEIRA, 1996).	63
FIGURA 14 – Representação gráfica do peso (média e desvio padrão) transportado semanalmente na mochila.	67
FIGURA 15 – Médias semanais de peso transportado individualmente pelos alunos de cada Escola e do total da amostra.	68
FIGURA 16 – Formas de transporte da mochila mais frequentes entre as crianças do estudo epidemiológico.	69
FIGURA 17 – Percepção do conforto e do peso representado pela mochila.	71
FIGURA 18 – Relação entre dores sentidas supostamente relacionadas pelo transporte da mochila, sua localização e procura ou não de tratamento das mesmas.	72
FIGURA 19 – Representações gráficas dos picos máximos e mínimo de força vertical (FZ) absoluta, nas três situações de carga, durante o apoio, para o pé direito e pé esquerdo, respectivamente.	74
FIGURA 20 – Representações gráficas dos picos máximos e mínimo de força vertical (FZ) normalizada ao peso total (sujeito e mochila), nas três situações de carga, durante o apoio (tempo normalizado à duração total do apoio), para o pé direito e pé esquerdo, respectivamente.	76

FIGURA 21 – Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, sem mochila.	82
FIGURA 22 – Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, com 15% de carga na mochila.	83
FIGURA 23 – Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, com 30% de carga na mochila.	85
FIGURA 24 – Sequência das fases do contacto do pé no solo (apoio do retropé, mediopé e antepé).	85
FIGURA 25 – Representação gráfica do padrão de comportamento da componente vertical da FRS, durante o apoio simples na marcha, evidenciando as fases da curva representativas do retropé, mediopé e antepé.	86
FIGURA 26 – Evolução da distribuição das pressões plantares com o aumento da Carga, no Sujeito 5 (em ambos os apoios).	86
FIGURA 27 – Área de migração do CP, em cada situação de carga, durante o teste de Equilíbrio de 30 s, do indivíduo 7.	90
FIGURA 28 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, sem mochila (0%).	91
FIGURA 29 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, com 15% de carga na mochila.	93
FIGURA 30 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, com 30% de carga na mochila.	93
FIGURA 31 – Equilíbrio bipodal do sujeito 2, com variação do nível de carga na mochila (0% - 15% - 30%).	94

LISTA DE QUADROS

página

QUADRO 1 - Valores médios e desvios padrão ($\pm$) da força FZ (N) e variação de tempo (s) em que ocorrem os eventos indicados, para cada nível de carga e para ambos os pés, no total da amostra.	74
QUADRO 2 - Magnitude das variáveis da Força de Reacção do Solo (valores médios e desvios padrão) normalizadas (expressas em % do peso total), para a amostra, constituída por 11 sujeitos.	75
QUADRO 3 - Valores médios e desvios padrão dos Tempos em que ocorrem os respectivos eventos estudados (expressos em % do tempo total do apoio simples correspondente) para o total da amostra.	79
QUADRO 4 - Valores médios e desvios padrão das Taxas de Crescimento da Fz1 e Fz2 (% PT / s) e do Impulso vertical relativo da mesma (%).	80
QUADRO 6 - Média e desvio padrão da potência média relativa, das bandas de frequência, de 0 a 2 Hz, nas oscilações ântero-posteriores.	88
QUADRO 5 - Média e desvio padrão da potência média relativa, das bandas de frequência, de 0 a 2 Hz, nas oscilações médio-laterais.	89
QUADRO 7 - Média e desvio padrão das migrações do CP, médio-laterais e ântero-posteriores, e da área resultante, nos 30 s do teste de equilíbrio bipodal.	90

ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

A/P (ou Y) - Movimentos na direcção ântero-posterior.

ACK -Software "*Acqknowledge*".

ACV - Ângulo crâneo-vertebral.

A-D - Analógico-digital.

AP - Área de pressão.

CG - Centro de gravidade.

CM - Centro de massa.

CP - Centro de pressão.

FFT - "Transformada rápida de Fourier".

FRS - Força de reacção do solo.

F_x - Componente transversal ou médio-lateral da FRS.

F_y - Componente horizontal ou ântero-posterior da FRS.

F_z - Componente vertical da FRS.

F_z máx1 - Primeiro pico máximo da componente vertical da FRS.

F_z máx2 - Segundo pico máximo da componente vertical da FRS.

F_z mín - Pico mínimo da componente vertical da FRS.

GLM - "*general linear model*".

ImpF_z1 - Impulso vertical relativo, da força vertical passiva.

ImpF_z2 - Impulso vertical relativo, da força vertical activa.

M/L (ou X) - Movimentos na direcção médio-lateral.

PC - Computador portátil.

PC - Peso corporal.

PT - Peso total.

SNC - Sistema nervoso central.

TC Fz1 - Taxa de crescimento da força vertical 1.

TC Fz2 - Taxa de crescimento da força vertical 2.

TFy0 - Variação de tempo até se verifique o início da fase positiva da força horizontal.

Tfymáx - Variação de tempo até se registar pico máximo da componente horizontal da FRS.

Tfymín - Variação de tempo até se registar o pico mínimo da componente horizontal da FRS.

Tfz máx1 - Variação de tempo até se registar o 1º pico de força vertical máximo.

Tfz máx2 - Variação de tempo até se registar o 2º pico de força vertical máximo.

Tfz mín - Variação de tempo até se registar o pico mínimo de força vertical.

RESUMO

O objectivo deste estudo consistiu em determinar as repercussões biomecânicas agudas, na marcha e na equilibração, de crianças do 5º e 6º anos, sujeitas ao transporte de cargas diferenciadas nas suas mochilas escolares.

Para percebermos entre que valores oscila o peso da mochila transportada por estas, ao longo da semana escolar, e conhecermos a forma habitual como é feito o seu transporte, realizámos um estudo epidemiológico em duas escolas na região do Grande Porto.

Seguidamente, estudámos uma amostra constituída por 11 sujeitos, provenientes da amostra inicial do estudo epidemiológico, que reproduziram, em laboratório, a marcha e a equilibração bipodal estática, em três condições: sem mochila e com mochila com cargas equivalentes a 15% e 30% do seu peso corporal.

Para este estudo experimental foi utilizada uma plataforma de forças BERTEC e o sistema PEDAR, composto por palmilhas, transdutoras de pressão plantar, com o objectivo de analisarmos as repercussões da carga transportada na força de reacção do solo e na distribuição da pressão plantar, durante o apoio, quer na marcha, quer na equilibração.

Dos resultados obtidos no estudo da marcha e da equilibração, verificámos existirem alterações significativas de determinadas variáveis ($F_{zmín}$ e $TcF_{zmáx1}$, área e potência média relativa) que nos permitem concluir existirem repercussões biomecânicas agudas em ambas as situações, com o aumento de carga, especialmente com a elevação para 30% do PC dos sujeitos.

ABSTRACT

The aim of this programme consists in establishing the acute biomechanics repercussions in the Gait and Balance of children from the 5th and 6th grade, who transport different loads in their backpacks.

To better understand the fluctuation of the backpack's weight during a school week and to be acquainted with the usual way how these children transport their bags, we have made an epidemiological study in two schools of the Oporto area.

Next, we have studied a sample made up of 11 individuals, deriving from the initial sample of the epidemiological study, that reproduce in laboratory the gait and the static bi-footed balance, in three different conditions: without backpack and with backpack with loads equal from 15% and 30% of their corporal Weight.

During this experimental study, a force platform BERTEC was used as well as the PEDAR system, made up of insoles, transducers of plantar pressure, with the aim of analysing the repercussions of the load transported in the ground reaction force and in the distribution of plantar pressure during the footing, either in the gait or in the balance.

From the results of the gait and balance study, we have confirmed the existence of same significative changes of some variants (F_{zmin} and TcF_{zmax1} , surface and relative average power) that allows us to conclude that there are acute biomechanics repercussions in both the situations with the increase of the load, specially when there is an elevation to 30% of the individuals corporal weight.

RÉSUMÉ

L'objectif de cette étude a consisté à évaluer les répercussions biomécaniques aiguës, dans la marche et dans l'équilibration, d'élèves des 5^{ème} et 6^{ème} années de scolarité, soumis au transport de charges différenciées dans leurs cartables.

Afin de comprendre entre quelles valeurs oscille le poids du cartable transporté par ceux-ci, tout au long de la semaine scolaire, et pour savoir de quelle manière est habituellement effectué son transport, on a réalisé une étude épidémiologique dans deux écoles de la ville de Porto.

De suite, on a étudié un échantillon composé par 11 individus, provenant de l'échantillon initial de l'étude épidémiologique, qui ont reproduit, en laboratoire, la marche et l'équilibration bipède statique, selon trois conditions : sans le cartable et avec le cartable ayant des charges équivalentes à 15% et 30% de leur poids corporel.

Dans cette étude expérimentale on a utilisé une plate-forme de forces BERTEC et le système PEDAR, composé par des semelles, transductrices de pression plantaire, pour analyser les répercussions de la charge transportée dans la force de réaction du sol et dans la répartition de la pression plantaire, pendant l'appui, soit dans la marche, soit dans l'équilibration.

Des résultats obtenus dans l'étude de la marche et de l'équilibration, on a vérifié qu'il existe des changements significatifs de certaines variables (F_{zmin} et TcF_{zmax1} , surface et puissance moyenne relative) qui nous permettent de conclure qu'il y a des répercussions biomécaniques aiguës dans l'une et l'autre situation, avec l'augmentation de la charge, notamment avec l'accroissement de 30% du poids corporel des individus.

1. INTRODUÇÃO

Para muitos estudantes, a única forma de transportar o (muito) material didáctico necessário às suas actividades escolares é recorrendo a uma mochila (NEGRINI et al., 1996; PASCOE et al., 1997; KAREN et al., 1999).

Essa mochila é, normalmente, transportada de várias formas, algumas das quais subvertendo a técnica recomendável, a de colocá-la às costas, com as alças ajustadas em ambos os ombros. Nomeadamente, realizando o seu transporte com esta apoiada num só ombro.

Segundo COSTA (2000), o conceito de sobrecarga define um conjunto de forças e momentos produzidos durante a manutenção de uma postura ou a realização de um dado movimento. Quando essas forças são geradas fora do corpo, são classificadas como sobrecarga externa. É o caso das mochilas escolares transportadas às costas dos alunos.

Para além da forma incorrecta de transportar a mochila, tantas vezes utilizada pelos estudantes, o peso excessivo agrava a sobrecarga que se manifesta durante a locomoção, como demonstram os trabalhos de GOH et al. (1997) e HONG et al. (2000).

Vários investigadores têm produzido estudos que demonstram que, deste facto, resultam determinadas alterações estáticas e dinâmicas, traduzidas ao nível da postura estática e durante a marcha, respetivamente.

Todavia, o organismo humano, dotado de uma notável capacidade de adaptação, desenvolve um conjunto de ajustamentos compensatórios a essas alterações (PIERRYNOWSKI et al., 1981; LINK et al., 2000).

Da prática recorrente e prolongada desses mecanismos de sobrecarga, muitos jovens parecem manifestar sinais claros de dor (PASCOE et al., 1997; OLIVEIRA, 1999; TROUSSIER et al., 1994), que associam com frequência ao

uso das mochilas pesadas e que resultam, em muitos casos, em idas a consultas médicas, clínicas de reabilitação física, etc.

Sendo este um problema tão actual, de bem-estar infantil e de prevenção futura, que atinge milhares de crianças e jovens, pretendemos com este estudo contribuir, no sentido de reivindicar atitudes de carácter profilático, ou de prevenção primária.

Nesta perspectiva, enquadramos este Mestrado de Actividade Física Adaptada; na vontade de acrescentar mais um contributo para que esta “população especial”, constituída pelas crianças e jovens em idade escolar, possa desenvolver equilibrada e harmoniosamente o corpo e a mente.

A disciplina de Educação Física, presente na formação geral dos alunos, pretende dar um contributo válido e decisivo para o seu desenvolvimento integral e harmonioso, privilegiando a componente física.

As queixas manifestadas pelos alunos, acerca do desconforto sentido e das dores relacionadas com o transporte das suas mochilas escolares, bem como de evidentes compensações posturais ao peso que estas transportam, têm levantado suspeitas da existência de uma realidade que atenta contra a qualidade de vida de um número relevante de estudantes.

Este estudo tem como objectivo, em primeiro lugar, confirmar ou não essas suspeitas, ao pretendermos conhecer uma determinada realidade, realizando um estudo epidemiológico, acerca do peso médio transportado diariamente nas mochilas, da sua relação com eventuais dores sentidas, etc.

Depois, pretendemos analisar as repercussões biomecânicas agudas que cargas de determinada magnitude diferenciada reflectem na marcha e na equilibração, em termos de adaptações funcionais do organismo ou estratégias de remediação.

Para além deste aspecto, o conhecimento destas repercussões biomecânicas é fundamental para um determinado universo de actividades físicas, em que o

transporte de cargas, por recurso a uma mochila, assume papel decisivo para o sucesso das mesmas. Como por exemplo as actividades de montanhismo.

A opção pelo estudo da Marcha teve que ver com o facto do transporte de mochilas escolares traduzir a ideia de um percurso realizado (casa - escola e vice-versa) e durante os intervalos escolares, sendo a marcha, o movimento dominante dessa acção.

Por outro lado, pressupõe o reconhecimento da marcha como um fenómeno cíclico, constituindo uma sucessão de eventos que se repetem ao fim de algum tempo e, como tal, permitem o estudo isolado das etapas desse ciclo (MELO et al., 1999).

Neste sentido, pretendemos analisar um conjunto de variáveis dinâmicas da marcha, relacionadas com a sobrecarga mecânica que o peso transportado na mochila escolar implica no aparelho locomotor.

Através destes parâmetros, procuramos avaliar as alterações no padrão da marcha num grupo de jovens, sujeitos ao transporte de uma mochila pesando o equivalente a 15% e 30% do seu peso corporal e sem mochila, de forma a descrever a influência da carga nos prováveis mecanismos compensatórios, durante a locomoção.

Procuramos ainda determinar relações de dependência entre as áreas de pressão plantar e a formação de picos de pressão plantar, e como elas evoluem em função da elevação do peso transportado nas mochilas.

De acordo com os trabalhos de AMADIO e SACCO (1999), é possível obter importantes informações acerca da forma e características da sobrecarga mecânica exercida sobre o aparelho locomotor, através da investigação da força de reacção do solo, bem como da distribuição de pressões plantares, durante a fase de apoio da marcha.

O estudo que se segue é iniciado a partir de uma revisão bibliográfica, na qual se procura caracterizar a marcha e a equilibração, sob ponto de vista da dinâmica. Concretamente, colocando maior ênfase no conhecimento do comportamento da força de reacção do solo e no registo de pressões plantares, em estudos privilegiando amostras formadas por crianças e jovens, ou ainda, em alguns trabalhos de investigação em que se tentou utilizar cargas transportadas em mochilas.

Nesta revisão da literatura, para além de estudos em que se utilizaram as técnicas específicas da dinâmica, são ainda afluídos trabalhos onde outras técnicas biomecânicas foram utilizadas, nomeadamente pela Cinemetria, com o mesmo objectivo, o de analisar as alterações na marcha em função da elevação da carga nas mochilas.

São dadas a conhecer as metodologias utilizadas neste estudo, assim como os materiais a que recorremos para as concretizar.

De seguida são apresentados os resultados obtidos no estudo e, simultaneamente, discutidos de acordo com aspectos mais relevantes apresentados aquando da consulta bibliográfica.

Dos resultados obtidos emergem as conclusões mais relevantes, quer do estudo epidemiológico, quer dos estudos da marcha e da equilibração.

No final, apresentamos um capítulo dedicado à referenciação bibliográfica e também, uma secção que contará com alguns anexos.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo iniciamos a abordagem ao tema, salientando a importância atribuída à mochila como meio de transporte privilegiado, utilizada pela generalidade dos estudantes no seu quotidiano escolar.

Destacamos, ainda, aspectos que se prendem com a forma de realização do seu transporte e dos limites de peso transportável numa mochila, considerados por diversos autores, com base em trabalhos de natureza biomecânica e fisiológica.

Seguidamente apresentamos uma súmula de conhecimentos provenientes de vários trabalhos de investigação, respeitantes à marcha e ao equilíbrio, enfatizando dados respeitantes à força de reacção do solo e à análise de pressões plantares durante o apoio.

De referir ainda, que algumas das conclusões extraídas destes estudos reflectem repercussões na marcha, provocadas pelo transporte de cargas de determinada magnitude, em mochilas.

2.1. A MOCHILA

Entre os estudantes, as mochilas começaram a ser moda nos anos 80. De início eram utilizadas apenas nos tempos livres, mas aos poucos foram sendo adoptadas para o transporte de material escolar.

A mochila é dos utensílios de transporte de material didáctico mais utilizado pelos estudantes, nos seus trajetos de casa para a escola e vice-versa (TROUSSIER, 1994; NEGRINI et al., 1996; PASCOE et al., 1997; GRIMMER, 1999).

Quando comparadas com outros meios de transporte de livros e cadernos (na mão, em malas de mão ou a tiracolo), têm inegáveis vantagens: permitem a repartição simétrica do peso por ambos os ombros, deixando livres as mãos.

Com o objectivo de se encontrar outras formas alternativas mais eficazes para transportar cargas, foram produzidos diversos estudos (KINOSHITA, 1983; LEGG et al., 1985; LEGG et al., 1992).

Todavia, a mochila tem mantido maior consenso quanto à eficácia oferecida, atendendo a várias variáveis, tais como: a sua dimensão, a quantidade e volume da carga transportada, ou mesmo a distância e o tipo de terreno em que se realiza o transporte da mesma, como demonstraram os trabalhos realizados por: MALHOTRA e SEM GUPTA (1965), LEGG e MAHANTRY (1985), LEGG et al., (1992), KNAPIK (1989) e PASCOE (1997).

Estes autores concluíram que o transporte da mochila às costas, com o seu peso equilibradamente distribuído pelos dois ombros, constitui um método muito eficiente, sob ponto de vista energético, comparativamente com qualquer outra forma de a transportar.

Para além da importância de se realizar correctamente o transporte da mochila, é fundamental que a carga transportada na mesma não ultrapasse determinados limites de peso.

A maior parte dos estudos produzidos, aponta para limites de carga transportada por crianças, em torno dos 10 a 15% do seu peso corporal (MALHOTRA e SEM GUPTA, 1965; VOLL e KLIMT, 1977; SANDER, 1979; HONG et al., 2000).

Já com adultos, esses limites apontam para valores que rondam os 30% (HARDIN e KELLY, 1975, cit. por PASCOE, 1997), embora não haja unanimidade em torno deste valor.

O Instituto Nacional Americano para a Saúde e Segurança no Trabalho (1981), recomenda que, para adultos, não se deve exceder a carga de 23 kg, pois este valor já representa uma carga “mais ou menos pesada”.

Este Instituto refere que um peso de 14 kg constitui uma carga moderada e que pode ser manipulado por cerca de 85% da população de trabalhadores norte americana.

Também concluíram não haver diferenças significativas entre sexos até um peso “mais ou menos pesado” mas que daqui para a frente, até ao “peso máximo”, acentuam-se as diferenças.

Existe um número considerável de estudos acerca do uso de Mochilas; no entanto, a sua maioria tem privilegiado amostras de sujeitos adultos.

São disto exemplo os trabalhos realizados por KNAPIK (1989), YU e LU (1990), VIEL et al. (1981), QUESADA et al.(2000) que utilizaram militares como amostra para os seus estudos.

No entanto, segundo PASCOE (1997), as crianças e jovens precisam de limitações para o peso das mochilas, sensíveis à sua idade, peso, padrão de crescimento e nível de força.

Tem sido considerado que o transporte de cargas a partir de determinada intensidade, coloca pressões adicionais sobre as estruturas ósseas da coluna vertebral das crianças e adolescentes, tornando-os propensos a alterações na postura. Essas alterações foram demonstradas nos trabalhos de KINOSHITA, (1985), KNAPIK et al. (1996), PASCOE et al.(1997), KAREN et al. (1999), LINK et al. (2000).

Muitas vezes associados a alterações posturais encontram-se problemas de dores nas costas, nos ombros e no pescoço (PASCOE et al.,1997; OLIVEIRA, 1999; TROUSSIER et al., 1994).

PASCOE et al. (1997), também referem que a escoliose funcional é um problema associado ao uso de mochilas.

Estes investigadores, aplicando um questionário a 61 alunos, com idades compreendidas entre os 11 e os 13 anos, referem que 67.2% dos sujeitos se queixaram de “músculos doridos”, 50.8% de “dores nas costas”, 24.5% de “entorpecimento geral” e 14.7% de “dores nos ombros”.

Num estudo epidemiológico sobre a prevalência da lombalgia na região da grande Lisboa, OLIVEIRA (1999), com base na amostra de 1139 jovens com idades entre os 10 e os 18 anos, concluiu que esta era de 39.2%. Para além deste facto, também foi verificado uma maior prevalência de lombalgia nas raparigas que nos rapazes.

Nos inquéritos a que responderam, estes jovens apontaram a zona lombar e lombo-sagrada como locais privilegiados de aparecimento dessas dores.

Também referiram que a dor era mais intensa quando transportavam a mochila escolar, outras cargas ou quando se inclinavam para a frente.

2.2. A MARCHA

A Biomecânica é uma disciplina, entre as ciências derivadas das ciências naturais, que desenvolve análises físicas de sistemas biológicos e, consequentemente, análises físicas de movimentos do corpo humano.

A Biomecânica pode ser dividida de acordo com os métodos de medição de que faz apelo: a Cinemetria, a Antropometria, a Electromiografia e a Dinamometria, sendo esta última a responsável pela determinação dessas forças externas e sua distribuição.

A Dinamometria, em Biomecânica, lida com a determinação directa das forças externas que são medidas na periferia do corpo sob a forma de força de reacção (BAUMANN, 1989, cit. por COSTA, 2000).

O estudo da Marcha tem ocupado um lugar de destaque nos movimentos estudados por esta disciplina.

A marcha é uma forma natural de locomoção vertical, cujo padrão motor se caracteriza por uma acção alternada e progressiva das pernas e um contacto contínuo com a superfície de apoio (WICKSTROM, 1990).

Este movimento caracteriza-se por ser voluntário e cíclico, executado pelo homem no seu quotidiano, com diversas finalidades (MELO et al., 1999).

De acordo com LIEBER (1992, cit. por ARAÚJO, 2000), o ciclo da marcha é uma sequência perfeitamente orquestrada de eventos eléctricos e mecânicos que culminam na propulsão coordenada do corpo através do espaço.

Estruturalmente, a Marcha é modificada de acordo com as características de cada indivíduo, sua natureza morfológica, tipo de actividade, idade e presença de determinadas doenças, entre outros factores.

A locomoção humana requer um complexo controlo interactivo entre múltiplas extremidades e os segmentos do corpo, actuando, congruentemente, para assegurar a melhor absorção possível do choque e eficiência energética do movimento para a frente (COSTA, 2000).

Nos movimentos de locomoção humana existe uma grande variabilidade (ROSE e GAMBLE, 1998), pelo que se pode dizer, segundo estes autores, que cada indivíduo evidencia características particulares no padrão básico da sua marcha.

Da mesma forma, BRUNERA e AMADIO (1993) admitem que a marcha seja estruturalmente modificada de indivíduo para indivíduo, e para um mesmo

sujeito, a diferentes velocidades, devido à sua idade, à sua natureza morfológica, ao tipo de actividade desenvolvida, entre outros factores. No entanto, consideraram que determinadas características na locomoção humana são passíveis de poder padronizar este movimento; uma destas é a dinâmica do movimento.

O ciclo básico da marcha é composto por uma fase de apoio e uma fase de balanço.

A primeira compreende o período entre o toque do pé (calcanhar) e o levantar dos dedos.

A fase de balanço é iniciada após a retirada dos dedos e o segundo toque do pé.

Nos indivíduos adultos, a fase de apoio compreende cerca de 62% do ciclo da marcha e a fase de balanço dura aproximadamente 38% (SUTHERLAND et al., 1998).

Ainda segundo estes autores, a fase de apoio é dividida em três períodos:

- 1) Duplo Apoio Inicial (do toque do pé até ao levantar do pé oposto): compreende aproximadamente cerca de 12% do ciclo da marcha;
- 2) Apoio Simples (do levantar do pé até ao toque do pé contralateral): traduz cerca de 38% do ciclo;
- 3) Duplo Apoio Final (do toque do pé contralateral até ao levantamento do pé): abrange aproximadamente 12% do ciclo.

Durante a fase de apoio, o pé contacta o solo, a massa corporal é apoiada seguindo-se a propulsão para a frente nas etapas seguintes ao apoio.

Segundo WHITTLE (1995), a fase de apoio pode ser descrita de acordo com 5 pequenos episódios, como documenta a figura 1:

1 - *Contacto do calcanhar com o solo* ;

2 - *“Pé plano”*. Acontece no momento em que o resto da planta do pé contacta o solo e normalmente é quando o peso total do peso do indivíduo passará a ser suportado pela perna (imediatamente precedente da fase de um único apoio);

3 - *“Meio do apoio”*. Define-se no momento em que o centro de massa do indivíduo está precisamente por cima do centro articular do tornozelo. Ou ainda, quando o centro articular da anca está, na vertical, por cima da articulação do tornozelo;

4 - *Elevação do calcanhar*. Ocorre quando este começa a deixar de contactar com a superfície do solo, preparando-se para a propulsão para a frente do corpo;

5 - *Saída do dedo grande do pé (hálux)*. É a última acção da fase do contacto.

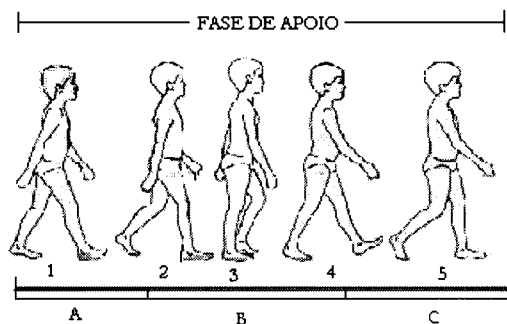


Figura 1 - Sequência de episódios característicos da fase de apoio no ciclo da marcha (WHITTLE, 1995).

A – Fase do 1º duplo apoio

B – Fase do apoio simples

C – Fase do 2º apoio duplo

Para além do movimento que se realiza para a frente, são facilmente identificáveis os movimentos vertical e mediolateral, quando se observa a marcha num plano frontal.

Quando a última fase do apoio tem lugar (a propulsão), o movimento da componente vertical ganha preponderância. Contudo, ainda na fase de apoio simples, o movimento do corpo toma a direcção desse apoio, promovendo paralelamente, uma componente médio-lateral.

A etapa propulsora da fase de apoio pode ser dividida em duas sub-fases; a primeira diz-se activa e a segunda, passiva.

A parcela activa ocorre após levantamento do calcanhar do solo e antes do duplo apoio (do outro pé iniciar o contacto). A parcela passiva inicia-se com o contacto do pé contrário (fase do duplo apoio).

Durante a marcha, a fase de apoio constitui um fenómeno complexo (AMADIO e SACCO, 1999), caracterizado pela influência de muitas variáveis dinâmicas, nomeadamente por forças internas e por forças externas.

De entre as últimas, destacamos a Força de reacção do solo (FRS), nas suas componentes ortogonais, assim como da sua distribuição pela planta do pé (pressões plantares).

A partir da determinação dessas forças e distribuição da pressão durante o apoio do pé no solo, em situações estáticas e dinâmicas, pode-se estudar os mecanismos compensatórios prováveis, accionados em função de possíveis alterações funcionais ocorridas no corpo humano.

2.2.1 A FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO

A força de reacção do solo (FRS) é uma força que actua a partir do solo no objecto que consigo mantém contacto. Esta força resulta de todas as forças locais actuando na superfície do pé e no solo (NIGG et al., 2000).

Segundo ARAÚJO (2000) a FRS é uma variável biomecânica que mostrou ter um comportamento padrão constante e repetitivo, independente das condições do solo, da idade do indivíduo ou da velocidade da marcha.

Já LOBO DA COSTA e AMADIO (1995) tinham afirmado que esse padrão apresenta determinadas características que podem ser alteradas por via das condições ambientais ou do próprio indivíduo.

Todavia, é importante realçar que a FRS constitui um dos mais importantes indicadores de sobrecarga mecânica gerada pelo movimento, pois traduz o somatório dos produtos da aceleração da massa de todos os segmentos do corpo (AMADIO e DUARTE, 1996).

As três componentes ortogonais da FRS têm sido frequentemente descritas nos mais variados contextos. Contudo, é possível defini-las da seguinte forma:

A COMPONENTE VERTICAL (F_z), representa a acção do corpo contra a gravidade.

Justificado pela preponderância da sua magnitude sobre a força de reacção resultante, a força vertical tem sido considerada um forte indicador da capacidade de conduzir o corpo adiante, a despeito das forças externas bem como das sobrecargas externas que atingem o aparelho locomotor (BECK et al., 1981; SUTHERLAND et al. 1988, cit. por COSTA, 2000).

A intensidade máxima aparece duas vezes representada na curva da força vertical de reacção do solo. O primeiro pico, considerado pico passivo (F_z máx1), tem lugar com o toque do calcanhar na plataforma de forças e o segundo máximo, o pico activo (F_z máx2), ocorre pouco antes dos dedos deixarem o contacto com o solo, correspondendo á fase de propulsão, durante a qual apenas o metatarso se encontra em apoio.

Durante a marcha, um indivíduo, ao realizar o apoio no solo, exerce com cada pé uma força máxima, que é superior ao seu peso total.

Em relação aos picos de força máxima que se produzem durante o apoio no ciclo da marcha, SIMON et al. (1981), verificaram valores que se superiorizavam 0,5 a 1,25 vezes ao valor do peso corporal (PC).

JACOBS et al. (1972), relataram que o valor máximo da componente vertical da FRS podia chegar até 2 vezes o peso corporal do indivíduo.

AMADIO e BARBANTI (2000) referem que a força vertical chega a ultrapassar 10 a 30% do peso corporal do indivíduo.

Para além destes valores elevados de força, regista-se ainda uma depressão ou vale (F_z mín), entre esses dois picos, devido à aceleração parcial dos outros segmentos corporais. Durante este período, resultante da deflexão do 1º pico máximo da força vertical, o aparelho locomotor vê reduzido o valor da carga que lhe é imposta durante a fase passiva do movimento (SERRÃO et al. ,1993).

A força vertical inicia o seu declínio à medida que o outro pé contacta o solo (início da fase do duplo apoio).

A FRS horizontal, ou componente ÂNTERO-POSTERIOR (F_y), traduz sobretudo o carácter da propulsão e não tanto os aspectos da sobrecarga, e indica uma desaceleração inicial na fase de acomodação do peso, seguida de uma aceleração na fase propulsora, orientada na direcção do deslocamento (COSTA, 2000).

A consequente frenação do movimento ântero-posterior produzida no início, também conhecida por fase excêntrica ou negativa, está relacionada com o toque do calcanhar no solo.

A cerca de 50% do apoio, inicia-se a fase concêntrica (de aceleração positiva), com valores máximos cerca dos 30% do peso do indivíduo (KOMI, 1992).

A interpretação desta componente pode ser decisiva para avaliar a capacidade de um indivíduo para realizar uma marcha segura e eficiente, principalmente se comparadas as suas características entre diferentes condições de afectação do

aparelho locomotor, ou mesmo entre crianças em diferentes etapas do desenvolvimento (BECK et al. 1981; SUTHERLAND et al. 1988, cit. por COSTA, 2000).

A componente MÉDIO-LATERAL da FRS (Fx), representa sobretudo um aspecto de controlo do equilíbrio dinâmico na direcção transversal, em termos de instabilidade do apoio do pé no solo (COSTA, 2000).

As suas magnitudes são relativamente baixas (cerca de 10% do peso corporal do indivíduo) e ligeiramente mais significativas durante a acomodação do peso, que ocorre logo após o contacto do calcanhar com o solo.

Devido à reduzida magnitude e alta variabilidade que a componente da FRS normalmente apresenta, torna-se difícil a realização de interpretações generalizantes do seu padrão, pelo que não é geralmente muito discutida.

Apresenta um primeiro pico positivo, relacionado com as forças de pronação do pé e, uma fase seguinte que se prolonga de 15% até 95% do apoio e que tem que ver com a força de supinação do pé (AMADIO et al., 1999).

A Taxa de Crescimento (TC) da força vertical, representa uma variável biomecânica utilizada em diversos estudos, escorados ao estudo da marcha, (SACCO, 1999; COSTA, 2000) e traduz a rapidez com que esta força atinge o seu máximo de magnitude.

SERRÃO (1999) calcula o valor desta variável, pela razão entre $Fz_{máx1}$ (obtido em % PC) e o intervalo de tempo para atingi-lo (em % da fase de apoio).

Como a componente vertical da FRS apresenta dois picos máximos, podemos falar de duas taxas de crescimento: TC Fz máx.1 e TC Fz máx.2 (SACCO, 1999).

Esta variável tem sido utilizada em diversos estudos, sobretudo desenvolvidos na área da reabilitação, que investigam a relação do seu efeito com a etiologia

ou mesmo progressão de situações patológicas relacionadas com os membros inferiores, nomeadamente as dores lombares (COLLINS e WHITTLE, 1984; MESSIER, 1992).

Estes investigadores referem que valores elevados da TC Fz máx.1 caracterizam indivíduos cujas funções relacionadas com a absorção da força, no instante do contacto com o solo, se encontram prejudicadas.

O cálculo desta variável obtém-se a partir da razão entre Fz máx.1 (em % do peso corporal) e o intervalo de tempo para atingi-lo (em % da fase de apoio).

A análise desta variável permite identificar as relações de sobrecarga no aparelho locomotor ocorridas em intervalos de tempo demasiado curtos para haver resposta activa da musculatura, gerando o chamado pico passivo, que surge antes de Fz máx.1 (NIGG, 1985, cit. por COSTA, 2000).

Segundo este autor, as forças passivas podem alcançar o seu pico em intervalos de tempo inferiores ao tempo de reacção do sistema neuro-muscular e, neste caso, são transmitidas sob forma de impacto aos tecidos moles e ossos, resultando em lesões.

O Impulso Vertical Relativo da força vertical (Imp Fz) é outra variável biomecânica com interesse para a análise da marcha. Representa o carácter temporal do desenvolvimento da força vertical, sendo utilizado para descrever qualitativamente a capacidade de sustentação do membro inferior, durante a fase completa do apoio (COSTA, 2000).

Segundo DUARTE et al. (1995), o impulso vertical total traduz a capacidade do sistema para responder à sobrecarga imposta pela tarefa do movimento.

Estes autores referem a existência de dois tipos de impulso: o Impulso passivo e o Impulso activo, estando estes relacionados com o 1º e 2º picos de força vertical máxima, respectivamente.

Esta variável foi igualmente usada por GLITSH et al. (1993) com pacientes sujeitos a processo de reabilitação, com o objetivo de identificar assimetrias na

capacidade de sustentação durante a fase de apoio, entre o pé esquerdo e o pé direito.

Vários têm sido os estudos publicados acerca dos efeitos que o transporte de cargas provoca no padrão normal da marcha.

Para essa avaliação, os autores têm recorrido a cargas de valor absoluto (MALHOTRA e SEM GUPTA, 1965; PASCOE et al., 1997; BEZERRA et al., 1999) ou optam por cargas de valor relativo ao peso corporal (KINOSHITA et al., 1983; KINOSHITA, 1985; MARTIN e NELSON, 1986; WONG e HONG, 1997).

Os estudos biomecânicos que procuram analisar as forças envolvidas na dinâmica da marcha, têm privilegiado a utilização de Plataformas de força, (SERRÃO et al., 1993; BARROS et al., 1995; MOTA et al., 1997; SACCO, 2000), entre muitos outros.

A utilização da Dinâmica para estudar os efeitos da carga sobre o padrão da marcha têm representação nos trabalhos de BEZERRA et al. (1999), quando jovens adultos se submeteram ao transporte de cargas de 10kg, 20kg e 30kg, em mochilas.

Estes autores admitiram existir uma grande estabilidade do padrão da marcha, mesmo durante o transporte de cargas “expressivas”. Deste facto, concluíram que o organismo, durante a marcha, apresenta uma grande eficiência no controlo das acções motoras e uma alta capacidade de adaptação ao movimento.

LINK et al. (2000), utilizando cargas menores (12% do PC dos sujeitos), com crianças de 8 a 9 anos, confirmaram esta capacidade de adaptação do organismo que, apesar de alterações significativas no comportamento dos ângulos do tronco e quadril a este nível de carga, as características espaço-temporais da sua marcha mostraram-se estáveis.

MARTIN e NELSON (1986) verificaram que, para uma velocidade constante, a cadência da passada na marcha, aumentava à medida que o valor da carga

transportada nas mochilas era aumentado, tornando-se estatisticamente significativos para pesos que rondem os 40% do peso corporal dos indivíduos.

Estes investigadores concluíram que a duração (relativa e absoluta) do contacto do calcanhar no solo diminui sempre que o valor da carga, ou da velocidade da marcha, aumenta.

Para além desse aspecto, em resposta ao peso da mochila, o comprimento da passada diminuiu, ao mesmo tempo que aumenta a frequência.

Este aumento do valor da carga faz aumentar igualmente o tempo de apoio total e, consequentemente, o tempo do duplo apoio também se vê dilatado.

Ainda segundo os mesmos autores, aumentando a duração da fase do duplo apoio, significa que a carga é suportada durante mais tempo pelos dois pés, o que resulta na maior estabilidade da marcha, para além de provocar menor desgaste mecânico sobre o sistema locomotor.

Com o objectivo de determinar o impacto que diferentes formas de transporte de sacos escolares tinham na postura estática e na cinemática da marcha, PASCOE et al. (1997), resolveram estudar um grupo de 61 jovens de ambos os sexos dos 11 aos 13 anos.

Em resposta ao peso da mochila, o comprimento da passada diminuiu e a sua frequência aumentou, implicando a diminuição da fase de apoio da marcha, em qualquer das formas de transporte experimentado.

Recorrendo a uma amostra constituída por adultos, KNAPIK et al. (1996) verificaram que com uma carga, transportada numa mochila, correspondendo a 20% do peso corporal, os indivíduos projectavam significativamente o seu tronco para a frente.

KINOSHITA (1985) refere que, durante o transporte às costas de cargas de diferentes magnitudes, observa-se uma maior flexão do joelho da perna que acaba de fazer o contacto no solo, à medida que essa carga vai sendo cada vez maior, supostamente devido à absorção do choque.

CHARTERIS (1998) comparando os efeitos do transporte de uma mochila nos padrões da marcha, a diferentes velocidades, concluiu que os parâmetros cinemáticos da marcha (temporais e espaciais), tais como: a cadência, o comprimento e o tempo da passada, da absorção e do choque (desaceleração), do duplo apoio e fase de balanço, todos mostraram ser influenciáveis pelo valor da carga transportada e pela velocidade da marcha.

Assim, o investigador concluiu que o aumento da carga fazia com que ocorresse relativamente mais cedo o contacto do pé no solo e aumentasse a duração de todos os contactos no solo, fazendo diminuir os tempos de balanço.

Este fenómeno compensatório foi igualmente verificado por MALHOTRA e GUPTA (1965), quando observaram uma inclinação "apreciável" do tronco para a frente, em 6 jovens (9 - 15 anos) que transportavam mochilas às costas com 2.6 kg (correspondendo a 10 -12% do peso corporal).

KAREN et al. (1999) realizaram um estudo, abrangendo uma população escolar de 1049 indivíduos do 8º ao 12º anos, com o objectivo de analisar os efeitos do peso transportado nas mochilas escolares, na postura dos adolescentes, mais concretamente, da resposta do ângulo crâneo-vertebral (ACV) à aplicação de cargas (mochila) nas costas.

Estes investigadores verificaram uma significativa alteração ACV em todos os alunos do 8º ao 12º ano observados, quando comparadas a postura sem e com mochila. As maiores alterações foram encontradas nos alunos mais novos.

Os resultados apoiam a ideia de que existe uma diferente resposta postural relativamente aos dois sexos e ao nível de desenvolvimento ósseo (coluna vertebral) mas também sugerem que o ACV pode não ser a medida mais sensível das alterações posturais do segmento pescoço-cabeça, ocorridas em adolescentes.

Diversos trabalhos têm posto em discussão a influência que a carga transportada exerce no padrão da marcha dos indivíduos.

Grande parte dos estudos publicados que abordam as implicações directas ou indirectas resultantes do transporte de mochilas com diferentes níveis de carga, têm dado maior destaque a variáveis fisiológicas, nomeadamente ao consumo de oxigénio.

Nestes trabalhos, os investigadores procuram traduzir o grau de esforço (ou de economia de esforço) que esta actividade envolve, em função da carga transportada.

DATTA et al. (1971) e EPSTEIN et al. (1980) consideram que as principais alterações fisiológicas que se registam, derivadas do transporte de cargas de determinada magnitude, encontram justificação nas alterações mecânicas detectadas nessa marcha.

HONG et al. (2000) procuraram verificar as diferenças fisiológicas, em 15 crianças do sexo masculino, no transporte de uma mochila carregada às costas, com 10, 15 e 20% do seu peso corporal.

Os resultados obtidos evidenciaram para a mochila mais pesada, aumentos significativos quanto ao consumo de oxigénio, energia dispendida no esforço e pressão sanguínea, quando comparados com os obtidos, usando as outras mochilas.

QUESADA et al. (2000) estudaram as respostas fisiológicas ao transporte de mochilas, com 12 recrutas militares, numa marcha que durou 40 minutos.

As situações de estudo englobavam a marcha sem carga e com carga na mochila às costas, pesando 15 e 30 % do peso corporal correspondente. Em condições de carga, por cada aumento de 15% desse valor, verificou-se um aumento proporcional nos gastos metabólicos (cerca de 5 a 6% superiores).

Outros investigadores procuram usar os meios da cinemática para estudar as alterações no padrão da marcha, em função do aumento da carga transportada.

WONG e HONG (1997) estudaram os padrões da marcha de 10 rapazes com 10 anos, sujeitos a diferentes níveis de carga nas mochilas (0%, 10%, 15% e 20% do seu peso corporal).

Da análise cinemática realizada, os autores verificaram que a mochila com 20% de carga provocou um aumento significativo da projecção anterior do tronco e uma diminuição significativa do tempo de apoio simples de cada pé, quando comparada com os restantes níveis de carga.

Segundo COSTA, (2000), o conceito de sobrecarga define um conjunto de forças e momentos produzidos durante a manutenção de uma postura ou a realização de um dado movimento. Quando essas forças são geradas externamente ao corpo, são classificadas como sobrecarga externa. As mochilas escolares, transportadas às costas dos alunos, assumem-se como um bom exemplo de sobrecarga externa.

GOH et al. (1997) tentaram verificar de que forma era alterada a força exercida pelo músculo iliocostal dorsal, com o aumento do peso nas mochilas, transportadas por 10 indivíduos do sexo masculino, com altura, peso e idades semelhantes.

Para além de terem verificado uma evidente flexão anterior compensatória do tronco, quando faziam o transporte da mochila carregada com 30% do seu peso corporal, apenas encontraram modificações mínimas dos parâmetros da marcha, tais como velocidade, comprimento e cadência da passada.

Estes investigadores também constatarem um aumento desproporcional das forças exercidas pelo músculo iliocostal dorsal na região da ligação L5-S1, provocadas pelo transporte de mochilas carregadas com 15% do seu peso corporal, quando esse peso aumenta para 30%.

Esses picos de força são de 26.7% e de 64%, em relação a situação de ausência de carga, respectivamente para 15 e 30% do seu peso corporal.

2.2.2. DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Para além do conhecimento acerca da manifestação das componentes da FRS durante a fase de apoio, no ciclo da marcha, também deve ser discutido como se distribuem estas forças de contacto.

A grande vantagem de se utilizar a análise da distribuição plantar das pressões para o estudo da Marcha, consiste na possibilidade de conhecermos as influências directas das forças aplicadas em regiões específicas da planta do pé, em termos da sua intensidade, da área sobre a qual actuam e a duração da sua aplicação (BORGES MACHADO et al., 1999).

Segundo AMADIO e SACCO (1999), podem ser obtidos importantes conhecimentos acerca da forma e características da sobrecarga mecânica, que é exercida sobre o aparelho locomotor, através da investigação da FRS, bem como da distribuição de pressões plantares, durante a fase de apoio na marcha.

O conceito de pressão é usado para descrever a distribuição da força pela superfície de contato ou área. Ou seja: $P = F / A$, onde F é uma força e A é a área sobre a qual essa força é aplicada.

A pressão expressa-se em N/m^2 .

O conceito de pressão é particularmente importante em actividades onde ocorram colisões ou impactos (HAMILL e KNUTZEEN, 1999). Geralmente, quando uma força de impacto precisa de ser minimizada, esta deve ser recebida sobre uma área o mais ampla possível.

Deste pressuposto resulta que, entre dois indivíduos de pesos diferentes, se a planta do pé do sujeito mais pesado apresentar um área superior à do sujeito mais leve, poderá acontecer verificarem-se pressões mais elevadas sobre os apoios do indivíduo que pesa menos.

O número de estudos existentes para análise da distribuição de pressões plantares em amostras de populações infantis é mais escasso do que aqueles em que participam adultos como amostra.

No entanto, HENNING et al. (1994) chegaram a comparar os padrões de distribuição de pressões plantares de um adulto com um grupo de crianças entre os 6 e os 10 anos, tendo concluído que nas crianças, os picos de pressão formados eram consideravelmente mais baixos.

BORGES MACHADO et al. (1999) justificam essa diferente magnitude da distribuição de pressões plantares não apenas pelas evidentes diferenças de peso corporal entre adultos e crianças, mas também pela influência da constituição óssea peculiar das crianças.

Os mesmos autores consideram que a distribuição de pressão reduzida, que as crianças evidenciaram, resultou do facto de, neste período do desenvolvimento humano, a relação entre a largura do pé e o peso corporal promover a distribuição das forças de reacção do solo, por uma área de contacto mais ampla.

Contudo, HENNING e ROSEMBAUM (1991), não obtiveram correlação significativa entre a massa corporal dos indivíduos e os picos de pressão, tanto com crianças como com adultos.

Segundo os autores, o maior valor da massa corporal é em geral acompanhado por uma maior área de pé onde a força é aplicada.

Também CAVANAGH et al. (1991) encontraram apenas um efeito reduzido (14% de variância) do peso do indivíduo na formação de picos de pressão plantar no pé por inteiro.

O pé, como extremidade dos membros inferiores, é uma estrutura complexa, tridimensional e diferenciada de forma excepcional no ser humano.

Das diversas funções que se atribuem a este segmento corporal, destaca-se a capacidade de suporte, de amortização e de distribuição do peso do indivíduo (KNACKFUSS et al., 1993).

Para além de permitir o apoio e o equilíbrio do corpo, o pé actua como um sistema de alavancas que impulsionam o corpo, durante a marcha, a corrida ou mesmo o salto (NASSER et al., 1999).

O primeiro osso do pé dá pelo nome de astrálogo e é responsável por receber a carga da tíbia e a transmitir segundo duas direcções: pósterio plantar, para o calcâneo, e ântero plantar, para o escafóide ou navicular, e daí para o metatarso.

A unidade designada por pé talar, constituída pelo talo, escafóide, três cuneiformes, três primeiros metatarsianos e respectivos dedos, é responsável por receber directamente a carga corporal e a transmitir ao solo, principalmente durante a fase final do apoio (propulsão).

O calcâneo, o cubóide, o 4º e 5º metatarsianos e respectivos dedos constituem a unidade calcanear, situada mais lateralmente e mais junto ao solo do que a unidade talar, e tem uma função mais estática e de equilíbrio, quando o pé está apoiado (GARDNER et al., 1998).

A formação de picos de pressão plantar nas diferentes áreas do pé é determinada por diversos factores estruturais. De acordo com MORAG e CAVANAGH (1999) a literatura destaca os seguintes:

Constituição óssea, dimensões dos tecidos moles (STEEL et al., 1980; SALTZMAN et al., 1994; CAVANAGH et al., 1997) o comprimento relativo do arco longitudinal medial (CLARKE, 1980; DUCKWORTH et al., 1985), as proeminências ósseas (HABERSHAW e DONOVAN, 1984), todos têm sido discutidos no contexto do aumento da pressão plantar.

Segundo PLENTZ (1995), podem existir três abordagens possíveis para medições de pressões plantares entre o pé e o solo: o registo a partir da

superfície plantar e o solo, entre a sola do calçado e o solo, e entre a superfície plantar do pé e a palmilha do calçado.

CAVANAGH (1987) considera que, em contexto clínico, as mais importantes pressões são aquelas entre o pé e o calçado do paciente.

CAVANAGH e LAFORTUNE (1980) relataram áreas locais, distintas, de alta pressão na planta do pé, durante a fase de apoio. As maiores pressões foram medidas no calcanhar, nas cabeças dos metatarsos e sobre o hálux.

TESTUT, JACOB, entre outros anatomistas, defendiam que o pé se apoiava no solo através de três pontos: Calcâneo e cabeças do 1º e 5º metatarsianos (KNACKFUSS et al. 1993).

Segundo SACCO (1997), considerando a estrutura anatómica dos pés, a presença dos arcos plantares deveria contribuir para a diminuição dos picos de pressão em determinadas regiões do pé.

VILADOT (1974, cit. por AMADIO e SACCO, 1999), estudando as áreas de apoio dos pés, durante a marcha, concluiu que o hálux e a 1ª cabeça metatarsiana são mais solicitadas funcionalmente, apesar de toda a região anterior do pé realizar o apoio.

Também concluiu que, na fase final do apoio, apesar de toda a região anterior do pé ter contacto com o solo, verifica-se uma maior solicitação funcional na cabeça do primeiro metatarso e no hálux.

SHOKES (1979) considera que, durante o apoio, o valor da força sob a cabeça do primeiro metatarso representa 30% do peso corporal do indivíduo, enquanto que na segunda cabeça força actuante não ultrapassa 10%.

Já em contexto clínico, DUCKWORTH et al. (1985) e VEVES et al. (1991), utilizando uma amostra constituída por indivíduos diabéticos, após realizarem estudos sobre a pressão plantar dos mesmos, verificaram que, durante o apoio, as maiores pressões plantares se localizavam nas primeiras duas cabeças metatársicas e no hálux.

Nestas estruturas, CAVANAGH et al. (1991) encontraram picos de pressão plantar em 90% dos indivíduos diabéticos avaliados em seu estudo.

KNACKFUSS et al. (1993), utilizando uma amostra de 43 indivíduos adultos e recorrendo a um sistema computadorizado para análise biomecânica da marcha, denominado F Scan, concluíram que em ambos os pés, os valores mais elevados de pressão plantar ocorrem nas regiões: calcâneas, 2ª e 3 cabeças metatarsianas e nos háluxes.

Também puderam observar que o maior tempo de contacto na região do antepé ocorre na região correspondente à 2ª cabeça metatarsiana.

A maior predominância de formação de picos plantares de pressão durante a marcha nas regiões anteriores do pé, pode ser justificada pela maior magnitude da força exercida nesta área, durante a fase de propulsão.

De acordo com SAMMARCO (1989), 50% da carga que o pé suporta, durante a fase de apoio da marcha é da responsabilidade do calcanhar e a restante metade distribui-se pelas cabeças metatarsianas.

Ainda segundo o mesmo autor, a carga na cabeça metatarsiana do primeiro dedo é duas vezes superior à que se reflecte nas quatro cabeças metatarsianas laterais.

Segundo CHAO (1986, cit. por MACHADO et al., 1993), a análise da marcha pode seguir três diferentes formas de abordagem:

- 1) O estudo cinemático dos membros e movimento articular,
- 2) A análise de forças de reacção do solo e pressões de contacto,
- 3) A previsão de forças articulares internas e musculares.

2.3. O EQUILÍBRIO

Durante o seu processo evolutivo, o Homem conquista a postura erecta, através da bípedia.

A posição bípede do homem só foi possível graças ao reposicionamento de diversas estruturas corporais. A cabeça teve que se equilibrar na porção superior da coluna vertebral; a cabeça e o tronco tiveram que se posicionar sobre os membros inferiores, por meio da cintura pélvica; todo o corpo teve de se equilibrar sobre o espaço ocupado pela planta dos pés, quando estes se encontraram firmemente apoiados no solo . Para tal foram desenvolvidas curvaturas ântero-posteriores como forma de adaptação, para aumentar a sua capacidade para suportar cargas (ASHER, 1976, cit. por FERNANDES et al., 1998).

Da mesma forma, assiste-se a um grande desenvolvimento da musculatura. Esse desenvolvimento vem permitir não só a manutenção da coluna vertebral na posição vertical, como também manter a cabeça na sua posição erecta, dado o peso significativo que esta apresenta.

A evolução da postura corporal no homem, ao longo dos tempos, apoiou-se no desenvolvimento de um mecanismo reflexo, com o objectivo de manter e recuperar o equilíbrio na posição erecta estática e dinâmica (BOBATH, 1978).

Ou seja, na posição de pé, o principal objectivo de um indivíduo consiste em se manter nessa posição, sem cair.

Segundo LATASH (1998), o corpo humano pode ser visto como uma estrutura semi-rígida, oscilante como um pêndulo invertido, cujo eixo de rotação se situa ao nível dos joelhos.

Segundo KISNER (1987, cit. por FERNANDES et al., 1998), a postura traduz uma posição ou atitude do corpo, formada pelo arranjo relativo de suas partes

para uma actividade específica, ou tão somente, uma maneira individual de sustentação, orientada pela força da gravidade.

Para MOCHIZUKI (1995), a postura define-se como uma procura da manutenção do corpo numa determinada posição, resultante de uma contínua actividade muscular que luta contra a força da gravidade e estabiliza a acção das diferentes articulações.

O conceito de sistema postural, para WINTER et al. (1996) assimila a noção de um sistema que estabiliza automaticamente as finas e subtis oscilações de posicionamento através do tónus postural.

Nesta perspectiva de controlo postural, SLOBOUNOV (1996) considera que a estabilidade postural está relacionada com o meio, podendo determinadas condições do meio, do organismo, ou mesmo relacionadas com a tarefa (grau de complexidade), levar à instabilidade postural.

HORAK (1997) considera que o controlo postural traduz uma habilidade que o sistema nervoso central aprende e aperfeiçoa, sendo para tal necessário intervirem diversos sistemas, incluindo os elementos passivos biomecânicos, o sistema sensorial, o sistema muscular, como ainda diferentes partes do cérebro.

A compreensão do controlo motor é fundamental, portanto, para entender a forma como a postura é controlada.

O equilíbrio é uma capacidade motora determinante do comportamento geral de cada indivíduo, e é fundamental para o controlo da postura, quer estática quer dinâmica.

Quando a soma das forças e a soma dos momentos que actuam sobre o corpo são ambas iguais a zero, diz-se que o corpo está em equilíbrio.

A capacidade de equilibração é essencial para o ajustamento da postura e do movimento, determinando o comportamento em geral.

HORAK (1997) defende que a manutenção do equilíbrio não é baseada em respostas fixas, mas sim flexíveis, admitindo que estas possam sofrer adaptações com o treino e com a experiência de cada sujeito.

Numa situação laboratorial de avaliação do equilíbrio, o indivíduo deverá manter-se na posição de pé, sobre uma plataforma de forças, fixando o olhar em frente, na direcção de uma marca colocada à altura dos seus olhos, procurando permanecer imóvel.

A força resultante da reacção ao solo aplica-se sobre o centro de pressão (CP), e deriva dos dados das forças e dos momentos.

O CP é uma medida de localização das forças, exercidas na base de apoio, e permite medir as oscilações do corpo, embora não seja uma medida directa dessas oscilações (PELLEGRINI, 1999).

Se considerarmos um indivíduo em posição bípede, sobre uma superfície plana, este encontra-se em equilíbrio quando o seu peso (força vertical, dirigida para baixo, aplicada sobre o centro de massa ou CG do indivíduo) iguala em intensidade e direcção, mas com sentido contrário, a FRS (força vertical, dirigida para cima, com aplicação sobre o CP do indivíduo), no caso de não actuar mais nenhuma força sobre o indivíduo.

Na posição descontráida em pé, a linha de gravidade oscila por uma área média, dentro da base de sustentação. Deste modo, a linha de gravidade projecta-se, anteriormente à articulação do tornozelo, no plano sagital, e entre os dois pés, no plano frontal (MOCHIZUKI et al., 1995).

Para manter o equilíbrio do indivíduo, é necessário que a projecção do seu CM caia dentro da área de apoio, também conhecido como, polígono de sustentação (NASHNER et al., 1985).

Sendo a área de apoio relativamente pequena, é exigível um apropriado controlo ou coordenação dos movimentos nas diferentes articulações do corpo, por forma a manter o equilíbrio.

A manutenção do equilíbrio faz-se, dum modo geral, por uma de duas formas: ou se altera a dimensão da base de sustentação (aumentando-a, normalmente), ou se modifica de forma mais ou menos pronunciada a postura relativa dos segmentos (ex: membros superiores), permitindo variar a distribuição das massas corporais, por forma a que a projecção vertical do CG permaneça coincidente com o CP (WINTER, et al.,1996).

Todavia, quando a projecção vertical do CG do indivíduo se desloca para fora da sua base de sustentação, o resultado da não coincidência vertical do CG com o CP é a criação de um momento de força, em torno de um eixo paralelo ao solo que passa pelo CG, fazendo com que o corpo se desloque na procura dessa coincidência espacial (do CP e da projecção vertical do CG).

O processo de equilíbrio é simultaneamente dependente e modificador do tónus muscular, sendo difícil uma análise isolada destes dois aspectos.

As sensações proprioceptivas, de tensão e relaxamento ligamentoso, contribuem directa e efectivamente para a regulação do tónus postural dos músculos, que provocam ou modificam aquela tensão.

O cerebelo, conjuntamente com outros órgãos, contribui para o tónus muscular subjacente à postura do indivíduo, ao seu equilíbrio e também ao tónus de base dos movimentos (HAYES, 1982).

A maior ou menor estabilidade da postura em equilíbrio de um indivíduo, depende da maior ou menor sensibilidade deste ao efeito das forças que tendem a desequilibrar essa postura (CELISO et al., 2000).

A estabilidade é influenciada por determinados factores. HAYES (1982) destaca os seguintes:

A área da base de apoio dum objecto, ou corpo, determina a sua estabilidade. Aumentando a área da base de sustentação, geralmente, faz-se aumentar a sua estabilidade.

Contudo, pode-se observar a estabilidade de um corpo numa determinada direcção e não em outra. Por exemplo, quando um indivíduo afasta os seus pés, aumenta a área da base de apoio, ficando mais estável no plano transversal, mas não melhora a estabilidade no plano ântero-posterior.

A estabilidade de um corpo é também inversamente proporcional à altura do seu centro de massa. Ou seja, um corpo com o seu centro de massa baixo tenderá a ser muito estável, quando comparado com outro com um centro de massa alto.

A massa de um corpo também exerce influência sobre a sua estabilidade. De acordo com a segunda lei de Newton, a força aplicada a um objecto é proporcional à massa do objecto e à sua aceleração. Assim, é necessário uma força proporcionalmente maior para mover um objecto, ou corpo, com uma massa superior.

O equilíbrio está directamente relacionado com a estabilidade articular, sendo que ambos dependem de informações sensoriais, captadas através de receptores periféricos.

Essas informações, obtidas através dos receptores visual, vestibular e proprioceptivo, alimentam os mecanismos de controlo envolvidos na manutenção do equilíbrio postural (IMBIRRA et al., 2000).

De acordo com os mesmos autores, o equilíbrio resulta sempre de um conjunto integrado de processos de natureza biomecânica, motora e sensorial.

A estabilidade articular deriva de um número de estruturas e mecanismos, ambos mecânicos e neuronais, que servem para restringir o movimento articular aos normais limites anatómicos.

Estruturas estáticas, como ligamentos e cápsulas articulares, servem para impedir possíveis desvios para além desses limites.

A estabilidade pode ser definida como a habilidade para controlar a amplitude e velocidade de deslocamento do CG, enquanto mantém a posição estática (SHUMWAY-COOK et al. 1995, cit. por DANIS et al., 1998).

Os mecanismos proprioceptivos contribuem também para essa estabilidade articular, ao promoverem um facilitado controlo neuromuscular.

A proprioceptividade e a força muscular jogam um papel determinante na conquista do equilíbrio, pela sua acção directa sobre o controle neuromuscular.

O sistema vestibular desempenha a função de maior importância no equilíbrio da postura, particularmente pela actuação de receptores periféricos, sensíveis á aceleração.

Outros sistemas sensoriais, tais como a visão e a proprioceptividade, também exercem a sua influência para o controlo da postura corporal.

Alterações provocadas nestes sistemas podem levar a perturbações mais ou menos significativas da postura.

Do ponto de vista mecânico, a estabilidade da postura erecta não resulta da condição de passar a linha da gravidade através dos centros das articulações que suportam o peso das extremidades. Ou seja, a posição “centrada” não significa necessariamente uma posição estável (FERNANDES et al., 1998).

Na postura vertical, o ser humano é inerentemente instável. Os mecanismos voluntários dos vários segmentos corporais induzem perturbações na postura devido ao movimento articular resultante e às alterações na geometria do corpo (LATASH, 1998).

Neste sentido, em pé e em repouso, o corpo humano nunca se encontra totalmente imóvel; está permanentemente a oscilar de acordo com ritmos particulares e complexos, por forma a reencontrar continuamente o seu equilíbrio (DANIS et al., 1998).

Assim, segundo estes autores, um indivíduo apresenta todos os CG, dos vários segmentos corporais, em constante movimento.

Segundo HAYES (1982), a estabilização da postura é assegurada por um vasto número de mecanismos que incluem os ajustamentos posturais antecipatórios, elasticidade periférica dos músculos e tendões, reflexos musculares, correções pré-programadas da postura e correcções voluntárias.

MADEIRA (1996) entende que o equilíbrio depende de dois tipos diferentes de estratégia, consoante o grau de oscilação relativamente ao eixo corporal, nessa posição:

- 1- Estratégias automáticas de estabilização fina (mantendo a projecção do CG dentro do intervalo de 0 a 4° ou não ultrapassando os 100 mm², em média, de área de deslocamento da sua projecção horizontal).
- 2- Estratégias de luta contra a desestabilização, que projecta a linha da gravidade para além dos limites do polígono de sustentação (são chamados a intervir os chamados reflexos de equilibração).

Normalmente, as pequenas amplitudes e velocidades de deslocamento do CG estão associadas a maiores graus de estabilidade.

Na postura descontraída erecta, a linha da gravidade oscila por uma determinada área, dentro da base de sustentação, recaindo por norma, entre os dois pés e anteriormente à articulação do tornozelo, resultando numa alteração constante da distribuição do peso sobre as superfícies de apoio.

A postura humana, associada às adaptações da vida moderna, torna os segmentos da coluna vertebral (cervical, torácica e lombar) susceptíveis a alterações decorrentes de solicitações mecânicas prolongadas (FERNANDES et al., 1998).

Uma postura inadequada pode levar à sobrecarga de alguns segmentos da coluna, favorecendo possíveis traumas de disco, vértebras, etc. (FERNANDES et al., 1998).

Ainda segundo os mesmos investigadores, em situação de utilização de peso adicional às costas (ex: a mochila escolar), quanto maior for a carga transportada, maiores serão as tensões aplicadas no corpo.

Se este não se encontrar equilibrado na sua linha de gravidade, produzir-se-á maior tensão em determinadas regiões e algumas estruturas sofrerão sobrecargas.

A estratégia que o corpo utiliza para diminuir essas tensões é gerando força muscular na direcção oposta à inclinação óssea, para equilibrar os momentos de forças aplicadas, por forma a restaurar a posição anterior.

Uma carga colocada às costas de um indivíduo, implica que a projecção do seu centro de gravidade seja deslocada para trás. Por isso, torna-se necessário aumentar a actividade abdominal para contrariar a carga e manter o equilíbrio geral.

FERNANDES et al. (1998) reforçam esta ideia, referindo que qualquer desvio na forma da coluna vertebral, como na rectificação ou na acentuação das suas curvaturas, pode gerar solicitações funcionais prejudiciais.

No entanto, ainda segundo os mesmos autores, a amplitude dessas curvaturas é caracterizada por claras variações individuais, pelo que nem sempre é fácil diagnosticar um quadro de anomalia.

A estabilidade do sistema postural do indivíduo é garantida pela regulação do tónus postural.

A acção de um músculo particular não é independente de outros músculos. A co-acção de músculos anteriores e posteriores, bem como da musculatura bilateral simétrica, joga um importante papel na estabilidade da postura e suporte.

Manter o equilíbrio na postura bípede, constitui um complexo mecanismo de controlo, que é suportado por um fluxo de impulsos neurológicos, provenientes dos sistemas proprioceptivo, vestibular e óculo-motor, cujas informações são

processadas pelo sistema nervoso central (SNC) e regressam pelas vias eferentes para manter o controlo do equilíbrio corporal, pela contracção dos músculos antagonistas anti-gravitacionais (NASHNER, 1998, cit. por OLIVEIRA et al., 1999).

A adequada repartição do tónus muscular para esta situação concreta, de utilização duma carga adicional sobre a região posterior do tronco, traduz o trabalho harmonioso dos diferentes níveis do SNC, que cooperam, quer nas acções reflexas posturais, quer nas acções facilitadoras e/ou inibidoras dos reflexos posturais (WINTER et al., 1996). Estes autores referem, ainda, que os músculos abdutores e adutores da anca constituem o principal mecanismo de controlo postural na direcção médio-lateral, desencadeando a transferência de peso de um apoio para o outro, ou aumentando as forças horizontais, relacionadas com o atrito com o solo.

Quanto mais baixo for a colocação do posicionamento do CG do corpo maior será a estabilidade do equilíbrio. Quando é colocada às costas um peso adicional (ex: a mochila), não só se desloca posteriormente a linha da gravidade, como se eleva o CG do indivíduo com a carga, diminuindo a estabilidade e equilíbrio do corpo (HAYES, 1982).

Para minimizar essas alterações, são colocadas maiores exigências aos músculos posturais e o corpo compensará com uma inclinação do tronco para o lado contrário (para a frente), trazendo, de novo, a linha de gravidade para dentro da base de sustentação (FERNANDES et al., 1998).

Outro dado importante que importa contemplar quando se avalia o equilíbrio de um indivíduo é o de conhecer os limites de estabilidade que o caracterizam. Se um indivíduo apresentar um limite de estabilidade mais amplo, uma maior área de deslocamento do CP, na posição neutra, não reflecte instabilidade, mas sim outro processo que pode estar ligado à quantidade de informações aferentes. Ao invés, se esses limites de estabilidade forem menores, maiores deslocações do CP poderão indicar deficiências no sistema de controlo motor (CELISO et al., 2000). Podemos então falar de limites de estabilidade diferentes de indivíduo para indivíduo.

MOCHIZUKI et al. (1999) afirmam que a visão pouco influencia a oscilação média do CP. No entanto, a complexidade da tarefa parece ser o factor mais importante para essa oscilação.

O membro inferior é um sistema articulado, num equilíbrio dinâmico, sob acção de forças internas, decorrentes da própria contração muscular, e forças externas, tais como a inércia, a força de gravidade e a força de reacção do solo (MOCHIZUKI et al., 1999).

2.3.1. A FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO

A quantificação, em Laboratório, da resposta postural, pode ser útil para prever o equilíbrio no desempenho das tarefas funcionais, assim como para medir clinicamente este equilíbrio (SHUMWAY-COOK, 1997).

Como resultado da interacção do apoio do indivíduo com a plataforma de forças, são medidas as forças e os momentos de força, permitindo determinar a localização do centro de pressão (CP) e como evolui a sua posição ao longo do tempo.

O gráfico resultante da evolução espacial do CP nas direcções médio-lateral e ântero-posterior é conhecido como estabilograma.

A estabilometria consiste num método de análise do equilíbrio postural através da quantificação das oscilações do corpo, nas direcções ântero-posterior (y) e médio-lateral (x). A plataforma de forças tem sido o instrumento utilizado com mais frequência para aquisição dos sinais estabilométricos.

As variáveis tradicionalmente estudadas, a partir dos dados obtidos da plataforma de forças, têm sido: a média e o desvio padrão da área, o

comprimento e amplitude do deslocamento do CP num determinado plano (ântero-posterior e médio-lateral).

Segundo MOCHIZUKI et al. (1999), os movimentos do CP na direcção A/P e M/L são independentes entre si, pelo que os mecanismos para o seu controlo são diferenciados nessas direcções.

Ainda segundo os mesmos autores, nas posturas de equilíbrio em duplo apoio, são verificados maiores valores de oscilação na direcção ântero-posterior.

O sinal estabilométrico pode ser analisado através de determinadas variáveis espaciais, tais como a área de deslocamento do CP no plano da plataforma (HASSAN et al. 1990; OLIVEIRA et al. 1996).

A partir das últimas duas décadas, têm sido utilizados vários métodos para a análise dos dados da postura, obtidos através da plataforma de força. Uns avaliaram a amplitude e área de migração do CP (SLOBOUNOV e NEWELL, 1996), outros analisaram a velocidade de migração do CP (STARKS et al., 1992), ou ainda o comprimento do percurso realizado pelo CP (NORRE et al., 1987), a análise espectral (HAYES et al., 1985), entre outras.

O desenvolvimento de estudos estabilométricos, com possibilidades de análise da amplitude, da área, do comprimento e velocidade de migração do CP, bem como do estudo do seu espectro de frequências, têm permitido aprofundar o conhecimento acerca da estabilidade postural em diversas populações.

Todavia, não encontramos registos de estudos que incluíssem estes parâmetros, numa abordagem aos efeitos da carga na alteração do equilíbrio de um indivíduo.

As características espectrais das oscilações posturais têm despertado interesse de vários investigadores, no sentido de identificar padrões específicos de comportamento, dos sistemas envolvidos no controle do equilíbrio postural (AGGASHYAN, 1972; BIZZO et al. 1973).

O espectro de potência de sinais estabilométricos é calculado, na maioria das vezes, via “Transformada Rápida de Fourier” (FFT). A FFT é um algoritmo de fácil implementação e já amplamente utilizado na análise espectral de sinais estabilométricos, em relação à forma da curva (LEROUX et al., 1973); às frequências dominantes (SOAMES et al., 1982) à frequência média (ERA et al., 1985) e à energia (ganhos) relativa por banda de frequência (YONEDA et al., 1986; PRIETO et al., 1992; OLIVEIRA et al., 1994).

Ainda segundo YONEDA et al., 1986; PRIETO et al., 1992; OLIVEIRA et al., 1994, as oscilações posturais são caracterizadas por uma baixa frequência, sendo a banda que vai dos 0 aos 2 Hz, aquela que regista os eventos relevantes.

2.3.2. DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

A distribuição de pressão na superfície plantar pode revelar, segundo AMADIO e SACCO (1999), importantes conhecimentos tanto sobre a estrutura e função do pé, como também sobre o controlo postural de todo o corpo.

Deste modo, os dados qualitativos e quantitativos da força de reacção do solo, assim como dos padrões de distribuição de pressão na superfície plantar, são de enorme relevância para diferentes grupos profissionais que se envolvem na investigação em Biomecânica.

Ainda persistem diferentes opiniões acerca da exacta natureza da distribuição das cargas nas várias cabeças metatársicas, durante a posição de pé parado.

CAVANAGH et al., (1987) encontraram elevadas pressões sob as cabeças dos metatarsos II e III. Ao invés, STACOFF e LUETHI (1986), concluíram que a sustentação do corpo é realizada principalmente em três pontos do pé: o calcâneo e as bases distais dos metatarsos I e V.

Dum estudo realizado por BETTS et al. (1980), acerca da distribuição dos picos de pressão plantar pelo retropé e antepé, os autores utilizaram 29 crianças na posição de pé, tendo encontrado uma pressão aproximadamente 1,94 vezes maior no calcanhar que na parte anterior do pé.

Outros autores, utilizando amostras constituídas por sujeitos adultos de ambos os sexos, verificaram essa mesma tendência para se registarem pressões na região do retropé bem superiores às verificadas no antepé, durante a posição em causa.

GRIEVE e RASHDI (1984) encontraram pressões 1,74 vezes maiores e CAVANAGH et al. (1987) chegaram a valores de 2,6 superiores. Estes últimos autores, utilizando uma amostra de 107 indivíduos, verificaram que, durante a posição de pé parados, 60,5% do peso se concentra no calcanhar, 7,8% no mediopé, 28,1% no antepé e 3,6% nos dedos.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

O estudo por nós realizado foi escorado por duas intervenções, de diferente natureza, mas de características complementares.

Numa primeira etapa realizámos um estudo de natureza epidemiológica, no qual se pretendeu caracterizar a realidade concreta, em relação ao peso transportado diariamente nas mochilas e/ou sacos escolares, por alunos do 5º e 6º anos, de duas escolas da zona do Grande Porto.

Para tal optámos por duas Escolas com padrões de gestão opostos; uma Escola Pública e um Colégio Privado, por forma a apresentar a realidade existente, na sua variabilidade.

Terminada a recolha dos dados, relativos às características físicas dos alunos, assim como da carga habitualmente transportada na mochila, ao longo da semana, procurámos saber mais, através de um inquérito por nós elaborado, acerca das condições em que esse transporte era realizado, das eventuais dores provocadas pelo peso da carga, sua localização, etc.

De referir que este estudo epidemiológico foi realizado conjuntamente com Carvalho (2002), autor que desenvolveu uma dissertação subordinada à mesma temática, tendo partilhado da mesma amostra, mas seguindo, posteriormente, uma abordagem cinemática.

Numa segunda etapa, demos curso a um trabalho experimental, de natureza laboratorial, onde contámos com uma amostra mais reduzida, previamente seleccionada, com a qual procurámos analisar a influência que diferentes níveis de carga produziram, no padrão da marcha e do equilíbrio dos sujeitos.

Para esse efeito, optámos por uma instrumentação recorrente em estudos da dinâmica, utilizando uma plataforma de forças, que aqui surgiu,

complementarizada por um sistema de captação da distribuição das pressões plantares.

3.1. Caracterização dos sujeitos e do Protocolo Experimental

3.1.1. ESTUDO EPIDEMIOLÓGICO

Neste estudo participaram 563 alunos do 5º e 6º anos de escolaridade de duas Instituições de Ensino da região do Grande Porto; uma Escola Pública e um Colégio Privado.

A amostra foi constituída por um total de 288 sujeitos do sexo masculino (51.2%) e 275 (48.8%) do sexo feminino, com idade média de $10,9 \pm 1,08$ anos, peso corporal de $42,7 \pm 10,0$ kg e altura média de $149,3 \pm 8,28$ cm.

3.1.2. ESTUDO LABORATORIAL DA MARCHA E DO EQUILÍBRIO

Deste estudo laboratorial, fez parte um grupo de 11 jovens voluntários do sexo masculino, alunos do Colégio Particular, com idade média de $11,7 \pm 0,64$ anos, com peso corporal médio de $38,2 \pm 5,25$ kg e com uma estatura média de $150,9 \pm 4,95$ cm.

Estas características não apresentaram diferenças significativas relativamente às características da amostra do estudo epidemiológico.

Os critérios para a escolha desta amostra foram os seguintes:

Primeiro, todos os sujeitos integravam a amostra do estudo epidemiológico. Depois, qualquer dos onze sujeitos seleccionados, transportava habitualmente

na sua mochila escolar, ao longo da semana, cargas variando entre 0 e 30% do seu peso corporal.

Como característica comum, referimos ainda o facto de todos estes jovens não apresentarem qualquer história clínica de lesões do sistema locomotor ou do sistema neuromuscular.

Finalmente, com o objectivo de facilitar a adesão dos alunos, optámos por seleccionar sujeitos na mesma turma, para cada sessão de testes. Deste modo, pretendíamos igualmente proporcionar um ambiente de maior descontração dentro do Laboratório, por forma a otimizar os resultados experimentais.

3.2. Metodologia e materiais utilizados

3.2.1. ESTUDO EPIDEMIOLÓGICO

A recolha de dados, referentes ao peso das mochilas (e sacos escolares auxiliares) que os alunos levavam para a Escola, foi realizada ao longo de seis semanas, cobrindo todos os dias da semana, em qualquer das escolas estudadas.

Paralelamente, foi solicitada a colaboração dos respectivos professores de Educação física destes alunos, que se responsabilizaram pelo registo do peso corporal e altura dos mesmos, durante as aulas de Educação Física.

Para a pesagem dos alunos, foi utilizada uma balança analógica, da marca KRUPS, mod. 829 e uma fita métrica colada numa parede, para o registo da sua altura.

O inquérito por nós elaborado, resultou de um conjunto de procedimentos que visaram adequar o tipo de questões, com interesse assente nos trabalhos

desenvolvidos por PASCOE et al. (1997) e NEGRINI et al.(1999), à realidade humana e física que caracterizava a nossa amostra.

Assim, iniciámos uma reflexão falada, com três crianças do 5º e 6º anos, de uma das Escolas estudadas, colocando-lhes questões oralmente, ao mesmo tempo que íamos apontando o tipo de resposta, as dúvidas por eles colocadas e grau de pertinência das questões, face à realidade do seu quotidiano.

Após esta fase, elaborámos um pré-teste com 12 questões de resposta rápida, sendo a maior parte de preenchimento através de uma cruz.

O grau de objectividade, simplicidade e relevância das questões deste pré-teste, foram avaliados em duas turmas do 5º e 6º ano de escolaridade, de uma Escola em Aveiro.

Após este procedimento, houve necessidade de reformular algumas questões que necessitavam de maior objectividade, simplificar a forma de apresentação de outras, para encurtar o tempo de resposta e diminuir, ou eliminar, todas as dúvidas de interpretação.

Passadas duas semanas, foi apresentado às mesmas turmas o pré-teste, agora reformulado, tendo-se verificado que as alterações produziram o efeito desejado. Todavia, ainda foram detectadas questões que necessitariam de uma ligeira alteração.

Finalmente, o documento final, validado por uma reflexão falada e dois pré-testes, foi aplicado aos 563 alunos da amostra inicial, pelos respectivos professores de Educação Física, previamente elucidados quanto aos cuidados a ter na apresentação do documento aos alunos e esclarecimento de eventuais dúvidas que estes pudessem colocar.

3.2.2. ESTUDO LABORATORIAL DA MARCHA

O estudo laboratorial da marcha foi materializado em duas vertentes: a análise do comportamento da força de reacção do solo (FRS) e o resultado da mesma na superfície plantar dos pés, ao nível da distribuição das pressões plantares.

Para a análise dinamométrica do ciclo da marcha, nomeadamente pela observação do comportamento das FRS, foi utilizado o seguinte equipamento:

- Uma plataforma de forças *BERTEC* 4060-15;
- Um amplificador *BERTEC* AM 200;
- Uma unidade de conversão analógico-digital de 16 Bites (da marca *BIOPAC*);
- Uma unidade de sincronização
- Um computador (PC)

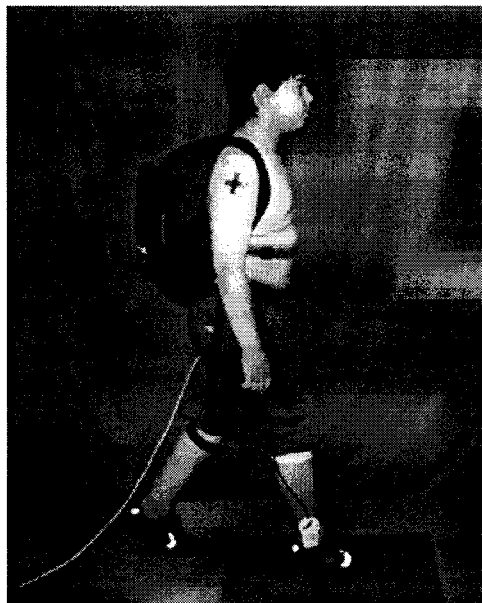


Figura 2 - Sujeito 1 realizando o apoio sobre a plataforma de forças, durante o teste da marcha, com carga (mochila).

Todas as grandezas biomecânicas (forças e momentos) do sinal eléctrico, recebido pela plataforma, foram amplificadas com ganhos de 10 vezes, excepto para F_z (apenas 5 vezes).

De seguida, foram filtradas por um filtro *Passa-Baixo* de frequência de corte de 1000 Hz.

Ao amplificador da *Biopac* esteve ligada uma placa de conversão analógico-digital, com uma taxa de amostragem de amostras por segundo.

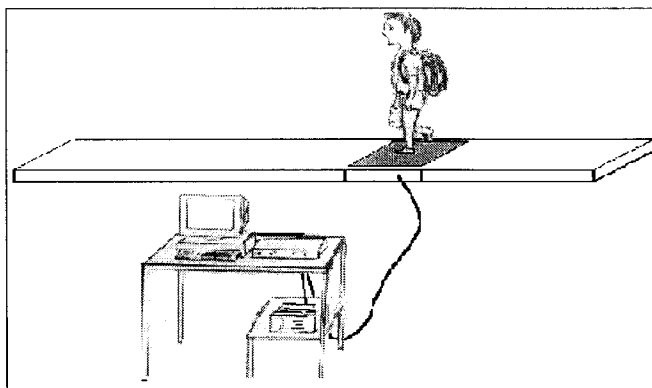
Os sinais foram processados por um computador, utilizando o software *Acqknowledge* (ACK) e *Matlab*.

A utilização deste equipamento permitiu definir um sistema tridimensional de coordenadas (x, y, z), onde as componentes transversal, horizontal e vertical, respectivamente, foram observadas.

Foram registados os valores das componentes da força de reacção do solo, referentes a um ciclo de marcha iniciado com o apoio do pé direito, sobre a plataforma, e um ciclo de marcha iniciado com o apoio do pé esquerdo, sobre a mesma plataforma. Foram realizadas três tentativas e respectivos registos com cada pé.

A plataforma de forças utilizada no nosso estudo encontrava-se colocada no centro de um estrado com 5 m de comprimento por 0,92 m de largura, a cerca de 1,5 m do início da marcha. As suas dimensões são: 0,70 m de comprimento por 0,40 m de largura.

Figura 3 – Esquema gráfico do sistema do protocolo experimental utilizado para análise da marcha.



Todos os indivíduos foram previamente aconselhados a realizarem a deslocação (marcha) à sua velocidade normal.

Com o objectivo de atingir o centro da plataforma de força com o pé pretendido, e prevenir que a marcha dos indivíduos não fosse alterada, foi sendo aferido o local no estrado onde iniciassem a marcha.

Deste modo, o ponto de partida para a marcha foi ajustado e pré-definido, com o objectivo de que, ao segundo apoio, o pé responsável por esse contacto tocasse no centro da plataforma, como se poderá observar a partir da figura 2..

Simultaneamente, foi colocada uma figura-alvo à altura da cabeça, na parede em frente, no final do estrado.

Os sujeitos eram instruídos a andar de forma relaxada e tão natural quanto possível, tentando fixar o olhar nessa figura e evitando, deste modo, olhar para a plataforma de força.

Após o domínio da cadência da passada, tão natural quanto possível e, associada à colocação do apoio do pé pretendido na plataforma, procedeu-se ao registo de um total de 3 tentativas, com o pé direito, e outras três, com o pé esquerdo, sem carga e com a mochila, transportando 15% e 30% do seu peso corporal em livros.

Durante as várias repetições de passagem sobre o estrado, foram permitidos períodos de descanso (até dois minutos), tanto maiores quanto mais pesada se encontrava a mochila, por forma a evitar as possíveis influências de fadiga, no padrão motor dos alunos.

Sempre que se elevava o valor da carga na mochila, os alunos eram aconselhados a ajustarem as alças da mesma, por forma a sentirem-se mais confortáveis, sendo alguns desses critérios, observados subjectivamente.

A mochila utilizada, da marca *Quiksilver*, era dotada de duas alças almofadadas e reguláveis.

Como carga para a mochila, recorremos a livros de vários tamanhos e, para o registo da magnitude da carga transportada, utilizámos uma balança analógica.

A opção pela mochila utilizada, prendeu-se com o facto de ser aquela que apresentava características estruturais, semelhantes à maioria das mochilas que foram pesadas durante o estudo epidemiológico efectuado inicialmente.

Uma vez que decidimos trabalhar com valores relativos de peso para a mochila, 15% e 30% do peso corporal de cada sujeito, foi necessário ajustar o valor da carga, em livros, para cada aluno, em função da percentagem de PC a transportar.

Com o objectivo de descrever as características temporais da marcha de cada sujeito em particular, e do grupo em geral, para cada situação diferenciada de carga transportada, foram calculados os valores normalizados das variáveis: tempo total do apoio e intensidade da FRS.

A normalização da base do tempo foi determinada pelo sinal da componente vertical da força de reacção do solo, estabelecendo que o tempo inicial (início do apoio) passasse a valer 0% e o último instante (fim do apoio) passasse a valer 100%, pois o nosso principal interesse, foi a análise da fase de apoio do ciclo da marcha.

Os valores da FRS tiveram as suas intensidades normalizadas ao valor do peso corporal de cada sujeito, na situação de ausência de carga (0%) e ao peso total (o peso do sujeito + o peso da mochila carregada com 15 e 30% do PC), conforme procedimento utilizado por BEZERRA et al.(1999).

O protocolo experimental que utilizámos, partiu do pressuposto que, simultaneamente com o toque do calcanhar do indivíduo na plataforma, o sistema comesçasse a registar o valor da força actuante (FRS), a partir do seu “zero”.

Para tal, o controlo do nível de disparo (“trigger”) do sistema foi ajustado por forma a que o primeiro contacto do pé na plataforma de forças desse início à captação dos dados.

Esse nível de disparo foi sendo ajustado em cada sessão de testes, em função do ruído existente, por forma a evitar disparos provocados pelo mesmo.

Isto é tão importante quanto o facto de que pretendíamos que o sistema iniciasse a aquisição, logo após o início do apoio na plataforma.

Estes fenómenos de ruído são comuns no Laboratório, pela interferência, por exemplo, de outros equipamentos, da própria instalação eléctrica, etc.

Todavia, em determinadas sessões de testes, não foi possível iniciar a aquisição dos dados, imediatamente após esse contacto inicial. O valor do trigger foi elevado por forma a evitar a aquisição aleatória de dados e, como resultado, o sistema apenas disparou para valores de F_z excessivamente superiores a zero.

Deste modo, o registo das forças iniciava-se com um atraso de tempo em relação ao primeiro contacto efectivo do pé com a plataforma.

Com três indivíduos da amostra, esse atraso de tempo foi significativamente superior a zero, justificado pela curva vertical apresentar um desenho que assinala, o valor de F_z inicial, significativamente superior a zero (cerca de 60% do peso corporal do indivíduo).

Por este facto, decidimos abdicar dos dados temporais obtidos, relativos a estes apoios, embora os valores dos picos máximos e mínimos das componentes vertical e horizontal da FRS tenham sido utilizados para tratamento estatístico.

Ainda referente a esta contingência experimental, salientamos o facto de três outros indivíduos da amostra, apresentarem registos da FRS com atrasos de tempo significativamente pequenos (até dois centésimos de segundo, no máximo).

Com estes registos, realizámos a reconstrução da curva da componente vertical da FRS (F_z), recorrendo a um programa elaborado em *Matlab*.

Estatisticamente, as implicações decorrentes deste condicionalismo expressaram-se nas seguintes práticas:

Dos onze indivíduos da amostra inicial, somente com cinco, foi possível avaliar o impulso vertical relativo referente aos dois picos de F_z ($ImpFz1$ e $ImpFz2$) e os picos máximo e mínimo da componente transversal de F_z ($F_{x\text{máx}}$ e $F_{x\text{mín}}$).

Da mesma forma, apenas com oito indivíduos se puderam avaliar as taxas de crescimento dos picos da força vertical ($TcFz1$ e $TcFz2$), assim como da variação de tempo, em que ocorreram todos os eventos seleccionados, referentes à FRS.

3.2.3 ESTUDO LABORATORIAL DO EQUILÍBRIO

Tendo como objectivo a análise das alterações produzidas ao equilíbrio postural dos indivíduos, sujeitos a diferentes níveis de carga, colocada na mochila às costas, recorreremos à estabilometria.

A estabilometria consiste num método de análise do equilíbrio postural, que se baseia na quantificação das oscilações do Centro de Pressão (CP).

Para o efeito, utilizámos uma plataforma de força, isolando a força vertical e analisando o deslocamento do CP no plano e decomposto nas direcções ortogonais ântero-posterior e médio-lateral (OLIVEIRA, 1996).

Além da plataforma de força (*BERTEC* 4060-15), o equipamento que utilizámos foi composto por:

- Um amplificador *BERTEC* AM 200;
- Uma unidade de conversão analógico-digital (A-D) de 16 Bites (da marca *BIOPAC*);
- Uma unidade de sincronização
- Um computador (PC)

A unidade de conversão A-D foi regulada com uma frequência de amostragem de 500Hz.

Todas as grandezas biomecânicas (forças e momentos) foram amplificadas por um amplificador *BERTEC* AM 200, com ganhos de 10 vezes, excepto para F_z (apenas 5 vezes) e passadas por um filtro *Passa-Baixo* de frequência de corte de 1000 Hz.

Não utilizámos a capacidade máxima de amostragem do sistema *Biopac*, que é de 1000 Hz por duas razões: primeiro, por uma razão de incapacidade tecnológica do nosso sistema, que não nos permite realizar 1000 amostras/ s durante 30 segundos. Depois, porque, segundo a literatura consultada, não iríamos encontrar componentes relevantes no sinal estabilométrico para além dos 2 Hz, logo, a frequência de 500 Hz foi julgada suficiente para a representação do sinal.

Pela teoria da amostragem, utilizando esta frequência de amostragem, conseguimos captar componentes no sinal estabilométrico até 250 Hz.

Os sinais foram processados por um computador PC, em software *Acqknowledge* (ACK).

Os canais dedicados à aquisição do sinal da plataforma de força foram três, dos quais um correspondia à componente vertical (F_z), e os outros dois aos momentos da força ântero-posterior e médio-lateral.

Os procedimentos utilizados para a recolha dos dados foram os seguintes: aos 11 alunos foi pedido que permanecessem sobre a plataforma de força o mais imóveis possível, durante 30 segundos, na posição vertical, conforme documenta a figura 4.

Os pés ficariam paralelos e unidos um ao outro, assim como o seu olhar dever-se-ia fixar sobre uma figura-alvo, colocada na parede em frente, ao nível da cabeça.

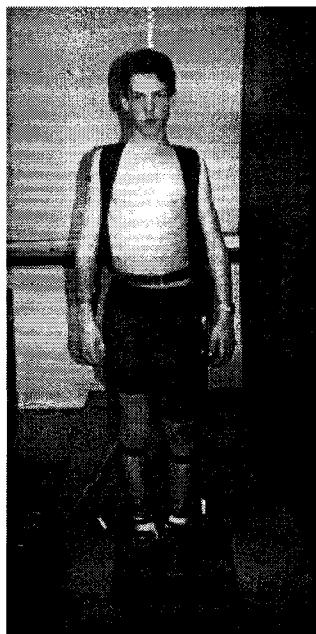


Figura 4 - Equilíbrio bipodal do sujeito 2 com carga, durante o teste de 30 s.

3.2.4. DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

A força de reacção do solo (FRS) é, como o próprio nome indica, a reacção a toda e qualquer acção exercida pelo indivíduo através dos seus pés sobre o solo.

Esta força pode ser medida, bem como as suas componentes, através de vários aparelhos. Alguns desses aparelhos, como a plataforma de força, medem a intensidade, a direcção e o sentido dessa força, sem no entanto, fornecer qualquer informação quanto à sua distribuição pelo pé.

Todavia, existem aparelhos que medem as pressões resultantes desse contacto no solo, identificando as regiões do pé submetidas a maiores ou menores cargas.

O sistema por nós utilizado para medir as respostas dinâmicas das forças e suas características directamente na superfície plantar, foi o sistema *PEDAR* (Firma Novel, Munique, Alemanha).

Este sistema permite analisar a informação recolhida a dois níveis:

A nível qualitativo, permite caracterizar a distribuição das pressões ao longo do apoio, sua evolução temporal, destacando a localização das áreas de maior pressão, assim como dos picos de pressão que se forem formando.

Como se pode observar a partir das figuras 5 e 6, essa informação pode ser apresentada através de imagens 2D e/ou 3D, conforme as necessidades do utilizador.

A nível quantitativo, o sistema oferece valores de Pressão máxima e Pressão média, por sensor da palmilha; de Força máxima e Força média, desenvolvidas pelo apoio; área de contacto (onde se registaram pressões plantares) e o Percurso que o CP realiza pelo apoio, como resultado da aplicação da força.

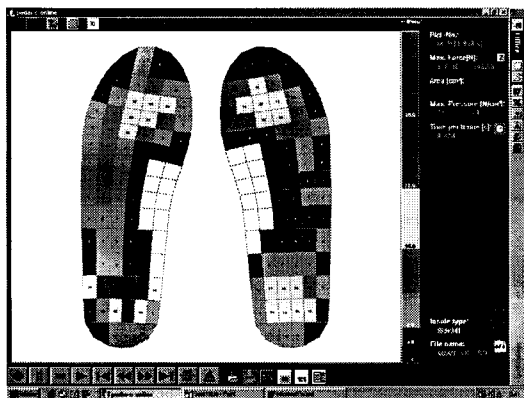


Figura 5 - Saída gráfica 2D do sistema *Pedar*.

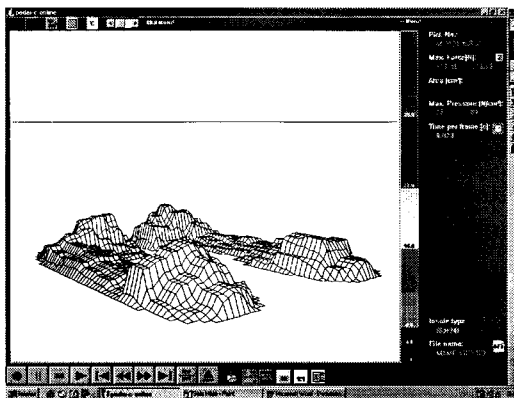


Figura 6 - Saída gráfica 3D do sistema *Pedar*.

Conforme documenta a figura 7, o sistema *PEDAR* é composto pelo seguinte equipamento:

- a) Um par de palmilhas;
- b) Uma caixa de sincronização, ligando as palmilhas a uma unidade de controlo de sincronização, por meio de cabos eléctricos;
- c) Um computador (PC);
- d) Uma unidade de interface (sincronização) entre as palmilhas, o PC e a corrente eléctrica;
- e) Um transformador, ligado à corrente eléctrica e à caixa de interface;
- f) Um conjunto de cintas de aperto por velcro, que ajustam os cabos das palmilhas às pernas do sujeito a estudar.

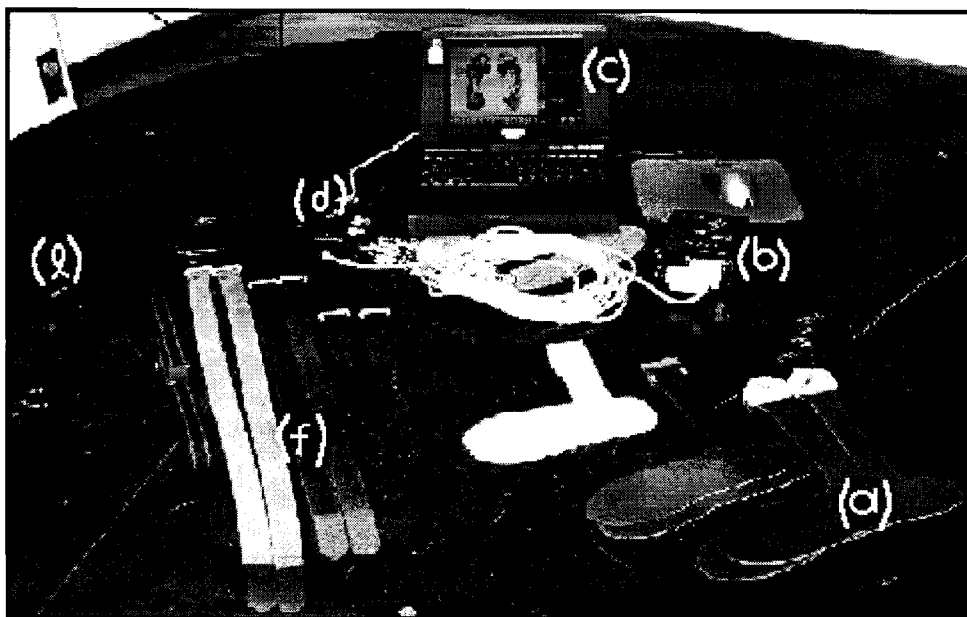


Figura 7 – Equipamento principal do sistema *Pedar* para o registo das pressões plantares.

Os tamanhos de palmilha, utilizados pelos jovens da nossa amostra, foram 38/39 e 40/41 (EU).

No nosso estudo, o registo das pressões plantares realizou-se a partir da palmilha, colocada entre a superfície plantar do pé e a palmilha do sapato (ténis).

De salientar que todos os alunos testados utilizaram calçado desportivo próprio. Este facto enfatiza o objectivo central deste estudo, que consiste na avaliação das modificações produzidas apenas pelo acréscimo de peso transportado nas mochilas.

Deste modo, as diferenças entre o calçado utilizado pelos indivíduos foram desprezadas.

O protocolo utilizado por nós, para avaliação do padrão da marcha, impunha que as palmilhas iniciassem a recolha de dados, a partir do toque inicial do pé na plataforma de forças.

A unidade de sincronização *Biopac* estabelecia o sincronismo da captação de amostras da plataforma (ACK) com as amostras das palmilhas (*Pedar*), conforme a representação esquemática traduzida pela figura 8.

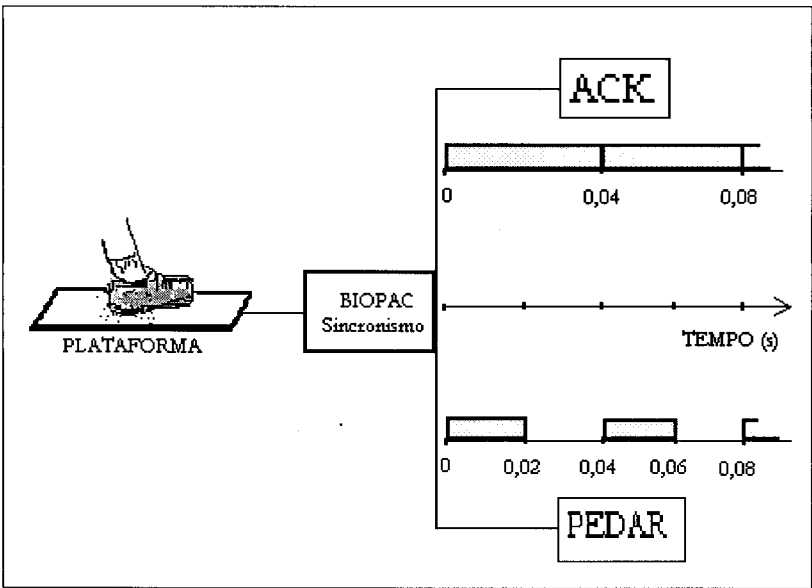


Figura 8 - Sincronismo das amostras obtidas pelo ACK (FRS) e pelo PEDAR (pressão plantar).

A frequência de amostragem máxima das palmilhas é de 50 Hz, ou seja, cada *frame* (imagem) é adquirida durante 0,02 s e a frequência de amostragem do *Acqknowledge* (ACK) é de 25 Hz, sendo o início da amostragem controlado pelo ACK.

No entanto, não foi possível realizar aquisições do ACK no mesmo intervalo do sistema *Pedar* (0,02 s), porque sempre que era tentado sincronizar a resolução dos dois sistemas, os resultados obtidos apresentavam menor consistência, devido à instabilidade que o sistema apresentava., não havendo sincronismo com a duração de cada aquisição.

Deste modo, e para simplificar o cálculo da proporcionalidade da duração de cada amostragem, regulámos a taxa de aquisição do ACK para 0,04 s.

O ACK emite um sinal de sincronismo em cada 0,04 s. Significa que cada *frame* nas palmilhas corresponde a 0,04 s no ACK.

Para verificar as correlações entre os dados de ambos os sistemas, apenas nos interessou o apoio do pé que tocasse a plataforma.

Embora as palmilhas continuassem a registar, o sistema *PEDAR* era desligado através de um dispositivo de disparo manual (documentado pela figura 9), após a entrada do pé na fase de balanço, evitando-se novos registos com o mesmo pé.

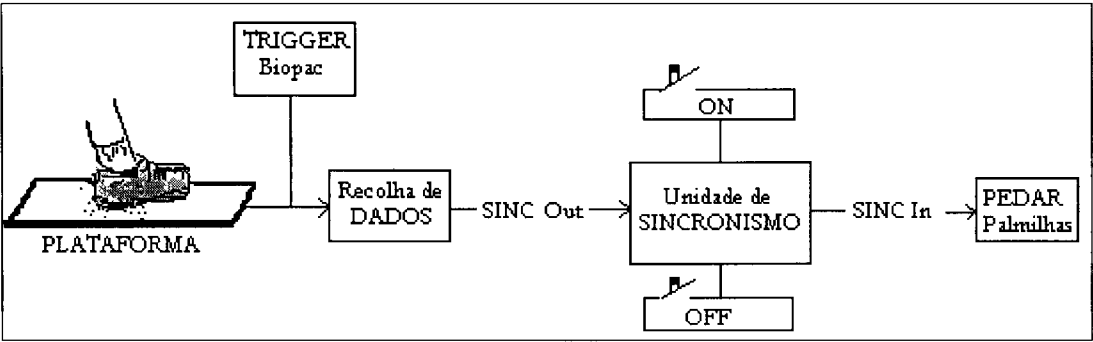


Figura 9 – Esquema do protocolo experimental de captação simultânea de dados das palmilhas e da plataforma de força, para a situação de marcha.

Tal como documenta a figura 10, no protocolo experimental do equilíbrio, a captação de dados da plataforma de forças e das palmilhas era iniciada a partir de um mecanismo de disparo manual, logo após ser mantida a posição estática por parte do sujeito em observação.

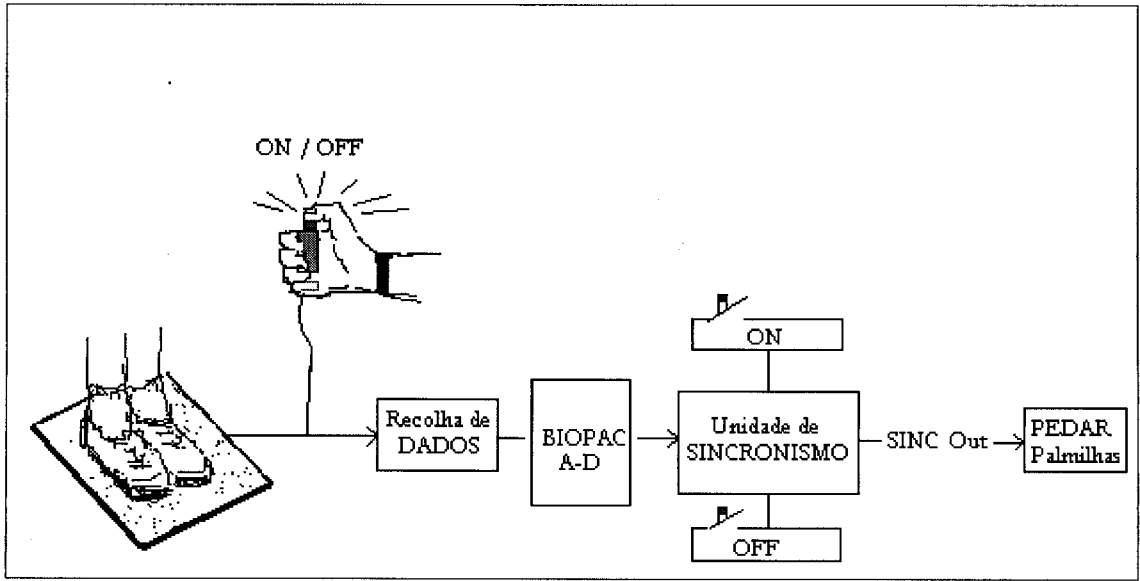


Figura 10 – Esquema do protocolo experimental de captação simultânea de dados das palmilhas e da plataforma de força, para a situação do equilíbrio.

Através do *software* específico das palmilhas (*PEDAR*) obteve-se a imagem bidimensional e tridimensional das alterações, ao nível da distribuição das pressões plantares, a cada frame, ocorridas durante o apoio. Estas imagens podem ser reveladas imagem a imagem, ou numa sequência dinâmica.

Apesar destas possibilidades, não pudemos contar com a total resolução das palmilhas para o nosso estudo, pelo facto da calibração das mesmas não ser adaptada a crianças ou jovens leves, mas apenas a adultos.

A calibração destas é realizada de tal forma que cada sensor reconhece pressões a partir de determinado valor, sendo que, neste caso, apenas garantia a resolução absoluta se utilizadas por adultos, i.e. com pesos

superiores. Assim, pese embora as células terem sido activadas, a sua informação em termos de valores da pressão, força e área, não podem ser tomadas em consideração, pois pecam por defeito.

Para a análise qualitativa da distribuição da pressão plantar durante a marcha, utilizámos um mapa da superfície plantar do pé, concordante com aquele apresentado por SACCO (1997), que reparte o pé em 4 áreas de pressão:

Figura 11 - Esquema da divisão do pé em quatro áreas de pressão plantar SACCO (1997).



- a) Área de pressão I: Hálux, onde ocorre, conjuntamente com o metatarso medial, o apoio na inversão para a propulsão final da marcha para a fase de balanço;
- b) Área de pressão II: Metatarso medial, apoio durante a inversão na marcha;
- c) Área de pressão III: Metatarso lateral: apoio durante a fase de eversão na marcha;
- d) Área de pressão IV: Calcanhar: Onde ocorre o ataque inicial do pé durante o início da fase de apoio na marcha.

Com a abordagem à informação do registo da pressão plantar, pretendemos alcançar dois objectivos fundamentais.

Um primeiro, o de caracterizar e determinar as zonas da planta do pé onde se regista a maior incidência de pressão plantar, nos três momentos de carga

(0%, 15% e 30% do PC), em especial, através da detecção dos picos de pressão plantar formados.

Esta tarefa comporta um aspecto comparativo posterior, comparando as zonas de pressão das quatro áreas designadas, nas três situações testadas.

O outro objectivo, consiste na sobreposição desta informação qualitativa do apoio realizado, com os dados obtidos pela plataforma de força, de forma a aumentar o conhecimento da forma como os indivíduos se comportam na marcha e no equilíbrio, com mochilas com diferente nível de carga.

Com o objectivo de caracterizarmos qualitativamente a distribuição de pressão plantar ocorrida em cada nível de carga utilizada, seguimos a seguinte estratégia:

Inicialmente partimos na procura de um padrão de distribuição de Pressão Plantar, nos três níveis de carga estudados, pelas quatro áreas de Pressão (AP) apresentadas por SACCO (1999), com especial ênfase no local da formação de picos de pressão plantar.

De seguida, comparámos os padrões de distribuição dessa pressão plantar, característica de cada valor de carga utilizada, tentando encontrar as diferenças mais substanciais e as principais alterações no padrão dessa distribuição, que pudesse ser justificada por influência do factor carga.

No entanto, verificámos a dificuldade em definir somente um padrão de distribuição da pressão plantar, para cada nível de carga, entre todos os sujeitos.

A natureza de grande variedade inter-individual, no que toca a este parâmetro, já tinha sido descrita por CAVANAGH et al. (1987) e SACCO (1999), em estudos realizados com amostras constituídas por indivíduos acometidos por neuropatia diabética.

As diferenças ao nível da morfologia do pé de cada indivíduo, supostamente terão justificado essas dessemelhanças.

Além disso, os dados colectados dos onze sujeitos, têm um carácter apenas referencial, não sendo possível estabelecer generalizações quanto a diferenças e semelhanças entre os padrões encontrados, por se tratar de uma amostra reduzida.

Contudo, foi possível constatar uma prevalência maior para determinado padrão, pelo que apresentamos os resultados, enfatizando essa tendência observada.

3.3. Definição das variáveis seleccionadas

3.3.1. ESTUDO EPIDEMIOLÓGICO

Numa primeira abordagem, a variável PESO da mochila foi considerada primordial. Associada a esta, outras variáveis, tais como: o peso corporal, a idade e a altura dos sujeitos foram consideradas importantes parâmetros para melhor caracterizar a amostra.

Após a avaliação do valor absoluto da carga transportada nas mochilas e/ou sacos auxiliares, normalizámos esse valor ao peso do indivíduo responsável pelo seu transporte, de acordo com os trabalhos BEZERRA et al. (1999); HONG et al. (2000) e PASCOE et al. (1997).

Com recurso ao inquérito e atendendo aos estudos produzidos por PASCOE et al. (1997), considerámos importantes as seguintes variáveis:

- A frequência de utilização da mochila escolar;
- Características da mochila utilizada pela maioria dos alunos;
- Grau de conforto / desconforto que a mochila carregada oferece aos alunos;

- Sensação de peso transportado habitualmente na mochila;
- Prevalência de dores musculares, atribuídas como causa directa do transporte regular da mochila;
- Localização dessas dores.

Para além destes indicadores, importantes para caracterizar a realidade da amostra observada, também quisemos saber se, na situação de existência de um quadro de dor instalada, os indivíduos procuravam ajuda especializada ou, pelo contrário, encaravam com naturalidade e resignação.

3.3.2. ESTUDO LABORATORIAL DA MARCHA

As variáveis seleccionadas para a descrição do padrão da marcha, conforme ilustrado parcialmente na figura 12, foram:

- a) Primeiro pico máximo da componente vertical da FRS ($F_z \text{ máx1}$);
- b) Segundo pico máximo da componente vertical da FRS ($F_z \text{ máx2}$);
- c) Pico mínimo da componente vertical da FRS ($F_z \text{ mín}$);
- d) Pico máximo da componente ântero-posterior da FRS ($F_{y\text{máx}}$);
- e) Pico mínimo da componente ântero-posterior da FRS ($F_{y\text{mín}}$);
- f) Pico máximo da componente médio-lateral da FRS ($F_{x\text{máx}}$);
- g) Pico mínimo da componente médio-lateral da FRS ($F_{x\text{mín}}$);
- h) Tempo de apoio total (s), referente ao tempo que decorre entre o contacto do calcanhar com o solo, até á retirada dos dedos do mesmo pé;

- i) Variação de tempo até se registar o 1º pico de força vertical máximo: $Tfz_{máx1}$ (s);
- j) Variação de tempo até se registar o pico mínimo de força vertical: $Tfz_{mín}$ (s);
- k) Variação de tempo até se registar o 2º pico de força vertical máximo: $Tfz_{máx2}$ (s);
- l) Variação de tempo até se registar o pico máximo da força horizontal : $Tfymáx$ (s);
- m) Variação de tempo até se registar o pico mínimo de força horizontal : $Tfymín$ (s);
- n) Variação de tempo até se verifique o início da fase positiva da força horizontal: $TFy=0$
- o) Taxa de crescimento do primeiro pico máximo da força vertical ($TCFz1$), definida como a razão entre $Fz1$ (normalizada ao peso corporal) e o tempo (normalizado à duração total do apoio) para se atingir este pico de força (PC/s);
- p) Taxa de crescimento do segundo pico máximo da força vertical ($TCFz2$), definida como a razão entre $Fz2$ (normalizada ao peso corporal) e o tempo (normalizado à duração total do apoio) para se atingir este pico de força (PC/s);
- q) Impulso vertical relativo ($Imp1$) da força vertical, na fase negativa da sua componente ântero-posterior; até atingir o $Fzmáx1$ (%);
- r) Impulso vertical relativo ($Imp2$) da força vertical, na fase positiva da sua componente ântero-posterior; até atingir o $Fzmáx2$ (%);
- s) Análise qualitativa da localização dos picos de pressão plantar e da distribuição da pressão plantar por áreas de pressão (SACCO, 1997), durante a fase de apoio do ciclo da marcha.

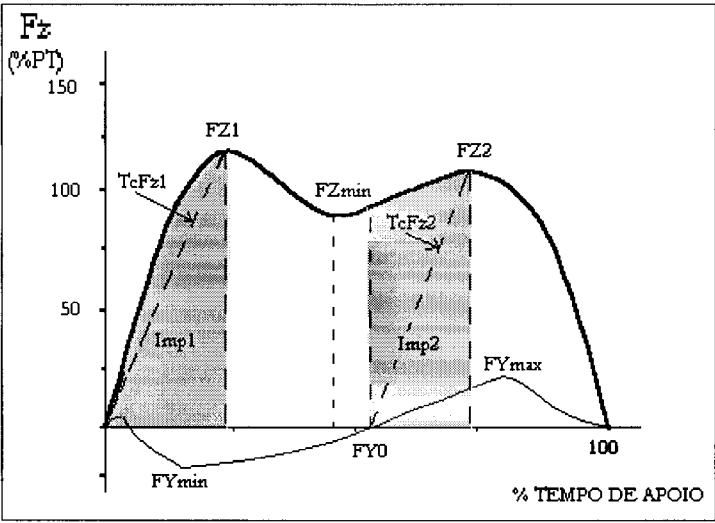


Figura 12 – Gráfico representativo das componentes vertical e ântero-posterior da FRS e algumas variáveis de estudo consideradas.

3.3.3. ESTUDO LABORATORIAL DO EQUILÍBRIO

As variáveis seleccionadas para a descrição do equilíbrio foram as seguintes:

- Área de deslocamento do CP;
- Potência relativa da frequência das oscilações (em quatro bandas);
- Análise qualitativa da localização dos picos de pressão plantar e da distribuição da pressão plantar por áreas de pressão (SACCO, 1997).

A área de deslocamento do CP foi calculada pelo resultado do produto da componente horizontal (X) pela componente vertical (Y), obtidas através do quocientes do Momento de F_y pela força vertical (F_z) e do Momento de F_x por F_z , respectivamente.

$X = MF_y / F_z$ e $Y = MF_x / F_z$, sendo a Área = $X \times Y$ (mm²)

Para realizar a análise da potência (ganho) do sinal estabilométrico, durante os movimentos médio-laterais e ântero-posteriores, foi considerada a banda de frequência até aos 2 Hz.

Este espectro foi valorizado por nós, pelo facto dos sinais estabilométricos apresentarem normalmente uma frequência muito baixa, sendo os fenómenos mais relevantes e com maior interesse, aqueles que decorrem nesta banda (YONEADA et al. 1986; PRIETTO et al. 1992; OLIVEIRA et al. 1994).

De acordo com os mesmos autores, dividimos este espectro de frequência em quatro bandas, para avaliar a magnitude média relativa do sinal estabilométrico: **B1** de 0 a 0,1 Hz, **B2** de 0,1 a 0,2 Hz, **B3** de 0,2 a 0,5 Hz e **B4** de 0,5 a 2 Hz, conforme se observa a partir da figura 13:

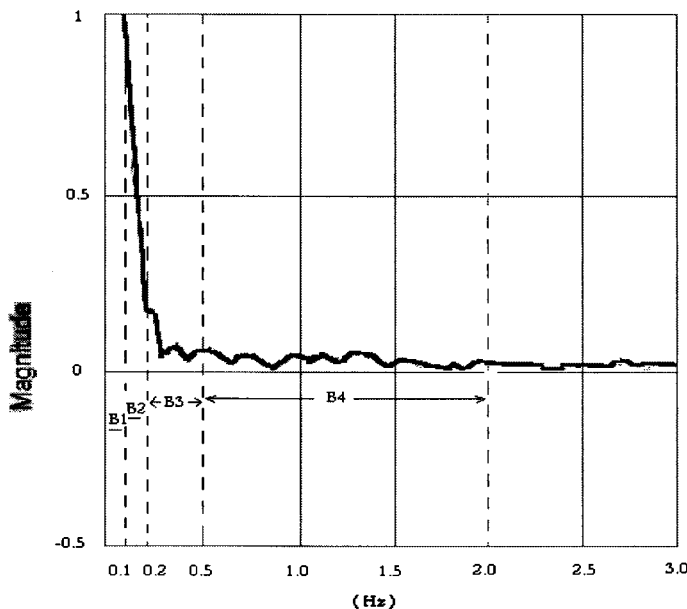


Figura 13 - Divisão do espectro de frequências do sinal estabilométrico em quatro bandas de potência (OLIVEIRA, 1996).

O ganho médio relativo verificado em cada banda de frequência foi considerado em função do ganho médio registado ao longo do espectro considerado (0 – 2Hz).

Considerado este parâmetro uma grandeza adimensional, os resultados expressam-se apenas no ganho verificado em cada banda, em relação ao ganho total registado nesse intervalo, até aos 2 Hz.

3.4. Procedimento estatístico

Inicialmente procurámos verificar se a amostra seleccionada para o estudo experimental era representativa, sob ponto de vista estatístico, da amostra do estudo epidemiológico.

Aplicámos o *T-Test* e verificámos não existirem diferenças, estatisticamente significativas, entre os dois grupos amostrais, no que respeita aos parâmetros: da idade, do peso e da altura.

Estatística descritiva:

Para a análise descritiva das variáveis, devido à utilização de estatística não paramétrica, utilizámos a média e o desvio padrão.

Estatística inferencial:

Este tipo de análise foi realizada pelo programa SPSS, para o Windows, v. 10.0.

- 1 Devido à não normalidade das variáveis em estudo, e ao reduzido tamanho da amostra, foram utilizados testes não paramétricos.
- 2 Posteriormente recorremos a testes paramétricos para sobrepor os resultados, ao nível da significância das diferenças detectadas nos primeiros.

Inicialmente recorreremos ao teste não paramétrico *Kruskal-Wallis* e de seguida avançámos para uma análise dos dados em três momentos de carga. Para tal realizámos análise por GLM ("*general linear model*") de medidas repetidas.

Posteriormente recorreremos a um teste paramétrico para medidas repetidas (*Manova*), para o qual foi desenvolvida uma sintaxe apropriada para analisar comparativamente as médias nos três grupos de carga.

A partir deste teste, foi-nos possível realizar um teste *post-hoc*, concretamente o T-test, onde verificámos entre que grupos se estabeleciam as diferenças estatisticamente significativas.

Finalmente, aplicámos o teste paramétrico *Anova one-way*, com nível de significância de 0.05, em que foram comparadas as médias das variáveis nos três grupos a que correspondiam níveis de carga diferenciados.

Este teste permite sobrepor, em simultâneo, as médias, nos três grupos considerados, em função do nível de carga transportado, destacando as diferenças estatisticamente significativas, com um nível de significância de 95%.

Posteriormente foram realizadas comparações *post-Hoc* (*LSD* e *Tukey HSD*) dos resultados, para pesquisar entre que cargas decorriam essas diferenças.

4. APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

4.1. ESTUDO EPIDEMIOLÓGICO

Do estudo realizado nas duas Escolas, acerca do peso transportado nas mochilas, pelos alunos do 5º e 6º anos, verificámos que:

O peso médio da mochila carregada, durante a semana, foi de $6,44 \pm 2,37$ Kg, que correspondia a 15% do peso corporal médio dos indivíduos observados.

Este valor absoluto da carga média, situou-se abaixo daquele encontrado tanto por PASCOE et al. (1997), de 7,7 kg, como por NEGRINI et al. (1996), de 9,3 kg, nos estudos epidemiológicos por estes protagonizados.

Do mesmo modo, os pesos relativos da carga, representada pela mochila, foi também menor à encontrada nos anteriores estudos. Respetivamente de 17% e 22% do peso corporal dos sujeitos.

Também pudemos constatar que 9% do total dos alunos, pesados no nosso estudo, transportavam na mochila, pelo menos uma vez por semana, o equivalente a 30% ou mais do seu peso corporal. Salientamos que esta percentagem sobe para 17%, se considerarmos apenas os alunos do colégio particular.

Para este nível de carga, NEGRINI et al. (1996) relatam valores bem superiores, na ordem dos 34,8%, de alunos transportando, pelo menos uma vez por semana, cargas iguais ou superiores a 30% do seu peso corporal.

Como se pode observar a partir da figura 14, durante a semana, verificámos que a média do peso transportado em cada dia variou entre um mínimo de 6,22 Kg e um máximo de 6,68 Kg.

Ao mesmo tempo, importa salientar que a média do peso transportada em cada dia não sofreu alterações significativas.

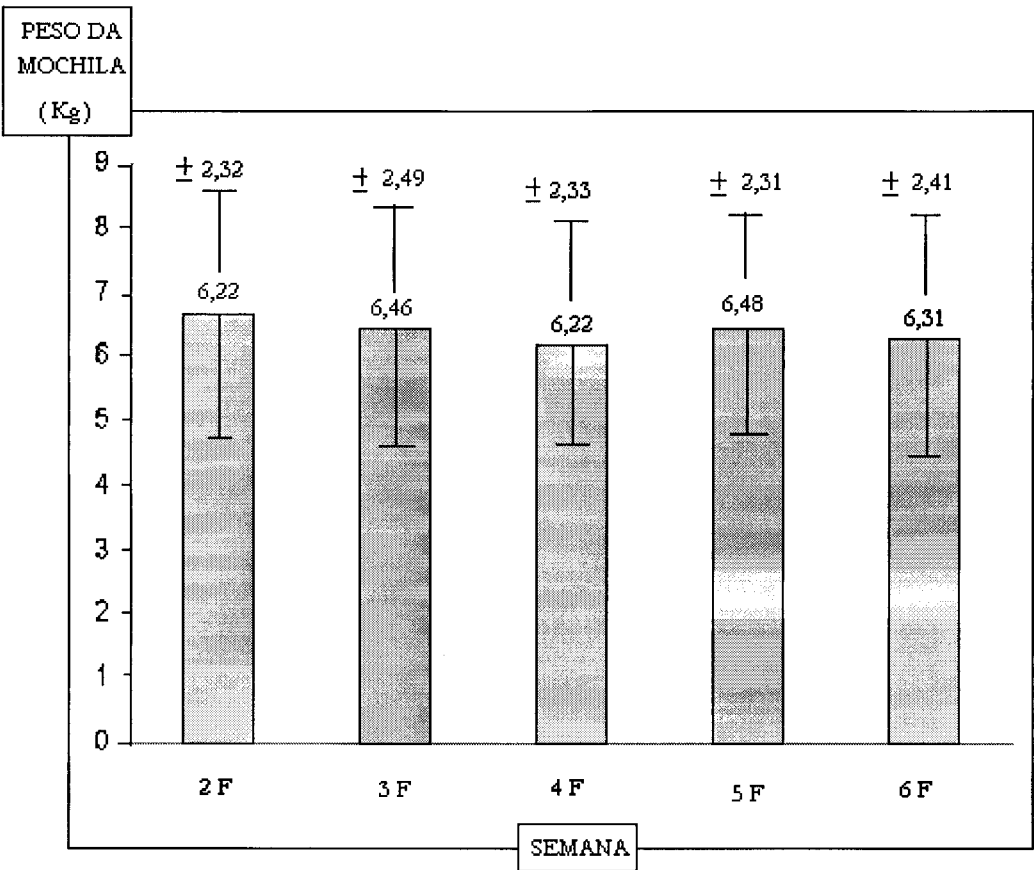


Figura 14 - Representação gráfica do peso (média e desvio padrão) transportado semanalmente na mochila.

Em relação ao peso máximo da mochila registado em cada dia, aquele que representou o mais baixo da semana, apresentou o valor de 13 Kg (correspondendo a 22,8 % do PC) e o valor semanal para o pico de carga mais elevado foi de 15 kg, (que traduz 34,6 % do seu PC).

A média semanal dos valores, de peso mais elevados, foi de $13,9 \pm 0,74$ Kg. Se considerarmos que o peso médio dos alunos era de 42,7 Kg, então verificamos que esta carga representa 32,5 % do seu peso corporal médio.

Salientamos ainda o facto, de 48% dos alunos observados, transportarem em média, durante a semana, a sua mochila com o peso equivalente até 15% do seu PC e, 50% dos mesmos, transportarem entre 15 e 30% do seu PC.

Como se poderá observar na figura 15, os alunos do Colégio Particular transportam pesos relativos mais elevados que os seus colegas da Escola Pública. Nos primeiros verificámos uma maior incidência para o transporte de cargas variando entre 15% e 30% do peso corporal. Valor esse que se situa num nível considerado como indutor de alterações posturais .

Enquanto 68% dos primeiros coloca, em média, a mochila a pesar entre 15 e 30% do seu PC, para os segundos, igual percentagem (68%) transporta nestas, até 15% do seu PC.

Pensamos que talvez a maior exigência e responsabilização exigida dos alunos do Colégio Particular, possam explicar as referidas diferenças entre as duas Escolas estudadas.

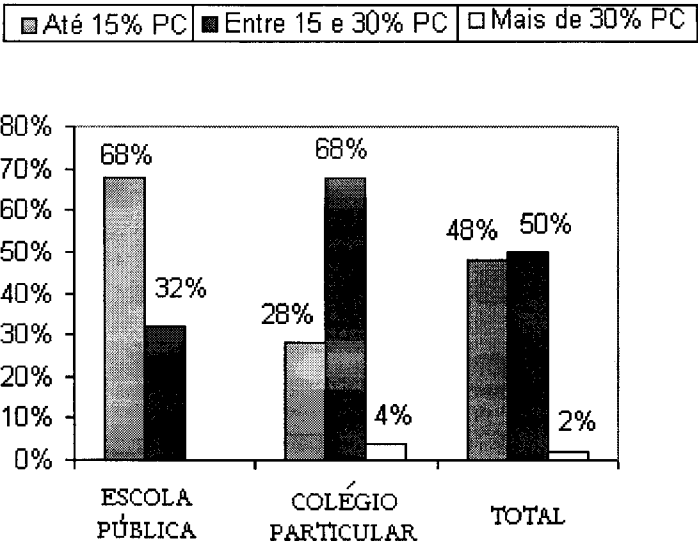


Figura 15 – Percentagem de alunos, de cada Escola e do total da amostra, que transportam semanalmente a mochila com um dos pesos médios relativos (ao PC) considerados.

Do questionário aplicado aos alunos, registaram-se os seguintes resultados:

A mochila é o meio mais popular entre as crianças inquiridas para transportar livros, e restante material didáctico, traduzindo uma utilização diária que ronda os 89 % .

A maioria dos alunos (79%) revela ter consciência da forma mais correcta de transportar a sua mochila, trazendo-a às costas, apoiada por ambos os ombros “sempre”, “muitas vezes” ou “às vezes”, conforme documenta a figura 16.

Pelo contrário, a maioria dos alunos (73,1%) participantes do estudo realizado por PASCOE et al. (1997), afirmou que o método de transporte mais utilizado para o transporte da sua mochila era trazendo-a apoiada, apenas sobre um dos ombros.

No nosso estudo, esta forma de realizar o seu transporte representa apenas 26%. Nesta percentagem, estão incluídos aqueles que afirmaram colocá-la sobre um ombro “sempre”, “muitas vezes” ou “às vezes”.

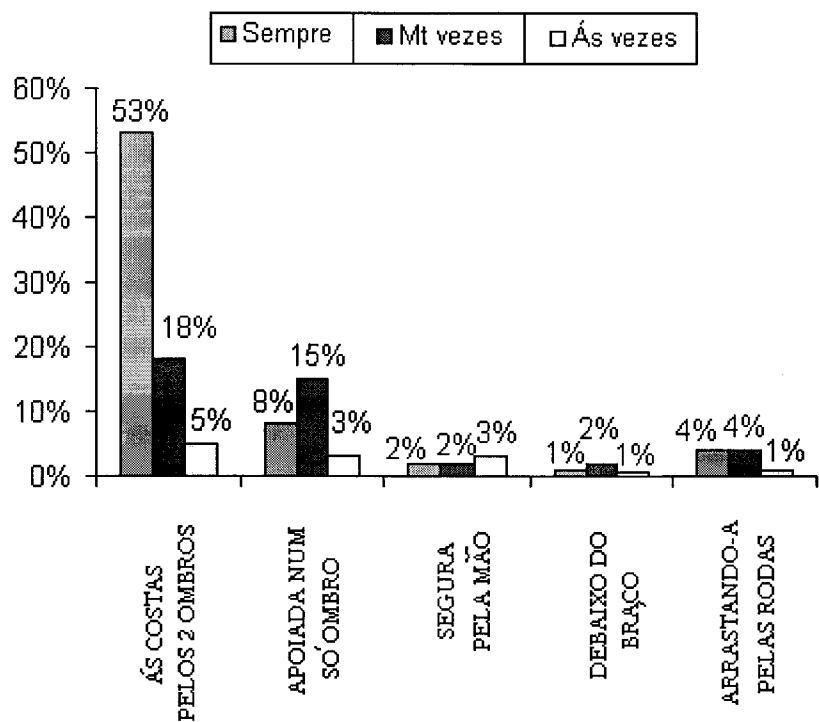


Figura 16 - Formas de transporte da mochila mais frequentes entre as crianças do estudo epidemiológico.

Salientamos ainda, que o tipo de mochila, dotada de um sistema de rodas para o seu arraste, é muito pouco utilizado entre as crianças inquiridas no nosso estudo. Apenas 8% as utiliza “sempre” ou “muitas vezes”.

No entanto, devemos realçar que este género específico de mochila é substancialmente mais popular entre os jovens do Colégio Particular do que na Escola Pública. No primeiro, 16% dos alunos utiliza-as “sempre” ou “muitas vezes”.

Na Escola Pública a sua expressão é quase nula (3% com semelhante tipo de frequência).

No que concerne à natureza do conteúdo habitual das mochilas escolares, os alunos referiram que, para além do normal material didáctico, 47% destes também transportam material desportivo, 19% acrescentam à lista o material de desenho e 28% dizem que levam habitualmente o lanche para a escola na mochila.

Contrariando um pouco a situação verificada aquando da pesagem das mochilas, durante a qual observámos um número substancial de jovens em posturas claramente alteradas, em virtude do peso das respectivas mochilas, verificámos que 68% dos alunos considerava a sua mochila confortável.

Conforme documenta a figura 17, somente 4% dos alunos considerou a sua mochila desconfortável, embora 28 % pense tratar-se de um meio pouco confortável.

Curiosamente, 50% dos alunos estudados considera que, habitualmente, a sua mochila é “pesada” ou “muito pesada”. Do total da amostra, 35% dos sujeitos acredita que a sua mochila apresenta frequentemente um peso “normal” ou “médio”.

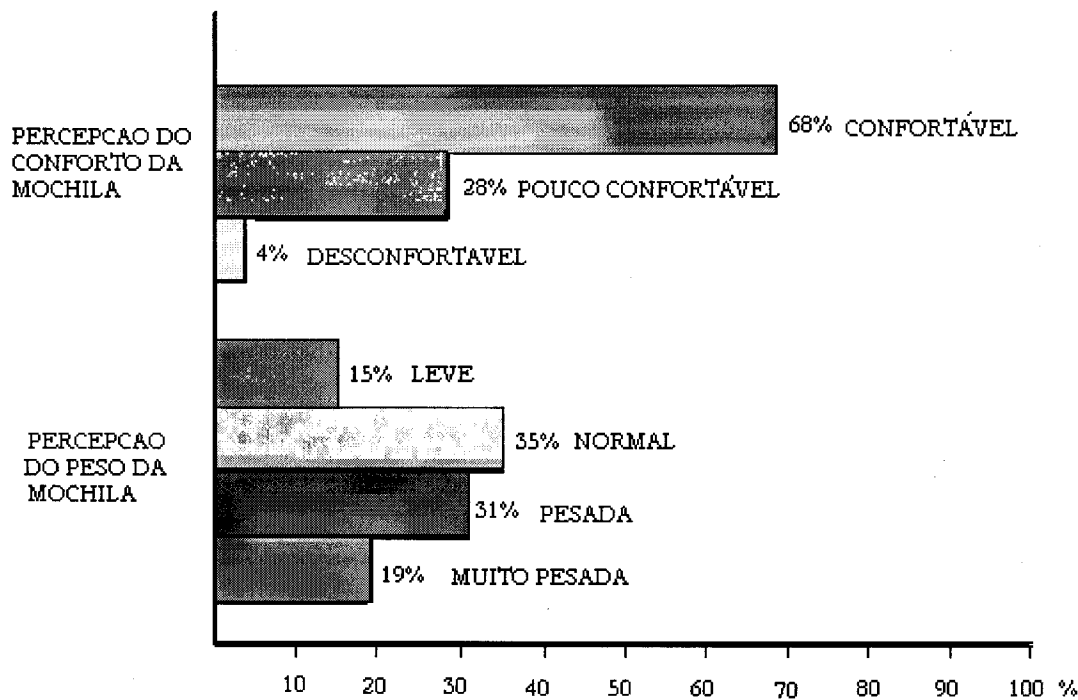


Figura 17 - Percepção do conforto e do peso representado pela mochila.

Um dado que nos parece importante realçar, prende-se com a elevada percentagem de alunos (83%), que afirmou sentir dores musculares, supostamente relacionadas com o transporte da sua mochila. Neste contexto, 18% desses alunos afirmam que essa sintomatologia de dor é muito frequente.

Como se pode observar através da análise à figura 18, em relação à localização dessas dores, os alunos tendo a possibilidade de indicar mais do que um local de instalação da dor, privilegiaram as dores nas costas (50%) e nos ombros (49%), embora também tenham dado alguma relevância à dores localizadas no pescoço (23%).

Salientamos ainda o facto da maioria dos alunos, apesar de relacionarem estas dores musculares com o transporte das respectivas mochilas, denotam uma atitude mais ou menos resignada perante essa realidade.

A confirmar esta ideia surgem 61% dos inquiridos que revelaram nunca terem procurado qualquer médico ou especialista para ajudar a solucionar este problema, por “não sentiram necessidade”.

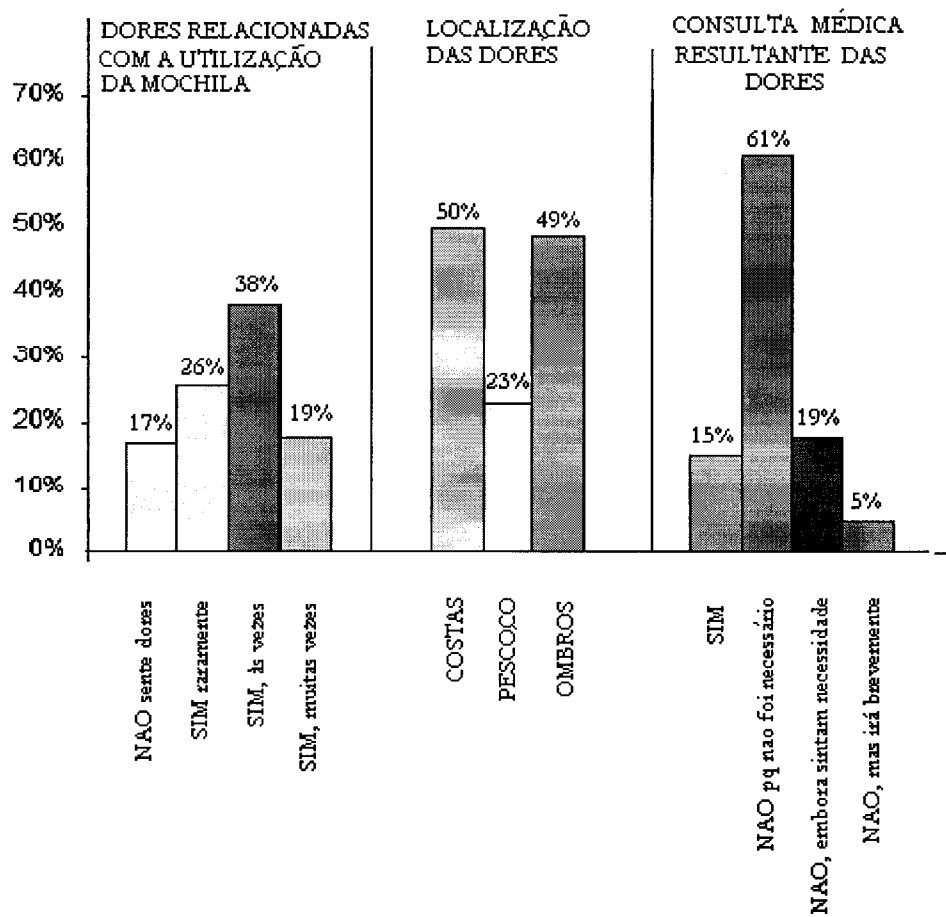


Figura 18 - Relação entre dores sentidas supostamente relacionadas pelo transporte da mochila, sua localização e procura ou não de tratamento das mesmas.

4.2. ESTUDO EXPERIMENTAL DA MARCHA E DO EQUILÍBRIO

Sempre que apresentemos figuras ou quadros demonstrativos dos resultados, verificados para cada parâmetro em análise, estes, referir-se-ão a um sujeito apenas, o qual representa aquele que melhor caracteriza o padrão observado nos restantes elementos da amostra.

De igual modo, algumas tabelas e quadros de determinados dados traduzem os resultados da amostra global, para as variáveis em questão.

4.2.1.1. A MARCHA - FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO

De seguida apresentamos os valores absolutos da força vertical (FZ) durante os dois picos máximos e pico mínimo, assim como as respectivas construções gráficas, durante os apoios, com o pé direito e com o pé esquerdo.

Os resultados expressos no Quadro 1 e visualizados graficamente na figura 18, para além de revelarem o esperado crescimento do valor da força com a elevação do nível de carga transportada, registam uma tendência para aumentar a duração dos eventos seleccionados para a componente vertical da FRS e aumentar a duração do apoio simples.

Quadro 1 – Valores médios e desvios padrão (±) da força FZ (N) e variação de tempo (s) em que ocorrem os eventos indicados, para cada nível de carga e para ambos os pés, no total da amostra.

Carga/Pé	FZmáx1	T FZmáx1	Fzmín	T Fzmín	FZmáx2	T FZmáx2	T Apoio
0% Pé D	439,3 ± 64,9	0,15 ± 0,02	315,8 ± 55,1	0,30 ± 0,05	425,3 ± 70,7	0,54 ± 0,05	0,74 ± 0,07
0% Pé E	434,3 ± 64,4	0,14 ± 0,04	311,1 ± 54,2	0,31 ± 0,06	424,3 ± 62,8	0,58 ± 0,06	0,76 ± 0,07
15% Pé D	501,4 ± 89,8	0,15 ± 0,02	341,9 ± 49,9	0,30 ± 0,03	489,5 ± 76,3	0,55 ± 0,05	0,75 ± 0,06
15% Pé E	497,3 ± 83,4	0,16 ± 0,04	344 ± 57,9	0,32 ± 0,05	493,7 ± 75,4	0,57 ± 0,05	0,75 ± 0,06
30% Pé D	528,9 ± 97,2	0,19 ± 0,08	383 ± 61,9	0,34 ± 0,08	530,2 ± 73,3	0,59 ± 0,06	0,79 ± 0,08
30% Pé E	538,7 ± 85,8	0,18 ± 0,07	388,9 ± 71,4	0,34 ± 0,08	530,7 ± 70,4	0,59 ± 0,07	0,78 ± 0,07

De acordo com os resultados expressos na figura 19, o que de mais relevante se destaca é o aumento da duração do contacto, em função da elevação do valor da carga, que se traduz, igualmente, por uma maior variação de tempo necessário a que ocorrem os dois picos máximos e o pico mínimo de Fz.

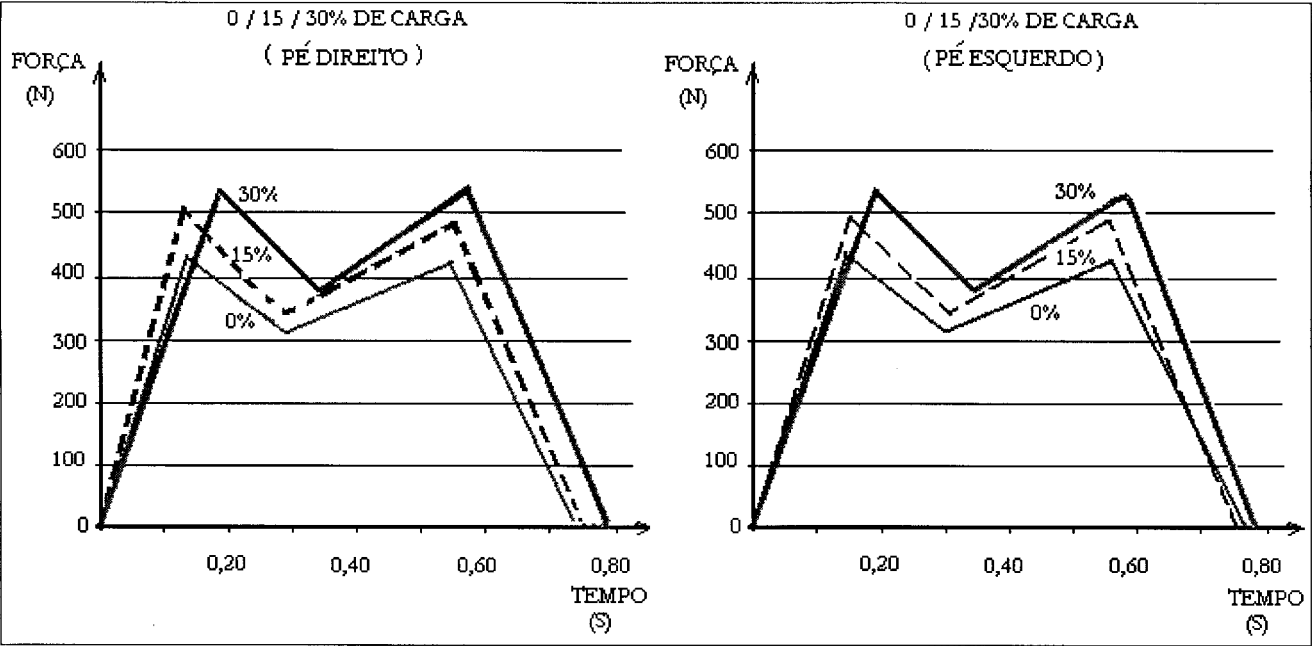


Figura 19 - Representações gráficas dos picos máximos e mínimo de força vertical (FZ) absoluta, nas três situações de carga, durante o apoio, para o pé direito e pé esquerdo, respectivamente.

Este aumento na duração do apoio simples, em função do acréscimo na magnitude da carga transportada, é também documentada nos trabalhos de MARTIN e NELSON (1986), CHARTERIS (1998) e BEZERRA et al. (1999).

Contudo, WONG e HONG (1997) verificaram o oposto. Estes investigadores observaram uma diminuição significativa do tempo de apoio simples de cada pé, com uma carga de 20% do peso corporal nos indivíduos estudados, quando comparada com situações de utilização de cargas inferiores, ou mesmo, sem carga.

Nos quadros 2 e 3 apresentamos valores normalizados da força, à percentagem do peso total (indivíduo com a mochila) e do tempo, à duração total da fase de apoio simples, respectivamente.

Quadro 2 – Magnitude das variáveis da Força de Reacção do Solo (valores médios e desvios padrão) normalizadas (expressas em % do peso total), para a amostra, constituída por 11 sujeitos.

Carga / Pé	FZmáx1	Fzmín *	FZmáx2	FYmáx	Fymín	FXmáx	Fxmin
0% Pé D	111.9 ± 7.0	80.5 ± 4.2	107.2 ± 3.3	19.9 ± 2.8	18.0 ± 5.9	7.6 ± 2.8	3.3 ± 1.8
0% Pé E	110.5 ± 6.8	79.9 ± 5.6	107.7 ± 6.4	21.3 ± 3.4	17.8 ± 2.6	3.7 ± 2.0	5.5 ± 1.9
15% Pé D	110.6 ± 7.2	75.6 ± 4.7	108.2 ± 4.6	20.7 ± 3.0	18.9 ± 3.1	8.5 ± 3.5	3.4 ± 1.9
15% Pé E	110.5 ± 7.2	75.5 ± 5.2	109.0 ± 4.1	21.9 ± 2.4	17.9 ± 3.1	3.0 ± 1.7	5.2 ± 1.4
30% Pé D	106.0 ± 10.7	75.9 ± 3.7	107.1 ± 7.8	20.7 ± 2.4	19.3 ± 3.4	7.9 ± 3.9	3.2 ± 2.3
30% Pé E	107.1 ± 7.1	76.8 ± 5.8	107.1 ± 7.5	20.6 ± 3.9	18.3 ± 2.7	3.3 ± 1.8	4.9 ± 2.0

* Variáveis que sofreram alterações significativas (p< 0,05) em função do transporte diferenciado de cargas.

Os valores da força vertical, sem carga, para os dois picos máximos, aqui apresentados, estão de acordo com a literatura, nomeadamente com os

estudos de SIMON et al. (1981), em que verificaram valores que se superiorizavam entre 5 e 12,5% ao valor do peso corporal, embora AMADIO e BARBANTI (2000) refiram para o mesmo aumento, valores entre 10 a 30%.

De acordo com os dados expostos no quadro 2 e na figura 20, na componente vertical, a magnitude normalizada do primeiro pico ($F_{zm\acute{a}x1}$) sofreu alterações em função da carga transportada, registando-se uma ligeira tendência de diminuição à medida que se elevou o valor da carga. Esta tendência decrescente, da magnitude máxima deste indicador de sobrecarga no aparelho locomotor, diverge dos dados obtidos por BEZERRA et al. (1999), que registaram um aumento significativo desse valor.

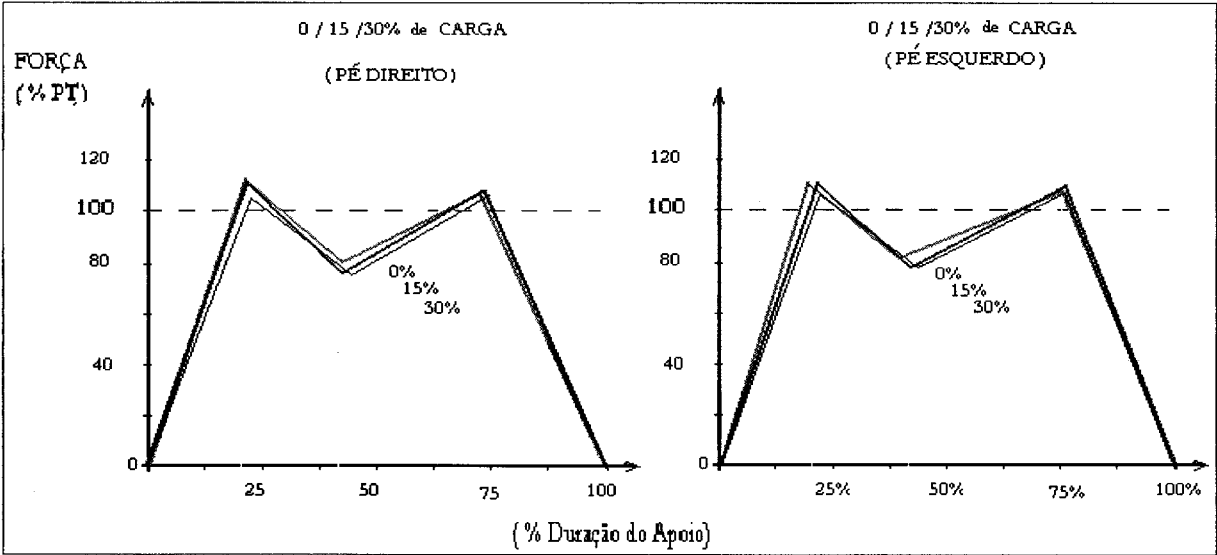


Figura 20 - Representações gráficas dos picos máximos e mínimo de força vertical (FZ) normalizada ao peso total (sujeito e mochila), nas três situações de carga, durante o apoio (tempo normalizado à duração total do apoio), para o pé direito e pé esquerdo, respectivamente.

Já no que se refere ao segundo pico máximo desta componente da FRS, os dados obtidos não revelaram qualquer tendência clara de variação da sua magnitude, em função da alteração da carga na mochila, embora BEZERRA et al. (1999) tenham verificado uma diminuição significativa da magnitude deste parâmetro, com a utilização de cargas mais expressivas.

A única variável referente à componente vertical da FRS, que sofreu alterações significativas, foi o pico mínimo desta força ($F_{zmín}$), nas comparações entre a situação sem carga e com carga equivalente a 30% do seu PC, para o pé direito.

Esta variável apresentou uma pequena redução da sua magnitude em função do aumento da carga, tendência essa generalizável, também, para o pé esquerdo.

Do mesmo modo, BEZERRA et al. (1999) verificaram uma diminuição significativa dos valores de $F_{zmín}$, quando eram colocadas cargas acima de 10 kg, nas mochilas transportadas pelos indivíduos deste estudo.

Durante este período, resultante da deflexão do 1º pico máximo da força vertical, MARTIN e NELSON (1986) consideram que a diminuição deste parâmetro, possa estar relacionada com o aumento da duração da fase de duplo apoio.

Segundo os mesmos autores, a duração da fase de duplo apoio é aumentada, quando se transportam cargas mais expressivas, devido à maior necessidade de estabilidade e de equilíbrio dinâmico durante a marcha. Por outro lado, o risco de sobrecarga para o aparelho locomotor vê-se assim diminuído.

CHARTERIS (1998) refere nos seus estudos, que a duração do duplo apoio mostrou ser influenciada pelo valor da carga transportada, aumentando com a elevação desta.

Os restantes parâmetros em análise, referentes às componentes ântero-posterior (F_y) e médio-lateral (F_x) da FRS, não registaram alterações significativas nas suas magnitudes em função do aumento da carga das mochilas.

Apenas o pico mínimo de F_y , relacionado com a frenação do movimento no ataque do calcanhar ao solo, registou uma ligeira tendência para elevação da sua magnitude em função do aumento crescente do peso transportado na mochila. Resultado, aliás, esperado e que confirma uma variação semelhante deste parâmetro obtida por BEZERRA et al. (1999).

Em relação às variáveis temporais relativas (ou normalizadas), foi registado um aumento mais expressivo da duração do primeiro pico máximo e do pico mínimo de F_z , embora estatisticamente não significativo, entre a situação sem carga e com carga equivalente a 30% do seu peso corporal. Estes dados estão de acordo com os resultados obtidos.

COSTA (2000) sugere que a maior duração do pico mínimo (TFz mín) possa ser explicado pela melhor capacidade do organismo em resistir ao momento externo, nesta fase do apoio, que tende a produzir uma flexão plantar.

Ainda segundo a mesma investigadora, com a idade, provavelmente ocorre o aperfeiçoamento deste mecanismo, controlando melhor a flexão plantar pelos dorso-flexores, produzindo uma suave transferência da fase de acomodação do peso para a fase do apoio plantar total.

Nos restantes parâmetros temporais, não foram observadas alterações significativas ou qualquer tendência evidente para aumentar ou diminuir o seu valor, em função do aumento da carga transportada.

Também LINK et al. (2000), não verificaram alterações significativas nas características temporais da marcha de crianças trazendo mochilas de pesos distintos. Estes autores justificaram essa relativa estabilidade pela notável capacidade de adaptação do organismo às cargas transportadas.

Quadro 3 - Valores médios e desvios padrão dos Tempos em que ocorrem os respectivos eventos estudados (expressos em % do tempo total do apoio simples correspondente) para o total da amostra.

CARGA D / E	Tfz máx1	Tfz mín	Tfz máx2	Tfy máx	Tfy0	Tfy mín	Tfx máx	Tfx mín
0% D	20,1± 1,8	40,3 ± 3,7	72,4 ± 3,9	84,4 ± 1,8	48,8 ± 3,1	15,3 ± 2,5	31,5 ± 23,2	36,3 ± 43,3
0% E	19,6± 2,4	38,4 ± 5,5	75,3 ± 2,4	84,3 ± 1,7	48,8 ± 5,3	12,1 ± 3,8	18,5 ± 36,9	27,7 ± 22,0
15% D	20,5± 2,4	40,4 ± 5,0	73,3 ± 4,6	83,9 ± 1,7	49,5 ± 5,3	16,2 ± 2,1	26,2 ± 18,2	27,2 ± 37,9
15% E	21,4± 3,3	41,5 ± 4,3	75,3 ± 2,6	84,6 ± 2,7	48,4 ± 5,0	16,3 ± 3,6	17,9 ± 29,1	38,5 ± 27,9
30% D	23,0± 6,3	42,5 ± 5,9	74,8 ± 2,1	84,1 ± 1,2	46,9 ± 6,0	14,7 ± 2,1	23,3 ± 12,4	36,3 ± 43,3
30% E	23,1± 3,4	42,8 ± 3,5	74,9 ± 2,6	84,4 ± 1,3	50,2 ± 4,4	16,3 ± 1,9	19,8 ± 33,1	37,4 ± 25,3

A taxa de crescimento da força vertical passiva (TcFzmax1), no apoio com o pé esquerdo, sofreu alterações significativas na passagem da situação sem mochila para a situação com mochila carregada com o equivalente a 30% do seu peso corporal.

A sua magnitude diminuiu significativamente com o aumento de carga, conforme se observa através do quadro 4.

O sentido desta alteração é lógico, desde que ficámos a saber que também foram alterados, com a carga, a intensidade do primeiro pico de força vertical (diminuiu) e a variação de tempo para se atingir o mesmo (que aumentou). Logo, a razão entre estas duas variáveis condicionou a diminuição da Tc Fzmáx1.

Na taxa de crescimento do segundo pico máximo da força vertical (Tc Fzmáx2), não foi observada qualquer alteração significativa, facto esse a que não é alheio o comportamento mais semelhante, nos três níveis de carga estudados, da componente vertical da FRS, logo após ocorrer a deflexão da curva vertical.

Quadro 4 - Valores médios e desvios padrão das Taxas de Crescimento da Fz1 e Fz2 (% PT / s) e do Impulso vertical relativo da mesma (%).

Passagem	TCFZ1 *	TCFZ2	IMP1	IMP2
00 Dir	5.32 ± 0.48	4.63 ± 0.82	19.0 ± 2.02	28.3 ± 3.95
00 Esq	5.80 ± 0.72	4.26 ± 0.61	19.3 ± 1.96	30.4 ± 3.61
15 Dir	5.22 ± 0.56	4.45 ± 0.70	19.1 ± 2.40	28.2 ± 4.71
15 Esq	5.16 ± 0.62	4.71 ± 0.78	19.7 ± 1.73	30.0 ± 4.21
30 Dir	4.65 ± 1.34	5.04 ± 1.01	19.0 ± 2.60	30.1 ± 4.66
30 Esq	4.68 ± 0.47	4.81 ± 0.37	19.1 ± 2.08	30.0 ± 4.02

* Variáveis que sofreram alterações significativas (p< 0,05) em função do transporte diferenciado de cargas.

AMADIO e COSTA (1992) relacionam valores baixos da taxa de crescimento da “força passiva” (TcFz1) com um melhor controlo da distribuição das forças na marcha, no sentido de atenuar o impacto, protegendo as estruturas passivas do aparelho locomotor envolvidas nesse mecanismo de absorção do choque mecânico.

Os impulsos verticais relativos não apresentaram alterações significativas, em função do aumento de carga nas mochilas, conforme se observa pelo quadro 4, tendo-se verificado mesmo uma certa estabilidade no seu valor, nas três situações de carga testadas.

4.2.1.2. **A MARCHA** - DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Os resultados apresentados, reflectem apenas a análise qualitativa da distribuição da pressão plantar, observada durante o estudo da Marcha.

A expressão quantitativa dos valores da pressão, da força e da área plantar activados durante o apoio não foi considerada pelos motivos explicados na apresentação da metodologia empregue no estudo.

Tendo cada sujeito realizado três passagens sobre a plataforma com o pé direito, e outras tantas com o pé esquerdo, a tarefa para encontrar um padrão de distribuição de pressões plantares revestiu-se de elevada complexidade.

Concretamente, constatámos uma grande variabilidade na forma de realizar os apoios com cada pé e para o mesmo nível de carga, em cada indivíduo.

A primeira situação observada consistiu na passagem dos sujeitos sem mochila (0% de carga), tendo-se verificado os seguintes aspectos:

- Na área de pressão IV (AP IV), caracterizada pela zona do calcanhar, registou-se uma maior pressão na zona exterior do mesmo, conforme documenta a figura 21.

Esta tendência foi maior quando se observou o apoio com o pé esquerdo.

No entanto, num número considerável de indivíduos da amostra (4), também se formaram picos de pressão numa zona mais interna ou medial do calcanhar.

- No momento em que se observa a formação de picos de pressão, nesta estrutura do pé, está a plataforma de forças a registar o primeiro máximo da componente vertical da FRS.
- Na fase seguinte do apoio, quando o pé assenta totalmente no solo, a distribuição das maiores pressões evolui do retropé (zona do calcanhar)

para o antepé (zona metatársica), normalmente pela região exterior do pé, exceptuando dois sujeitos da amostra acometidos por “pé raso”.

- Na AP III (metatarso lateral) registaram-se picos de pressão, no entanto, com uma expressão reduzida, em qualquer dos pés.
- Na AP II (metatarso medial), quando ocorre a fase de inversão do pé (apoio do antepé), verificámos a formação de zonas de elevada pressão (picos) caracterizando a propulsão que se verifica nesta fase do ciclo da marcha. Nesta área também se observaram valores significativos de pressão, ainda durante o apoio total do pé, sem contudo darem origem à formação de picos de pressão.
- De realçar que o momento em que é registado na plataforma de forças o segundo pico (máximo) da componente vertical da FRS, corresponde ao instante em que se formam picos de pressão plantar, observado nas palmilhas. Para a maioria dos indivíduos da amostra, estes picos de pressão formam-se, sobretudo, na AP II.
- Na AP I (hálux), onde ocorre a transferência da fase de apoio para a fase de balanço, foram registadas pressões apenas nas duas últimas imagens (frames) do apoio.

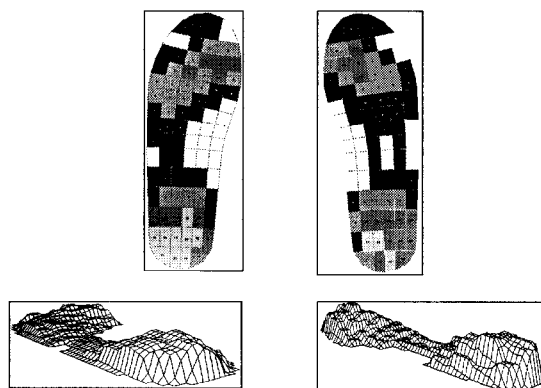


Figura 21 - Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, sem mochila.

Na situação seguinte, os sujeitos realizaram o percurso com a mochila carregada com 15% do seu peso corporal e, como traduz a figura 22, verificou-se que:

- Os registos de maiores pressões aconteceram sobretudo na fase de apoio do retropé (ataque do calcanhar ao solo), prolongando-se um pouco mais, ainda durante a fase do contacto de todo o pé.
- Em ambos os pés, na AP IV, formaram-se picos de pressão numa zona mais interna, mas também se registaram elevadas pressões na região centro/ exterior do calcanhar.
- Na AP III, há registos expressivos de pressão plantar, durante a fase de apoio de todo o pé, e com pouca expressividade para a maioria dos indivíduos, na fase de propulsão do apoio (antepé).
- Já na AP II, formaram-se picos expressivos de pressão plantar, particularmente durante a fase de propulsão (antepé).
- Na AP I verificámos a formação de picos de pressão, durante a fase final da propulsão (apoio do hálux), em apenas cerca de metade dos sujeitos observados.

Nos restantes casos, a pressão foi pouco expressiva ou mesmo inexistente, quanto ao seu registo.

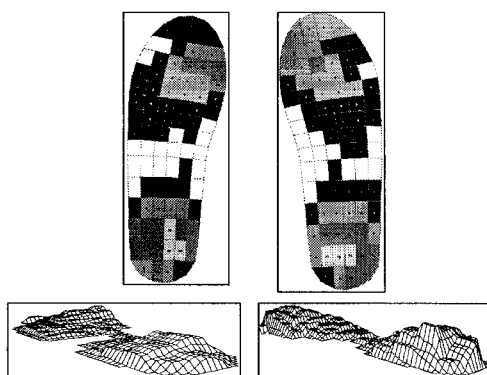


Figura 22 - Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, com 15% de carga na mochila.

A passagem dos sujeitos com uma mochila, transportando o equivalente a 30% do seu peso corporal, de acordo com o documentado pela figura 23, revelou:

- A formação de picos de pressão expressivos na AP IV, independentemente do pé observado, localizando-se mais exteriormente, em metade dos sujeitos da amostra, e nos restantes, essas elevadas pressões centravam-se na região interna. Para além deste aspecto, também foi evidente, nesta área, uma pressão geral superior e uma maior superfície do calcanhar com pressões expressivas, em relação às duas situações analisadas anteriormente, de acordo com o incremento de carga verificado.
- Na AP III registámos elevadas pressões, especialmente durante a fase do contacto do mediopé, e imediatamente antes da elevação do calcanhar. Todavia, durante a fase em que ocorre a propulsão final, também foram registadas pressões significativamente altas, em grande parte da amostra.
- No entanto, nesta fase, onde apenas contacta a região do antepé, a maior expressão de picos de pressão plantar situou-se na AP II.
- Na região do hálux (AP I), apenas se observam picos de pressão plantar na fase final do apoio, na generalidade dos indivíduos observados.
- Salientamos ainda, que a sobreposição dos dados temporais, obtidos através das palmilhas, com os dados provenientes da plataforma de forças, permitiu verificar que, aquando da formação do primeiro pico da força vertical, já se registavam pressões no mediopé e, com alguns sujeitos, também no antepé. Isto permite sugerir que, para este nível de carga, o toque inicial do pé na plataforma, se fizesse com um precoce assentamento plantar do pé.

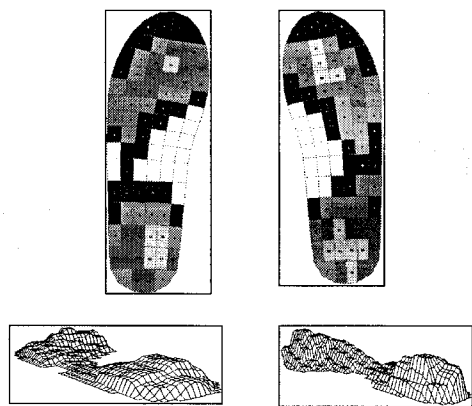


Figura 23 - Representações 2D e 3D da distribuição da pressão plantar durante o apoio no ciclo da marcha para o sujeito 5, com 30% de carga na mochila.

Seguidamente, apresentamos os resultados da distribuição da pressão plantar em três momentos do contacto do pé no solo, conforme ilustrado nas figuras 24 e 25.

O primeiro, de localização no retropé, inicia-se com o toque do calcanhar no solo e que se prolonga até ao momento em que a força vertical atinge o seu primeiro pico máximo. O segundo, relativo ao mediopé, circunscreve-se ao período entre o registo dos dois picos máximos da força vertical e, por último, no antepé, que vai do segundo pico máximo da componente vertical da FRS até ao final do contacto do pé no solo.

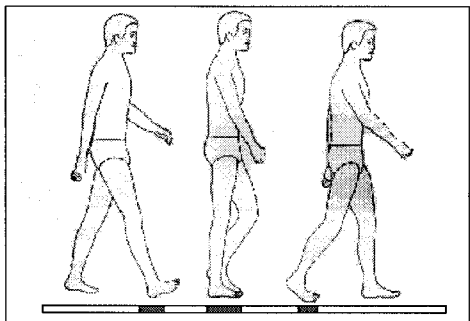


Figura 24 – Sequência das fases do contacto do pé no solo (apoio do retropé, mediopé e antepé).

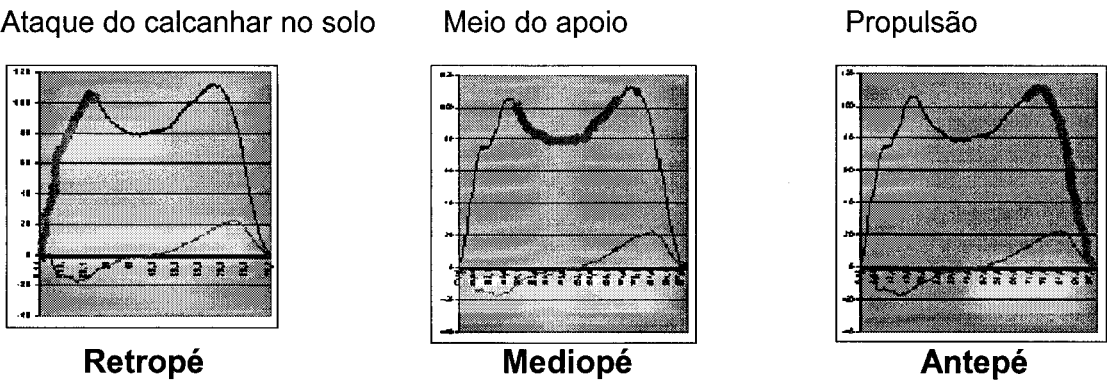


Figura 25 – Representação gráfica do padrão de comportamento da componente vertical da FRS, durante o apoio simples na marcha, evidenciando as fases da curva representativas do retropé, mediopé e antepé.

Por forma a fornecer uma perspectiva mais global, e de síntese, da evolução da distribuição das pressões plantares ao longo do apoio, em função da carga, e que aqui, resumimos a três etapas. A figura 26 pretende reproduzir

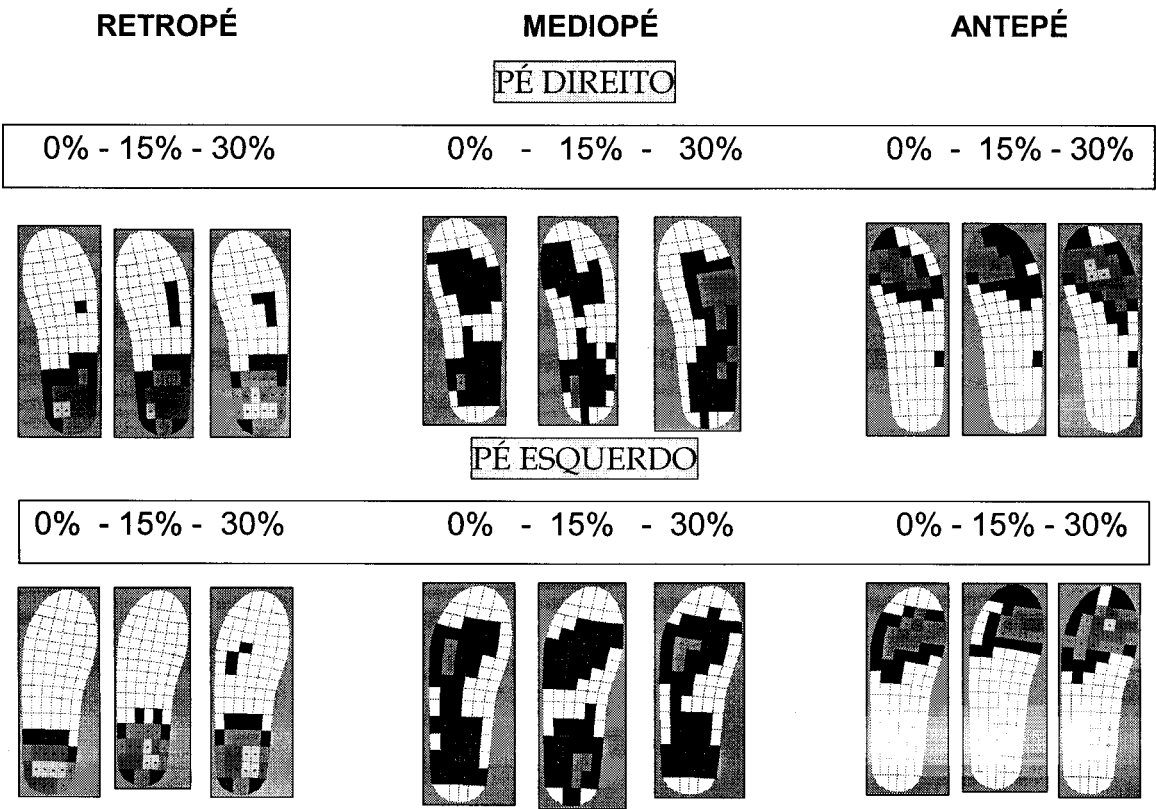


Figura 26 - Evolução da distribuição das pressões plantares com o aumento da Carga, no Sujeito 5 (em ambos os apoios).

4.2.2.1. O EQUILÍBRIO – A FORÇA DE REACÇÃO DO SOLO

De acordo com um dos objectivos específicos que nos propusemos realizar neste estudo, fomos avaliar a influência da carga na potência (magnitude) relativa do sinal estabilométrico, nas quatro bandas de frequência do espectro de 0 a 2 Hz.

Foram consideradas as direcções ântero-posterior (y) e médio-lateral (x) do movimento oscilante produzido durante o teste de equilíbrio.

Após a aplicação do teste ANOVA, verificámos não existirem, na generalidade, variações significativas, qualquer que seja a direcção do movimento considerada, nas bandas de frequência definidas, em função do factor carga. A excepção vai para a faixa dos 0,2 aos 0,5 Hz (B3), nos movimentos de direcção ântero-posterior.

Estes dados confirmam as conclusões de MOCHIZUKI et al. (1999), segundo as quais os autores defendem que, nas posturas de duplo apoio, verifica-se que as maiores oscilações são realizadas na direcção ântero-posterior.

Dos dados obtidos e registados no Quadro 5 podemos ainda inferir que, apenas na banda de frequência mais baixa, do espectro considerado, se verificou uma tendência para diminuir a potência média relativa do sinal estabilométrico em função do aumento de carga. Nas restantes bandas, verificámos uma tendência inversa, sendo significativo o aumento da potência média relativa apenas na banda que vai dos 0,2 aos 0,5 Hz e na passagem de 0 para 15% do PC de carga.

Quadro 5 - Média e desvio padrão da potência média relativa, das bandas de frequência, de 0 a 2 Hz, nas oscilações ântero-posteriores.

	b1y	b2y	b3y *	b4y
0%	10.9 ± 1.37	0.64 ± 0.32	0.44 ± 0.27	0.13 ± 0.08
15%	9.64 ± 1.96	1.03 ± 0.76	1.26 ± 0.82	0.21 ± 0.11
30%	8.72 ± 2.91	1.23 ± 0.77	0.88 ± 0.69	0.22 ± 0.14

* Variáveis que sofreram alterações significativas (p< 0,05) em função do transporte diferenciado de cargas.

Os dados sugerem que a magnitude do sinal (potência), registada nesta banda de frequência, é significativamente maior na situação de equilíbrio com mochila pesando 15% do PC, quando comparada com a situação de controlo (sem mochila).

Contudo, para cargas superiores (30% do PC), a magnitude do sinal, embora superior à verificada na situação sem mochila, quando comparada com a mochila com 15% do PC diminui, aproximando-se dos valores obtidos sem mochila.

De realçar que, na faixa de frequência entre 0,1 e 0,5, IMBIRRA (1997) afirma estarem presentes fenómenos relevantes, tais como a frequência respiratória, sendo, inclusive, responsável por parte das oscilações verificadas.

Conforme se observa a partir do Quadro 6, nas oscilações médio-laterais, verificámos uma tendência para um aumento dos ganhos na banda de frequência mais baixa (0 a 0,1Hz) com a elevação do nível de carga. Nas restantes bandas observámos uma preponderância para diminuir os ganhos entre 0 e 15% de carga e aumentarem entre 15 e 30% de carga.

Embora sem se mostrarem significativas as alterações nos movimentos de componente médio-lateral, provocadas pela variação do nível de carga, importa salientar que a potência média relativa do sinal estabilométrico revelou uma

tendência para aumentar quando a carga passou de 15 para 30% do PC, em qualquer das bandas de frequência consideradas.

Quadro 6 - Média e desvio padrão da potência média relativa, das bandas de frequência, de 0 a 2 Hz, nas oscilações médio-laterais.

	b1x	b2x	b3x	b4x
0%	7.72 ± 2.72	1.56 ± 1.01	1.10 ± 0.66	0.27 ± 0.14
15%	8.91 ± 1.31	1.35 ± 0.5	0.92 ± 0.34	0.2 ± 0.07
30%	9.24 ± 4.95	1.85 ± 1.29	1.17 ± 0.57	0.24 ± 0.14

Quanto à outra variável em estudo, verificámos que os dados relativos à área de oscilação do CP, durante os 30 segundos do teste do equilíbrio, apresentam diferenças estatisticamente significativas, quer nos movimentos ântero-posteriores, quer nos movimentos médio-laterais, em função da variação da carga transportada na mochila.

Os indivíduos da amostra revelaram uma tendência geral para um aumento dos movimentos oscilantes, ântero-posteriores e médio-laterais, em função do aumento da magnitude de carga transportada.

Na direcção médio-lateral, esse aumento só foi significativo na passagem para cargas mais expressivas (15 para 30% do PC). Importa referir que os indivíduos com uma carga de 15% do PC revelaram uma maior estabilização dos movimentos nesta direcção, quando comparados com a situação sem mochila.

Já com as oscilações de componente ântero-posterior, foi observada uma tendência para aumentar a sua magnitude com a elevação do nível de carga utilizado , sendo esse aumento significativo na passagem de 0 para 30% do PC.

Os resultados do Quadro 7 demonstram que a amplitude da área, percorrida pela migração do CP, é substancialmente superior na situação de carga, com a mochila transportando 30% do seu PC. Contudo, apesar de se verificar um aumento expressivo da área, este não foi considerado significativo, supostamente justificado pela alta variabilidade inter-individual que caracterizou a amostra, como se poderá inferir dos dados relativos ao seu desvio padrão.

Quadro 7 - Média e desvio padrão das migrações do CP, médio-laterais e ântero-posteriores, e da área resultante, nos 30 s do teste de equilíbrio bipodal.

	X (mm) *	Y (mm) *	ÁREA (mm2)
0%	25.73 ± 12.49	20.52 ± 7.41	63.53 ± 42.17
15%	22.04 ± 5.69	26.09 ± 6.81	59.15 ± 25.06
30%	32.12 ± 7.70	30.82 ± 10.62	102.78 ± 59.53

- Variáveis que sofreram alterações significativas ($p < 0,05$) em função do transporte diferenciado de cargas.

Da figura 27 podemos observar a tendência verificada para um aumento das oscilações segundo as direcções médio-laterais e ântero-posteriores (em especial), com a elevação do nível de carga utilizado nas mochilas.

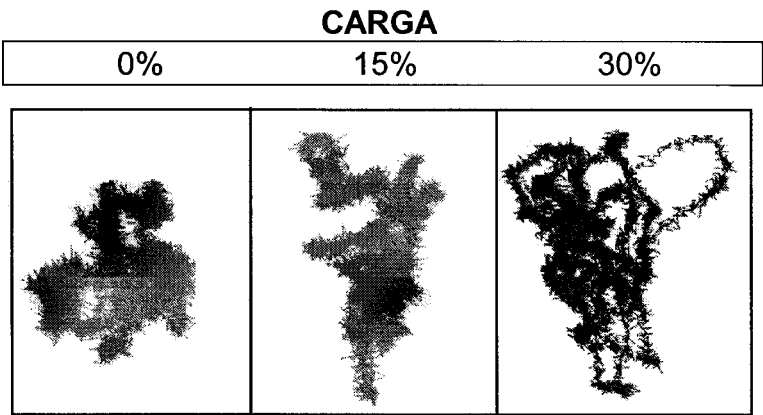


Figura 27 - Área de migração do CP, em cada situação de carga, durante o teste de Equilíbrio de 30 s, do indivíduo 7.

4.2.2.2. O EQUILÍBRIO - DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Conforme documenta a figura 28, durante a equilibração bipodal, realizada sem mochila, os indivíduos apresentaram distribuições da Pressão Plantar que evidenciaram:

- Registos de grande pressão na área do retropé (AP IV), particularmente na sua região interna.
- Nas restantes áreas plantares, a pressão registada foi nula ou pouco expressiva, estando esta associada sobretudo à região do metatarso lateral (AP III), embora também surjam casos com alguma expressão de pressão plantar na AP II. Contudo, estas nunca chegam a aproximar-se das magnitudes verificadas na AP IV.
- Em todos os indivíduos da amostra não se verificou a activação da AP I, neste nível de carga.
- Outro aspecto, que nos parece relevante, é o facto de, para todos os indivíduos da amostra, e em todos os casos se observar que um dos pés regista valores superiores de pressão plantar e maiores superfícies plantares dos pés, activadas.

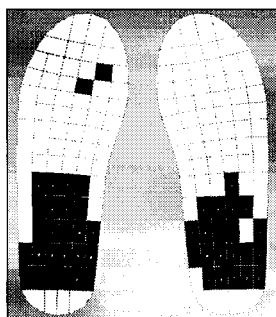


Figura 28 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, sem mochila (0% de carga).

Para uns trata-se do pé direito e, para outros, do pé esquerdo. Esta situação vem, mais uma vez, comprovar a grande variabilidade inter-individual da amostra, no que respeita às diferenças podológicas e de lateralidade.

Outros autores, utilizando amostras constituídas por sujeitos adultos de ambos os sexos, têm verificado tendência semelhante, para se registarem pressões na região do retropé bem superiores às verificadas no antepé durante o equilíbrio bipodal.

GRIEVE e RASHDI (1984) encontraram pressões 1,74 vezes superiores e CAVANAGH et al. (1987) chegaram a valores de 2,6 mais elevadas. Mais concretamente, estes últimos autores, com uma amostra de 107 indivíduos, puderam verificar que, durante a manutenção da posição vertical bípede estacionária, 60,5% do peso se concentra no calcanhar, 7,8% no mediopé, 28,1% no antepé e 3,6% nos dedos.

Dum estudo realizado por BETTS et al. (1980), acerca da distribuição dos picos de pressão plantar pelo retropé e antepé, os autores utilizaram 29 crianças na posição de pé, tendo encontrado uma pressão aproximadamente 1,94 vezes superior no calcanhar do que na parte anterior do pé.

Com 15% de carga observámos valores mais elevados de pressão distribuída por uma maior superfície plantar, quando comparada com a situação de 0% de carga. Contudo, a formação de picos de pressão continua a ser exclusiva da AP IV, conforme se observa a partir da figura 29.

Podemos ainda realçar que a região do antepé e, particularmente, dos dedos, apresenta uma participação pouco expressiva (e nalguns casos, mesmo nula), no apoio e registo de pressões, para este nível de carga,.

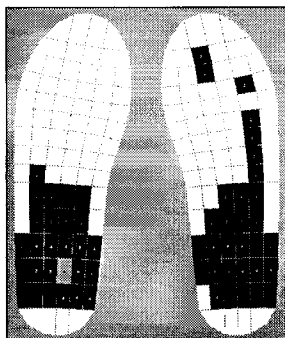


Figura 29 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, com 15% de carga na mochila.

Como se pode observar a partir da figura 30, com uma carga correspondendo a 30% do seu peso corporal, aumenta a superfície plantar com registos de pressão.

Os picos de pressão verificados na região do calcanhar (AP-IV) são de maior magnitude e representam a região do pé onde a carga produz um efeito mais intenso.

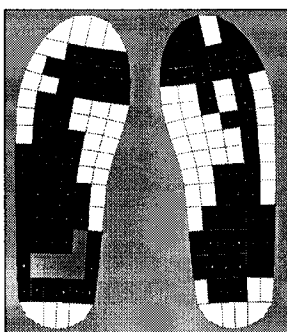


Figura 30 – Distribuição da pressão plantar no sujeito 2, com 30% de carga na mochila.

Realçámos ainda uma maior expressão da pressão registada nas AP II e AP III, tendo alguns indivíduos apresentado picos de pressão na região do metatarso medial (AP II).

Conforme traduz a figura 31, a elevação do nível de carga é responsável por uma maior superfície do pé que regista pressões plantares.

Do mesmo modo, mantém-se a tendência para os picos mais expressivos de pressão plantar se localizarem na zona do calcanhar (AP I). No entanto importa registar que também na AP II se formam picos de pressão, embora de menor expressividade, e apenas na condição de carga mais intensa (30% do PC).

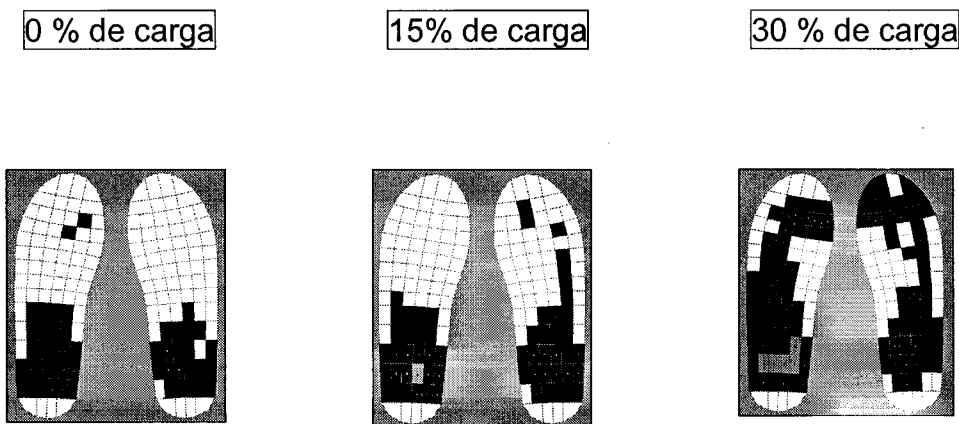


Figura 31 - Equilíbrio bipodal do sujeito 2, com variação do nível de carga na mochila (0% - 15% - 30%).

5. CONCLUSÕES

As crianças do nosso estudo não transportam nas suas mochilas escolares, ao longo da semana, um peso médio considerado excessivo, pela generalidade dos estudos produzidos nesta área. Todavia, os mesmos estudos admitem que o transporte de cargas equivalentes a 15% do peso corporal (valor médio semanal do peso da mochila carregada, verificado no nosso estudo), seja tido como limite máximo para evitar repercussões agudas, nomeadamente ao nível postural.

O transporte de mochilas com cargas mais expressivas (30% ou mais do seu PC) é pouco realizado, no entanto, para 50% dos alunos, a sua mochila transporta semanalmente uma carga que ultrapassa esse limite máximo (entre 15% e 30% do PC).

Dos resultados obtidos ao inquérito aplicado, podemos concluir que a maioria dos alunos, embora considere “pesada” ou “muito pesada” a sua mochila, pensa que a mesma é confortável. Este facto poderá ter que ver com a forma correcta com que os sujeitos realizam o transporte da mochila, pois 79% destes refere que utiliza as duas alças da mesma para a distribuição da sua carga por ambos os ombros.

Apesar desta percepção positiva em relação ao conforto proporcionado pela sua mochila, a maioria dos alunos confessa já ter sentido dores musculares, supostamente relacionadas com o transporte da mesma. Contudo é reduzida a percentagem dos alunos já procuraram ajuda médica, ou outro tipo de ajuda, para melhorarem dessa sintomatologia (apenas 15%).

No que respeita ao estudo experimental por nós encetado, concluímos que existem repercussões biomecânicas agudas na marcha e na equilibração em função do aumento do peso transportado na mochila.

Esta constatação consubstancia-se nos seguintes resultados: na diminuição significativa do pico mínimo de força vertical ($F_{zmín}$) e na diminuição

significativa da taxa de crescimento do primeiro pico máximo desta força ($TC_{Fzmáx1}$), registada durante a marcha, com a mochila transportando 30% do seu PC.

Contudo, também verificámos que estas consequências agudas se traduzem em adaptações do organismo, no sentido de permitir ao indivíduo ver reduzida a sobrecarga imposta pelas cargas mais expressivas (30% do seu PC). Com efeito, os resultados obtidos através das palmilhas transdutoras de pressão plantar, sugerem que os sujeitos realizem uma menor flexão dorsal do pé, no contacto inicial deste com o solo, antecipando o apoio total do pé. Com estas adaptações, o organismo tende a promover a maior estabilidade do equilíbrio dinâmico, sobretudo quando a este está associado o transporte das cargas mais expressivas.

Em relação ao equilíbrio bipodal estático, concluímos existirem alterações biomecânicas agudas na equilibração, particularmente, com cargas mais expressivas (30% do seu PC), que se consubstanciam nas seguintes:

Num aumento significativo da área resultante da migração do CP, com a carga, especialmente nos movimentos ântero-posteriores, mas também nos de direcção médio-lateral.

Numa maior variação da magnitude dos ganhos do sinal estabilométrico, com a carga, na gama de frequências que vai dos 0,2 aos 0,5 Hz.

Apesar de termos verificado existirem repercussões biomecânicas agudas na marcha e na equilibração em função do aumento de carga transportada, não nos é possível concluir acerca dos efeitos crónicos, reflectidos nos indivíduos que realizam regularmente esse transporte, em virtude do nosso estudo não apresentar uma natureza longitudinal. Todavia, somos levados a considerar da hipotética possibilidade de sofrerem consequências residuais a prazo, para as quais os pais e os professores, especialmente, de Educação Física, devem estar atentos, nomeadamente procurando intervir no sentido de as minorar.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMADIO, A. e SACCO, I. (1999): Considerações Metodológicas da Biomecânica para a Avaliação da Distribuição da Pressão Plantar. In: *Diabetes Clinica*, Atlântica Editora, 42-49.

ARAÚJO, R. (2000): Análise da atividade dos componentes do músculo tríceps sural durante a marcha e suas correlações com a força de reacção do solo e variação angular. In: AMADIO, A. e BARBANTI, V. (2000): A Biomecânica do movimento humano e suas relações interdisciplinares. Editora Estação Liberdade, pp.133-161.

ÁVILA, C.; RAMOS, L. e HADLICH, V. (2000): Determinação da Pressão na Região Plantar em indivíduos Diabéticos de Blumenau/sc. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 310-314, Santa Maria.

BARROS, R.; KRABB, B. e BAUMANN, W. (1995): Descrição de Forças e Momentos na Marcha de uma criança normal. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 379-386, Brasília.

BARROS, R.; SILVA, A.; OLIVEIRA, L.; IMBIRRA, L. e GARIA, M. (1999): Índice estabilométrico em suporte uni/bipodal. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 341-344, Florianópolis: Santa Catarina).

BARTLETT, R (1997): Introduction to Sports Biomechanics, E e FN SPON: 206-226.

BENAIDY, A.; KARWOWSKI, W.; CHRISTENSEN, D.; VOGIATZIS, C.; DERAISEH, N. e PRINS, A. (1998): What is heavy. In: *Ergonomics*, 4, vol 41: 420-432.

BEZERRA, E.; SERRÃO, J.; SÁ, M. e AMADIO, A. (1999): Descrição Dinâmica da Marcha durante o Transporte Cargas com 10 kg, 20 kg e 30 kg através de

Mochilas. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 591-596, Florianópolis: Santa Catarina.

BOBET, J. e NORMAN, R. (1984): Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. In: *European Journal of Applied Physiology*, 53: 71-75.

BORG, V. (1982): Psychophysical bases of perceived exertion. In: *Medicine and Science and Sports and Exercise*, 14: 337-381.

BRUNIERA, C. e AMADIO, A. (1993): Análise da Força de Reacção do Solo para o Andar e Correr com adultos normais do sexo masculino durante a fase de apoio. In: *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 19-24, Santa Maria.

CARVALHO (2002): A carga das mochilas escolares, a saúde e o desenvolvimento harmonioso das crianças – Estudo epidemiológico e cinemático da marcha com cargas dorsais diferenciadas, pesquisa de sintomas dolorosos e de alteração postural. (tese de mestrado, em conclusão), FCDEF - UP.

CAVANAGH, P. e LAFORTUNE, M. (1980): Ground reaccion forces in distance running, *Journal of Biomechanics*, 13: 397-406.

CAVANAGH, P. e MICHİYOSHI, A. (1980): A technique of the measure of Pressure Distribution beneath the foot. In: *J. Biomech*, vol 13: 67-75, Oxford: Pergamon Press.

CAVANAGH, P.; MORAG, E.; BOULTON, A.; DEFFNER, K. e PAMMER, S. (1997): The relationship of static foot structure to dynamic foot function. In: *Journal of Biomechanics*, 30: 243-250.

CAVANAGH, P.; RODGERS, M. e LIBOSHI, A. (1987): Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot & Ankle*, vol. 7, nº 5.

CAVANAGH, P.; SIMS, D. e SANDERS, L. (1991): Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*, 14: 750-755.

CELSON, C.; MUNIZ, R.; OLIVEIRA, L.; IMBIRRA, L.; GARCIA, M. e MAGALHÃES, J. (2000): Limites de estabilidade ântero-posterior de adultos normais. . In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 148-151, Santa Maria.

CHAO (1986, cit. por: MACHADO, D.; AVIL, A.; AMADIO, A.; MOTA, C. e MANFIO, E.,1993: Estudo de características cinéticas do caminhar humano em duas situações: descalço e com calçado esportivo. In: *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 35-45, Santa Maria).

CHARTERIS, J. (1998): Comparasion of the effects of the backpack loading and walking speed on foot-floor contact patterns. In: *Ergonomics*, 41: 1792-1809.

COSTA, P. (2000): Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil: Grandezas Cinéticas no Andar e no Correr, Tese de Doutorado, Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte, São Paulo.

DAAMS, B. (1993): Static force exertion in postures with different degrees of freedom. In: *Ergonomics*, 36: 397-406.

DANIS, C.; KREBS, D.; GILL-BODY, K. e SAHRMANN, S. (1998): Relationship between standing posture and stability. *Physical therapy*. Vol. 78, nº 5, 502-516.

DATTA, S. e RAMANATHAN, N. (1971): Ergonomic comparison of seven models of carrying loads on the horizontal plane. In *Ergonomics*, 14: 269-278.

DUGGAN, A. e HAISMAN, M. (1992): Prediction of the metabolic cost of walking with and without loads. In: *Ergonomics*, 35: 417-426.

ERA, P. e HEIKKINEN, E. (1985): Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *Journal of Gerontology*. 40(3): 287-295.

FERNANDES, E.; MOHIZUKI, L.; DUARTE, M.; BOJADSEN, T. e AMADIO, A. (1998): Estudo biomecânico sobre os métodos de avaliação postural. *Ver. Bras. De Postura e Movimento* 2(1): 5-14.

GHEZ, C. (1991): *Principles of Neural Science. Posture*, 3ª ed., Elsevier, 39: 596- 599.

GOH, J.; THAMBYAH, A. e BOSE, K. (1998): Effects of varying loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. In: *Clinical Biomechanics*, nº1: s26-s31, Elsevier Science Ltd.

GRANATA, K. e MARRAS, W. (1999): Relation between spinal load factors and the high-risk probability of occupational low-back disorder, In: *Ergonomics*, 42: 1187-1199.

GRIEBELER, D; DOMINGUES, A.; MOTA, C. e DORST, L. (2000): Aspectos Cinemáticos da Marcha em indivíduos escolióticos: um Estudo Exploratório. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 185-189, Santa Maria.

GRIMMER, K.; WILLIAMS, M. e GILL, T. (1999): The associations between adolescent head-on-neck, posture, backpack weight, and anthropometric features. In: *Spine*, 24: 2262-2267.

HAMILL, J. e KNUTZEN, K. (1999): *Bases Biomecânicas do Movimento Humano*, Editora Manole Ltd, 415-469.

HASSAN, S.; GOLDENER, D.; LICHTENSTEIN, M. e SHIAMI, R. (1990): Effects of loss of balance on biomechanics platform measures of sway: Influence of stance and a method for adjustment. *J. Biomechanics*, 23(8), 783-789.

HAYES, K. (1982): Biomechanics of postural control. *Journal of Biomechanics*, vol. 15: 363-370.

HENNING e ROSEMBAUM (1991): Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot and Ankle*, v.11, nº 5: 306-311

HENNING, E. e CAVANAGH, P. (1987): Pressure Distribution under the Impacting Human Foot. *International Series on Biomechanics*. Vol: 6^A, Biomechanics X-A, Champaign, Illinois. In: *Human Kinetics*, 375-380.

HERNANDEZ, A. (1992): Sobrecarga do Aparelho Locomotor. In: *Anais do IV Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 36-41.

HONG, Y.; LI, J.; WONG, A. e ROBINSON, P. (2000): Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. In: *Ergonomics*, 43: 717-727.

HORAK, F.; HENRY, S. e SHUMWAY-COOK, A. (1997): Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physiol. Ther.* 77(5), 517-533.

IMBIRRA, L.: A influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural (1997, cit. por OLIVEIRA, L.; IMBIRRA, L. e GARCIA, M., 1999, Análise espectral do sinal estabilométrico através da FFT e modelagem autoregressiva. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 321-325, Florianópolis: Santa Catarina).

IMBIRRA, L.; RODRIGUES, E.; MAGALHÃES J.; GARCIA M.; OLIVEIRA, L.; VARGAS C. e NADAL, J. (2000): Informação visual e o controlo do equilíbrio postural: Uma abordagem de identificação de sistemas. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 115-120, Santa Maria.

KERRIGAN, D.; TODD, M. e CROCE, U. (1998): Gender differences in joint biomechanics during walking. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 77: 2-7.

KINOSHITA, H. (1985): Effects of Different Loads and Carrying Systems on Selected Biomechanical Parameters describing Walking Gait. In: *Ergonomics*, 28: 1347-1362.

KINOSHITA, H. e BATES, B. (1983): Effects of two different load carrying system on ground reaction forces during walking. *Biomechanics VIII A*, 574-581, Human Kinetics Publishers, Champaign.

KNACKFUSS, I.; ROSENBAUM, S. e GOMES, E. (1993): Análise Biomecânica do Pé. Comportamento das Pressões na Região Plantar. In: *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 29-33, Santa Maria.

KNAPIK, J. (1989): Loads carried by soldiers: Historical, physiological, biomechanical and medical aspects. US Army Research Institute of Environmental Medicine Technical Report T19-89: 1-41. (cit. por PASCOE, D. et al., 1997).

KNAPIK, J.; HARMAN, E. e REYNOLDS, K. (1996), Load carriage using packs: A review of physiological, biomechanical and medical aspects. In: *Applied Ergonomics*, 27: 207-216.

HAYES, K. (1982): Neurophysiological Basis of Movement, Postural Control, 19: 163-171.

LEGG, S. e MAHANTRY, A. (1985): Comparison of five modes of carrying a load close to the trunk. In: *Ergonomics*, 28: 1653-60.

LEGG, S.; PERKO, L. e CAMPBELL, P. (1997): Subjective perceptual methods for comparing backpacks. In: *Ergonomics*, 40: 809-817.

LEGG, S.; RAMSEY, T. e KNOWLES, D. (1992): The metabolic cost of backpack and shoulder load carriage. In: *Ergonomics*, 35: 1063-1068.

LINK, D.; TEIXEIRA, J. ; OLIVEIRA, L. e MOTA, C. (2000): Análise Cinemática do Andar de Crianças transportando Mochilas. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 180-184, Santa Maria.

LOBO DA COSTA, D. e AMADIO, A. (1995): Estudo Comparativo de três formas de Locomoção em Crianças: Forças de Reação do Solo no Andar no plano, subir e descer escadas. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 91-97, Brasília.

LORD, M. (1981): Foot pressure measurement : a review of methodology. *Journal of Biomedical Engineering*, vol 3: 91-99.

MACHADO, D.; AVIL, A.; AMADIO, A.; MOTA, C. e MANFIO, E. (1993): Estudo de características cinéticas do caminhar humano em duas situações: descalço e com calçado esportivo. In: *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 35-45, Santa Maria.

MACHADO, D.; HENNING, E. e RIEHLE, H. (1999): Análise da influência do calçado na distribuição de pressão plantar de uma população infantil durante atividades locomotoras. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 573-578, Florianópolis: Santa Catarina.

MADEIRA, F (1996): Postura e seus métodos de análise, in: BARREIROS, L., *Actas do Simpósio Europeu de Ergonomia*. UTL-FMH.

MALHOTRA, M. e GUPTA, S. (1965): Carrying of school bags by children. In: *Ergonomics*, 8: 55-60.

MANFIO, E.; MOTA, C. e AVILA, A. (1995): Análise da distribuição de pressão plantar em sujeitos descalços na posição em pé. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 222-229, Brasília.

MARTIN, P. e NELSON, R. (1986): The effect carrying loads on the walking patterns of men and woman. In: *Ergonomics*, 29: 1191-1202.

MASSION, J. (1992): Movement posture and equilibrium: Interction and Coordination. *Progress in NuerobiologY*, 38: 35-56.

MASSON, A.; HAY, M.; STOCKLEY, I.; VEVES, A.; BETTS, P.; BOULTON, M. (1989): Abnormal foot pressure alone may not cause ulceration. *labetic Medicine*, v.6: 426-428.

MELO, S.; SIMAS, J.; ANDRADE, M.; GONÇALVES, J.; MILANEZ, H.;TIBOLA, J., GIUST, M. e BORGES, G. (1999): Análise da Marcha de praticantes de caminhada adultos em diferentes velocidades. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 625-630, Florianópolis: Santa Catarina.

MOCHIZUKI, L., FERNANDES, E., SACO, I., LOBO DA COSTA, P. e AMADIO, A. (1995): Aspectos biomecânicos da regulação do Equilíbrio: Uma proposta metodológica para a avaliação postural. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 164-170, Brasília.

MOCHIZUKI, L., ÁVILA, A., DUARTE, M., e AMADIO, A. (2000): Estudo sobre as variáveis biomecânicas relacionadas aos ajustes posturais durante a postura ereta. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 121-126, Santa Maria.

MORAG, E. e CAVANAGH, P. (1999): Structural and Funcional Predictors of Regional Peak Pressures under the Foot during Walking. In: *Journal of Biomechanics*, 32: 359-370.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R. e SIBILLA, P. (1999): Backpack as a daily load for schoolchildren, In: *The Lancet*, vol 354: 1974.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R.; PINOCHI, G.; MALENGO, R. e SIBILLA, P. (1998): Backpack and back pain in school children: Is there a direct relationship?, *J Bone Joint Surg. Br.*, 80-B, suppl. 3: 247.

NIGG, B. (1985, cit. por: COSTA, P., 2000): Aspectos Biomecânicos da Locomoção Infantil: Grandezas Cinéticas no Andar e no Correr, Tese de

Doutoramento, Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte, São Paulo.

NIGG, B. (1994, cit. por: BARTLETT, R., 1997: Introduction to Sports Biomechanics, E. e FN SPON: 206-226).

NIGG, B.; MACINTOSH, B. e MESTER, J.: Biomechanics and Biology of movement (2000), Human Kinetics, Ch. 14: 255-260.

OLIVEIRA, L.; NADAL, J. e SIMPSON, D. (1994): Autorregressive spectral analysis of stabilometric signals, proc. 16th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. In Med. & Biol. Soc., 2 pages, Baltimore, USA.

OLIVEIRA, L.; IMBIRRA, L. e GARCIA M. (1999): Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. Revista Brasileira de Biomecânica : 33-37.

OLIVEIRA, L.; IMBIRRA, L.; GARCIA M.; OLIVEIRA, C.; NADAL, J. e SIMPSON, D. (1999): Análise espectral do sinal estabilométrico através da FFT e modelagem autoregressiva. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 321-325, Florianópolis: Santa Catarina.

OLIVEIRA, P. (1996): Biomecânica da Marcha do Idoso – Estudo Cinemático do Ciclo da Marcha do Idoso, *Tese de Mestrado*. FCDEF – UP, Porto.

OLIVEIRA, R. (1999): A Lombalgia nas Crianças e Adolescentes: Estudo Epidemiológico na Região da Grande Lisboa, *Tese de Mestrado*. FMH, Lisboa.

PASCOE, D.; PASCOE, E.; WANG, Y.; SHIM, D. e KIM, C. (1997): Influence of carrying bookbags on gait cycle and posture of youths. In: *Ergonomics*, 40: 631-641.

PELLEGRINI, A., HIRAGA, C. e FERRAZ M. (1999): Padrões de migração do centro de pressão durante a postura de longa duração em função da actividade mental. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 499-503, Florianópolis: Santa Catarina.

PERONI, L.; SILVA, V.; ANDRADE, M. SCHLEE, G. e ÁVILA O. (2000): Relação do Primeiro Pico de Força com o Equilíbrio da Articulação Fêmuro-Patelar. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 127-131, Santa Maria.

PIERRYNOWSKI, M.; NORMAN, R. e WINTER, D. (1981): Mechanical energy of the human during load carriage on treadmill, *Ergonomics*, 24: 1-14.

QUESADA, P.; MENGELKOCH, L.; HALES, R. e SIMON, S. (2000): Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. In: *Ergonomics*, 43: 293-309.

SACCO, I. (1997): Estudo de Parâmetros Biomecânicos na Marcha e limiares somato-sensoriais em pacientes portadores de Neuropatia Diabética, Tese de Mestrado. Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo.

SACCO, I. e AMADIO, A. (1995): Proposta Metodológica para o Estudo das respostas Biomecânicas aplicadas na Avaliação do Andar em indivíduos portadores de Diabetes. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 78-84, Brasília.

SAMMARCO, G. (1989): Biomechanics of the foot. (In: NORDIN, M. e FRANKEL, V. Basic Biomechanical of the Musculoskeletal System. 2ª ed., Philadelphia: Lea & Febiger: 163-181.

SANTANA, L. e GONÇALVES, C. (2000): A influência da visão no Equilíbrio estático de crianças pré púberas obesas. In: *Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 110-113, Santa Maria.

SCHULTZ, A. e ANDERSSON, G. (1981): Analysis of loads on the lumbar spine. In: *Spine*, 6: 76-82.

SERRÃO, J.; MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A.; REGINA DE SÁ, M. e BRUNIERA, C. (1993): Análise do comportamento da Força de Reacção do Solo em relação

à variação angular do joelho na locomoção com adultos normais. In: *Anais do V Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 53-56, Santa Maria.

SOAMES, R e ATHA, J. (1881): The role of antigravity musculature during quiet standing in man. *European Journal of Applied Physiology*; 47: 159-167.

SOAMES, R e ATHA, J. (1882): The Spectral Characteristics of Postural Sway Behavior. *European Journal of Applied Physiology*; 49: 169-177.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.; KERNS, K. e BALDWIN, M. (1997): The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. *J Gerontol*; 52: M232-240.

TROUSSIER, B.; DAVOINE, P.; GAUDEMARIS, R.; FAUCONNIER, J. e PHELIP, X. (1994): Backpain in school children: A study among 1178 pupils. *Scand J Rehabil Med*, 26: 143-146. (cit. por GRIMMER, K. et al., 1999).

VAUGHAN, C., DAVIS, B. e O'CONNER, J. (1999): *Dynamics of Human Gait*, 2nd Edition, Kiboho Publishers, 105-129

VEVES, A.; FERNANDO, S.; WALEWSKI, P.; BOULTON, M. (1991): A study of plantar pressures in a diabetic clinic population, *The foot*; v.2: 89-92.

VIEL, E.; PLAS, F. e BLANC, Y. (1981): Analysis de la Dynamique du contact Pied-Sol au Cours de la Marche. In: *Annales de Kinésithérapie*, vol. 8: 376.

VILADOT, A.: A patologia do antepé. In: MANFIO, E.; MOTA, C. e AVILA, A. (1995): Análise da distribuição de pressão plantar em sujeitos descalços na posição em pé. In: *Anais do VI Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 222-229, Brasília.

VOLL, H. e KLIMT, F. (1977): Strain in children caused by schoolsbags, In: *Offentliche Gesundheitswesen*, 39: 369-378.

VOZENILKOVA, H. (1988): Investigation of the effect of the weight of school bags and other factors on the posture of children. *Ceskolovenska Hygiena*, 33: 419-425.

WICKSTROM, R. (1990): *Patrones Motores Basicos*, Aliaza Editorial, cap 2: Andar.

WINSMAN, F. e GOLDMAN, R. (1976): Methods for evaluation of load-carriage systems, *Perceptual and Motor Skills*, 43:1211-1218.

WINTER, A. (1991): Biomechanic and Motor Control of Human Gait: Normal, elderly and pathological. *Waterloo*, University of Waterloo .

WINTER, A.; MCFADYEN, B.; DICKEY, J. (1991): Adaptability of the CNS in walking. In: Patta, A.E., ed. *Adaptability of Human Gait: Implications for the Control of Locomotion*. North-Holland, *Elsevier Science*, 127-145.

WINTER, A.; PRINCE, F.; FRANK, J.; POWELL, C. e ZABJEK, K. (1996): Unified theory regarding A/P and M/L balance in quit stance. *Journal of Neurophysiology*, vol 75, nº 6: 2334-2344.

YU, Y. e LU, S. (1990): The acceptable load while marching at a speed of 5 km/h for young chinese males. In: *Ergonomics*, 33: 885-890.

ZATSIORSKI e DUARTE (1999): Biomechanis of Quiet Standing. In: *Anais do VIII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 100-104, Florianópolis: Santa Catarina.

8. ANEXOS

Lê com atenção o seguinte questionário e tenta responder a todas as perguntas com sinceridade e sem precipitação. Se tiveres dúvidas em alguma questão, pergunta ao professor.

QUESTIONÁRIO

Nome (primeiro e último)	Idade	Sexo		Ano	Turma	Nº
		M	F			

1. Quando vais para a Escola levas uma MOCHILA?

(Usa uma cruz para responderes)

☐ SIM, todos os dias em que tenho aulas

☐ SIM, todos os dias menos à _____

(ex: terça-feira à tarde, quinta-feira todo o dia, etc)

2. Como levas a tua mochila para a Escola?

(Responde a todas as possibilidades com uma cruz)

	Nunca	Rara-Mente	Poucas vezes	Às vezes	Muitas vezes	Sempre
Às costas, apoiada nos dois ombros						
Apoiada num só ombro						
Segura pela mão						
Debaixo do braço						
Arrastando-a pelas rodas						

De outra forma. Qual: _____

3. Descreve-nos a tua mochila.

Normalmente, a tua mochila é:

☐	Confortável	☐	Muito pesada
☐	Pouco confortável	☐	Pesada
☐	Desconfortável	☐	Peso “normal”
		☐	Leve

4. Na tua mochila, costumás trazer, para além de livros e cadernos:
(Usa uma cruz para resposta)

☐	Material desportivo
☐	Material de Desenho
☐	Lanche
☐	Outras coisas. Ex: _____

5. Durante o transporte da tua mochila, ou depois de a utilizares nas tuas deslocações, costumás sentir dores?

(Coloca tantas cruzes quantas achares importantes para responderes totalmente à questão)

		Nas Costas	Nos Ombros	No Pescoço
☐	NÃO			
☐	SIM, raramente			
☐	SIM, às vezes			
☐	SIM, muitas vezes			
☐	SIM, sempre			

6. Já alguma vez tiveste que consultar um médico, ou outro profissional de saúde (massagista, enfermeiro, “endireita”, etc) por causa dessas dores?

(Assinala as afirmações correctas com uma ou mais cruzes).

☐	SIM, por causa de dores nas costas
☐	SIM, por causa de dores nos ombros
☐	SIM, por causa de dores no pescoço
☐	NÃO, porque não senti necessidade
☐	NÃO, embora sinta necessidade
☐	NÃO, mas em breve irei a uma consulta por causa de dores (costas/ ombros/ pescoço)

O questionário terminou...

Obrigado pela tua colaboração!