

**UNIVERSITAT DE LLEIDA**

**Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya**

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE SANTARÉM**

**Escola Superior de Desporto de Rio Maior**

**Fonaments Metodològics de la Recerca de l'Activitat  
Física i l'Esport**

**TESI DOCTORAL**

**DETERMINAÇÃO DO DISPÊNDIO ENERGÉTICO  
NA MARCHA EM PERCURSO NA NATUREZA**

Comparação com o dispêndio energético na marcha em tapete rolante e na  
marcha com sobrecarga adicional (bastões e transporte de carga adicional)

**João Paulo Reis Gonçalves Moreira de Brito**

**Dirigida por:** Prof. Doutor Víctor Machado Reis

**LLEIDA, 2006**





**UNIVERSITAT DE LLEIDA**

**Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya**

**INSTITUTO POLITÉCNICO DE SANTARÉM**

**Escola Superior de Desporto de Rio Maior**

**Fonaments Metodològics de la Recerca de l'Activitat  
Física i l'Esport**

**TESI DOCTORAL**

**DETERMINAÇÃO DO DISPÊNDIO ENERGÉTICO  
NA MARCHA EM PERCURSO NA NATUREZA**

Comparação com o dispêndio energético na marcha em tapete rolante e na  
marcha com sobrecarga adicional (bastões e transporte de carga adicional)

**João Paulo Reis Gonçalves Moreira de Brito**

**Dirigida por:** Prof. Doutor Víctor Machado Reis

**LLEIDA, 2006**

## Agradecimentos

Manifesto primeiramente o meu agradecimento ao generoso apoio do meu orientador, Prof. Dr. Víctor Machado Reis, da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Portugal, e ao tutor Prof. Dr. Alfonso Blanco, da Universidade de Lérida, Instituto Nacional de Educação Física da Catalunha, Espanha, os quais acompanharam o percurso do presente trabalho, encorajando, apoiando e incentivando o seu desenvolvimento.

Agradeço também às seguintes pessoas e instituições que com o seu interesse e suporte tornaram possível o desenvolvimento desta tese:

- Ao meu colega António Moreira pelo seu incondicional apoio, contribuição, paciência, disponibilidade e encorajamento tanto na esfera pessoal como profissional.
- Ao meu colega Félix Romero pela sua permanente disponibilidade na assistência ao desenvolvimento da análise de dados.
- Ao Abel, Marco, Bruno e Gonçalo pelo apoio no recrutamento de sujeitos da amostra e nas recolhas. E ao meu amigo e companheiro Rui Fernandes pelo seu incondicional apoio.

- Ao Prof. Dr. Oleguer Camerino pela amizade, apoio, encorajamento e disponibilidade nesta minha etapa de formação académica.
- A todos os colegas docentes e não docentes da E.S.D.R.M. com os quais partilhei o desenrolar da presente tese e, particularmente, ao Prof. Dr. José Alves, à Marta Ribeiro e ao Jorge Madeira pela ajuda e compreensão manifestada.
- Ao Técnico de Topografia Armando Cruz pela sua incansável motivação nos numerosos dias e horas passadas no campo na procura de caminhos.
- À Escola Superior de Desporto de Rio Maior, na pessoa do Prof. Dr. José Rodrigues pelo apoio e incentivo proporcionado.
- Ao Parque Natural da Serra d’Aires e Candeeiros na pessoa da Arq. Ana Isabel Mouriscas e do Técnico Alcides Ribeiro

Finalmente, o meu reconhecimento à Ana, Catarina, Beatriz e João Maria por todo o tempo, atenção e tranquilidade que não lhes dediquei e proporcionei.

# Resumos

## RESUMEN

### ESTUDIO 1

#### **Determinación del gasto energético de la marcha en camino en la naturaleza - comparación con el gasto energético en la marcha en el tapiz rodante**

##### **Objetivo**

La duración larga de un recorrido de senderismo puede provocar una gran sollicitación física en los participantes. La mayoría de los estudios realizados hasta ahora analizaron el uso de la marcha en situaciones simuladas, la mayoría de las cuales en situaciones de laboratorio. Los objetivos de este estudio fueron el análisis del gasto energético (GE) de la marcha en camino en la naturaleza ( $M_N$ ) y en tapiz rodante ( $M_{TR}$ ) para la misma velocidad y desnivel.

##### **Metodología**

Participaron voluntariamente en este estudio 21 sujetos del sexo masculino de raza caucásica (edad  $23,43 \pm 2,43$  años; masa corporal  $77,46 \pm 13,43$  kg; altura  $175,19 \pm 7,54$  cm; porcentaje de masa grasa  $15,09 \pm 5,42\%$ ). Los sujetos ejecutaron marcha en tres segmentos de camino en la naturaleza con desnivel y distancia de, respectivamente, 0%, 6% y 14%; 821, 618 y 598 metros. Los segmentos fueron seleccionados a través de la realización de alzamientos planimétrico y altimétrico, siendo respetada la variabilidad del desnivel igual o inferior a 1%. Las velocidades auto-seleccionadas, distancias y desnivel de la  $M_N$  fueron posteriormente repetidas en situación de  $M_{TR}$ . Fue evaluada la frecuencia cardiaca (FC) y el GE a través de la medición del consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) por oximetría directa con un analizador portátil de gases.

##### **Resultados**

De todas las comparaciones de las medias de las variables en estudio, se verificó en la comparación  $M_N$  vs  $M_{TR}$  valores superiores de  $VO_2$ , FC y GE para la condición de  $M_{TR}$ , en todos los desniveles ( $P \leq 0,05$ ), con excepción de la comparación  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6%, para la variable FC. En la velocidad no se verificaron diferencias en la condición  $M_N$  0% vs  $M_N$  6%, para la variable velocidad. El  $VO_2$ , FC y GE presentaron aumentos significativos ( $P \leq 0,01$ ) para desniveles mas elevados, en la misma condición de ejercicio ( $M_N$  y  $M_{TR}$ ). La FC presentó un comportamiento similar al del  $VO_2$  y del GE, en las comparaciones efectuadas, con excepción de la comparación  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6%. La velocidad no sufrió alteración en el desnivel 0% vs 6%, y disminuyó en el desnivel 0% vs 14% y 6% vs 14%, respectivamente para  $P \leq 0,05$  y  $P \leq 0,01$ . El GE presentó un comportamiento similar al del  $VO_2$ , con diferencias en la mayoría de las comparaciones, para  $P \leq 0,01$ , con excepción de la comparación  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6% en que la diferencia fue significativa para  $P \leq 0,05$ .

##### **Conclusiones**

El  $VO_2$ , GE y la FC aumentan progresivamente con el desnivel del recorrido, tanto en  $M_N$  como en la  $M_{TR}$ . El DE y el  $VO_2$  son diferentes en las dos condiciones de ejercicio ( $M_N$  vs  $M_{TR}$ ), presentando valores superiores en  $M_{TR}$ . Los resultados de presente estudio sugieren que la estimación del DE de la  $M_N$  a partir de los valores de la  $M_{TR}$  puede sobreestimar las respuestas metabólicas de la  $M_N$ .

## RESUMEN

### **ESTUDIO 2**

**Determinación del gasto energético en la marcha en camino en la naturaleza** – comparación con el gasto energético en la marcha con sobrecarga adicional (bastones y de transporte de carga adicional)

#### **Objetivo**

El objetivo de este estudio ha consistido en identificar los efectos del uso de bastones (B) y de carga adicional (C) en la marcha en la naturaleza en camino plano ( $M_N0\%$ ), para tal se han comparado diferentes condiciones de ejercicio: marcha sin bastones ( $M_{SBSC}$ ), con bastones ( $M_{CBSC}$ ), con carga adicional y sin bastones ( $M_{SBCC}$ ) y con carga adicional y con bastones ( $M_{CBCC}$ ).

#### **Metodología**

La muestra fue constituida por 20 sujetos del sexo masculino (edad  $22,70 \pm 2,89$  años; masa corporal  $77,90 \pm 11,19$  kg; altura  $176,55 \pm 5,90$  cm; porcentaje de masa grasa  $14,59 \pm 5,99\%$ ). Los sujetos realizan las cuatro situaciones de manera secuencial después del retorno a los valores metabólicos de descanso, con una velocidad auto-seleccionada en un camino en la naturaleza de 821 m y 0% desnivel. El segmento respetaba una variabilidad del desnivel igual o inferior a 1%. La C transportada fue de 25% de la masa corporal de los sujetos, en una mochila con armazón interna y con ajustes. Fue evaluado la frecuencia cardíaca (FC) y el gasto energético (GE) a través de la medición del consumo de oxígeno ( $VO_2$ ) para oximetría directa con un analizador portátil de gases y la percepción subjetiva del esfuerzo (PSE) en la escala de Borg (modificada 1-10).

#### **Resultados**

Se han verificado diferencias estadísticamente significativas ( $P \leq 0,05$ ) en la mayoría de las comparaciones entre situaciones de ejercicio en el  $VO_2$ , GE y FC. Se han verificado excepciones en las variables  $VO_2$  y GE para la comparación  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . En la marcha con C tampoco se han verificado diferencias en la FC, con el uso de B. En la PSE apenas no se han encontrado diferencias en las comparaciones  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  y  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$ . Para la velocidad de la marcha se ha verificado una disminución en la comparación  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  (para  $P \leq 0,05$ ).

#### **Conclusiones**

Los resultados obtenidos revelan que el uso de B en la  $M_N0\%$  no aumenta las exigencias metabólicas y perceptivas ( $VO_2$ , GE y PSE) con excepción de la FC. Contrariamente su uso en la  $M_N0\%$  con C provoca aumentos del  $VO_2$  y del GE sin, no obstante, alterar la FC, la sensación de esfuerzo y la velocidad. Estos resultados indican que los bastones no influyen la mejora de la aptitud física en la  $M_N0\%$  y apuntan para su utilización como estrategia para disminuir la sensación del esfuerzo asociada a la marcha con C y así permitir la realización de senderos de mayor duración en los que es necesario el transporte de medios de subsistencia.

## RESUMO

### **ESTUDO 1**

#### **Determinação do dispêndio energético na marcha em percurso na natureza - comparação com o dispêndio energético na marcha em tapete rolante**

##### **Objectivo**

A realização de um percurso de pedestrianismo pode provocar uma grande solicitação física nos participantes. A maioria dos estudos realizados até ao presente estudaram a prática de marcha em situações simuladas, a maioria das quais em situações laboratoriais. Os objectivos deste estudo foram a análise do dispêndio energético (DE) da marcha em percurso na natureza e em tapete rolante para a mesma velocidade e declive.

##### **Metodologia**

Participaram voluntariamente neste estudo 21 sujeitos do sexo masculino de raça caucásica (idade  $23,43 \pm 2,43$  anos; massa corporal  $77,46 \pm 13,43$  kg; altura  $175,19 \pm 7,54$  cm; percentagem de massa gorda  $15,09 \pm 5,42\%$ ). Os sujeitos realizaram marcha em 3 segmentos de percurso na natureza com declive e distância de, respectivamente, 0%, 6% e 14%; 821, 618 e 598 metros. Os segmentos foram seleccionados através da realização de levantamentos planimétricos e altimétricos, tendo sido respeitada uma variabilidade do declive igual ou inferior a 1%. As velocidades auto-seleccionadas, distâncias e declives da marcha na natureza ( $M_N$ ) foram posteriormente repetidas em situação de tapete rolante ( $M_{TR}$ ). Foi avaliada a frequência cardíaca (FC) e o DE através da medição do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) para oximetria directa com um analisador portátil de gases.

##### **Resultados**

De todas as comparações das médias das variáveis em estudo, verificou-se na comparação  $M_N$  vs  $M_{TR}$  valores superiores do  $VO_2$ , FC e DE para a condição de  $M_{TR}$ , em todos os declives ( $P \leq 0,05$ ), com excepção da comparação  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6%, para a variável FC. Na velocidade não se verificaram diferenças na condição  $M_N$  0% vs  $M_N$  6%, para a variável velocidade. O  $VO_2$ , FC e DE apresentaram aumentos significativos ( $P \leq 0,01$ ) para declives mais elevados, na mesma condição de exercício ( $M_N$  ou  $M_{TR}$ ). A velocidade não sofreu alteração do declive 0% vs 6%, e diminuiu do declive 0% vs 14% e 6% vs 14%, respectivamente para  $P \leq 0,05$  e  $P \leq 0,01$ . O DE apresentou um comportamento similar ao do  $VO_2$ , com diferenças na maioria das comparações, para  $P \leq 0,01$ , com excepção da comparação  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6% em que a diferença foi significativa para  $P \leq 0,05$ .

##### **Conclusões**

O  $VO_2$ , DE e a FC aumentam progressivamente com o declive do percurso, quer em  $M_N$  quer no  $M_{TR}$ . O DE e o  $VO_2$  são diferentes nas duas condições de exercício ( $M_N$  vs  $M_{TR}$ ), apresentando-se superiores na  $M_{TR}$ . Os resultados do presente estudo sugerem que a estimação do DE da  $M_N$  a partir dos valores da  $M_{TR}$  poderá sobrestimar as respostas metabólicas da  $M_N$ .

## RESUMO

### **ESTUDO 2**

**Determinação do dispêndio energético na marcha em percurso na natureza** - comparação com o dispêndio energético na marcha com sobrecarga adicional (bastões e transporte de carga adicional)

#### **Objectivo**

O objectivo deste estudo consistiu identificar os efeitos do uso de bastões (B) e de carga adicional (C) na marcha na natureza em terreno plano ( $M_N0\%$ ), para tal compararam-se diferentes condições de exercício: marcha sem bastões ( $M_{SBSC}$ ), com bastões ( $M_{CBSC}$ ), com carga adicional e sem bastões ( $M_{SBCC}$ ) e com carga adicional e com bastões ( $M_{CBCC}$ ).

#### **Metodologia**

A amostra foi constituída por 20 sujeitos do sexo masculino (idade  $22,70 \pm 2,89$  anos; massa corporal  $77,90 \pm 11,19$  kg; altura  $176,55 \pm 5,90$  cm; percentagem de massa gorda  $14,59 \pm 5,99\%$ ). Os sujeitos realizaram as 4 situações de forma sequencial após o retorno aos valores metabólicos de repouso, a uma velocidade auto-seleccionada num percurso na natureza de 821 m e 0% declive. O segmento respeitou uma variabilidade do declive igual ou inferior a 1%. A C transportada foi de 25% da massa corporal dos sujeitos, numa mochila com armação interna e com ajustes, Foi avaliada a frequência cardíaca (FC) e o dispêndio energético (DE) através da medição do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) para oximetria directa com um analisador portátil de gases e a percepção subjectiva do esforço (PSE) na escala de Borg (modificada 1-10).

#### **Resultados**

Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas ( $P \leq 0,05$ ) na maioria das comparações entre situações de exercício no  $VO_2$ , DE e FC. Verificou-se excepção nas variáveis  $VO_2$  e DE para a comparação  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . Na marcha com C também não se verificaram diferenças na FC, com o uso de B. Na PSE apenas não se encontraram diferenças nas comparações  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  e  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$ . Na velocidade verificou-se uma diminuição da velocidade na comparação  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  (para  $P \leq 0,05$ ).

#### **Conclusões**

Os resultados obtidos revelam que o uso de B na  $M_N0\%$  não aumenta as exigências metabólicas e perceptivas ( $VO_2$ , DE e PSE) com excepção da FC. Contrariamente o seu uso na  $M_N0\%$  com C provoca aumentos do  $VO_2$  e DE sem no entanto alterar a FC, sensação de esforço e a velocidade. Estes resultados indicam que os bastões não influenciam a melhoria da aptidão física na  $M_N0\%$  e apontam a sua utilização como estratégia para diminuir a sensação de esforço associada à marcha com C e assim permitir a realização de percursos mais longos em que é necessário o transporte de meios de subsistência.

## ABSTRACT

### ESTUDO 1

#### Comparison of walking energy expenditure on field tracks and on a treadmill

##### **Purpose**

A natural pedestrian mountain path could increase significantly the physiological demands of walking. At present, almost all studies studied walking in laboratorial simulated situations. The aim of this study was to analyse the energy cost of walking in field (FW) compared to walking on a treadmill (TW), for the same speed and gradient.

##### **Methods**

The measured variables were: oxygen consumption ( $VO_2$ ), energy expenditure (EE), heart rate (HR), speed (S) weight (W) and height (H). The sample included 21 healthy male subjects (age  $23,43 \pm 2,43$  yr; weight  $77,46 \pm 13,43$  Kg; height  $175,19 \pm 7,54$  cm; fat body mass  $15,09 \pm 5,42\%$ ). The subjects completed at auto-selected walking speed 3 segments of natural pedestrian mountain paths with gradient and length of, respectively: 0% and 821 m; 6% and 618 m; 14% and 598 m. The segments selection respected a gradient variability equal or minor than 1% through all segments' distance. The planimetry and altimetry was done by a topography technician with a total Sokkia station 130R (Sokkia, Casagiove, Italy). The  $VO_2$ , HR and EE were taken with direct oximetry using a portable metabolic measurement system. The laboratory replication of segments' speed, length and gradient were performed in a treadmill.

##### **Results**

At 0%, 6% and 14% gradients the FW vs TW, the  $VO_2$ , HR and EE measures were lower for the FW condition ( $P \leq 0,05$ ). Only the HR had no difference for the comparison 6% vs T6% at FW. The  $VO_2$ , HR and EE increased significantly with the increased gradient for the FW and TW conditions. EE had a similar behaviour of  $VO_2$ , for  $P \leq 0,01$ , with exception on the comparison 6% vs T6% at FW with a significant difference for  $P \leq 0,05$ . Field-walking *versus* treadmill-walking significant differences ( $P \leq 0,01$ ) were identified for S in all comparison, except for 0% vs 6% FW situation. The subjects maintain S for the comparison 0% vs 6% gradient, and decreased for the comparison 0% vs 14% and 6% vs 14%, respectively,  $P \leq 0,05$  and  $P \leq 0,01$ .

##### **Conclusion**

The  $VO_2$ , EE and HR increase progressively with the slope, at both exercise situation (FW and TW). EE and  $VO_2$  were higher in treadmill situation. The results suggest that estimate EE at field-walking from treadmill-walking responses could over estimate metabolic responses.

## ABSTRACT

### **ESTUDO 2**

#### **Comparison of walking energy expenditure on field tracks with and without trekking poles use and load carriage**

##### **Purpose**

The purpose of this study was to determine the effects of poles and load carriage on the walking energy expenditure. The metabolic responses were examined for four walking condition: non-poles and non-load ( $W_{NPNL}$ ), with poles and non-load ( $W_{WPNL}$ ), non-poles and with load ( $W_{NPWL}$ ), with poles and with load ( $W_{WPWL}$ ).

##### **Methods**

Twenty healthy masculine volunteers walked at a self-selected pace during a pedestrian field track with 821 m long on level terrain (age  $22,70 \pm 2,89$  years; body weight  $77,90 \pm 11,19$  Kg; height  $176,55 \pm 5,90$  cm; body fat percentage  $14,59 \pm 5,99\%$ ).

Each subject completed each trail at a sequential form, after return to metabolic rest values. The variables studied - heart rates (HR), oxygen consumption ( $VO_2$ ), energy expenditure (EE), were continuously recorded by a portable telemetric system. Rating of perceived exertion (RPE) was measured at the end of each trial walking conditions by the Borg scale (modified 1-10). The telemetric poles were adjusted to each subject. The weight carriage was 25% of the subject's body mass, in a backpack with internal frame, sternum strap, hip belt and load lifters adjusted individually for each subject.

##### **Results**

Statistically significant differences were found ( $P \leq 0,05$ ) in most of the comparisons among exercise situations for  $VO_2$ , EE and HR. Exception was verified in the  $VO_2$  and EE for the comparison  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . The use of poles at walking with load carriage didn't show significantly differences. It wasn't found differences in RPE for comparisons  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  and  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$ . Speed shows a decrease between  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  ( $P \leq 0,05$ ).

##### **Conclusions**

The results indicate that the use of poles doesn't increase the metabolic and perceptive demands ( $VO_2$ , EE and RPE) with exception of HR. Contrarily the use of poles at load carriage increases the  $VO_2$  and EE without however to alter HR, RPE and the walking speed. These results indicate that the poles don't influence the improvement of the physical fitness at walking on field level terrain and they may point your use as strategy to reduce perceptions of physical exertion associated to the load carriage.

# ÍNDICE

Agradecimentos .....	i
Resumos.....	iii
<b>ÍNDICE.....</b>	<b>13</b>
Índice de Quadros.....	16
Índice de Figuras .....	17
Índice de Abreviaturas .....	18
<b>CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO.....</b>	<b>21</b>
<b>CAPÍTULO II - REVISÃO DE LITERATURA .....</b>	<b>35</b>
Cinética do consumo de oxigénio .....	35
Dispêndio energético e economia da marcha .....	41
Factores que influenciam o DE na marcha .....	51
Tipo de terreno .....	51
Declive do terreno.....	55
Velocidade de deslocamento.....	61
Sobrecarga adicional .....	70
Utilização de Bastões .....	71
Utilização de Carga.....	81
Utilização combinada de Carga e Bastões .....	99
<b>CAPÍTULO III - METODOLOGIA.....</b>	<b>106</b>
Amostra .....	106

Procedimentos e instrumentos.....	107
Estudo 1 e 2.....	108
Estudo 1 .....	113
Estudo 2 .....	115
Análise estatística .....	118
Hipóteses.....	119
<b>CAPÍTULO IV - APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS.....</b>	<b>122</b>
Introdução.....	122
Estudo 1.....	123
Estudo 2.....	129
<b>CAPÍTULO V – DISCUSSÃO DA METODOLOGIA E</b>	
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>136</b>
Introdução.....	136
Discussão da metodologia .....	138
Discussão dos resultados .....	139
Estudo 1 .....	139
Velocidade de marcha .....	140
Comparação tapete rolante vs natureza .....	142
Efeito do declive .....	144
Estudo 2 .....	147
Efeito do transporte de carga adicional.....	147

Efeito da utilização de bastões .....	152
Efeito combinado do transporte de Carga adicional e utilização de Bastões .....	159
<b>CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES .....</b>	<b>163</b>
Estudo 1.....	163
Estudo 2.....	164
<b>CAPÍTULO VII - BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>167</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>223</b>
Termo Individual de consentimento .....	223
Questionário de Saúde e de Actividade Física .....	224
Escala de Borg (modificada).....	225
Tabelas de dados .....	226
Estudo 1 .....	226
Estudo 2 .....	240
Planos dos levantamentos topográficos.....	245

## Índice de Quadros

	Página
<b>Quadro 1</b> - Caracterização da amostra (n=21)	107
<b>Quadro 2</b> - Caracterização da amostra (n=20)	107
<b>Quadro 3</b> - Valores médios, desvios padrões, mínimos e máximos da velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) dos sujeitos, na marcha em tapete rolante (n=19) e na natureza (n=21) com 14% de declive	126
<b>Quadro 4</b> - Diferença de médias e intervalo de confiança (95%) das diferenças das comparações das diferentes condições de exercício e declives - marcha em tapete rolante vs na natureza nos declives 0%, 6% e 14% (n=19), para as variáveis velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE).	128
<b>Quadro 5</b> - Valores médios, desvios padrões, mínimos (Min) e máximos (Máx) da velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispêndio energético (DE) e da perda percepção subjectiva de esforço (PSE) dos sujeitos (n=20), na marcha na natureza em quatro condições: marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ); marcha com bastão e sem carga ( $M_{CBSC}$ ); marcha sem bastão e com carga ( $M_{SBCC}$ ); marcha com bastão e com carga ( $M_{CBCC}$ )	131
<b>Quadro 6</b> - Diferença de médias e intervalo de confiança (95%) das diferenças das comparações duas a duas, das condições de exercício: marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ); marcha com bastão e sem carga ( $M_{CBSC}$ ); marcha sem bastão e com carga ( $M_{SBCC}$ ); marcha com bastão e com carga ( $M_{CBCC}$ ), para as variáveis velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispêndio energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) (n=21).	133

## Índice de Figuras

	Página
<b>Figura 1</b> - Diagrama dos trilhos óptimos de marcha de acordo com o declive. Adaptado de Alexander (2000).	60
<b>Figura 2</b> - Valores das médias minuto do consumo de oxigénio, da totalidade dos sujeitos, na marcha em tapete rolante e na natureza com 0% de declive (n=21).	123
<b>Figura 3</b> - Valores das médias minuto do consumo de oxigénio, da totalidade dos sujeitos, na marcha em tapete rolante e na natureza com 6% de declive (n=21).	124
<b>Figura 4</b> - Valores das médias minuto do consumo de oxigénio, da totalidade dos sujeitos, na marcha em tapete rolante (n=19) e na natureza (n=21) com 14% de declive.	124
<b>Figura 5</b> - Médias minuto e desvios padrão do consumo de oxigénio na marcha na natureza em declive de 0%, nas condições de sem bastão e sem carga, com bastão e sem carga, sem bastão e com carga e com bastão e com carga (n=20).	130

## Índice de Abreviaturas

%MG	Percentagem de Massa Gorda
%VO <sub>2máx</sub>	Percentagem do consumo máximo de oxigénio
ACSM	American College of Sports Medicine
CE	Custo energético
DE	Dispêndio energético
ESPE	Escala Subjectiva de Percepção de Esforço
FC	Frequência Cardíaca
LAN	Limiar anaeróbio
M <sub>CBCC</sub>	Marcha com bastões e com carga adicional
M <sub>CBSC</sub>	Marcha com bastões e sem carga
METS	Metabolic equivalents (equivalente metabólico)
M <sub>SBCC</sub>	Marcha sem bastões e com carga adicional
M <sub>SBSC</sub>	Marcha sem bastões e sem carga
M <sub>N</sub>	Marcha na natureza
M <sub>N0%</sub>	Marcha na natureza em percurso com declive de 0%
M <sub>N6%</sub>	Marcha na natureza em percurso com declive de 6%
M <sub>N14%</sub>	Marcha na natureza em percurso com declive de 14%
M <sub>TR</sub>	Marcha em tapete rolante
M <sub>TR0%</sub>	Marcha em tapete rolante com declive de 0%
M <sub>TR6%</sub>	Marcha em tapete rolante com declive de 6%
M <sub>TR14%</sub>	Marcha em tapete rolante com declive de 14%

PNSAC	Parque Natural da Serra d'Aire e Candeeiros
PSE	Percepção Subjectiva de Esforço
VCO <sub>2</sub>	Produção de dióxido de carbono
VO <sub>2</sub>	Consumo de oxigénio
VO <sub>2máx</sub>	Consumo máximo de oxigénio
vs	Versus

# **CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO**

---

# CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO

As actividades na natureza sofreram nos últimos anos um aumento exponencial no número de praticantes do pedestrianismo. A prática de actividades na natureza fornece ao ser humano uma experiência muito intensa e gratificante em vivências que se produzem em espaços não habituais (Guillén *et al.*, 2000). O caminhar é muitas vezes integrado nos programas de actividade física, uma vez que as suas características permitem satisfazer os requisitos recomendados pelo American College of Sports Medicine (ACSM, 2005), acerca da quantidade de actividade física suficiente para a prevenção de doenças e melhoria da qualidade de vida (ACSM, 2005; Chaloupka *et al.*, 1997; Corbin e Pangrazi, 1996; Pate *et al.*, 1995). Ao mesmo tempo a participação em actividades físicas de baixa intensidade, como é caso do caminhar, fornece benefícios semelhantes a outras actividades de maior intensidade, às quais estão associados riscos adicionais de lesão (Ronsky *et al.*, 1995).

A marcha tem sido recomendada como sendo um meio efectivo e seguro para melhorar a aptidão física e conseqüentemente o estado de saúde, pelo facto de ser uma actividade aeróbia e de baixo *stress* (Morris e Hardmann, 1997). De todas as formas de actividade física, a marcha é provavelmente a

mais acessível, e muitas vezes subestimada como meio de melhoria da aptidão física e/ou de reabilitação. Uma das maiores vantagens da marcha é o facto de apresentar uma baixa incidências de lesões pelo facto de ser uma actividade de baixo impacto e de envolver grandes grupos musculares (Kang *et al.*, 2002).

Os efeitos da marcha na saúde e na aptidão física têm sido bem documentados, mas são escassos os estudos sobre as respostas fisiológicas da marcha em percurso na natureza e em diferentes declives.

A realização regular de marcha pode ajudar a prevenir doenças tais como a hipertensão, a osteoporose e as doenças coronárias (Paffenbarger e Lee, 1996). No entanto uma melhoria da aptidão cardiorespiratória não é necessariamente um indicador da diminuição do risco de doenças crónicas, e os mecanismos que induzem melhorias da composição corporal, da concentração lipídica, da massa óssea e da pressão arterial não são provavelmente os mesmos responsáveis pela melhoria da aptidão cardiorespiratória (Haskell *et al.*, 1985). Da mesma forma que a relação entre intensidade do exercício e melhoria do estado de saúde dos indivíduos não está ainda bem estabelecida, também a relação entre a intensidade e a aptidão cardiorespiratória ainda não está demonstrada. Afigura-se que mesmo intensidades baixas de exercício podem melhorar o estado de saúde e diminuir o risco de doença (Blair *et al.*, 1989; Cook *et al.*, 1986; Paffenbarger *et al.*, 1975).

Sabe-se que é necessário um determinado dispêndio energético total para que possam ser alcançados esses benefícios. Muito embora esses níveis de exercício não tenham sido ainda devidamente identificados, o ACSM (2005), sugere que o exercício deve ser realizado 5 a 7 dias por semana e cada sessão deve ter um dispêndio calórico de  $4 \text{ kcal.kg}^{-1}$  corporal (aproximadamente 200 a 400 kcal por sessão).

No estudo de Spelman *et al.* (1993) os sujeitos apresentavam um dispêndio médio por sessão de 257 kcal ( $3,8 \text{ kcal.kg}^{-1}$ ) e de 1127 kcal por semana. Estes resultados sugerem não só que a média do dispêndio energético (DE) durante uma sessão de marcha é adequada para a melhoria da aptidão física, bem como o tempo semanal dispendido na prática de marcha é suficiente para a obtenção de benefícios de saúde. No entanto o valor elevado do desvio padrão do DE semanal ( $1127 \pm 783 \text{ kcal por semana}$ ), pode indicar que alguns sujeitos poderão não realizar a quantidade de exercício associada aos benefícios de saúde. Para assegurar que os benefícios de saúde ocorram com a prática de marcha, os dados do estudo de Spelman *et al.* (1993), sugerem que mais relevo deve ser dado ao tempo de prática.

O DE na locomoção é o maior determinante do balanço energético humano, por exemplo, Pasmore e Durnin (1955) calcularam que a marcha corresponde a cerca de 20% do DE semanal de um empregado de balcão que se desloca uma média de 9 horas por semana e a cerca de 27% do DE de um mineiro que se desloca 21 horas em cada semana. Estes estilos de vida são certamente muito diferentes daqueles dos primeiros humanos, mas a marcha era com certeza um dos factores mais significativos para o DE da população

caçadora/recoletora tais como os Kung San (Homens da floresta), que andam em média 2400 km por ano (Lee, 1979), o que a uma velocidade de  $5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$  requer uma média de 9h de marcha por semana.

Parece razoável supor que a evolução humana foi fortemente influenciada pela selecção de estruturas e padrões de movimento que reduzem o custo energético (DE por unidade de distância percorrida) da locomoção (Alexander, 2002). Mas nem sempre adoptamos comportamentos energeticamente económicos, com a evolução das sociedades modernas, alguns de nós realizam exercício com o objectivo de despender energia.

A natureza tem sido sempre um cenário privilegiado para o desenvolvimento de todo o tipo de actividades físico-desportivas que habitualmente se realizam em pavilhões gimno-desportivos, piscinas e pistas de atletismo e que ocasionalmente podem ser realizadas na natureza. Tal facto pode significar que não é o mesmo praticar desporto ao ar livre ou realizar actividades na natureza, uma vez que estas têm características próprias que as tornam diferentes. Referimo-nos, por exemplo, ao declive, à altitude, às condições atmosféricas e à inospicidade do local. Existem factores incontrolláveis, e muitos outros que influenciam não só a actividade como a pessoa que a realiza. Este aspecto é designado de “carácter de mudança do meio” (Ascaso *et al.*, 1996). Este carácter de mudança das características físicas do meio, pode provocar situações imprevisíveis e inesperadas, designadas de incerteza do meio e faz com que as actividades na natureza

sejam diferentes dos outros desportos que também podem ser realizados ao ar livre.

Outra característica das actividades na natureza é que em todas as actividades se realiza uma deslocação ou translação pelo meio ambiente. Nesta deslocação pela natureza é necessário que o indivíduo recolha permanentemente informação de forma a adaptar-se ao meio ambiente e assim poder continuar a sua deslocação (Guillén *et al.*, 2000). O factor risco está associado a esta incerteza e imprevisibilidade. São os factores não controláveis da natureza que tornam as actividades na natureza diferentes das outras actividades (Funollet, 1994).

O pedestrianismo é o termo técnico utilizado para se referir ao que coloquialmente se designa de excursão ou caminhada na natureza. Significa passear no campo ou na montanha durante um período de tempo relativamente grande. É sem dúvida a forma mais simples e básica de realizar actividades físicas na natureza e a mais acessível a todos, uma vez que pode ser realizada em qualquer idade, em qualquer momento e sobre quase todos os tipos de terreno. Existem no entanto alguns aspectos a ter em conta, nomeadamente o da altitude e dos declives a ultrapassar. Em função da altitude, os terrenos apresentam determinadas características de flora, fauna, de existência ou não de água, de climatologia e de fenómenos meteorológicos que devem ser contemplados durante o planeamento da marcha (Funollet, 1994).

Existem diferentes tipos de caminhos, que são classificados quanto à sua largura e quanto à distância. Quanto à distância os caminhos são designados de Grande Rota (GR), caracterizados por percorrerem grandes distâncias e de Pequena Rota (PR) caracterizados por terem distâncias possíveis de ser realizados durante um dia (Guillén *et al.*, 2000). A duração prolongada de um percurso típico de PR pode provocar uma grande solicitação física e psicológica nos participantes (Ainslie *et al.*, 2002). A solicitação específica da realização de um percurso de PR apresenta como variáveis a duração e a intensidade. Variáveis estas que podem ser influenciadas pela aptidão física do participante, pela ingestão calórica, pelo transporte de cargas adicionais, pelas condições climáticas e pelo tipo de terreno (Knight e Caldwell, 2000).

Cada vez mais, um número substancial de pessoas procura as actividades de desporto de natureza como forma de realizar actividade física e de estar em contacto com a natureza. Muitos profissionais da saúde e do exercício recomendam, de forma rotineira, a marcha regular como forma de exercício.

A existência de espaços para a realização de marcha e a educação quanto à forma de a realizar, permite potenciar o número de pessoas com estilos de vida mais saudáveis (Fisher e Li, 2004; Rohrer *et al.*, 2004; Sayers *et al.*, 2004). O pedestrianismo pelo facto de ser uma actividade acessível a todos, independentemente do nível de aptidão física e idade, surge com uma das actividades mais populares. O número crescente de percursos nos

parques naturais e áreas protegidas e a sua divulgação, tem incentivado à sua prática. No entanto, por ser uma actividade não controlada em termos de exigência física e que apresenta vários factores que podem influenciar o nível de esforço, como as condições meteorológicas e as características do percurso, torna-se necessário contribuir para a caracterização das respostas fisiológicas da sua prática.

As exigências fisiológicas do pedestrianismo não foram ainda estudadas de forma sistematizada em situação de terreno (Ainslie *et al.*, 2002). Esta actividade pode apresentar-se potencialmente exigente quando realizada durante várias horas. Para a prescrição e controle da caminhada, além da sua intensidade e duração, é importante também quantificar o DE provocado.

Apesar da popularidade crescente desta actividade e das constantes recomendações médicas para a sua realização, pouco é conhecido acerca da taxa de esforço induzida pela prática de marcha em percurso na natureza (Morris *et al.*, 1980). Numerosos questionários e técnicas de entrevista têm sido usados para estimar o DE nas actividades de tempos livres dos indivíduos (Kohl *et al.*, 1988; Morris *et al.*, 1980; Stephens *et al.*, 1989). A maioria dos estudos realizados (Ayub e Bar-Or, 2003; Ainslie *et al.*, 2002; Biewener *et al.*, 2004; Carey e Crompton, 2005; Griffin *et al.*, 2003; Gottschall e Kram, 2003; Hoffman *et al.*, 2004) até ao presente analisaram a prática de marcha em situações simuladas, a maioria das quais em situações laboratoriais. As dificuldades associadas à medição em terreno do DE durante a marcha, assim como custo dispendioso dos equipamentos portáteis necessários, estimularam

o desenvolvimento de equações preditivas do DE para a marcha (Duggan e Haisman, 1992; Epstein *et al.*, 1987; Givoni e Goldman, 1971; Minetti, 1998; Pandolf *et al.*, 1977; Zarrugh e Radcliffe, 1978). No entanto, o seu desenvolvimento tem sido realizado tendo como análise a marcha em situação laboratorial. Algumas destas equações mesmo quando usadas em condições laboratoriais sobrestimam ou subestimam o DE (Duggan e Haisman, 1992; Givoni e Goldman, 1971). Importa ter em consideração de que forma estas equações contemplam a eficiência mecânica dos indivíduos, aspecto que pode sofrer alterações durante a realização da marcha em percurso na natureza.

O presente estudo investiga os efeitos da marcha na natureza e do declive, e compara com os efeitos da marcha em tapete rolante, pretendendo dar resposta às seguintes questões:

- 1) Qual o efeito do declive no DE na marcha em percurso na natureza?
- 2) Quais as diferenças no DE entre a marcha em percurso na natureza e a marcha em tapete rolante, para a mesma velocidade e declive?

Segundo a American Nordic Walking Association - ANWA (2004), a comunidade médica concorda que a marcha com bastões é um dos melhores exercícios cardiovasculares, devido a estes solicitarem o trabalho de mais grupos musculares, cerca de 90% da massa corporal é requerida para realizar

a caminhada com bastões, contra apenas ~70% solicitada na caminhada normal.

Alguns estudos referem também o estudo das respostas fisiológicas e metabólicas na marcha com e sem bastões (Church *et al.*, 2002; Caldwell, 2000; Deaton *et al.*, 2004; Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Porcari *et al.*, 1997; Sklar *et al.*, 2003; Willson *et al.*, 2001).

No entanto a maioria têm sido realizados em tapete rolante e os resultados relatados não apresentam consenso quanto aos efeitos da utilização de bastões.

Muitos caminhantes e montanheiros usam os bastões porque estes ajudam nas subidas e descidas aliviando a tensão na coluna vertebral e nas pernas, nomeadamente na articulação do joelho (Brunelle e Miller, 1998; Haid e Koller, 1995; Porcari, 1999; Schwameder *et al.*, 1999; Willson *et al.*, 2001;). Os bastões aumentam a base de suporte, dando maior estabilidade e diminuindo a prevalência de lesões musculares (Jacobson *et al.*, 1997; Schwameder *et al.*, 1999). De acordo com alguns autores o uso de bastões pode aumentar o DE da marcha para a mesma velocidade sem no entanto aumentar a Percepção Subjectiva de Esforço (PSE), permitindo deste modo trazer maiores benefícios aos caminhantes (Jacobson *et al.*, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Sklar *et al.*, 2003). Desta forma, pretende o presente estudo considerar de que forma o uso dos bastões pode beneficiar a marcha em percurso na natureza, enquanto estratégia de aumento do DE e facilitação da marcha com transporte de carga adicional.

A caminhada com o auxílio a bastões aumenta o DE e melhora os índices de melhoria da aptidão física, quando comparado com a caminhada normal (Church *et al.*, 2002; DeVoe, 2000; DeVoe *et al.*, 1997; Knight e Caldwell 2000; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Sklar *et al.*, 2003;). Embora os estudos não sejam unânimes (Jacobson *et al.*, 2000; Owens *et al.*, 1989), são vários os estudos (Church *et al.*, 2002; DeVoe, 2000; DeVoe *et al.*, 1997; Knight e Caldwell, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Sklar *et al.*, 2003) que referem que esta variante de caminhada apresenta um DE e consumo de oxigénio com valores até cerca de, respectivamente, 10% - 15% e ~46% superiores à caminhada normal (ANWA 2004).

De acordo com Walter *et al.* (1996) a caminhada com o auxílio a bastões revela-se como um óptimo exercício para pacientes com doenças coronárias, tal facto deve-se a um aumento do DE de ~21% comparativamente à marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ).

O estudo das exigências fisiológicas que o transporte de cargas adicionais, durante a marcha, pode provocar é também fundamental para antecipar os seus efeitos e permitir efectuar um planeamento das excursões (Fletcher, 1974).

O interesse na caminhada com carga adicional justifica-se pelo facto de ser cada vez maior o número de participantes que realiza actividades com a duração superior a um dia, aumentando assim a necessidade de transportar alimentos, roupa entre outros objectos de auxílio na caminhada, o que torna pertinente o estudo do efeito da carga no desempenho e por consequente no

objectivo final da caminhada (DeVoe, 2000). Nos Estados Unidos da América, em 1997, cerca de 50 milhões de americanos participaram em marchas com cargas adicionais, e tem-se verificado um aumento de 4% por cada ano. Já em 1986 era estimado que cerca de 35 milhões participavam em caminhadas com cargas (DeVoe *et al.*, 1997).

O transporte de carga adicional é definido como o transporte de uma massa externa suportada na parte posterior do tronco ao nível dos ombros e na cintura, através de alças e cintos, durante a realização de caminhadas (Knapik *et al.*, 1996). Devido à necessidade de perceber qual o DE e as respostas fisiológicas associadas à caminhada com carga adicional é necessário estudar a relação entre o DE e a caminhada com carga de forma a permitir planejar as necessidades energéticas e a sua reposição. Desta forma poder-se-á otimizar melhor a quantidade de produtos alimentares a transportar para a reposição energética ao longo da caminhada, visto esta ter um influência no peso total da mochila. Tal facto permitirá minimizar os efeitos da carga, de forma a não colocar em causa o objectivo final da caminhada (DeVoe, 2001).

Alguns estudos centraram-se no desenvolvimento de modelos matemáticos para a construção de equações de predição do DE (Epstein *et al.*, 1987; Givoni e Goldman, 1971; Pandolf *et al.*, 1977) no entanto a sua utilização mostrou-se limitada (Knapik *et al.*, 1996).

Devido às limitações dos equipamentos utilizados, os estudos que ajudaram a estabelecer normas para a caminhada com carga adicional, foram

realizados quase exclusivamente em adultos jovens e realizados no tapete rolante em laboratório (Goldman e Johnson, 1983; Kirk e Schneider, 1992; Legg *et al.*, 1992; Legg e Mahanty, 1986; Legg e Mahanty, 1985; Lampietro, 1962; Wiese-Bjornstal e Dufek, 1991). Não obstante a esse facto, alguns estudos foram realizados no terreno, no entanto a duração das marchas foi relativamente curta (DeVoe *et al.*, 1997).

Uma revisão literária revelou uma limitada informação dos efeitos regulares do transporte de carga adicional durante a marcha na natureza (DeVoe, 2001).

No contexto da diversidade de resultados da revisão da literatura relativamente à pertinência da utilização de bastões na marcha em percurso na natureza e sendo, até ao presente, reduzido o número de estudos, pretende também este estudo analisar os efeitos da utilização de bastões na marcha em percurso natural sem declive.

Assim, o presente estudo também pretende dar resposta à seguinte questão:

- 3) Quais os efeitos do uso de bastões e (ou) carga adicional no DE e na Percepção Subjectiva de Esforço (PSE) na marcha em percurso plano na natureza?

Para dar resposta às questões do presente estudo, foram definidos os seguintes objectivos:

I Analizar comparativamente o  $VO_2$ , DE e FC na marcha em percurso na natureza em três declives (0%, 6% e 14%).

II Analizar comparativamente o  $VO_2$ , DE e FC da marcha em percurso na natureza e em tapete rolante em três declives (0%, 6% e 14%).

III Investigar o efeito do uso de bastões e/ou de carga adicional no  $VO_2$ , DE, FC e na PSE na marcha em percurso plano na natureza, através das seguintes comparações:

a. Marcha com bastões ( $M_{CBSC}$ ) vs marcha sem bastões ( $M_{SBSC}$ )

b. Marcha com carga adicional ( $M_{SBCC}$ ) vs marcha sem carga adicional ( $M_{SBSC}$ )

c. Marcha com carga adicional e bastões ( $M_{CBCC}$ ) vs marcha com carga adicional sem bastões ( $M_{SBCC}$ ).

# **CAPÍTULO II – REVISÃO DE LITERATURA**

---

# CAPÍTULO II - REVISÃO DE LITERATURA

## Cinética do consumo de oxigénio

O estudo do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) e sua regulação é importante devido ao metabolismo oxidativo ser o principal meio através do qual o organismo humano gera energia para realizar as actividades do quotidiano (Astrand e Rodahl, 1986). Factores como o consumo máximo de oxigénio ( $VO_{2máx}$ ), o  $VO_2$  necessário para realizar exercícios submáximos (i.e. a economia ou eficiência do exercício) e a taxa de aumento do  $VO_2$  em função da energia necessária para alcançar uma estabilização de utilização de oxigénio, influenciam a capacidade individual de tolerância da actividade física. Para medição do dispêndio energético (DE) durante a marcha o indicador mais usado é  $VO_2$  (Abe *et al.*, 2004; Ayub e Bar-Or, 2003; Bernardi *et al.*, 1999; Bowen *et al.*, 1998; Brisswalter *et al.*, 1996; Censi, *et al.*, 1998; Dejaeger *et al.*, 2001).

A medição do  $VO_2$  durante a marcha reflecte a eficiência do padrão de movimento (Cavanagh e Kram, 1985; Ralston, 1958; Waters e Mulroy, 1999).

Os métodos de medição do  $VO_2$  utilizados incluem o saco de Douglas (Waters *et al.*, 1988), espectrómetros de massa (Mattson e Andersson, 1997), e sistemas telemétricos portáteis (Baker *et al.*, 2001; Duffield *et al.*, 2004; Hausswirth *et al.*, 1997; Lucia *et al.*, 1993).

A intensidade de esforço tem sido caracterizada pela percentagem do consumo máximo de oxigénio ( $\%VO_{2m\acute{a}x}$ ) (Whipp e Rossiter, 2005), embora alguns autores (Özyener *et al.*, 2001; Poole *et al.*, 1988; Whipp, 1996;) discordem desta classificação e proponham que a mesma seja realizada com base em três parâmetros: limiar anaeróbio, potência crítica e  $VO_{2m\acute{a}x}$ . Se considerarmos diferentes indivíduos, o perfil ventilatório das trocas gasosas e o equilíbrio ácido-base ao nível muscular e sanguíneo são diferentes a uma determinada  $\%VO_{2m\acute{a}x}$ , dependentes das concentrações de lactato e de iões de hidrogénio (Poole *et al.*, 1988; Whipp, 1996). Acontece que para o mesmo  $\%VO_{2m\acute{a}x}$  os indivíduos podem apresentar diferentes perfis de resposta fisiológica. No entanto, para a maioria dos indivíduos, a relação entre os parâmetros - limiar anaeróbio, potência crítica e  $VO_{2m\acute{a}x}$ , é elevada inter-indivíduos (Brittain *et al.*, 2001).

A “escala de intensidade” não é linear no que respeita à  $\%VO_{2m\acute{a}x}$ . (Özyener *et al.*, 2001; Poole *et al.*, 1988; Whipp e Rossiter, 2005; Whipp, 1996). Intensidades de esforço abaixo do Limiar anaeróbio (LAN) podem, na maioria dos indivíduos, ser mantidas por períodos longos de tempo, permitindo a estabilização do  $VO_2$ , ou o seu incremento linear em função de um aumento

da carga (Hansen *et al.*, 1984; Whipp *et al.*, 2002; Wasserman e Whipp, 1975). Em intensidades de carga acima do LAN a estabilização do  $\text{VO}_2$ , a acontecer, só pode ser mantida com grande depleção de glicogénio e *stress* muscular e ventilatório, encontrando-se a tolerância ao exercício diminuída. Assim, intensidades de esforço abaixo do LAN são considerados esforços de intensidade moderada (Özyener *et al.*, 2001; Rossiter *et al.*, 2002; Whipp e Rossiter, 2005). O  $\text{VO}_2$  durante esforços de carga constante não sofre alterações de características exponenciais como as encontradas nos esforços de intensidade elevada (acima do LAN) ou máxima (Whipp e Rossiter, 2005).

As respostas respiratórias do  $\text{VO}_2$  após o início do exercício têm sido bem caracterizadas (Arena *et al.*, 2003; Linnarsson, 1974; Wipp *et al.*, 1982; Wipp e Wasserman, 1972). Um modelo sugerido para a cinética do  $\text{VO}_2$  (Arena *et al.*, 2003; Barstow e Molé, 1991; Barstow *et al.*, 1990; Jones e Poole, 2005; Linnarsson, 1974; Wipp *et al.*, 1982; Wipp e Wasserman, 1972) tem sido o seguinte: no início do exercício com carga constante, existe um rápido incremento do  $\text{VO}_2$ , o qual corresponde à Fase I do modelo da cinética do  $\text{VO}_2$ . Esta fase inicial de  $\text{VO}_2$  é determinada pelo aumento do fluxo sanguíneo pulmonar anterior à chegada aos pulmões do fluxo sanguíneo com maior extracção de  $\text{O}_2$ , fruto da contracção muscular (Krogh e Lindhard, 1913; Whipp e Ward, 1982). Na primeira fase, o  $\text{VO}_2$  medido não reflecte a quantidade de  $\text{O}_2$  consumida pelos músculos activos (Barstow e Molé, 1987). Este fenómeno poderá ser explicado pelo tempo de adaptação necessário para ocorrer uma

estabilização das funções cardiovasculares e respiratória, representando assim o transiente circulatório entre os músculos activos e os pulmões (Lamarra *et al.*, 1982; Whipp e Özyener, 1998; Whipp, 1997 *a*; Whipp *et al.*, 1996; Whipp e Mahler, 1980).

A Fase I representa as trocas de oxigénio associadas com o aumento inicial do débito cardíaco e do fluxo sanguíneo pulmonar (Barstow e Molé, 1991). Este aumento inicial do  $\text{VO}_2$ , na Fase I, é seguido por um aumento exponencial (Henry, 1951; Mahler, 1980) e mais lento do consumo - Fase II, expresso com uma constante temporal de resposta que varia, segundo diferentes autores, de 10 segundos (Barstow, e Molé, 1991; Hughson *et al.*, 1988; Whipp e Özyener, 1998; Whipp, 1997 *a*; Whipp *et al.*, 1982), a 20-30 s (Hebestreit *et al.*, 1998; Yano *et al.*, 2001;) ou até mais do que 30 s (Billat *et al.*, 2000; Chilibeck *et al.*, 1997; Jones e Poole, 2005) e que representa o aumento do  $\text{VO}_2$  por efeito do aumento da extracção local de  $\text{O}_2$  (Barstow e Molé, 1987; Essfeld *et al.*, 1991; Kawaguchi *et al.*, 2001; Poole, 1994; Poole *et al.*, 1991).

A Fase II é resultante do efeito do aumento da extracção de  $\text{O}_2$  através da perfusão sanguínea nos músculos em actividade (Casaburi *et al.*, 1989; Grassi *et al.*, 1996) e reflecte a chegada aos pulmões do sangue venoso drenado e a utilização de  $\text{O}_2$  ao nível muscular (Whipp *et al.*, 1982). É frequentemente descrita como a “componente rápida” da cinética do  $\text{O}_2$ . Este conceito tem sido confirmado quer a nível do estudo de modelos teóricos (Barstow *et al.*, 1990) quer a nível experimental (Grassi *et al.*, 1996; Rossiter *et al.*, 1999). A Fase II conduz o  $\text{VO}_2$  a valores próximos dos da estabilização do

consumo (Fase III) em cerca de 3 a 5 min (Barstow *et al.*, 1993; Whipp e Wasserman, 1972).

Quando a resposta pulmonar conflui com a resposta do débito cardíaco e das alterações das concentrações venosas de O<sub>2</sub> (o que é caracterizado pela equação de Fick), alcança-se o equilíbrio - Fase III ("steady-state") (Arena *et al.*, 2003; Barstow *et al.*, 1993; Barstow e Molé, 1991; Barstow *et al.*, 1990; Linnarsson, 1974; Whipp e Ward, 1982; Whipp *et al.*, 1982; Whipp e Rossiter, 2005; Whipp e Wasserman, 1972).

Em esforços de intensidade moderada, o déficit de O<sub>2</sub> é determinado predominantemente por alterações nas reservas energéticas de fosfocreatina e na acessibilidade do O<sub>2</sub> (Cerretelli *et al.*, 1979; Di Prampero *et al.*, 1983; Di Prampero e Margaria, 1968; Piiper *et al.*, 1968). As reservas musculares de O<sub>2</sub> contribuem para a redução do déficit de oxigénio, predominantemente, durante a Fase I (Barstow *et al.*, 1990) e não nas fases subsequentes (Cerreteli e DiPrampero, 1987; Inman *et al.*, 1987). Assim a noção de que a cinética de extracção de O<sub>2</sub> é mais rápida do que a do VO<sub>2</sub> (Cerreteli e DiPrampero, 1987; Grassi *et al.*, 1996) é válida apenas para a Fase I.

Considerando a realização de exercício de intensidade moderada, a estabilização do VO<sub>2</sub> representa a Fase III. Para intensidades mais elevadas a estabilização do VO<sub>2</sub> pode ser mais demorada ou não ser alcançada (Barstow e Molé, 1991; Hughson *et al.*, 1988; Whipp e Özyener, 1998; Whipp, 1998; Whipp *et al.*, 1982). Acima do LAN, a cinética do O<sub>2</sub> torna-se mais complexa,

podendo existir um atraso na estabilização do  $VO_2$  (Casaburi *et al.*, 1987; Poole *et al.*, 1991; Roston, 1987).

Na transição da situação de repouso ou de exercício sem carga para intensidades de exercício com necessidade de  $VO_2$  abaixo do LAN, a distância vertical entre o  $VO_2$  a um dado momento e o requerido na situação de estabilização, representa as necessidades energéticas que devem provir dos músculos (Jones e Poole, 2005; Whipp *et al.*, 2002). Para um determinado aumento do  $VO_2$ , quanto mais rápida for a resposta do  $VO_2$ , menor será o déficit de  $O_2$  que ocorrerá. Indivíduos com fraca aptidão física apresentam respostas mais lentas o que provoca um maior déficit de  $O_2$  e um maior grau de perturbação intracelular, ao nível da produção de ácido láctico e da diminuição das concentrações de fosfocreatina (Whipp *et al.*, 2002) e conseqüentemente uma diminuição da tolerância ao exercício.

No exercício de intensidade moderada, a cinética do  $VO_2$  da Fase II, segundo alguns autores (Whipp, 1997a; Whipp *et al.*, 1991; Wasserman, 1972), não sofre alterações significativas com a taxa de trabalho. No entanto o destreino, o envelhecimento e as doenças crónicas provocam um aumento do tempo de resposta (Bauer *et al.*, 1999; Barstow *et al.*, 1996; Babcock *et al.*, 1994; Babcock *et al.*, 1994; Chilibeck *et al.*, 1996), enquanto o treino provoca a sua diminuição (Billat *et al.*, 2002; Borrani *et al.*, 2001; Babcock *et al.*, 1994; Cleuziou *et al.*, 2003; Koppo *et al.*, 2004; Russel *et al.*, 2002). A cinética do  $O_2$  é mais rápida em indivíduos treinados do que nos não treinados (Cerretelli *et al.*, 1979), é menor após inactividade (Convertino *et al.*, 1984), é mais rápida

durante exercícios que recrutam predominantemente fibras musculares do tipo I (de contracção lenta) (Barstow *et al.*, 1996; Pringle *et al.*, 2003) e menor nos idosos quando comparados com os jovens (Babcock *et al.*, 1994).

## **Dispêndio energético e economia da marcha**

O Dispêndio energético (DE) tem um papel crítico na locomoção (Lovejoy, 1988), o organismo regula o DE para a realização de trabalho de acordo com as necessidades energéticas da tarefa (Sparrow e Newell, 1998). Assim os autores apontam evidências de que a realização das tarefas está constringida pelos imperativos da optimização da economia metabólica do movimento, sendo a tese fundamental a de que a velocidade seleccionada voluntariamente pelos humanos para a locomoção é aquela que se apresenta economicamente óptima (Sparrow e Newell, 1994). A maioria dos estudos realizados sobre o DE da marcha sugere que o padrão de marcha é auto-seleccionado em função de um Custo energético (CE) mais económico (Hoyt e Taylor, 1981; Margaria, 1976).

Os principais determinantes das respostas do DE durante a marcha são o trabalho interno, o trabalho externo e a eficiência (Cavagna e Kaneko, 1977; Cavagna *et al.*, 1977). A eficiência do movimento repercute-se no  $VO_2$ ,

implicando a sua minimização, proporcionando que o movimento seja mais eficiente (Minetti *et al.*, 2003; Minetti *et al.*, 2002; Minetti e Alexander, 1997). No entanto o  $VO_2$  representa apenas o denominador da equação da eficiência na qual o trabalho mecânico é o numerador. O trabalho mecânico engloba o trabalho mecânico externo da deslocação do centro de massa, assim como o trabalho mecânico interno da deslocação cíclica dos membros (Sparrow e Newell, 1994).

Uma vez que a maioria dos estudos sobre o DE envolvem sujeitos a andar em tapete rolante, não é contemplado o trabalho mecânico externo (teoricamente não existe deslocação do centro de massa). O CE da marcha depende da alteração do trabalho interno, realizado pelos músculos envolvidos na locomoção, e este trabalho interno aumenta linearmente, acima dos valores metabólicos de repouso, com o aumento da velocidade da marcha (Willems *et al.*, 1995) ou sempre que existe elevação da massa corporal (Farley e McMahon, 1992; Heglund e Taylor, 1988). Não existe no entanto consenso entre os estudos quanto à forma de cálculo para o realizar (Elftman, 1939; Winter, 1997; Williams e Cavanagh, 1983). Assume-se que o trabalho mecânico interno realizado a duas velocidades diferentes de locomoção não apresenta diferenças, apenas o consumo de oxigénio varia (Minetti e Alexander, 1997). Minetti (1993) determinou que o trabalho interno era constante para cada velocidade, independentemente da percentagem de declive. Tal facto, segundo o autor, é parcialmente explicado pela ligeira diminuição na frequência da passada com o aumento do declive. A constância do trabalho interno anula a sua implicação na determinação do declive óptimo.

A par da contribuição, para o DE da locomoção, da magnitude e taxa de produção de força muscular necessária para suportar o peso do corpo, a determinada velocidade e padrão de marcha (Kram e Taylor, 1990; Taylor, 1985), também o volume de fibras musculares recrutadas para a manutenção da postura pode ter influência no DE.

Biewener *et al.* (2004) apresentou a hipótese de que as alterações da postura que afectam a produção de força muscular apresentam um papel substancial na determinação do DE. As alterações no custo da produção de força muscular estão subjacentes ao DE implícito nas variações da velocidade, da superfície de marcha e do transporte de cargas (Griffin *et al.*, 2003).

Uma medida frequentemente utilizada em alguns estudos de investigação clínica e ortopédica (Butler *et al.*, 1984) para quantificar a eficiência energética é o designado custo energético (CE) que é frequentemente descrito como um factor de influência na *performance* de actividades do tipo aeróbio (Conley e Krahenbuhl, 1980; Daniels, 1985; Millet e Candau, 2002). No entanto a variabilidade intra-sujeitos do CE, apresenta valores do coeficiente de variação na ordem de 1,6 (Morgan *et al.*, 1989) a 1,8% (Morgan *et al.*, 1991), contudo pode ser reduzida com a aprendizagem da marcha no tapete rolante e da marcha com o uso de bastões (Millet e Candau, 2002).

Outros factores que têm sido referido como podendo condicionar a determinação do CE são a idade, o género, a estatura, e a massa corporal

(Ariens *et al.*, 1997; Censi *et al.*, 1998; Rowland *et al.*, 1997). Tem-se verificado, em geral, nas crianças e adolescentes que, a economia da marcha e da corrida, a uma determinada velocidade, é inferior à dos adultos (Ariens *et al.*, 1997; ; Astrand, 1952; Krahenbuhl e Williams, 1992; Montoye, 1982; Rowland *et al.*, 1997; Sjödin e Svedenhag 1992; Waters *et al.*, 1983a; Waters *et al.*, 1983b). No entanto, não é evidente quanto dessa economia nos adultos é dependente da estatura ou da velocidade, ou quanto pode ser atribuído às diferenças de estatura nos aspectos qualitativos do desempenho motor. A falta de evidência é, segundo alguns autores (McCann e Adams, 2002; Rose, Baker *et al.*, 2001; Ralston e Gamble, 1994), devida ao facto de a maioria dos estudos utilizar o paradigma da normalização da economia da locomoção humana para as diferenças de massa corporal e não para as diferenças de estatura dos sujeitos.

De forma a estudar a influência da estatura dos sujeitos, na taxa de metabolismo basal e no CE da marcha a  $5 \text{ km.h}^{-1}$ , Censi *et al.* (1998) mediram o DE nas duas situações, concluindo que os sujeitos com maior estatura apresentavam taxas de metabolismo basal mais baixas por unidade de peso corporal e de massa isenta de gordura, do que sujeitos de baixa estatura. Quanto menor for a estatura dos sujeitos maior é a massa corporal distribuída periféricamente e assim maior o DE na marcha em declives positivos (Hildebrand, 1962; Kang *et al.*, 2002; Taylor *et al.*, 1974;). No entanto afirmam que o CE não é afectado pela estatura se expresso em custo por quilograma de massa isenta de gordura.

Embora o estudo de Farley e McMahon (1992) aponte para uma correlação do CE da corrida com a massa corporal a transportar, na marcha tal facto parece não se verificar de forma linear. Os autores McCann e Adams (2002) sugerem que a economia da marcha nos humanos é maior, quanto mais massa corporal os sujeitos tiverem, mas apenas caso a estatura se correlacione positivamente com a massa corporal. Esta predição é corroborada pelos estudos de Montoye (1982), Waters *et al.* (1983a) e Rowland *et al.* (1997), que sugerem que indivíduos mais idosos, mais altos e com maior massa corporal têm uma melhor economia.

A massa corporal contribui para que o DE em jovens obesos seja mais elevado do que em não obesos (Davies *et al.*, 1975; Katch *et al.*, 1988; Maffei *et al.*, 1993; Rowland, 1991; Reybrouck *et al.*, 1987; Zanconato *et al.*, 1989). Esta diferença é mais aparente na marcha a velocidades mais elevadas (Katch *et al.*, 1988). O nível de adiposidade contribui para o efeito do peso corporal no CE da marcha (Murray *et al.*, 1993; Pate *et al.*, 1989), sendo a massa corporal total um factor maior no CE da marcha (Ayub e Bar-Or, 2003).

Os resultados dos estudos de McCann e Adams (2002) e de Heglund e Schepens (2003) relatam que quando os efeitos da estatura e da taxa metabólica da posição vertical bípede são removidos, as crianças, adolescentes e adultos apresentam valores similares de CE, os quais são inferiores aos dos idosos. O mesmo estudo refere que não foram encontradas diferenças significativas na interacção sexo e idade.

A utilização da relativização do  $VO_2$  à massa corporal, à estatura dos indivíduos, à distância percorrida e à velocidade apresenta-se particularmente útil quando se pretende estudar a economia em indivíduos de diferentes idades, sexos e estaturas. Um exemplo, é o facto de nas crianças a taxa de  $VO_2$  estar mais dependente da velocidade da marcha, do que nos adultos (Waters *et al.*, 1988). A utilização da relativização do  $VO_2$  à massa corporal permite ainda realçar as diferenças inter-individuais no CE da marcha, devidas às diferenças de eficácia na locomoção, isolando a influência dos factores técnicos (Bergh *et al.*, 1991; Millet e Candau, 2002).

Vários estudos têm reportado um CE mais elevado nos idosos, para diferentes velocidades de marcha (Allor *et al.*, 2000; Malatesta *et al.*, 2003; McCann e Adams, 2002). McCann e Adams (2002) afirma que os idosos apresentam valores mais elevados de CE quando retirado o efeito do CE da posição vertical bípede e da estatura. A curva que expressa a relação  $VO_2$ /velocidade apresenta valores mais elevados de consumo quando comparada com a de sujeitos com menor idade (Larish *et al.*, 1988; McCann e Adams, 2002; Martin *et al.*, 1992).

Os idosos tendem a apresentar níveis de economia inferiores a velocidades acima e abaixo da velocidade metabólicamente óptima de 1,1 a  $1,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Alexander, 2002; Malatesta *et al.*, 2003; McCann e Adams, 2002; Rothstein e Larish, 1992). Os mecanismos envolvidos que explicam este ajustamento nos valores do CE são, até ao presente, pouco conhecidos, mas

factores como o equilíbrio estão provavelmente envolvidos, como sugerido por Allor *et al.* (2000).

Embora sejam escassos os estudos sobre o equilíbrio na marcha em sujeitos idosos, alguns autores têm relatado uma maior instabilidade na marcha em idosos relativamente aos jovens adultos (Hausdorff *et al.*, 2001; Hausdorff *et al.*, 2001; Hausdorff *et al.*, 1997; Hausdorff *et al.*, 1995). No entanto Malatesta *et al.* (2003) não encontraram correlação significativa entre o CE e a variabilidade do tempo de passada à velocidade preferida, sugerindo assim que a instabilidade da marcha não é a principal explanação do maior CE nos idosos. Nos indivíduos idosos o aumento do trabalho mecânico da marcha pode estar associado com a excessiva activação dos músculos antagonistas durante a acção agonista, i.e., coactivação para a manutenção do controle postural (Woollacott e Shumaway-Cook, 1990). Martin *et al.* (1992) afirmam que o CE da marcha mais elevado nos idosos pode ter como determinante um custo mais elevado para gerar força muscular. Estes autores sugerem que a diminuição da massa muscular, da força e da força por secção transversa do músculo, que ocorre com a idade (Roos *et al.*, 1997), força os sujeitos idosos a recrutar um maior número de unidades motoras por músculo para uma determinada tarefa.

No estudo realizado por Martin *et al.* (1992), o DE da marcha por unidade de distância revelou ser mais elevado nos idosos que nos adultos jovens. Os idosos apresentam velocidades auto-seleccionadas de marcha inferiores e DE superiores (~8%), aos dos indivíduos jovens, por unidade de

distância. O trabalho externo nos idosos, não apresenta diferenças relativamente aos jovens adultos, e embora o trabalho interno tenha apresentado diferenças estatisticamente significativas, a sua significância biológica em termos de CE é menor. Mian *et al.* (2006a; 2006b) sugere que o aumento do DE, nos idosos, é consequência da diminuição da eficiência, através da contribuição de factores como o aumento do custo metabólico das co-contracções dos músculos antagonistas e de forças isométricas.

Zatsiorsky *et al.* (1994) relatam diferenças nos padrões de marcha nos idosos comparativamente com adultos jovens. Os idosos apresentam uma diminuição do comprimento da passada e aumento da frequência. No entanto Martin *et al.* (1992) não encontraram diferenças no comprimento e frequência da passada entre sujeitos idosos e adultos. Estes resultados podem permitir especulações de que as diferenças podem ser causadas por diferentes demandas musculares relativas à força muscular e a alterações nos padrões de recrutamento das fibras musculares (McCann e Adams, 2002).

Os custos metabólicos da locomoção têm sido atribuídos a características antropométricas e cinemáticas que diferem entre o homem e a mulher. Estas incluem a dimensão corporal (Bergh *et al.*, 1991; Fedak *et al.*, 1982; William e Cavanagh, 1986), a distribuição da massa corporal (Hildebrand, 1962; Taylor *et al.*, 1974), o comprimento da passada e/ou frequência da passada (Cavanagh e William, 1982; Heinert *et al.*, 1988; Högberg, 1952) e a amplitude de movimento (Kerrigan *et al.*, 1988).

No estudo comparativo, das respostas fisiológicas e biomecânicas de homens e mulheres, durante a marcha em tapete rolante com vários declives, o  $VO_2$  e a Frequência Cardíaca (FC) apresentam valores similares nos dois grupos para declives até 5% (Chaloupka *et al.*, 1997; Kang *et al.*, 2002), no entanto para os declives de 10% e 15% as mulheres apresentavam valores superiores nesses parâmetros (Kang *et al.*, 2002). Existe uma tendência de diminuição da economia da marcha nas mulheres com o aumento do declive acima dos 10% (Kang *et al.*, 2002), o que no entanto contrasta com os resultados de Pivarnik e Sherman (1990) que não encontraram diferenças significativas entre sexos.

O aumento do custo metabólico relativo, pode ser atribuído ao facto das mulheres apresentarem uma estatura mais baixa e/ou terem maior quantidade de massa corporal distribuída periféricamente. Estas diferenças podem também ser atribuídas ao facto de as mulheres executarem um movimento mais acentuado dos braços durante a marcha em declives positivos (Kang *et al.*, 2002).

Ainda segundo o estudo de Kang *et al.* (2002) foi observada uma relação inversa entre o  $VO_2$  ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ ), a massa corporal, a massa magra e a razão cintura-anca, quando os dois grupos são combinados. A massa corporal mais do que a adiposidade parece ser o principal factor predictor do DE, independentemente da velocidade de marcha utilizada (Volpe e Bar-O, 2003).

Outro aspecto a considerar na análise do DE, no que respeita à determinação da economia da marcha, é a utilização do incremento do consumo de  $O_2$  acima dos valores de repouso (Baker *et al.*, 2001; Waters *et al.*, 1988), pelo facto de se apresentar menos sensível às variações da velocidade da marcha. E, de acordo com a sumarização de diferentes estudos, realizada por Rose *et al.* (1994), o  $VO_2$  em repouso quando medido na posição vertical estática, apresenta valores cerca de 22% superiores aos da posição de sentado.

Este facto sugere que, em estudos da economia da marcha, a subtracção dos valores do  $VO_2$  em repouso, medidos na posição bípede estática, se apresenta mais favorável para a diminuição da variabilidade inter-individual (Baker *et al.*, 2001; Ralston, 1976; Ralston, 1958; Waters *et al.*, 1983a).

Também a relativização da velocidade com respeito à estatura dos sujeitos, pode sugerir uma melhoria da garantia e da fiabilidade das medições, embora continue a existir uma considerável variabilidade inter-sujeitos (Baker *et al.*, 2001; Boyd *et al.*, 1999; Rose *et al.*, 1994). Enquanto que para Bowen *et al.* (1998) não se verifica uma redução significativa da variabilidade das medições do  $VO_2$ , os autores Baker *et al.* (2001) reportam uma redução de 40% da variabilidade, através da subtracção dos valores em repouso e da normalização da velocidade para a altura dos sujeitos.

A utilização da relativização do  $\text{VO}_2$  ou do incremento do consumo de  $\text{O}_2$ , acima dos valores de consumo em repouso, para a massa corporal e para a distância percorrida apresenta-se útil quando se pretende analisar as consequências metabólicas da marcha a velocidades baixas ou determinar qual a velocidade mais económica de marcha (McCann e Adams, 2002).

## **Factores que influenciam o DE na marcha**

### **Tipo de terreno**

Nas caminhadas em superfícies rígidas, a distância mais curta entre dois pontos é uma linha recta entre os mesmos, assim o trilho mais rectilíneo é o mais económico. No entanto os trilhos reais em percurso na natureza incluem, frequentemente, a passagem em percursos com declive negativo e positivo muito acentuado bem como superfícies arenosas de pouca rigidez, as quais é preferível evitar, contornando-as. O DE da marcha em terreno de pouca rigidez é muito superior ao da marcha em superfícies rígidas (Alexander, 2002; Alexander, 2000). Legeune *et al.* (1998) sugerem que existe uma diminuição na eficiência do trabalho positivo realizado pelos músculos e um aumento no trabalho externo realizado quando os sujeitos andam na areia. Zamparo *et al.* (1992) referem que o CE da marcha na areia aumento linearmente em função da velocidade e afirmam que a marcha na areia apresenta um DE 2,5 vezes maior do que em superfície rígida, e Pandolf *et al.*

(1976) descreveram o CE da marcha em neve profunda de 5 vezes superior ao da marcha em tapete rolante.

Através dos dados da cinemática, verifica-se que as condições de instabilidade da marcha em percurso na natureza, aumentam o DE quando comparada com a marcha em situação controlada (Hoffman *et al.*, 2004). A marcha humana apresenta-se lateralmente instável (Kuo e Bauby, 1998), o que requer um controle activo envolvendo diferentes músculos, aumentando desta forma o DE. A estabilização lateral externa parece reduzir o DE da marcha, e quando realizada ao nível da cintura pélvica reduz o comprimento da passada em ~41% (Donelan *et al.*, 2004; Shipman *et al.*, 2001).

Comprimentos de passada maiores provocados pelas irregularidades do terreno podem envolver um DE mais elevado devido ao custo de transição entre o apoio dos membros (Donelan *et al.*, 2004; Donelan *et al.*, 1999). No entanto a realização de marcha em superfícies com pequenos obstáculos (até 25 mm) parece não constituir factor de alteração significativa dos padrões de marcha (Menz *et al.*, 2003; Menz, 2002; Zatsiorsky *et al.*, 1994). Na realização de marcha à velocidade auto-selecionada, em terreno com pequenos obstáculos, os sujeitos adultos mantêm a velocidade de marcha. Apresentam no entanto uma redução da frequência associada a um correspondente aumento do comprimento médio da passada (Patla *et al.*, 1999; Zatsiorsky *et al.*, 1994).

A alteração da frequência e do comprimento da passada indica que os indivíduos percebem que a estabilidade da marcha em superfícies

irregulares pode estar em causa, realizando subsequentemente passadas mais longas de forma a minimizar o número de contactos com as irregularidades da superfície (Menz, 2002; Patla *et al.*, 1999). A magnitude destas alterações é relativamente pequena, cerca de 5%, o que sugere que em indivíduos saudáveis são apenas necessários ajustamentos espacio-temporais mínimos, de forma a compensar a irregularidade da superfície de marcha (Alexandre, 2000; Menz *et al.*, 2003; Menz, 2002).

Em consequência da redução da frequência e do aumento do comprimento da passada, o rácio da marcha também aumenta quando a marcha é realizada em superfícies irregulares (Menz, 2002). Este parâmetro representa a relação entre amplitude e frequência dos movimentos da perna. Este rácio mantém-se estável excepto para velocidades muito rápidas (Sekiya e Nagasaki, 1998; Sekiya *et al.*, 1996; Zijstra *et al.*, 1995). A marcha quando realizada com uma invariância do rácio da marcha tem demonstrado ser óptima do ponto de vista do DE (Zarrugh *et al.*, 1974). Uma vez que este rácio se altera com a marcha realizada em superfícies irregulares, é provável que a estabilidade se sobreponha à eficiência, aumentando desta forma o CE. Comprimentos de passada inferiores ou superiores ao comprimento óptimo ( $1,4-1,5\text{m.passada}^{-1}$ ) podem gerar maior consumo de oxigénio (Bhanbhanni e Singh, 1985; Cavanagh e William, 1982; Heinert *et al.*, 1988; Högberg, 1952; Kang *et al.*, 2002; Zarrugh *et al.*, 1974).

Qualquer velocidade de marcha pode ser alcançada quer através do aumento ou encurtamento do comprimento da passada quer através do

aumento ou diminuição da frequência da passada. De acordo com Alexander (1996), a frequência de passada de 0,95 Hz, à velocidade moderada de marcha de 1,5 m.s<sup>-1</sup>, corresponde um CE é mínimo. Para a maioria das velocidades seleccionadas a frequência de passada, escolhida pelos sujeitos, corresponde a um CE mínimo (Alexander, 2000).

Existe um debate entre investigadores que estudam a locomoção humana em terreno e em tapete rolante relativamente a evidências que sugerem que a corrida em tapete rolante não provoca modificações no DE e no padrão cinemática, relativamente à corrida em terreno (Bassett *et al.*, 1985; Pink *et al.*, 1994), apresentando-se a variabilidade da corrida inferior no tapete rolante (van Ingen Schenau, 1980). No entanto vários autores (Elliott e Blanksby, 1976; Frishberg, 1983; Murray *et al.*, 1985; Nelson *et al.*, 1972; Pugh, 1970) afirmam que esta evidência não é linear quer ao nível do VO<sub>2</sub>, quer para as características da frequência e comprimento da passada.

Num estudo comparativo da marcha em tapete rolante e em superfície rígida os autores Murray *et al.* (1985), reportam que no tapete rolante os sujeitos tendem a utilizar uma cadência mais elevadas e um comprimento de passada mais curto, sem no entanto os deslocamentos da cabeça, da anca e do tornozelo apresentarem alterações cinemáticas significativas no plano sagital. O mesmo estudo refere valores médios da FC e da actividade electromiográfica mais elevados na marcha em tapete rolante do que na superfície rígida. Num outro estudo comparativo, Hall *et al.* (2004), afirmam

que é necessário mais energia para executar 1600 m de distancia, com uma velocidade de 4.8 km.h<sup>-1</sup> no terreno do que na passadeira, respectivamente 430 ± 14 kJ e 340 ± 19 KJ. Segundo este autor não é possível estimar o DE da marcha em terreno a partir dos valores de laboratório. Também os autores Pearce *et al.* (1983) afirmam que o DE na marcha em superfície rígida se revelou mais elevado do que em tapete rolante, para uma velocidade predeterminada de 1,3 m.s<sup>-1</sup> (respectivamente, 11.04 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> vs 10.58 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>).

Relativamente à marcha não se conhecem até ao presente estudos comparativos de tapete rolante vs terreno, que apresentem resultados de consenso.

### **Declive do terreno**

A marcha em terreno inclinado pode alterar significativamente o DE (Bobbert, 1960; Minetti *et al.*, 2003; McNeill e Alexander, 2002; Minetti e Alexander, 1997; Martin e Morgan, 1992; Spelman *et al.*, 1993), assim na prescrição da marcha em percurso na natureza como forma de exercício é necessário conhecer o DE implicado durante a marcha em terreno com declive. Quando se objectiva um aumento do DE como meio para melhorar a aptidão física, torna-se pertinente a escolha de determinados percursos em função da percentagem de inclinação dos mesmos. Julga-se ser pertinente classificar o nível de dificuldade dos percursos tendo por base a análise da percentagem de

inclinação dos mesmos e não apenas do desnível acumulado (Alexander, 2002).

Desde cedo existem estudos (Chauveau, 1901; Karpovich, 1959) sobre o DE da marcha em superfícies com declive, tendo na sua maioria sido realizados em tapete rolante (Laursen *et al.*, 2000; Johnson *et al.*, 2002; Minetti *et al.*, 1993; Pivarnik e Sherman, 1990; Wanta *et al.*, 1993). Um vasto número de estudos (Chauveau, 1901; Johnson *et al.*, 2002; Orsini *et al.*, 1990; Passmore, 1956; Wanta *et al.*, 1993) apresenta consenso quanto ao maior  $VO_2$  na marcha em superfícies com declive positivo (cerca de 30 a 50%) relativamente à marcha em declive negativo.

Minetti (1995) ao combinar os resultados do estudo de Margaria (1938) com o conhecimento actual da biomecânica da marcha, perspectivando o DE do declive, estimou como declive mais económico para os percursos de montanha, o valor de 25%. Ainda segundo este autor e Margaria (1938) em declives de -10% a marcha, à velocidade mais económica, apresenta-se como a mais económica. A justificação para tal facto está em que, enquanto que o trabalho para elevar e acelerar (trabalho positivo) e, desacelerar e baixar (trabalho negativo) o centro de massa é similar em terreno plano, o trabalho positivo tende a ser superior em declives positivos, e o trabalho negativo em declives negativos. Os custos metabólicos mais baixos do trabalho negativo (1/5 do trabalho positivo) causam uma diminuição dos custos metabólicos da

marcha em declives negativos (Minetti e Alexander, 1997; Minetti, 1995; Minetti *et al.*, 1993).

Segundo o autor Minetti (1995) o mecanismo de pêndulo da marcha, produz um dispêndio supérfluo de trabalho mecânico contra a gravidade, para declives até cerca de 15%. O mesmo autor afirma ainda que a velocidade durante o declive mais económico, na perspectiva do trabalho mecânico, é aproximadamente de  $0,65 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $+0,16 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  velocidade vertical) e de  $1,59 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $-0,36 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  velocidade vertical), para a marcha, respectivamente, em declive positivo e negativo. E o DE, por distância percorrida, é de 0,4 e 2,0  $\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$  (distância vertical), respectivamente para a marcha em declive positivo e em declive negativo.

Minetti (1993), a partir do trabalho mecânico externo e da eficiência metabólica positiva e negativa, determinou ainda como declive mais económico, para todas as velocidades constantes, o valor de  $-10,2\%$  ( $\pm 0,8$ ). O mesmo autor, Minetti *et al.* (2002), estudou o DE da marcha numa amplitude de declives entre os  $-45\%$  e os  $+45\%$ , a diferentes velocidades, e concluiu que, em declive de  $0\%$ , à velocidade de  $1,0 \pm 0,3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , o DE apresentava o seu valor mais baixo ( $1,64 \pm 0,5 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}$ ), resultados similares são apresentados por Martin *et al.* (1992) e McCann e Adams (2002) que no entanto referem a velocidade de  $1,34 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , como a mais económica tanto para adultos jovens como para idosos.

Em estudos realizados (Minetti *et al.*, 2002; Minetti *et al.*, 1995) são referidos, em função da eficiência mecânica, valores de 20 a 30% de declive

ótimo para os percursos de montanha. Mais especificamente, com o objectivo de minimizar o DE, são apontados como declives óptimos valores entre os 25 a 28% (Minetti *et al.*, 1995).

Para diferentes percentagens de inclinação, o dispêndio cumulativo de energia parece ser independente da duração máxima do exercício (Marconi *et al.*, 2003). O aumento do DE da marcha pode ser interpretado por ser consequência da alteração dos padrões mecânicos de locomoção (Marconi *et al.*, 2003), e não de uma menor eficiência metabólica. A partir de declives de 15%, os valores do DE sofrem incremento por efeito, fundamentalmente, da eficiência muscular, a qual é responsável pela alteração metabólica (por metro de deslocação vertical).

O  $VO_2$  na marcha em declives negativos superiores a -15% apresenta-se superior relativamente ao declive de 0% (Byrnes *et al.*, 1985; Dick e Cavanagh, 1987; Johnson *et al.*, 2002; Knuttgen *et al.*, 1982; Klausen e Knuttgen, 1971). Os declives entre -5% e -15% apresentam-se como energeticamente mais económicos (Johnson *et al.*, 2002; Minetti *et al.*, 1993; Wanta *et al.*, 1993).

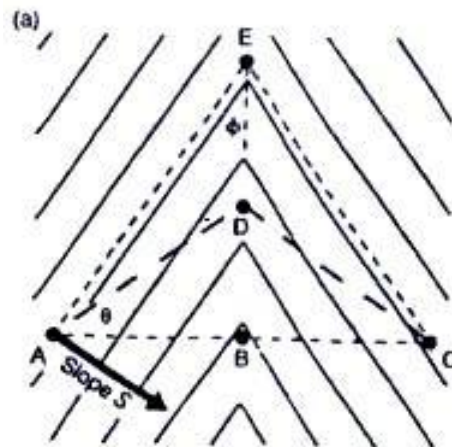
O  $VO_2$  medido em indivíduos durante a marcha em tapete rolante, numa determinada distância, com igual declive positivo e negativo, apresenta-se sempre como mais elevado do que o  $VO_2$  da marcha realizada na mesma

distância mas com declive de 0° (Margaria, 1975). Por exemplo, um declive de 2% apresenta um DE 2,5 vezes superior ao da marcha realizada em superfície plana (Alexander, 2002). As respostas fisiológicas são sensíveis ao aumento do declive apresentando, segundo, verificando-se, segundo Towne *et al.* (1997), um aumento médio relativo de 7% da  $FC_{máx}$  e de 14% do  $VO_{2máx}$  para as mulheres, e de 13% da  $FC_{máx}$  e 21% do  $VO_{2máx}$  para os homens.

O aumento da dificuldade do terreno provoca aumentos significativos da FC (DeVoe *et al.*, 1977) e as flutuações na cadência ilustram os ajustamentos que são realizados de forma a compensar o aumento de dificuldade do terreno durante a marcha em percurso na natureza (DeVoe, 2000).

Em marchas de mais de um dia verifica-se uma grande variabilidade nas médias da FC e do  $VO_2$  quando se compara a marcha em declive positivo (71% da FC; 41% do  $VO_{2máx}$ ) e negativo (48% da FC; 26% do  $VO_{2máx}$ ) (DeVoe *et al.*, 1997). Esta variabilidade pode ser resultado da fadiga acumulada e do tempo de recuperação entre a realização de marcha em declives acentuados (DeVoe, 2001; DeVoe, 2000; DeVoe *et al.*, 1998).

Alexander (2000) utilizando os dados empíricos de Margaria para calcular os trilhos com menor DE, para atravessar vértices de montanhas, idealizou montanhas piramidais como a referida na figura 1.



**Figura 1** - Diagrama dos trilhos ótimos de marcha de acordo com o declive. Adaptado de Alexander (2000).

Neste diagrama pretende-se que o caminhante atravessasse de A para C. O trilho mais curto é o que segue o trajecto dos pontos ABC, caminhando directamente pelo declive positivo e negativo mais acentuado. O trilho paralelo aos contornos, AEC, não envolve caminhada em declive positivo acentuado, mas é mais longo. Neste modelo geométrico o trilho óptimo é aquele que é expresso pela linha ADC, que diverge num ângulo de  $\Theta$  do trilho mais curto. Quanto mais íngreme o declive, maior é o ângulo óptimo  $\Theta$ , e mais próximo está o trilho dos contornos da elevação (Alexander, 2002; Alexander, 2000).

Outro autor, Minetti (1995), realiza uma abordagem diferente do problema, colocando a seguinte questão: quando se pretende subir a uma elevação, o que é mais económico, caminhar a direito pelo declive ou em “zig-zag”. Os seus cálculos indicam que até declives de 25% a rota directa é a mais económica. Para inclinações superiores é mais económico utilizar-se trilhos em “zig-zag”.

Consequentemente em percursos pedestres de montanha, com declive crítico, o trilho deve ser preferencialmente em S, ou desenrolar-se ao redor da elevação em vez de se processar em linha recta, de forma a minimizar a exigência do percurso (McNeill e Alexander, 2002). Minetti (1995) afirma que a maioria dos trilhos na cordilheira montanhosa dos Alpes e Himalaias seguem este princípio.

## **Velocidade de deslocamento**

Para a vasta maioria de estudos sobre o DE da marcha em situação laboratorial (Ardigo *et al.* 2003; Bobbert, 1960; Di Prampero, 1986; Dill, 1965; Elftman, 1939; Hall *et al.*, 2004; Minetti *et al.*, 2003; Minetti *et al.*, 2002; Minetti e Alexander, 1997; Minetti, 1995; Margaria, 1938; Sklar *et al.*, 2003; Sagiv *et al.*, 2000), o DE varia fundamentalmente em função da velocidade. O estudo de Silva *et al.* (2003) reforça os resultados da literatura relativamente ao facto de a velocidade e a FC apresentarem correlações significativas com o gasto energético, apresentando-se estas variáveis como as mais indicadas para estimar o DE.

Vários autores referem que, para a maioria dos sujeitos, a velocidade de marcha auto-seleccionada é a mais económica e situa-se aproximadamente entre 1,1 e 1,4 m.s<sup>-1</sup> (Alexander, 2002; Alexander, 2002; Bernardi *et al.*, 1999; Carey e Crompton, 2005; Cavagna *et al.*, 1983; Dejaeger *et al.*, 2001; Hall *et al.*, 2004; Maletesta *et al.*, 2003; Mastroianni *et al.*, 2003; McCann e Adams,

2002; Martin *et al.*, 1992; Margaria, 1968; Rose e Gamble, 1993; Pearce *et al.*, 1983; Wirtz e Ries, 1992). Tem sido relatada uma função em forma de “U” para expressar a relação DE e velocidade, apresentando a deflexão da curva o menor valor do DE para as velocidades de 1,1 a 1,4 m.s<sup>-1</sup> (Bernardi *et al.*, 1999; Hreljac, 1993; Hoyt e Taylor, 1981; Maletesta *et al.*, 2003; Martin *et al.*, 1992; Pearce *et al.*, 1983; Rose e Gamble, 1993). O achatamento da zona de deflexão da curva sugere que existe mais do que uma velocidade onde o DE é similarmente mínimo (Baker *et al.*, 2001; Hreljac, 1993; Hoyt e Taylor, 1981; Patla e Sparrow, 2000).

É ainda referido que a velocidade de 1,1 m.s<sup>-1</sup> apresenta-se como uma velocidade óptima em termos mecânicos e metabólicos para a marcha no tapete rolante em crianças, adultos e idosos (Cavagna *et al.*, 1983; Dejaeger *et al.*, 2001; Martin *et al.*, 1992; Margaria, 1968).

Alguns estudos têm sugerido que a velocidade preferida é o resultado de uma combinação óptima entre o comprimento da passada e a frequência de passada (Minetti *et al.*, 2003; McNeill e Alexander, 2002; Minetti e Alexander, 1997; Martin e Morgan, 1992). Existe no entanto uma grande variabilidade inter-individual da passada e da velocidade óptima (Falola *et al.*, 2000), factores a considerar aquando da realização de marchas em grupo.

A velocidade e frequência de passada preferida na marcha são habitualmente muito próximas da velocidade mais económica, que resulta num custo metabólico mínimo e na máxima estabilidade da cabeça e da acção das

diferentes articulações envolvidas (Caldwell *et al.*, 2000; Holt *et al.*, 1995; Levine *et al.*, 1982; Minetti *et al.*, 2003; McNeill e Alexander, 2002; Minetti e Alexander, 1997). O estudo de Holt *et al.* (1995) revela a existência de uma relação de complementaridade entre a estabilização da cabeça e o CE da marcha. A estabilidade da cabeça - medida e controlada através do desvio padrão da deslocação da cabeça na direcção vertical, relaciona-se grandemente com a velocidade e frequência da marcha em que o CE é mínimo (Caldwell *et al.*, 2000; Holt *et al.*, 1995).

Na marcha, de acordo com a velocidade, existem padrões de coordenação envolvendo o tronco, bem como a conjugação do movimento braços/pernas, que se apresentam menos estáveis. A velocidades entre os 0,7 e os 0,9 m.s<sup>-1</sup> os padrões apresentam maior variabilidade (Hreljac, 1993; Van Emmerick e Wagenaar, 1996; Wagenaar e Van Emmerick, 1994). Os estudos realizados reportam-se à situação de marcha em tapete rolante, no qual não se verifica a instabilidade imposta, frequentemente, na marcha em percurso na natureza. Na marcha em percurso na natureza podem ocorrer diferentes mudanças na contribuição relativa do DE e da optimização da estabilidade da marcha (Caldwell *et al.*, 2000). Tal acontece porque a segurança é mais importante do que os aspectos de economia durante os processos de adaptação na locomoção (Armand *et al.*, 1998; Patla e Rietdyk, 1993). Se a contribuição do constrangimento do DE fosse crítica, era então expectável que o sistema nervoso apresentasse respostas de adaptação de

forma a reduzir os custos energéticos. No entanto, apesar dos processos de adaptação durante a locomoção salvaguardarem a segurança, as respostas tendem a otimizar a relação eficiência do movimento e DE (Armand *et al.*, 1998; Patla e Sparrow, 2000; Patla e Prentice, 1995).

Para a maioria dos sujeitos a utilização de uma velocidade de marcha auto-seleccionada resulta em CE mais baixos do que quando o valor da velocidade é imposto (Alexander, 2002; Carey e Crompton, 2005; Dejaeger *et al.*, 2001; Hall *et al.*, 2004; Maletesta *et al.*, 2003; McCann e Adams, 2002; Rose e Gamble, 1993; Zarrugh e Radcliffe, 1978). A possibilidade de uso da velocidade preferida emerge de constrangimentos energéticos e dinâmicos da marcha a velocidades pré-seleccionadas (Holt *et al.*, 1995), no entanto a velocidade preferida, com o aumento do declive, apresenta-se superior em cerca de 30% à da velocidade mais económica (Minetti *et al.*, 2003).

A velocidade auto-seleccionada na marcha é aquela que impõe menos constrangimentos económicos, e que permite a realização da marcha durante largos períodos de tempo. A maioria dos estudos (Charteris *et al.*, 1989a; Charteris *et al.*, 1989b; DeVoe *et al.*, 1998; Hughes e Goldman, 1970; Knapik *et al.*, 1993; Myles e Saunders, 1979) reporta que a velocidade de deslocamento na marcha condiciona o DE, sendo que a velocidade auto-seleccionada pela maioria dos sujeitos, apesar dos diferentes constrangimentos impostos quer pelo transporte de carga adicional ou das irregularidades do terreno, é aquela que se apresenta como economicamente

ótima e que permite a realização da marcha durante largos períodos de tempo. Mas nem sempre a velocidade auto-seleccionada é a mais económica e o efeito da marcha em grupo pode impor cadências externas (DeVries e Housh, 1994; Foster *et al.*, 1993; Sparrow *et al.*, 2000) as quais podem provocar consumos menos económicos para o indivíduo.

O aumento do CE é mais aparente a velocidades baixas ou elevadas de caminhada (Minetti *et al.*, 2003; McNeill e Alexander, 2002; Martin e Morgan, 1992), ou seja velocidades inferiores ou superiores a 1,2 - 1,4 m.s<sup>-1</sup> (DI Prampero, 1986; Hreljac, 1993; Low e Reed, 1996; Steudel, 1994;). Muito embora a velocidade de ~1,1 m.s<sup>-1</sup> seja referida como a velocidade óptima para a realização da marcha, se o tempo é um dos constrangimentos, bem como o DE, então a velocidade óptima deve ser mais elevada (Alexander, 1998). Wirtz e Ries (1992) observaram que jovens adultos, ao caminhar nas ruas da cidade, utilizavam velocidades de marcha de 1,5 m.s<sup>-1</sup>, verificaram ainda uma relação entre a dimensão das cidades e a velocidade de marcha utilizada. Em cidades de maior dimensão os sujeitos caminhavam mais rapidamente.

O CE de locomoção na marcha e na corrida, por unidade de distância, a velocidades de 2 m.s<sup>-1</sup> é similar (Cavagna *et al.*, 1976; Hreljac, 1993; Li *et al.*, 1999), no entanto a marcha a velocidades inferiores a 2 m.s<sup>-1</sup> é mais económica que a corrida, já para velocidades superiores, a corrida torna-se mais económica (Cavagna e Franzetti, 1986; Carrier, 1984; Cavagna, 1978;

Cavagna e Kaneko, 1977; Hreljac, 1993; Kram e Taylor, 1990; McNeill e Alexander, 2002; Milliron e Cavanagh, 1990). A maioria dos indivíduos realiza a transição da marcha para a corrida quando ultrapassa a velocidade de 2 a 2,2 m.s<sup>-1</sup> (Hreljac, 1995; Thorstensson e Roberthson, 1987). A marcha com padrão normal é possível manter até velocidades de aproximadamente 3 m.s<sup>-1</sup>. Os atletas da marcha atlética conseguem alcançar velocidades superiores a 4 m.s<sup>-1</sup>. Um atleta de marcha atlética necessita de, aproximadamente, mais 30% de energia para realizar marcha à velocidade de 3,5 m.s<sup>-1</sup>, do que para correr à mesma velocidade (Di Prampero, 1986).

Quando a marcha se realiza em terreno variado, podem ocorrer variações na velocidade auto-seleccionada pelos sujeitos, como forma de compensar as dificuldades do terreno (DeVoe, 2001), apresentando-se a velocidade preferida, com o aumento do declive, mais elevada do que a velocidade mais económica (Minetti *et al.*, 2003). Os ajustamentos que reduzem o CE estão associados com o progressivo aumento da eficiência, o que é reflectido no estudo de DeVoe (2001) em que nos troços de percurso em que a velocidade foi mais elevada (4,3 e 3,7 km.h<sup>-1</sup>) corresponderam médias de FC mais baixas (61% e 60% FC<sub>máx</sub>). Existe uma adaptação dos sujeitos a velocidades mais económicas, independentemente da superfície onde é realizada a locomoção, no entanto irregularidade do terreno pode provocar adaptações que melhorem a eficiência da marcha (Charteris *et al.*, 1989a; Charteris *et al.*, 1989b; DeVoe *et al.*, 1998).

Na marcha com carga adicional ( $M_{SBCC}$ ), a velocidade auto-seleccionada diminui de forma linear com o aumento da carga a transportar (; Hughes e Goldman, 1970; Knapik *et al.*, 1993; Myles e Saunders, 1979). A intensidade de exercício que os sujeitos auto-seleccionam durante uma  $M_{SBCC}$  depende de vários factores incluindo a massa da carga a transportar, o nível de aptidão cardiorespiratória dos sujeitos ( $VO_{2máx}$ ), a distância a percorrer e do uso de bastões (DeVoe *et al.*, 1998; Knapik *et al.*, 1996).

A auto-selecção da velocidade permite aos sujeitos tirar melhor partido da utilização de bastões, aumentando o trabalho a nível superior e reduzindo a fadiga imposta pelo transporte de carga (Deaton *et al.*, 2004; Jacobson *et al.*, 2000).

Num estudo realizado com militares (Myles *et al.*, 1979) os sujeitos transportavam cargas adicionais de aproximadamente 23 kg, durante seis dias numa excursão de 204 km de distância. Os sujeitos marcharam a uma intensidade estimada de 37% do seu  $VO_{2máx}$  ( $447 \text{ kcal.h}^{-1}$ ) no primeiro dia, e diminuíram a intensidade do esforço nos dias subsequentes para intensidades estimadas de 37% do seu  $VO_{2máx}$  ( $384 \text{ kcal.h}^{-1}$ ). Noutros estudos (Evans *et al.*, 1980; Hughes e Goldman, 1970; Levine *et al.*, 1982) os sujeitos foram instruídos para realizarem marcha a uma velocidade rápida transportando cargas superiores a 20 kg durante 1 a 3,5 horas, a média dos sujeitos auto-seleccionou uma velocidade correspondente a 45% do seu  $VO_{2máx}$  ( $425 \text{ kcal.h}^{-1}$ ).

Se os sujeitos forem instruídos para completarem uma distância a percorrer, com uma carga adicional ligeira, o mais rapidamente possível, a intensidade estimada de exercício poderá ultrapassar os 60% do seu  $VO_{2máx}$  (Knapik *et al.*, 1993; Mello *et al.*, 1988). No entanto para caminhadas superiores a 6 horas o DE é limitado a 35% do  $VO_{2máx}$ . De acordo com o estudo de Bestien *et al.* (2005) esta intensidade corresponde a uma carga de aproximadamente 25% da massa corporal.

Alguns estudos referem um aumento da velocidade da marcha com o uso de bastões (Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Willson *et al.*, 2001), no entanto no estudo realizado por Church *et al.* (2002), os resultados obtidos mostraram não existir diferenças significativas nas médias do tempo de realização de um percurso com 1600m na marcha com e sem bastões para as mulheres ( $980 \pm 39$  s vs  $994 \pm 44$  s, respectivamente) e para os homens ( $1,026 \pm 78$  s vs  $1.009 \pm 75$  s, respectivamente). Os valores da velocidade média para as mulheres foram de  $5,9 \pm 0,23$  km.h<sup>-1</sup> e para os homens foram de  $5,6 \pm 0,26$  km.h<sup>-1</sup>.

Não se verificando, para a maioria dos sujeitos, uma relação entre a velocidade mais económica e a velocidade auto-seleccionada de marcha, é necessário determinar que intensidade representa a velocidade auto-seleccionada. Assim, no estudo realizado por Murtagh *et al.* (2002) verificou-se que a intensidade escolhida por sujeitos que realizavam marcha urbana

correspondia a uma intensidade moderada de exercício, ou seja a 55-69% da frequência cardíaca máxima ( $FC_{m\acute{a}x}$ ) ou a 40-59% do consumo máximo de oxigénio ( $VO_{2m\acute{a}x}$ ). Valores similares de  $VO_2$  (50-60% do  $VO_{2m\acute{a}x}$ ) são apresentados por vários autores (Mastroianni *et al.*, 2003; Spelman *et al.*, 1993), na marcha realizada em percurso natural durante a subida (dependendo da altitude e do nível de aptidão física dos sujeitos), à velocidade preferida. A velocidade seleccionada por cada sujeito preenche as recomendações do American College of Sports Medicine (ACSM) (40-85%  $VO_{2m\acute{a}x}$  ou 55-90%  $FC_{m\acute{a}x}$ ; intensidade moderada - velocidades de  $1,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , e intensidade vigorosa -  $1,80 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) e do Center for Disease Control and Prevention (CDCP) (Pate *et al.*, 1995). No entanto para a marcha em declive negativo os valores situam-se em cerca de 30% do  $VO_2$  (Minetti *et al.*, 2002).

No estudo de Spelman *et al.* (1993) o dispêndio metabólico da marcha a velocidade auto-seleccionada ( $1,78 \pm 0,19 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) foi de  $5,2 \pm 1,2$  METs (*metabolic equivalents*) e correspondeu a 40-65% do  $VO_{2m\acute{a}x}$ . A intensidade média encontrada neste estudo foi de 52% do  $VO_{2m\acute{a}x}$  e de 70% da  $FC_{m\acute{a}x}$ , o que preenche as recomendações do ACSM. No entanto, contrariamente, Myles e Saunders (1979) registaram num estudo realizado com jovens soldados, à velocidade auto-seleccionada de marcha em terreno montanhoso e com uma carga adicional de 10-40% do seu peso corporal, valores de 30-40% do  $VO_{2peak}$ .

Silva *et al.* (2003) encontrou, para uma amostra de jovens com a média de idades de 22,7 anos, valores médios de velocidades auto-seleccionadas e

de DE, para intensidades de leve, moderada e difícil, respectivamente, de 4,3 km.h<sup>-1</sup>/3,4 kcal, 5,7 km.h<sup>-1</sup>/4,8 kcal e 7,4 km.h<sup>-1</sup>/8,4 kcal. Também neste estudo os valores do DE e da velocidade auto-seleccionada de marcha, a intensidade moderada, são similares aos referidos por Hall *et al.* (2004), Minetti *et al.* (2003), Porcari *et al.* (1988) e Spelman *et al.* (1993).

Num estudo de terreno (DeVoe, 2001) os valores médios reportados na M<sub>SBC</sub> em dois segmentos de percurso, considerados quase planos de 26 e 22,4 km, foram para a FC, %FC<sub>máx</sub> e DE de respectivamente, 111 ± 10 bat.min<sup>-1</sup>, 61%FC<sub>máx</sub>, 7,1 ± 1,7 kcal.min<sup>-1</sup> e 109 ± 14 bat.min<sup>-1</sup>, 60%FC<sub>máx</sub>, 6,8 ± 2,2 kcal.min<sup>-1</sup>. No mesmo estudo na totalidade dos 7 dias de marcha, os valores do DE situaram-se entre os 6,8 e os 10,5 kcal.min<sup>-1</sup>, o que corresponde a um nível moderado de intensidade de esforço.

Na maioria de estudos (DeVoe, 2001; Hall *et al.*, 2004; Minetti *et al.*, 2003; Mastroianni *et al.*, 2003; Murtagh *et al.*, 2002; Porcari *et al.*, 1988; Spelman *et al.*, 1993; Spelman *et al.*, 1993) realizados com a velocidade auto-seleccionada da marcha verificou-se que a intensidade escolhida por sujeitos correspondia a uma intensidade moderada de exercício.

## **Sobrecarga adicional**

### Utilização de Bastões

O uso de bastões é relativamente recente entre os praticantes de caminhada, pedestrianismo, montanhismo e alpinismo mas são cada vez mais utilizados para ajudar na marcha em percurso na natureza (Church *et al.*, 2002; Sklar *et al.*, 2003). Alguns benefícios têm sido apontados pelos fabricantes para a sua utilização, tais como: a redução do impacto, redução da instabilidade durante a marcha, redução da fadiga na  $M_{SBCC}$ . Tem também sido referido que a sua utilização reduz o impacto da carga nos membros inferiores e na coluna vertebral (Brunelle e Miller, 1998; Neureuther, 1981; Schwameder *et al.*, 1999; Unione Internazionale delle Associazioni Alpinistiche Medical Commission, 1994) através da transferência de carga das pernas para os braços e ombros (Neureuther, 1981; Willson *et al.*, 2001; Schwameder *et al.*, 1999).

A utilização dos bastões tem tido a procura de pessoas de todas as idades, levantando questões relativamente aos benefícios biomecânicos e exigências metabólicas resultantes do seu uso. Cerca de 49% dos caminhantes inquiridos, no estudo de Reoggla *et al.* (1996), nos Alpes Australianos e Italianos usavam bastões e 80% afirmaram usar os bastões com o objectivo de proporcionar maior equilíbrio e estabilidade prevenindo quedas.

A redução do impacto ao nível dos membros inferiores, citada por alguns estudos, durante a realização de marcha, mesmo a velocidades mais elevadas, apresenta-se como uma forma mais saudável de prática de exercício

quer para populações saudáveis quer para populações com problemas articulares (Willson *et al.*, 2001). O aumento da velocidade de marcha provocado pelo uso de bastões conjuntamente com a redução da carga ao nível dos membros inferiores e uma diminuição do comprimento da passada (Sklar *et al.*, 2003) pode potenciar maiores benefícios de saúde (Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Willson *et al.*, 2001).

O tempo de prática de Marcha com bastões e sem carga ( $M_{CBSC}$ ), em indivíduos que não utilizam com regularidade os bastões, deverá provocar uma diminuição do DE, de acordo com estudos que analisaram o efeito da prática no DE (Durand *et al.*, 1994; Sparrow e Newell, 1994; Sparrow e Irizarry-Lopez, 1987). A prática mostrou provocar o mesmo efeito de diminuição da Percepção Subjectiva de Esforço (Sparrow e Hughes, 1997), na escala de Percepção Subjectiva de Esforço (PSE) de Borg (1978). A eficiência mecânica tende a aumentar com a prática (O'Dwyer e Neilson, 2000; Sparrow e Irizarry-Lopez, 1987). Nas diferentes tarefas da actividade humana os indivíduos têm tendência a adoptar as frequências de realização que apresentam menor DE (Cavanagh e Kram, 1985; Holt *et al.*, 1995; Sparrow, 1983).

Existem diferenças cinéticas entre a marcha com e sem bastões, a  $M_{CBSC}$  proporciona ao indivíduo uma maior velocidade e diminui as forças de reacção vertical, nomeadamente na articulação dos joelhos, assim como, aumenta a participação muscular (Willson *et al.*, 2001; Schwameder *et al.*,

1999). Na  $M_{CBSC}$  os joelhos apresentam uma maior flexão durante a fase de apoio diminuindo as forças verticais de reacção (Willson *et al.*, 2001; Schwameder *et al.*, 1999). Estes resultados acontecem porque as forças aplicadas nos bastões e a correcção da posição corporal mais para a frente, fazem diminuir as forças aplicadas nas articulações (Schwameder *et al.*, 1999). Neureuther (1981), relata que o uso correcto de bastões reduz em cerca 5 kg de pressão nas extremidades inferiores do corpo, assim como na coluna vertebral.

Crouse e Josephs (1993) reportam que as queixas e lesões traumáticas do sistema músculo-esquelético são frequentes na marcha e que os bastões podem reduzir a incidência dessas lesões. Um estudo mais recente (Schwameder *et al.*, 1999) reporta uma transferência da carga transportada nas costas para aos bastões. O uso de bastões permite um maior repertório de padrão motor de locomoção o que pode permitir uma maior capacidade de recuperação dos grupos musculares mais fatigados. Um outro possível efeito benéfico do uso de bastões é a prevenção de lesões causadas por quedas, em particular durante a marcha em terreno irregular. Jacobson *et al.* (1997) reportam um tempo de reequilíbrio maior com uma carga de 15 kg numa plataforma de equilíbrio com o uso de dois bastões. Os autores extrapolam a conclusão da possibilidade de redução da probabilidade de queda aquando da marcha em terreno irregular. A necessidade de estabilidade durante a marcha aumenta com o incremento de carga adicional. Em teoria, os bastões permitem uma situação mais estável durante a fase de (swing) balanço da perna porque a base de suporte de apenas um apoio é aumentada pelo apoio contralateral

do bastão. O uso de bastões durante a marcha permite maior estabilidade, sendo a sua utilização mais efectiva quando são usados dois bastões, distribuindo melhor o peso e prevenindo quedas (Jacobson *et al.*, 1997).

Embora não seja opinião generalizada (Jacobson *et al.*, 2000; Owens *et al.*, 1989) alguns estudos (Claremont e Hall, 1988; Graves *et al.*, 1988; Graves *et al.*, 1987; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995) têm referido que a utilização de carga nos membros superiores aumenta a FC,  $VO_2$  e o quociente respiratório durante a marcha em tapete rolante. Estas alterações na intensidade do exercício podem apresentar alguns benefícios de saúde (Rohrer *et al.*, 2004; Spelman *et al.*, 1993; Shoenfeld *et al.*, 1980; Willson *et al.*, 2001; Walter *et al.*, 1996). Os estudos (Auble *et al.*, 1987; Jacobson *et al.*, 1997; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Walter *et al.*, 1996) que utilizaram bastões durante a marcha com o objectivo de alcançar benefícios de saúde reportam aumentos no DE dos sujeitos. No entanto em alguns destes estudos a amplitude do movimento dos braços era acentuada (Auble *et al.*, 1987; Jacobson *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995, Rodgers *et al.*, 1995;) porquanto que o objectivo era aumentar o gasto calórico de forma a melhorar o nível de aptidão física. É provável que a utilização dos bastões com grandes amplitudes nos movimentos dos braços possa induzir aumentos do DE (Schwartz e Robertson, 1987). Também Porcari *et al.* (1997) sugere a hipótese do aumento da FC,  $VO_2$  e do DE, ocorrer na caminhada com bastões devido a um aumento da utilização de grupos musculares superiores.

Assim tem sido especulado que o aumento do DE que resulta do uso de bastões é consequência da transferência de carga e do uso dos membros superiores.

Embora alguns estudos (Church *et al.*, 2002; Knight e Caldwell 2000; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995) revelem que o uso de bastões na marcha apresenta um aumento da FC, do  $VO_2$ , e do DE, também neste tema os estudos não apresentam consonância de resultados. Para Jacobson *et al.* (2000), o uso de bastões na marcha em tapete rolante com declives positivos até 25% não provoca aumentos significativos na FC,  $VO_2$ , e no DE. Estes resultados são corroborados por outro estudo mais recente, dos autores Deaton *et al.* (2004), que afirmam não existirem alterações do DE na  $M_{CBSC}$ .

O aumento das exigências calóricas observadas na marcha em plano inclinado com carga e com bastões (Jacobson e Wright, 1998) deve-se ao aumento da actividade muscular da parte superior do corpo. Schwameder *et al.* (1999), referem que o uso de bastões durante as descidas reduzem as forças exercidas ao nível dos joelhos, uma vez que existe uma aplicação de força nos bastões e uma melhor correcção da postura corporal quando comparado com a Marcha sem bastões e sem carga ( $M_{SBSC}$ ). No estudo realizado por Porcari *et al.* (1997), verificou-se que o uso de bastões provocou um aumento significativo em todas as variáveis estudadas. Os homens apresentaram um  $VO_2$  significativamente maior do que as mulheres, para condições semelhantes, respectivamente, 21,15, para  $P < 0,01$  e 57,43, para  $P < 0,001$ . Na

condição de  $M_{CBSC}$  a FC teve um aumento médio de  $15 \text{ bat. min}^{-1}$  nos homens e  $21 \text{ bat. min}^{-1}$  nas mulheres, contribuindo para um aumento da percentagem da FC para o nível de exercício efectuado pelos sujeitos.

O estudo de Church *et al.* (2002) refere que a  $M_{CBSC}$  aumenta significativamente o  $VO_2$ , o DE e a FC para os homens e mulheres. Para as mulheres, a  $M_{CBSC}$  resultou num aumento médio do  $VO_2$  ( $14,9 \pm 3,2 \text{ ml.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  vs  $17,9 \pm 3,5 \text{ ml.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ;  $P < 0,001$ ), DE ( $4,6 \pm 1,2 \text{ kcal.min}^{-1}$  vs  $5,4 \pm 1,2 \text{ kcal.min}^{-1}$ ;  $P < 0,001$ ), e FC ( $113,7 \pm 12,0 \text{ bat.min}^{-1}$  vs  $118,7 \pm 14,8 \text{ bat.min}^{-1}$ ;  $P < 0,05$ ) quando comparada com a marcha normal. Nos os homens a  $M_{CBSC}$  também resultou num aumento médio do  $VO_2$  ( $12,8 \pm 1,8 \text{ ml.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  vs  $15,5 \pm 3,4 \text{ ml.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ;  $P < 0,01$ ), DE ( $5,7 \pm 1,3 \text{ kcal.min}^{-1}$  vs  $6,9 \pm 1,8 \text{ kcal.min}^{-1}$ ;  $P < 0,001$ ) e a FC ( $101,6 \pm 12,0 \text{ bat.min}^{-1}$  vs  $109,8 \pm 14,7 \text{ bat.min}^{-1}$ ;  $P < 0,01$ ) quando comparada com a marcha normal. A magnitude do aumento do  $VO_2$  e do DE foi similar nas mulheres (19,9% e 19,3%) e nos homens (20% e 21,3%) respectivamente. Tanto no estudo de Church *et al.* (2002), como no de Porcari *et al.* (1997), verificou-se que tanto as mulheres como os homens aumentaram o  $VO_2$  e o DE aquando da  $M_{CBSC}$ .

Na maioria dos estudos realizados em situação condicionada de teste submáximo (Rodgers *et al.*, 1995) e máximo de marcha (Porcari *et al.*, 1997), realizados em tapete rolante, verificou-se que o uso de bastões provoca um aumento do  $VO_2$ , DE e da FC quando comparado com a  $M_{SBSC}$ . Borghols *et al.* (1978) estimaram que o custo do transporte de bastões com o peso de  $\sim 0,6 \text{ kg}$  é de  $20,1 \text{ ml.min}^{-1}$  com uma elevação da FC de apenas  $0,66 \text{ bat.min}^{-1}$ .

Alguns estudos revelaram resultados surpreendentes, é o caso do estudo dos autores Deaton *et al.* (2004) que estudaram a Marcha com bastões e com carga adicional ( $M_{CBCC}$ ) vs  $M_{SBCC}$ , não tendo verificado diferenças significativas no DE (5,86 vs 6,31 kcal.min<sup>-1</sup>), no entanto a FC (113,0 vs 120,7 bat.min<sup>-1</sup>) foi significativamente superior na situação de sem bastão.

Um factor que se encontra associado a estes estudos referidos é o facto de a maior parte terem sido realizados em condições laboratoriais (Jacobson *et al.*, 2000; Rodgers *et al.*, 1995; Knight e Caldwell, 2000), devido à limitação dos equipamentos de medição do  $VO_2$  pouco portáteis até à pouco tempo, dificultando desta forma as investigações no terreno (DeVoe, 2001).

Os primeiros estudos realizados no terreno com a velocidade auto-seleccionada, revelaram que o uso de bastões durante a marcha aumenta o DE,  $VO_2$  e a FC (Church *et al.*, 2002; Sklar *et al.*, 2003). Estes estudos de terreno confirmaram os resultados obtidos por outros estudos realizados em tapete rolante (Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995), onde relataram que a  $M_{CBSC}$  aumenta significativamente o  $VO_2$  e o DE. O estudo que Sklar *et al.* (2003) realizado em percurso natural, tinha como principal objectivo determinar as respostas metabólicas na  $M_{CBSC}$  vs sem  $M_{SBSC}$ , em percurso com declive positivo e negativo, a uma velocidade auto-seleccionada pelos sujeitos. O percurso realizou-se a partir dos 1510 m até aos 1860 m altitude, com posterior regresso aos 1510 m nas situações de marcha anteriormente referidas. As variáveis medidas foram a FC,  $VO_2$  e DE em ambas as situações de declive. Os resultados obtidos no  $VO_2$  durante a subida (38,7 vs 34,9 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>),

descida (21,6 vs 19,0 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>), no DE durante a subida (13,5 vs 12,6 kcal.min<sup>-1</sup>), descida (7,2 vs 6,5 kcal.min<sup>-1</sup>) e na FC durante a descida (130 vs 125 bat.min<sup>-1</sup>), mostraram ser significativamente superiores na realização da M<sub>CBSC</sub> quando comparado com a M<sub>SBSC</sub>.

O aumento do consumo de oxigénio em cerca de 20% na M<sub>CBSC</sub> é similar aos resultados obtidos por Porcari *et al.* (1997), no seu estudo realizado na passadeira em que obteve um aumento do consumo de oxigénio de 23%. No entanto, os resultados obtidos relativamente ao VO<sub>2</sub> foram mais elevados que o aumento de 12% apresentado por Rodgers *et al.* (1995). Porcari *et al.* (1997) reportam um aumento do DE, do VO<sub>2</sub> e da PSE com o uso de bastões, no entanto nas condições de realização do estudo, o movimento de braços pode ter sido exagerado. O menor aumento verificado no DE, por Rodgers *et al.* (1995) no seu estudo realizado em tapete rolante, pode dever-se ao facto de sujeitos caminharam a velocidade definida, enquanto que no estudo de Sklar *et al.* (2003) como o do Porcari *et al.* (1997), permitiram aos participantes seleccionar a sua própria velocidade de marcha. Os resultados obtidos indicam que a M<sub>CBSC</sub> aumenta as exigências metabólicas do organismo quando comparado com a M<sub>SBSC</sub>.

Relativamente ao comportamento fisiológico que ambos os sexos apresentam na M<sub>CBSC</sub> em percurso natural, o estudo realizado por Church *et al.* (2002), refere não existir diferenças significativas nas médias do tempo de realização de um percurso com 1600 m na M<sub>CBSC</sub> e M<sub>SBSC</sub> para as mulheres

(980 ± 39 s vs 994 ± 44s, respectivamente) e para os homens (1,026 ± 78 s vs 1.009 ± 75 s, respectivamente). Os valores da velocidade média para as mulheres foram de 5,9 ± 0,23 km.h<sup>-1</sup> e para os homens foram de 5,6 ± 0,26 km.h<sup>-1</sup>. Este estudo refere que a M<sub>CBSC</sub> aumenta significativamente o VO<sub>2</sub>, o DE e a FC para os homens e mulheres. Para as mulheres, a M<sub>CBSC</sub> resultou num aumento médio do VO<sub>2</sub> (14,9 ± 3,2 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> vs 17,9 ± 3,5 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>; P<0,001), DE (4,6 ± 1,2 kcal.min<sup>-1</sup> vs 5,4 ± 1,2 kcal.min<sup>-1</sup>; P<0,001), e FC (113,7 ± 12,0 bat.min<sup>-1</sup> vs 118,7 ± 14,8 bat.min<sup>-1</sup>; P<0,05) quando comparada com a M<sub>SBSC</sub>. Nos os homens a M<sub>CBSC</sub> também resultou num aumento médio do VO<sub>2</sub> (12,8 ± 1,8 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> vs 15,5 ± 3,4 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>; P<0,01), DE (5,7 ± 1,3 kcal.min<sup>-1</sup> vs 6,9 ± 1,8 kcal.min<sup>-1</sup>; P<0,001) e a FC (101,6 ± 12,0 bat.min<sup>-1</sup> vs 109,8 ± 14,7 bat.min<sup>-1</sup>; P<0,01) quando comparada com a M<sub>SBSC</sub>

Embora segundo alguns autores (Church *et al.*, 2002; Knight e Caldwell 2000; Rodgers *et al.*, 1995) o uso de bastões sugira o aumento do DE, alguns estudos reportam uma diminuição da PSE na M<sub>CBSC</sub> e com carga (Deaton *et al.*, 2004; Jacobsone e Wright; 1998) ou com bastão e sem carga (Jacobson *et al.*, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Sklar *et al.*, 2003).

Alguns autores (Claremont e Hall, 1988; Graves *et al.*, 1988; Graves *et al.*, 1987; Jacobson *et al.*, 2000; Jones *et al.*, 1984; Owens *et al.*, 1989) afirmam que o uso dos bastões provoca um efeito semelhante ao do uso de pequenas cargas na mão ou nos tornozelos durante a marcha, apresentando-se no entanto a PSE similar à da condição de não utilização de bastões.

Alguns autores (Neureuther, 1981; Sklar *et al.*, 2003) afirmam que a diminuição da PSE com o uso de bastões é consequência da redução das forças ao nível dos membros inferiores e da coluna vertebral, fazendo com que haja uma maior utilização dos braços e dos ombros.

A referência à diminuição da PSE na  $M_{CBSC}$  apresenta maior consenso entre autores que reportam diferenças significativas na PSE com o uso de bastões (Deaton *et al.*, 2004; Jacobson *et al.*, 2000; Jacobson e Wright, 1998; Knight e Caldwell, 2000; Willson *et al.*, 2001). No entanto alguns estudos (Church *et al.*, 2002; Rodgers *et al.*, 1995) reportam a não existência de alterações na PSE na  $M_{CBSC}$  vs  $M_{SBSC}$ . Um outro estudo (Graves *et al.*, 1988), similarmente, não encontrou diferenças na PSE entre grupos de sujeitos que transportavam pequenas cargas na mão, pulsos ou tornozelo, apesar de os valores da FC e do  $VO_2$  apresentarem diferenças significativas.

No estudo de Porcari *et al.* (1997), quando os participantes realizavam marcha na passarela a uma velocidade auto-seleccionada mas situada entre os 4,83 e os 7,72  $km.h^{-1}$  com bastões, verificou-se um aumento significativo do DE total, do  $VO_2$  e FC e uma diminuição da PSE. Mas no seu estudo Church *et al.* (2002), não encontraram influência da  $M_{CBSC}$  na PSE, quando comparada com a  $M_{SBSC}$ .

Vários autores (Knight e Caldwell, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995) atribuem a diminuição da PSE, à redução da força e fadiga muscular nos membros inferiores.

Apesar da PSE estar associada a adaptações fisiológicas ao exercício (American College of Sports Medicine, 2005; Edwards *et al.*, 1972; Smutok *et al.*, 1980), é plausível que o aumento de estabilidade permitido pelo uso de bastões (Jacobson *et al.*, 1997) possa contribuir para a diminuição da sensação de esforço e/ou um maior conforto durante a  $M_{SBCC}$ . No estudo de Jacobson *et al.* (2000), os sujeitos relataram que quanto mais aumentava o declive maior era o conforto desfrutado através da utilização dos bastões. Também os autores Deaton *et al.* (2004) afirmam que na  $M_{CBCC}$  vs  $M_{SBCC}$  não verificaram diferenças significativas no DE mas a PSE foi inferior na condição com bastões. É plausível que o uso de bastões afecte o padrão de distribuição da participação muscular de forma a facilitar a percepção de esforço durante a  $M_{SBCC}$ .

A PSE é um instrumento válido para a medição do esforço em percurso na natureza, mas pode ser significativamente afectada por demandas perceptuais, cognitivas e físicas das tarefas e do envolvimento (Crowell *et al.*, 1999; Kanpik *et al.*, 1991; Mastroianni *et al.*, 2003; Pandolf e Goldman, 1978a; Seifert *et al.*, 1997).

### Utilização de Carga

Nas múltiplas actividades pedestres um outro aspecto a ter em consideração na análise das actividades de marcha em percursos pedestres é o facto de as pessoas transportarem uma carga adicional ajustada ao tronco. Em percursos prolongados é necessário o transporte de uma quantidade

substancial de equipamento e de provisões. Os efeitos do transporte de uma carga adicional na adaptação fisiológica da marcha têm sido objecto de alguns estudos, os quais têm sugerido um aumento mais ou menos importante do DE da locomoção em função das características da carga (Abe *et al.*, 2004; Ben-Gal e Ben-Sira, 2000; Griffin *et al.*, 2003; Sagiv *et al.*, 2002) e do terreno (Crowell *et al.*, 1999; DeVoe *et al.*, 1998; Pandolf *et al.*, 1976). No entanto poucos trabalhos se têm debruçado sobre a adaptação do indivíduo aos constrangimentos impostos pelo transporte de uma carga adicional (Crowell *et al.*, 1999; DeVoe *et al.*, 1998; Durnin, 1955) e de bastões (Deaton *et al.*, 2004) na marcha em percurso na natureza.

O primeiro estudo, conhecido, sobre o transporte de cargas em situação de terreno é o de Durnin (1955), o qual revelou a grande variabilidade das respostas fisiológicas que esta actividade pode apresentar quando realizada em meio natural. Os estudos subsequentes que analisaram o DE centraram-se na carga a transportar na marcha em tapete rolante (Abe *et al.*, 2004; Duggan e Haisman, 1992; Datta e Ramanathan, 1971; Goldman e Lampietro, 1962; Johnson, 1983; Legg *et al.*, 1992; Soule *et al.*, 1978b), na carga máxima a transportar em marchas militares (Crowell *et al.*, 1999; Schoenfeld *et al.*, 1977), no método de transporte da carga (Datta *et al.*, 1985; Lloyd e Cooke, 1999; Legg *et al.*, 1992; Legg, 1985; Obusek *et al.*, 1997; Ramanathan, 1971; Stuempfle *et al.*, 2004), na relação entre o calçado e o DE (Jones *et al.*, 1986; Jones *et al.*, 1984; Legg e Mahanty, 1986; Wiese-Bjornstal

e Dufek, 1991) e no tipo de mochila para o transporte de carga na marcha em tapete rolante (Kirk e Schneider, 1992; Stuempfle *et al.*, 2004). Embora estes estudos tenham ajudado a caracterizar o DE na  $M_{SBCC}$  a maioria estudou a marcha na situação tapete rolante, em laboratório, ou em situações de marchas militares forçadas.

Alguns estudos (Charteris *et al.*, 1989b; Maloiy *et al.*, 1986) sobre populações que têm associadas à sua história o transporte de cargas durante a marcha, descobriram que as mulheres africanas carregavam cargas na cabeça com menores custos energéticos que os soldados transportando cargas na parte posterior das costas. As mulheres podiam transportar até 20% do seu peso corporal, sem contudo aumentarem o seu DE (Charteris *et al.*, 1989a), no entanto o transporte da mesma carga relativa nos soldados provocavam um incremento do DE. Os autores Charteris *et al.* (1989b) denominaram o efeito de poupança de energia, verificado na marcha com o transporte da carga adicional na cabeça, de “free-ride”.

Heglund *et al.* (1995) relembram no seu estudo que a poupança de energia é efectuada pelo princípio do efeito de pêndulo, através da transferência de energia potencial cinética e gravitacional. Estes autores afirmam ainda que esta transferência de energia cinética e potencial é mais efectiva aquando do transporte de cargas na cabeça, sem no entanto apresentarem uma explicação concreta para que esta forma de transporte seja mais económica. Charteris *et al.* (1989b) sugerem que alterações na

frequência e no comprimento da passada poderão constituir explicação do mecanismo biomecânico subjacente. No entanto Martin e Nelson (1986) sugerem que estes factores biomecânicos não se alteram significativamente até cargas de 40kg.

O transporte de carga na parte posterior do tronco dos indivíduos pode também apresentar um efeito de poupança de energia similar ao relatado em alguns estudos em que a carga é transportada na cabeça. Este efeito de poupança de energia poderá ocorrer devido à interação entre o efeito do momento de rotação no centro de massa corporal e a excessiva fadiga muscular localizada (Abe *et al.*, 2004) provocada pela carga. Assim o fenómeno “free-ride” ocorre com cargas próximas de 20% peso corporal dos sujeitos (Abe *et al.*, 2004; Charteris *et al.*, 1989a; Charteris *et al.*, 1989b). A carga pode influenciar positivamente o CE da marcha a velocidades baixas (40 a 60 m.min<sup>-1</sup>) (Abe *et al.*, 2004). Assim, o fenómeno de poupança de energia durante a  $M_{SBCC}$  depende não só da carga como também da velocidade de deslocamento (Abe *et al.*, 2004; Keren *et al.*, 1981).

Uma outro método utilizado para transporte de cargas é o adoptada pelos Asiáticos, tendo o autor Kram (1991) investigado se a forma de transporte da carga pendurada bilateralmente numa cana de bambo suportada nos ombros, era mais económica de que o tradicional transporte na parte posterior do tronco. O autor relata que o DE era proporcional ao somatório do custo da marcha mais o custo do transporte da carga, não existindo assim economia energética. No entanto os sujeitos estudados eram jovens

americanos, sem experiência no transporte de cargas desta forma, e não asiáticos o que pode eventualmente ter enviesado os dados. A quantidade de massa gorda poderá também constituir uma explicação para os resultados, uma vez que os carregadores asiáticos têm, em regra, menor quantidade de massa gorda.

As mulheres africanas que transportam até cerca de 70% do seu peso corporal, contrastam com os homens nepaleses que transportam, nas suas costas, cargas até cerca de 146% do seu peso corporal (Malville, 1999). No entanto eles param a cada 2 ou 3 minutos, repousando a carga num bastão em forma de T ou num beiral sobrelevado do trilho. Embora o DE destes transportadores não tenha sido até ao momento avaliado, não poderemos saber se esta forma de transporte é mais económica ou se a economia está na poupança de tempo para o transporte de uma determinada quantidade de carga.

As manifestações metabólicas e fisiológicas na marcha com transporte de cargas incluem alterações cinemáticas, energéticas e de fadiga muscular localizada (Falola *et al.*, 2000; Falola *et al.*, 1999; Frederick, 1987). Em três investigações realizadas (Dziados *et al.*, 1987; Knapik *et al.*, 1990; Mello *et al.*, 1988) verificaram-se relações de causa-efeito entre a velocidade da  $M_{SBCC}$  e as alterações de vários factores fisiológicos. Estes estudos encontraram correlações estatisticamente significativas entre o tempo necessário por cada sujeito para percorrer determinada distância e a sua aptidão aeróbia máxima, bem com os níveis de força dos membros superiores e inferiores.

Relativamente á influência da composição corporal dos sujeitos, o estudo de Jones *et al.* (1987) relata que as mulheres com mais gordura corporal transportavam as cargas apresentando maior DE do que as mais magras. Mais especificamente os autores afirmam que o peso da massa gorda deverá ser acrescentado à carga, que correspondia no estudo a 20% do peso corporal dos sujeitos. Já a quantidade de massa isenta de gordura favorece o transporte de carga adicional permitindo um melhor desempenho (Knapik *et al.*, 1990).

Numa abordagem cinemática Han *et al.* (1993) afirmam que o transporte de carga adicional produz um aumento da flexão do tronco, uma aumento da flexão do joelho durante a marcha e da extensão do joelho quando em posição vertical estática. A demanda física imposta pelo transporte de carga adicional tem sido estudada no sentido de desenvolver estratégias para a minimizar e melhorar o conforto e segurança do pedestrianismo com carga adicional (Abe *et al.*, 2004; Deaton *et al.*, 2004; Knight e Caldwell, 2000; Vacheron *et al.*, 1999; DeVoe *et al.*, 1998; Han *et al.*, 1993; Patton *et al.*, 1990; Knapik, 1989; Haisman, 1988; Dziados *et al.*, 1987). Importa estudar de que forma o transporte de carga adicional pode provocar um aumento do esforço que deve ser tomado em consideração na realização destas actividades (Falola *et al.*, 2000; Duggan e Haisman, 1992; Goldman e Lampietro, 1962), em particular porque segundo alguns autores (Francis e Hooper, 1986; Gordon *et al.*, 1983; Keren *et al.*, 1981; Soule *et al.*, 1978b; Soule e Goldman, 1969) o

DE aumenta linearmente com o aumento da carga. No entanto, segundo o estudo de Sagiv *et al.* (2000), durante a marcha um dos principais factores determinantes do incremento do  $VO_2$  é o aumento do declive, o aumento da massa da carga apresenta menor expressão no incremento do  $VO_2$ .

Embora a diversidade de resultados presentes na literatura não identifiquem de forma sistemática o efeito da carga adicional no CE, para cargas adicionais inferiores a 20 kg, os estudos de Falola *et al.* (1999) e de Myo-Thien *et al.* (1985) registam um aumento significativo do CE da  $M_{SBCC}$  de 10% da massa corporal. Falola *et al.* (1999) reportam aumentos significativos do CE da  $M_{SBCC}$  de 10% da massa corporal, em tapete rolante, relativamente á marcha sem carga, nas velocidades de 3 e 4  $km.h^{-1}$ . A velocidade óptima com menor CE, encontrada na marcha com e sem carga adicional em tapete rolante foi de, respectivamente,  $3,5 \pm 0,5 km.h^{-1}$  e  $4 \pm 0,2 km.h^{-1}$ . Para a velocidade de  $3,5 km.h^{-1}$  o CE foi similar nas duas condições para cargas de 10% da massa corporal e o padrão de estabilidade da marcha, avaliado pela força de impacto exercida no apoio, foi máximo para velocidades de  $4 km.h^{-1}$  nas duas condições de marcha.

Falola *et al.* (1999) observaram, na  $M_{SBCC}$ , uma diferença entre a velocidade mais económica e a velocidade que corresponde à estabilidade máxima do padrão locomotor. Na condição de sem carga os resultados de Falola *et al.* (1999), Holt *et al.* (1996) e Holt *et al.* (1991) mostram que a frequência de passada à velocidade energética óptima corresponde à

estabilidade máxima do padrão locomotor. Neste quadro os autores sugerem que a organização do padrão locomotor segue um princípio de auto-organização que tende a minimizar conjuntamente o custo neuro-muscular e metabólico do sistema. Os sujeitos escolhem, em geral livremente, a sua velocidade óptima de deslocação. Assim quando o sujeito transporta uma carga adicional, a diferença entre a frequência de passada mais económica e aquela que corresponde à estabilidade máxima do padrão locomotor corresponde a uma distinção entre os dois critérios de auto-organização (Falola *et al.*, 2000; Falola *et al.*, 1999). De acordo com o modelo de Holt *et al.* (1996) a estabilidade máxima do sistema locomotor corresponde a uma organização cinemática e neuro-muscular óptima para produzir força necessária ao movimento. Assim os resultados dos estudos de Falola *et al.* (2000), Falola *et al.* (1999) e Holt *et al.* (1996) sugerem que na  $M_{SBCC}$  o sujeito pode escolher entre uma velocidade que minimize o DE, ou uma velocidade que minimize a importância do recrutamento neuro-muscular de forma a assegurar a estabilidade.

Outro factor a analisar no estudo da  $M_{SBCC}$ , são os efeitos do aumento da duração da mesma no DE. No seu trabalho, DeVoe (2001) afirma que nas marchas prolongadas a PSE aumenta com a duração da marcha embora a FC não expresse esse acréscimo de sensação de fadiga. Para Taylor *et al.* (1980), o aumento do tempo de duração resulta numa diminuição dos custos energéticos relativos ao transporte da carga, melhorando no entanto a aptidão

aeróbia mesmo quando se utiliza pequenas cargas de 3 a 6 kg (Shoenfeld *et al.*, 1980). Mesmo em indivíduos com elevados níveis de aptidão aeróbia ( $VO_2 > 50 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) é possível verificar melhorias da sua aptidão cardiorespiratória através da realização de  $M_{SBCC}$  (Knapik *et al.*, 1996; Kraemer *et al.*, 1987; Rudzki, 1989). Em marchas de maior duração, o efeito do transporte de carga adicional na treinabilidade da aptidão cardiorespiratória, pode apresentar-se como uma estratégia complementar na melhoria da aptidão física dos sujeitos e um benefício adicional na realização de marcha.

#### *Efeitos mecânicos do tipo de receptáculo de transporte da carga adicional e da sua distribuição*

A localização da carga na mochila apresenta interferência no desempenho do indivíduo na sua caminhada, desta forma alguns estudos sugerem que a melhor forma de preparar uma mochila é com a colocação dos objectos mais pesados no topo da mochila (Howe e Getchell, 1995; Stuempfle *et al.*, 2004) mas outros estudos (Bobet e Norman, 1984; Obusek *et al.*, 1997) referem que a colocação da carga no cimo da mochila resulta em níveis mais elevados de solicitação dos músculos dos ombros e pescoço, do que a colocação no fundo da mochila. No entanto a frequência cardíaca não difere consoante a localização da carga no topo ou no fundo da mochila (Bobet e Norman, 1984).

A distribuição da massa da carga na parte inferior da mochila ou na parte superior da mesma, tende a criar instabilidade postural durante a marcha (Hellebrandt *et al.*, 1944). No entanto tem sido sugerido que para a realização

de marcha em terreno com declive a colocação da massa da carga na parte inferior da mochila é mais favorável, enquanto que na marcha em terreno plano a carga deve ser distribuída numa zona mais superior da mochila, porquanto que permite o movimento de pêndulo característico da marcha sem carga adicional (Bloom e Woodhull-McNeal, 1987).

Embora a distribuição da carga colocada em posição elevada ou baixa na mochila provoque uma flexão do tronco, este efeito é maior para a colocação inferior das cargas (Bloom e Woodhull-McNeal, 1987; Knapik *et al.*, 1997). Esta diferença é devido ao facto de a colocação inferior da carga requerer uma maior flexão do tronco de forma a permitir que a vertical do centro de massa se situe sob os apoios (Bloom e Woodhull-McNeal, 1987). O aumento da quantidade de carga a transportar, também promove uma maior inclinação do tronco, de acordo com Harman *et al.* (2002), o uso de uma carga com peso elevado num declive positivo acentuado promove o aumento da inclinação do tronco.

A importância da localização da carga é mais evidente quando os sujeitos estão em movimento. Enquanto que o efeito da localização da carga, elevada ou baixa, é similar na posição vertical bípode estática, é durante a marcha que a diferença é maior para a localização da carga elevada, pelo facto de a acção dinâmica ser mais elevada em cerca de 40%, efeito atribuído à maior inércia rotacional provocada pela carga em posição elevada (Bobet e Norman, 1984).

Pelo facto de os efeitos do transporte da carga com localização elevada ou baixa, ser adequada a determinadas condições específicas do terreno, tem sido sugerida a colocação da carga em posição intermédia quando as características do percurso não são conhecidas (Harman *et al.*, 1994; Knapik *et al.*, 1996).

Segundo Lafiandra e Harman (2004) o suporte da carga adicional, quando transportada da forma convencional, na parte posterior do tronco, processa-se 70% ao nível dos ombros e 30% ao nível da região lombar. Ainda segundo o mesmo autor o uso uma armação externa e de um cinto ao nível da cintura pélvica permite transferir para esta região, aproximadamente, 30% das forças verticais originadas pela carga. Esta distribuição de forças proporcionada pela armação e cinto ao nível pélvico permite reduzir a fadiga localizada (Knapik *et al.*, 1996). As alças de apoio da mochila, ao nível dos ombros, exercem uma pressão que aumenta com a carga a transportar, esta pressão é maior nos receptáculos que não apresentam armação interna ou externa e cinto ajustável ao nível da cintura pélvica (Holewijn, 1990).

Quando a carga é transportada na parte posterior do tronco, a sua localização o mais próximo possível do centro de massa do corpo parece resultar num CE mais baixo (Abe *et al.*, 2004; Malhotra e Gupta, 1965; Soule e Goldman, 1969; Winsmann e Goldman, 1976). O transporte da carga dividida em dois volumes, um colocado na parte anterior e outro na parte posterior do tronco tem, em geral, revelado ser mais económico do que a colocação da

carga na parte posterior do tronco, na maioria dos estudos (Datta e Ramanathan, 1970; Daniels, 1953; Ramanathan *et al.*, 1972; Vanderbie, 1953), mas não em todos (Legg e Mahanty, 1985).

Embora a distribuição da carga em dois volumes pode ser útil em algumas situações (Knapik *et al.*, 1996), o transporte da carga num único volume transportado na parte posterior do tronco parece permitir maior versatilidade (Abe *et al.*, 2004; Bobet e Norman, 1984; Knapik, 1989). O transporte de carga na parte anterior do tronco pode inibir os movimentos, pode limitar o campo de visão para a realização dos apoios e pode ser de difícil colocação e remoção (Knapik *et al.*, 1996). Pode ainda provocar dificuldades respiratórias (Legg e Mahanty, 1985) e sintomas de grande temperatura corporal (Johnson *et al.*, 1995) quando comparado com o transporte da carga na parte posterior do tronco. Nas situações militares, o transporte da carga na parte anterior do tronco pode ainda limitar o desempenho de tarefas como a utilização de armas e instrumentos (Johnson *et al.*, 1995; Knapik *et al.*, 1997; Knapik *et al.*, 1996).

Quando comparados diferentes métodos de localização da carga adicional na parte posterior do tronco: colocação convencional da carga suportada nos ombros por alças; colocação da carga suportada nos ombros e por cinto ao nível da cintura pélvica; colocação lateral da carga dividida em dois volumes ao nível da cintura pélvica e suportada por alças nos ombros e por cinto na zona da cintura pélvica (Bloswick *et al.*, 1994; Bobet e Norman, 1984; Cook e Neumann, 1987; Gerber *et al.*, 1992; Knapik *et al.*, 1996) não se

verificaram diferenças significativas no CE entre os métodos. No entanto, em alguns destes estudos a velocidade era auto-seleccionada o que poderá ter permitido que os sujeitos adoptassem a velocidade energeticamente óptima. Mas de acordo com Falola *et al.* (2000), o transporte de carga adicional influencia o CE da marcha mas não influencia a velocidade óptima de estabilidade da marcha, os sujeitos quando transportam uma carga adicional não adoptam uma velocidade que minimize os custos fisiológicos. Numa outra investigação (Malhotra e Gupta, 1965) em que a velocidade de marcha era controlada, o método de transporte da carga em dois volumes dispostos lateralmente apresentava um CE mais elevado do que o transporte da carga num único volume ao nível da parte posterior do tronco.

#### *Aumento do custo energético com a carga*

Nos vários estudos realizados sobre o transporte de cargas durante a marcha (Bambhani *et al.*, 1997; Johnson *et al.*, 1995; Martin e Nelson, 1985), a maioria refere aumentos no CE da locomoção (Myo-Thein *et al.*, 1985; Patton *et al.*, 1991) e variações nas características da passada (Martin e Nelson, 1985). A maioria dos estudos tem focado particularmente a carga física e raramente o método óptimo de realizar marcha com cargas adicionais. As investigações clássicas têm-se debruçado sobre as características e propriedades biomecânicas da marcha (Winter, 1984). Nestes estudos a marcha tem sido analisada em termos das várias variáveis cinéticas e cinemáticas. Quando realizam marcha a uma determinada velocidade, os sujeitos escolhem uma combinação particular entre comprimento e frequência

de passada (Grillner *et al.*, 1979; Zatsiorsky *et al.*, 1994). Estas adaptações na locomoção são habitualmente explicadas em termos do princípio de auto-otimização, porque durante a marcha a velocidades auto-seleccionadas a frequência de passada utilizada, está associada com a minimização do custo metabólico (Holt *et al.*, 1991). Alguns autores referem que os princípios da otimização da marcha são numerosos e devem ser analisados em função dos constrangimentos da tarefa e do sujeito (Schöner e Kelso, 1988). Nesta lógica o padrão de movimento não deve ser apenas correlacionado com a minimização do CE da marcha, mas também com a minimização da variabilidade da marcha, com o custo neuromuscular, mecânico ou com problemas músculo-esqueléticos (Brisswalter e Mottet, 1996; Farley e Taylor, 1991; Minetti *et al.*, 1995). Nesta perspectiva, está teorizado que um aumento da carga externa conduzirá a uma relação de adaptação específica entre o sujeito e os constrangimentos da tarefa.

Estudos realizados em tapete rolante por curtos períodos de tempo sugerem que o transporte de cargas adicionais provoca um aumento do CE, relacionando-se este com o aumento da massa corporal (Falls e Humphrey, 1976; Goldman, e Lampietro, 1962; Passmore e Durnin, 1955), com a carga a transportar (Borghols, 1978; Goldman e Lampietro, 1962; Soule *et al.*, 1978; Soule e Goldman, 1969; Taylor *et al.*, 1980), com a velocidade (Goldman e Lampietro, 1962; Soule *et al.*, 1978; Workman e Armstrong, 1963) e/ou com o declive (Borghols, 1978; Goldman *et al.*, 1977; Lampietro, 1962). O tipo de

terreno também influencia o CE da  $M_{SBCC}$  (Haisman e Goldman, 1974; Pandolf *et al.*, 1976; Soule e Goldman, 1972).

Com base nestas relações Givoni e Goldman (1971) desenvolveram uma equação para prever o CE da locomoção com carga adicional. Pandolf *et al.* (1977) reviram a equação de forma a contemplar o CE da manutenção da postura bípede estática. A equação de Pandolf *et al.* (1977), foi mais tarde validada para um leque variado de cargas e massas corporais (Duggan e Haisman, 1992). No entanto a equação de Pandolf *et al.* (1977) apresenta várias limitações, prendendo-se a maior limitação da equação com o facto de não prever com fiabilidade o CE da marcha em declive negativo (Pimental *et al.*, 1982; Pimental e Pandolf, 1979). A curva do CE da marcha em declive negativo apresenta a forma em “U” (Margaria, 1968) ou seja inicialmente o CE diminui, alcançando os valores mais baixos em declives de -6 a -15%, dependendo das características individuais, aumentando para declives a partir de -15% (Wanta *et al.*, 1993).

Outra limitação da equação de Pandolf *et al.* (1977) prende-se com o facto de não contemplar alterações no CE com o aumento da duração da marcha. Nos estudos realizados para o desenvolvimento das equações, o CE foi avaliado em curtos períodos de tempo, habitualmente inferiores a 30 minutos (Knapik *et al.*, 1996). Alguns estudos (Epstein *et al.*, 1988; Patton *et al.*, 1991) sugerem que o CE da  $M_{SBCC}$ , a velocidade constante, com duração superior a 2 horas aumenta com o transporte de cargas elevadas e/ou velocidades. No entanto estes resultados não foram corroborados por uma

investigação subsequente (Sagiv *et al.*, 1994) na qual os sujeitos realizaram marcha durante 4 horas em condições similares de velocidade e carga adicional às do estudo de Epstein *et al.* (1988) e de Patton *et al.* (1991).

Os sujeitos no estudo de Sagiv *et al.* (1994) apresentavam valores elevados de condicionamento aeróbio ( $VO_{2máx} = 65 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) comparativamente com os sujeitos dos estudos de Epstein *et al.* (1988) ( $VO_{2máx}=53 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) e de Patton *et al.* (1991) ( $VO_{2máx} = 59 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ), o que possivelmente permitiu menor susceptibilidade de alteração na indução da fadiga que provocariam aumentos do CE (Patton *et al.*, 1991). Acresce também o facto de no estudo de Sagiv *et al.* (1994) a mochila utilizada para transportar a carga adicional apresentar um cinto de suporte ao nível da zona pélvica que permitia a distribuição da carga sobre os músculos da bacia (Knapik *et al.*, 1996).

A mochila utilizada nos estudos de Patton *et al.* (1991) e Epstein *et al.* (1988) não apresentava cinto ajustável à cintura pélvica, colocando assim maior pressão ao nível dos ombros. Tal facto pode ter resultado num estado de fadiga mais rápido nos músculos da parte superior do tronco (Han *et al.*, 1993; Kirk e Schneider, 1992; Lloyd e Cooke, 1999) e subsequentemente num recrutamento adicional de outros grupos musculares incrementando o DE (Knapik *et al.*, 1996). O aumento do DE com o aumento da duração da marcha é importante porquanto a fadiga poderá manifestar-se mais rapidamente caso o CE aumente.

A carga adicional transportada em caminhadas multi-dia é determinante no sucesso ou insucesso da caminhada, assim como na sobrevivência dos indivíduos que a realizam, desta forma pretendeu-se determinar um valor aproximado que representasse a carga eventualmente planeada para esse tipo de caminhadas, tendo-se chegado à conclusão que se situaria no intervalo de 20% a 30% do peso corporal, sendo a referência apresentada por vários autores (DeVoe, 2001; Haisman, 1988; Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992; Legg, 1985; Stuempfle *et al.*, 2004) para a simulação da carga a transportar.

#### *Actividade muscular durante o transporte de cargas*

O transporte de carga pode resultar num aumento da participação dos músculos do recto abdominal, no entanto a sua monitorização através de electromiografia não tem sido realizada por dificuldades de medição devidas ao panículo adiposo (Knapik *et al.*, 1996). A participação dos músculos erectores espinhais aumenta com o aumento de carga a transportar, em particular com cargas a partir dos 30-40 kg (Cook e Neumann, 1987; Bobet e Norman, 1984; Knapik *et al.*, 1996). Relativamente à participação dos grupos musculares do quadríceps e trapézio os estudos não são categóricos (Harman *et al.*, 1992; Norman, 1983). A existência de armação interna na mochila e de cinto ajustável ao nível da cintura pélvica melhora reduz a participação muscular do trapézio e dos erectores espinhais (Abe *et al.*, 2004; Bobet e Norman, 1984; Callaghan e McGill, 1995; Holewijn, 1990; Kirk e Schneider, 1992; Stuempfle *et al.*, 2004). O transporte de carga parece não

afectar significativamente os músculos tibial anterior e posteriores da coxa (Harman *et al.*, 1992), apenas o aumento de velocidade de marcha. O transporte de cargas solicitando pequenos grupos musculares, apresenta uma tendência de aumento das respostas fisiológicas, devido à fadiga muscular periférica que provoca, de acordo com o estudo de Legg (1985), que analisou o transporte nas mãos de cargas correspondentes a 35% do peso corporal dos sujeitos.

#### *Efeitos mecânicos do transporte de carga adicional*

Enquanto a fase de apoio durante a marcha não é afectada pelo transporte de cargas até 50% do peso corporal, a duração da fase aérea diminui com o aumento da carga (Ghori e Luckwill, 1985; Kinoshita, 1985; Martin e Nelson, 1986;). O resultado é um aumento da percentagem do tempo em duplo apoio com a carga (Harman *et al.*, 1992). Com o aumento da carga, a força exercida pelo apoio no solo aumenta independentemente da direcção da realização dos apoios (Coleman e Karpovich, 1953; Harman *et al.*, 1992; Hale e Kinoshita, 1985). No entanto, é sugerido que o aumento das forças verticais não é proporcional ao aumento da carga (Harman *et al.*, 1992).

A inclinação anterior do tronco aumenta significativamente com o incremento da carga, o que ajuda a manter a resultante vertical do centro de massa sobre os apoios (Knapik *et al.*, 1996). Outra adaptação ao transporte de carga adicional é a maior flexão da articulação dos joelhos após o apoio (permitindo uma maior absorção do impacto), redução da rotação da cintura

pélvica e aumento da rotação da articulação tibio-társica no plano sagital (Kinoshita, 1985; Hale *et al.*, 1953; Martin e Nelson, 1986).

A adoção de uma passada curta e o aumento da frequência de passada têm sido propostos de forma a permitir manter um padrão normal de marcha durante o transporte de carga adicional, no entanto não existe uma evidência clara da forma como cada sujeito realiza este tipo de ajustamentos (Knapik *et al.*, 1996). Para uma determinada velocidade o comprimento de passada pode manter-se constante ou encurtar-se com o incremento da carga a transportar (Harman *et al.*, 1992; Kinoshita, 1985; Martin e Nelson, 1986). No entanto, com a acumulação de fadiga verifica-se uma diminuição do comprimento da passada (Frykman *et al.*, 1994). O comprimento de passada, a sua frequência e o tempo em duplo apoio aumentam com o aumento da velocidade de  $M_{SBCC}$  (Knapik *et al.*, 1996).

#### Utilização combinada de Carga e Bastões

A utilização de bastões na marcha tem sido uma estratégia que tem merecido a atenção de alguns estudos (Jacobson *et al.*, 2000; Jacobson e Wright, 1998; Jacobson *et al.*, 1997; Knight e Caldwell, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Roeggla *et al.*, 1996; Rodgers *et al.*, 1995; Schwameder *et al.*, 1999), reportando alguns estudos aumentos do DE com o seu uso. No entanto alguns destes estudos utilizaram os bastões durante a marcha com o objectivo de aumentar o DE (Auble *et al.*, 1987; Jacobson *et al.*, 1997; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Walter *et al.*, 1996), aspecto que se torna crítico em

marchas de mais de um dia de duração. Importa, pois, investigar se estes resultados se verificam na  $M_{CBCC}$ .

Assim vários estudos têm-se centrado nos efeitos da utilização de bastões na  $M_{SBCC}$  (Deaton *et al.*, 2004; Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Caldwell, 2000; Kram, 1991; Vacheron *et al.*, 1999). O seu uso pode aliviar o desconforto da sobrecarga nos joelhos, nos ombros e nas costas, provocado pelo declive ou carga a transportar, melhorando o equilíbrio durante a marcha (Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Caldwell, 2000; Schwameder *et al.*, 1999; Sklar *et al.*, 2003; Willson *et al.*, 2001), e permitindo uma redução da incidência de lesões de “excesso de uso” no sistema músculo-esqueléticos (Crouse e Josephs, 1993; Knapik, 1989).

A utilização de bastões durante a  $M_{SBCC}$  apresenta, como já atrás referido, um papel na manutenção do equilíbrio, aspecto esse maior evidência aquando da utilização de dois bastões. A manutenção do equilíbrio reduz a possibilidade de quedas e de lesões em situações em que os terrenos se apresentam mais irregulares (Jacobson *et al.*, 1997). Mas, apesar desse apoio suplementar, o uso de bastões induz um aumento da velocidade, reduzindo as forças reactivas do solo e as forças provocadas no joelho, situação essa que é característica em indivíduos familiarizados com os bastões (Willson *et al.*, 2001). Alguns estudos (Knight e Caldwell, 2000) apontam também que na  $M_{SBCC}$ , em tapete rolante, o uso de bastões provoca um aumento do comprimento da passada e uma diminuição da frequência da passada. Ainda

segundo estes autores os bastões permitem que os sujeitos adotem uma postura de marcha mais próxima do habitual.

Alguns estudos, realizados quer em situação de terreno (Deaton *et al.*, 2004), quer em laboratório (Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Caldwell, 2000; Kram, 1991; Vacheron *et al.*, 1999;) sugerem que o transporte de bastões durante caminhadas com carga adicional não provoca um aumento do DE, diminuindo no entanto a sensação de fadiga. A estabilização proporcionada pela utilização dos bastões parece atenuar o efeito metabólico da utilização dos bastões. Para Jacobson *et al.* (2000), o uso de bastões na  $M_{SBCC}$  em tapete rolante, com declives positivos até 25%, não provoca aumentos significativos na FC,  $VO_2$  e no DE. Também Knight e Caldwell (2000) não encontraram diferenças significativas no DE na  $M_{SBCC}$  e  $M_{CBCC}$ .

Alguns dos estudos que reportam que o uso apropriado de bastões na  $M_{SBCC}$  em declives positivos não altera o DE, apresentam no entanto um aumento da FC (Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992; Seals *et al.*, 1983). Os resultados de alguns estudos (Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992) mostram que embora não exista nenhuma alteração metabólica significativa, o uso de bastões aumenta a FC em cerca de 6%. No Estudo de Knight e Caldwell (2000) o aumento foi de, respectivamente,  $M_{CBCC} = 113,5 \text{ bat.min}^{-1}$  vs  $M_{SBCC} = 107 \text{ bat.min}^{-1}$  e no estudo de Kirk e Schneider (1992) de  $M_{CBCC} = 134 \pm 30 \text{ bat.min}^{-1}$  vs  $M_{SBCC} = 107 \pm 12,6 \text{ bat.min}^{-1}$ .

Tem sido sugerido (Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992; Seals *et al.*, 1983) que o aumento da FC é devido à necessidade de suportar a

actividade muscular dos membros superiores, aumentando o aporte sanguíneo. Existe uma diminuição da actividade muscular dos membros inferiores e um aumento da actividade dos músculos extensores do braço (Knight e Caldwell, 2000). O aumento da FC na  $M_{CBCC}$  resulta, aparentemente, do aumento da resistência periférica associada à acção dos membros superiores ou pode ser consequência da resposta do aumento de pressão devida à preensão da pega no bastão (Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992). Estes estudos utilizaram uma mochila com estrutura interna e uma carga de aproximadamente 30% do peso corporal dos sujeitos.

O facto da PSE apresentar valores similares (Legg e Mahanty, 1986) ou mais baixos na  $M_{CBCC}$ , poderá indiciar que a utilização de bastões provoca uma distribuição das forças auxiliando a passada e diminuindo a sensação de desconforto que é dada pela mochila ao fazer suportar o peso sobre o tronco (Church *et al.*, 2002; Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992). É reportada uma diminuição em cerca de 7% na PSE na condição de  $M_{CBCC}$ .

Apesar de largamente divulgado o aumento de estabilidade e equilíbrio provocado pelo uso dos bastões na marcha em tapete rolante (Jacobson *et al.*, 1997; Sklar *et al.*, 2003; Schwameder *et al.*, 1999; Willson *et al.*, 2001), são escassos os estudos sobre os efeitos que o uso de bastões pode provocar na propulsão durante a  $M_{SBCC}$  e na  $M_{CBCC}$  em percurso na natureza. São também escassos os estudos sobre a  $M_{CBCC}$  em caminhadas de mais de um dia, sendo

por essa razão crítico o DE dos sujeitos, porquanto que condiciona o planeamento de alimentos a transportar.

O estudo da  $M_{CBCC}$  em terreno apresenta-se com elevada validade ecológica, porquanto que existem condições difíceis de recriar no tapete rolante em laboratório, nomeadamente as irregularidade do terreno e a fricção provocada pelo contacto dos bastões no solo. As variações encontradas no terreno podem colocar um interacção diferente entre superfície e bastão do que a encontrada na situação de tapete rolante (Rodgers *et al.*, 1995).

A maioria dos estudos analisou o uso de bastões durante a  $M_{SBCC}$  em laboratório, na situação de tapete rolante (Brunelle e Miller, 1998; Jacobson *et al.*, 2000; Jacobson *et al.*, 1997; Knight e Caldwell, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Willson *et al.*, 2001), no entanto a instabilidade provocada pelo percurso na natureza pode impor diferentes solicitações de reequilíbrio que eventualmente o uso de bastões pode ajudar a resolver com menor DE.

Os seres humanos parecem ter uma forte tendência para realizarem marcha da forma que mais minimize os custos de energia metabólica. Nós andamos a baixas velocidades usando o padrão de marcha mais económico para a velocidade seleccionada e qualquer que seja a velocidade seleccionada adoptamos um comprimento e frequência de passada que são mais económicos. A forma de transporte de carga é também realizada de forma a minimizar o DE, embora se encontrem diferentes soluções em diferentes povos. Os trilhos marcados na natureza sugerem, também, que os seres

humanos escolhem os trilhos em função do declive e do tipo de terreno, de forma a minimizar o DE.

# **CAPÍTULO III - METODOLOGIA**

---

## **CAPÍTULO III - METODOLOGIA**

### **Amostra**

A amostra foi constituída por 34 sujeitos, do género masculino de raça caucasiana. Os sujeitos eram fisicamente activos (2-3 sessões de actividade física moderada por semana) e não apresentavam história de problemas ortopédicos.

Os sujeitos participaram no estudo de livre vontade dando para tal o seu consentimento através da assinatura de um termo de consentimento e de informação (anexo 1). Foram antecipadamente informados do âmbito e objectivos do estudo, bem como da salvaguarda dos dados individuais resultantes dos testes realizados. Todas as instruções relativas aos procedimentos foram apresentadas por escrito, de forma que cada sujeito recebesse as mesmas indicações. Da totalidade da amostra apenas 8 sujeitos em ambos os estudos. Todos os sujeitos da amostra eram estudantes.

No estudo 1 participaram 21 sujeitos. No quadro 1 são apresentadas as características dos sujeitos que constituíram a amostra deste estudo.

**Quadro 1-** Caracterização da amostra (n=21) no estudo 1

	Mínima	Máxima	Média	Desvio Padrão
<b>Idade</b> (anos)	20	30	23,43	2,43
<b>Massa corporal</b> (kg)	60	105	77,46	13,43
<b>Altura</b> (cm)	159	189	175,19	7,54
<b>Massa gorda</b> (%)	6,20	29,20	15,09	5,42
<b>Consumo de oxigênio de repouso</b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	2,53	3,98	3,17	0,37

No estudo 2 participaram 20 sujeitos. No quadro 2 são apresentadas as características dos sujeitos que constituíram a amostra deste segundo estudo.

**Quadro 2-** Caracterização da amostra (n=20) no estudo 2

	Mínima	Máxima	Média	Desvio Padrão
<b>Idade</b> (anos)	19	30	22,70	2,89
<b>Massa corporal</b> (kg)	64	105	77,90	11,19
<b>Altura</b> (cm)	169	189	176,55	5,90
<b>Massa gorda</b> (%)	6,50	29,20	14,59	5,99
<b>Consumo de oxigênio de repouso</b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	2,53	3,79	3,27	0,46

## Procedimentos e instrumentos

Os procedimentos e instrumentos comuns a ambos os estudos são apresentados agrupados no ponto seguinte, de forma a evitar exposições redundantes dos mesmos.

## **Estudo 1 e 2**

Para ambos os estudos foram usados segmentos de percursos pedestres que pertencem à área do Parque Natural da Serra d'Aire e Candeeiros (PNSAC) e são caracterizados por serem caminhos florestais. O piso era caracterizado por ser de superfície rígida de saibro, não existindo obstáculos. A maioria da totalidade dos segmentos de percurso utilizados estavam expostos ao sol. Os testes realizaram-se durante a manhã com temperaturas e percentagens de humidade médias de, respectivamente, 19 a 24°C e 50 a 65%.

A selecção dos segmentos de percurso respeitou uma variabilidade do declive igual ou inferior a 1%, durante toda a distância do segmento. Para tal procedeu-se ao levantamento planimétrico e altimétrico (anexo 5) de diversos segmentos de percurso na área do PNSAC, de forma a encontrar segmentos que obedecessem ao requisito. Foram realizadas medições parciais em cada segmento para identificar alterações da altimetria que influenciassem o valor do declive. Vários segmentos foram rejeitados até se encontrarem segmentos que respeitassem o requisito. O levantamento planimétrico e altimétrico foi realizado por um técnico de topografia, através de um instrumento de estação total Sokkia 130R (Sokkia, Casagiove, Italy).

Na 1ª sessão de testes no laboratório, foram medidos os valores da massa corporal e da altura com uma balança e uma régua de altura SECA (SECA, Germany, Hamburg) e a percentagem de massa gorda, por bio-impedância

através do aparelho Omron BF300 (Omron, Matsusaka Co. LTD., Japón).. As avaliações dos dados antropométricos foram realizadas individualmente, em dia e hora marcada com cada sujeito antes do início das sessões. Cada sessão de avaliação era iniciada com a medição da massa corporal e da altura, sem sapatos, usando apenas a roupa interior. Todas as avaliações foram realizadas e analisadas pelo mesmo operador. Foram também aplicados aos sujeitos questionários da história clínica e de actividade física (anexo 2) dos mesmos. Esta aplicação foi realizada individualmente pelo mesmo entrevistador.

Os valores de consumo de oxigénio ( $VO_2$ ) dos sujeitos foram medidos na situação de repouso, tendo sido utilizado o Teste da Taxa de Metabolismo de Repouso, do software do analisador de gases Cosmed K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italy). Foram cumpridos os seguintes procedimentos: restrição de ingestão de medicamentos, bebidas alcoólicas e alimentos nas 12 horas anteriores ao teste; foram mantidas as condições de temperatura (temperaturas e percentagens de humidade médias de, respectivamente, 20 a 22°C e 50 a 60%); os sujeitos mantiveram-se imobilizados na posição deitada mais confortável; foram expurgados os dados dos primeiros 5 minutos de recolha. A estabilização foi identificada cumprindo os seguintes critérios: valores da média minuto do  $VO_2$  e do  $VCO_2$  com variações inferiores a 10% e do quociente respiratório inferiores a 5%, durante 5 minutos (Haugen *et al.*, 2003; Reeves *et al.*, 2004). Após se encontrarem devidamente monitorizados para iniciarem a marcha nas diferentes condições de exercício, os sujeitos aguardavam sentados até que os valores de consumo fossem similares aos de

repouso. Os sujeitos não realizaram exercício nas 12 horas anteriores à 2ª sessão de testes e não ingeriram alimentos e cafeína nas 3 horas antes do exercício. Os sujeitos realizaram um ligeiro alongamento dos músculos da coxa e perna antes do início dos testes.

Antes e durante a realização das sessões na natureza, a velocidade do vento foi medida através de um instrumento anemómetro portátil da marca Xplorer, modelo SkywatchXplorer 3 (JDC Electronic, Yverddon-les-Bains, Switzerland). Os testes realizaram-se sempre que a velocidade do vento foi inferior a  $15 \text{ km.h}^{-1}$ , velocidade até à qual a resistência aerodinâmica é considerada negligenciável, de acordo com Pugh (1971) e Di Prampero (1986). Quando a velocidade do vento ultrapassou o valor o teste era interrompido e anulado.

A velocidade de marcha utilizada nos diferentes percursos foi auto-seleccionada por cada um dos indivíduos, de acordo com o sugerido na literatura (Murtagh *et al.*, 2002; Morris *et al.*, 1980; Spelman *et al.*, 1993). As indicações fornecidas aos sujeitos no início da realização dos percursos era a de que deveriam seleccionar uma velocidade confortável de marcha para a realização de um percurso pedestre de pequena rota (PR) com distâncias aproximadas de 7 a 15 km. Os sujeitos durante a realização dos segmentos de percurso, foram seguidos imediatamente atrás pelo investigador que transportava uma bicicleta na qual estava montado um aparelho velocímetro digital da marca CAT EYE, modelo MSC-2Dx (CAT EYE Co., LTD, Osaka, Japan), para determinar qual a média de velocidade adoptada pelo sujeito nos

dois primeiros minutos. Caso o sujeito adoptasse, durante o resto do percurso, por uma velocidade com uma variação superior ou inferior em  $0,2 \text{ km.h}^{-1}$  à da média dos dois primeiros minutos, ser-lhe-ia solicitado o retorno à velocidade média. A informação transmitida foi “*vai muito rápido*” ou “*vai muito lento*”.

O Dispêndio Energético (DE) foi determinado durante os percursos através da medição do consumo de oxigénio ( $\text{VO}_2$ ), por oximetria directa com um analisador de gases Cosmed  $\text{K4b}^2$  (Cosmed, Rome, Italy). A Frequência Cardíaca (FC) foi medida pelo sensor acoplado ao  $\text{K4b}^2$ .

Para o tratamento dos dados recolhidos pelo analisador de gases portátil foi utilizado o *software* do Cosmed  $\text{K4b}^2$  versão 7.4b (Cosmed, Rome, Italy). Durante cada um dos segmentos de percurso, os valores da FC e  $\text{VO}_2$  dos sujeitos, foram continuamente monitorizados por telemetria. O arnês do aparelho foi ajustado ao tronco dos sujeitos, transportando estes a unidade portátil na zona do peito e a bateria ao nível das omoplatas. São vários os trabalhos realizados para validação do aparelho Cosmed  $\text{K4b}^2$  (Cosmed, Rome, Italy) nomeadamente de McLaughlin *et al.* (2001), Doyon *et al.* (2001), Pinnington *et al.* (2001), e mais recentemente Duffield *et al.* (2004), têm demonstrado uma garantia satisfatória (em particular para intensidades de exercício que permitem a estabilização do  $\text{VO}_2$ ) e uma boa reprodutibilidade de medição.

Foram realizados testes de calibração do analisador antes de cada utilização. Os procedimentos de calibração do analisador de gases Cosmed K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italy), antes do início de cada teste foram os seguintes:

- Período de aquecimento do aparelho de 45 min.
- Calibração com ar ambiente
- Calibração com gás de referência (16% O<sub>2</sub> e 5% CO<sub>2</sub>)
- Calibração do tempo de transição do gás
- Calibração da turbina (com seringa de 3000ml)

Segundo alguns autores (Arena *et al.*, 2003; Aisbett e Rossignol, 2003; Blondel *et al.*, 2001; Dupont *et al.*, 2003; Medbø *et al.*, 1988; Robergs e Burnett, 2003; Vuorimaa *et al.*, 2000) existe a necessidade de expurgar alguns valores do VO<sub>2</sub> e filtrar os restantes através de médias. As flutuações no VO<sub>2</sub> medido através do método de “respiração-a-respiração” em conjunto com as flutuações do volume tidal e as conseqüentes alterações no fluxo sanguíneo pulmonar resultante de alterações na pressão pleural, são fortemente influenciadas por respirações mais ou menos esforçadas tais como “tosses” ou “expirações forçadas” (Lamarra *et al.*, 1987; Rossiter *et al.*, 2000).

Os valores de VO<sub>2</sub> foram registados em intervalos de 20 segundos (Aisbett e Rossignol, 2003) e depois calculados os valores médios minuto de todos os valores registados (McCann e Adams, 2002). A diferença permitida

entre os três valores consecutivos de 20 segundos para se constatar estabilização no  $\text{VO}_2$ , foi inferior a  $2,1 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ .

Os valores de FC e DE foram medidas nos momentos correspondentes aos da medição do  $\text{VO}_2$  e calculada a sua média. O DE foi calculado pelo software do  $K4b^2$  com base nas quantidades expiradas de  $\text{VCO}_2$  e  $\text{VO}_2$  (Elia e Livesey, 1992). A edição dos dados da “respiração-a-respiração” e a expurgação de pontos de dados deve respeitar o padrão de resposta que caracteriza o esforço (Whipp e Rossiter, 2005). Assim é razoável assumir que dados referentes a “tosses ou expirações forçadas” ou respirações atípicas possam ser expurgados, sem no entanto comprometer o padrão da resposta fisiológica (Rossiter *et al.*, 2000).

Seguidamente são descritos os procedimentos diferenciados dos dois estudos.

## **Estudo 1**

No estudo 1 (estudo da marcha em diferentes declives), os sujeitos cumpriram três (3) períodos de marcha no terreno e três (3) períodos de marcha no laboratório (em tapete rolante). Os três (3) segmentos de percurso na natureza tinham um declive e distância de, respectivamente, 0%, 6% e 14% e 821, 618 e 598 metros. As distâncias seleccionadas foram as maiores possíveis, mantendo o declive, pretendia-se desta forma que a duração média de realização da marcha permitisse a estabilização do  $\text{VO}_2$ . Foram previamente realizados pré-testes, com 3 sujeitos da amostra para averiguar

da estabilização do  $VO_2$ . A velocidade de marcha no terreno foi auto-seleccionada e calculada através da divisão da distância percorrida pelo tempo dispendido.

Os segmentos distanciavam entre si cerca de 7 a 12 km. A transição entre percursos foi realizada de automóvel. Foi respeitada a ordem de realização dos sujeitos em cada segmento. O tempo de realização de cada um dos segmentos foi medido e registado através do cronómetro do analisador de gases Cosmed K4b<sup>2</sup> (Cosmed, Rome, Italy), o qual era accionado no momento do início da marcha e, no final do percurso era accionado o registo de uma marca no aparelho, por um técnico que se posicionava ao lado do sujeito imediatamente antes do terminus do percurso. Posteriormente foi calculada a velocidade média de deslocamento em cada segmento.

Foi reproduzida, posteriormente, na situação de laboratório (tapete rolante), a distância, inclinação e velocidade da marcha nos três segmentos de percurso na natureza. Por este facto a realização das diferentes condições de prática não foi aleatória. Um período de tempo de 48 h a 96 h mediou entre a realização na situação de percurso na natureza e a replicação no tapete rolante. Pretendeu-se assim evitar outras adaptações que pudessem enviesar os dados. Foi possibilitado aos sujeitos um tempo adequado de familiarização com o tapete rolante, antes da replicação dos segmentos em laboratório. No tapete rolante, o sujeito era colocado sobre o mesmo, e a inclinação e velocidade seleccionadas, após o qual era dado início ao teste. Foi usado um

tapete rolante RunRace (Tecnogym, Gambottela, Italy). O tempo de intervalo entre os 3 períodos de esforço foi, para cada sujeito, o necessário para o retorno do  $VO_2$  os valores de repouso, utilizando os mesmos critérios da situação na natureza, ou seja, estabilização foi identificada cumprindo os seguintes critérios: valores da média minuto do  $VO_2$  e do  $VCO_2$  com variações inferiores a 10% e do quociente respiratório inferiores a 5%, durante 5 minutos (Haugen *et al.*, 2003; Reeves *et al.*, 2004). O laboratório foi mantido com temperaturas e percentagens de humidade médias de, respectivamente, 20 a 22°C e 50 a 60%.

Em ambas as situações de exercício (natureza vs laboratório), os três segmentos, com diferentes declives, foram realizados no mesmo dia pela seguinte ordem: segmento com 0%, 6% e 14%. Antes do início de cada segmento, o sujeito aguardava sentado que o  $VO_2$  retornasse a valores similares aos de repouso. Os valores de  $VO_2$  e de ventilação minuto de repouso tomados como referência foram, respectivamente, de 3,5 a 4,5  $ml.kg^{-1}.min^{-1}$  e de 6 a 8  $l.min^{-1}$  (Fox *et al.*, 1993).

## **Estudo 2**

No segundo estudo foi também mantida, para todos os sujeitos, a ordem de cumprimento dos vários períodos de esforço. A ordem foi a seguinte: Marcha sem bastões e sem carga ( $M_{SBSC}$ ); Marcha com bastões e sem carga ( $M_{CBSC}$ ); Marcha sem bastões e com carga adicional ( $M_{SBCC}$ ); Marcha com bastões e com carga adicional ( $M_{CBCC}$ ).

O segmento de percurso correspondia ao segmento plano utilizado no estudo 1, com 821 m de comprimento e 0% de declive. Os testes realizaram-se durante a manhã com temperaturas e percentagens de humidade médias de, respectivamente, 19 a 24°C e 50 a 65%.

Os bastões utilizados eram da marca Makalu ultralite Titanium (Leki, Buffalo, NY, EUA) e tinham secções telescópicas ajustáveis para alturas desde os 69 cm até aos 133 cm, com o peso de 510 g. A altura dos bastões foi ajustada individualmente, com o sujeito na posição vertical bípede, com o braço junto ao tronco e o cotovelo num ângulo de 90° (Knight e Caldwell, 2000; Shoenfield *et al.*, 1977; Yu e Lu, 1990; Willson *et al.*, 2001). As instruções dadas a cada sujeito relativamente à utilização dos bastões foram limitadas à indicação de que o apoio do bastão deveria ser realizado em oposição ao membro inferior contrário (Willson *et al.*, 2001).

A mochila seleccionada para o presente estudo foi o modelo Sherpa 60 + 10 L da marca Vango (Vango, Glasgow, Scotland). Este modelo é constituído por uma armação interna, alças nos ombros ajustáveis e dois cintos ajustáveis, um ao nível do peito e outro ao nível da cintura pélvica de forma a reduzir a incidência, ao nível dos ombros, das forças verticais originadas pela carga. A mochila apresentava ainda ajustes posteriores de forma a acondicionar melhor a carga e um peso líquido de 2,60 kg. Estas características de estão de acordo com o sugerido no trabalho de Lafiandra e Harman (2004). A carga foi distribuída uniformemente pelos compartimentos da mochila de forma a não

provocar desequilíbrios e a manter o centro de massa em posição similar à da carga natural habitualmente utilizada em *trekking* (marchas multi-dia), ou seja na parte média da mochila. A mochila foi devidamente ajustada à estatura de cada sujeito de forma a permitir conforto e consequentemente reduzir a instabilidade provocada pela carga adicional na caminhada. A carga foi constituída por pequenos pesos de 0,25 a 5 kg, acomodados sempre pelo mesmo técnico, distribuída de forma homogénea pelos diferentes compartimentos da mochila.

A carga transportada correspondia a 25% da sua massa corporal, com valores entre 16 e 26,25 kg e valor médio de  $19.42 \pm 2,84$  kg. O valor da carga adicional seleccionado é similar ao valor da carga habitualmente transportada por sujeitos em *trekking* de mais de um dia (DeVoe, 2001; Haisman, 1988; Knight e Caldwell, 2000; Kirk e Schneider, 1992; Legg, 1985; Stuempfle *et al.*, 2004), como por exemplo corda de 25 metros, mosquetões, tenda colchão, saco cama, alimentos, líquidos, roupa de muda e de abafo, material de progressão em zonas expostas de gelo, de rocha e mistas.

A percepção subjectiva de percepção do esforço foi medida, no final de cada segmento de percurso, através da Escala Subjectiva de Percepção de Esforço (ESPE) (anexo 3), desenvolvida por Borg (1978), Borg e Noble (1974) Borg *et al.* (1973) e Borg (1971, 1970, 1961), sendo considerada um instrumento válido e com fiabilidade para a avaliação do nível de esforço físico durante o exercício aeróbio contínuo (Birk e Birk, 1987; Borg e Linderholm,

1967; Gamberale, 1972; Hogan *et al.*, 1980; Hogan e Fleishman, 1979; Noble e Robertson, 1996; Stamford, 1976; Skinner *et al.*, 1973). A ESPE de Borg foi desenvolvida de forma a permitir aos indivíduos auto-avaliarem subjectivamente a sua intensidade de esforço. No presente estudo foi utilizada a escala modificada (0 a 10) de acordo com o ACSM (2005).

Foram dadas instruções padronizadas, aos indivíduos da amostra, quanto ao uso da ESPE, de acordo com o protagonizado pelo ACSM (2000). As instruções utilizadas foram: *“no final do percurso vamos pedir-lhe que preste atenção ao nível de fadiga que sente e indique na escala de 0 a 10 qual o valor a que corresponde a sua fadiga. Ao valor 0 corresponde nenhuma fadiga e ao valor 10 fadiga extrema. Tente não subestimar ou sobrestimar a sua sensação de fadiga.”*

## **Análise estatística**

Todos os dados foram analisados pelo *software* de tratamento e análise estatística “Statistical Package for the Social Sciences” (SPSS Science, Chicago, EUA) versão 14,0. Foram utilizados procedimentos estatísticos para caracterizar os valores das diferentes variáveis em termos de tendência central e dispersão. Na análise inferencial dos dados dos dois estudos foi utilizada a técnica de comparação de médias ANOVA para medidas repetidas para

comparar os valores das médias de cada variável, nas diferentes condições de prática. A exigência para que as diferentes medições sejam independentes intra-sujeitos é conhecida por pressuposto de “esfericidade”. Este pressuposto traduz-se, em termos práticos, numa matriz de covariância cuja diagonal principal é preenchida por variâncias iguais, e zeros fora da diagonal principal. A validação da “esfericidade” é uma condição suficiente e necessária para a utilização da estatística  $F$  na ANOVA de medidas repetidas (Johnson, 1998).

O teste estatístico para verificação da “esfericidade” utilizado no presente estudo foi o “teste de esfericidade de Mauchly”.

Sempre que o pressuposto de “esfericidade” não se verificou, utilizou-se o factor de correcção Epsilon de Greenhouse-Geisser, por ser o mais conservador e adequado para amostras de pequena dimensão (Box, 1954). Este factor é utilizado como factor de correcção da probabilidade de significância associada à estatística  $F$  calculada.

Para todos os procedimentos estatísticos o nível mínimo de significância admitido foi de  $P \leq 0,05$ .

## **Hipóteses**

O presente trabalho pretendeu estudar a marcha em percurso na natureza em diferentes situações de prática. Foram então definidas para o presente estudo as seguintes hipóteses nulas:

### Estudo 1

- Não existem diferenças significativas no  $VO_2$ , DE e FC entre a marcha na natureza e a marcha no tapete rolante (nos declives de 0%, 6% e 14%)

### Estudo 2

- Não existem diferenças significativas no  $VO_2$ , DE, FC e ESPE entre as seguintes condições de exercício: marcha com bastões ( $M_{CBSC}$ ) vs marcha sem bastões ( $M_{SBSC}$ ); marcha com carga adicional ( $M_{SBCC}$ ) vs marcha sem carga adicional ( $M_{SBSC}$ ); marcha com carga adicional e bastões ( $M_{CBCC}$ ) vs marcha com carga adicional sem bastões ( $M_{SBCC}$ ).

# **CAPÍTULO IV – APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS**

---

# **CAPÍTULO IV - APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS**

## **Introdução**

Os resultados relativos a cada estudo são seguidamente apresentados e abordados aqueles com maior significado para esta investigação, sendo a sua discussão realizada no capítulo seguinte. Primeiramente, expõem-se os dados relativos a cada uma das condições de exercício dos dois estudos. Da sua análise descritiva consistem o valor mínimo, máximo, média e desvio padrão, das variáveis em estudo, durante a realização da marcha nos diversos percursos e condições de exercício.

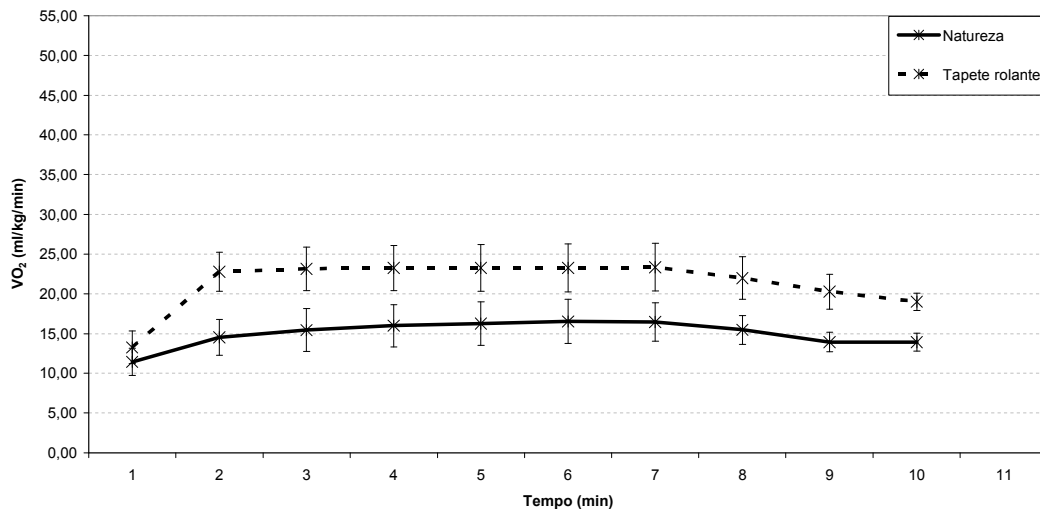
Numa segunda fase, expõem-se os dados e as análises estatísticas relativas à comparação das diferentes condições de realização. As comparações constituem o procedimento fundamental para identificar as diferenças provocadas pelas condições de exercício nos valores médios das variáveis analisadas, nos dois estudos.

## Estudo 1

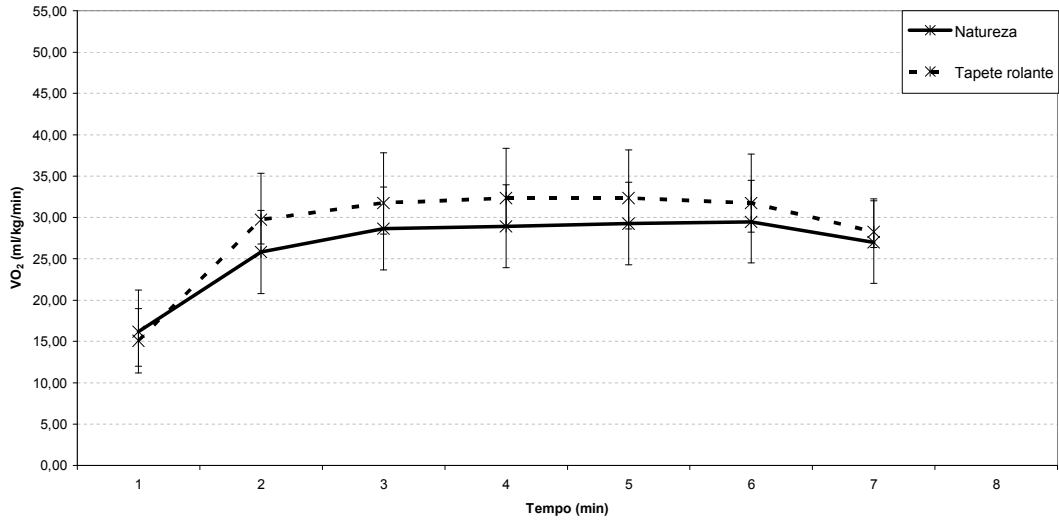
Foi estabelecida a comparação das diferentes variáveis em estudo, consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE), no que diz respeito à condição de exercício e à percentagem de declive dos percursos (0%, 6% e 14%).

Primeiramente, foi testada a esfericidade da amostra, a qual se revelou esférica, para todas as variáveis em estudo.

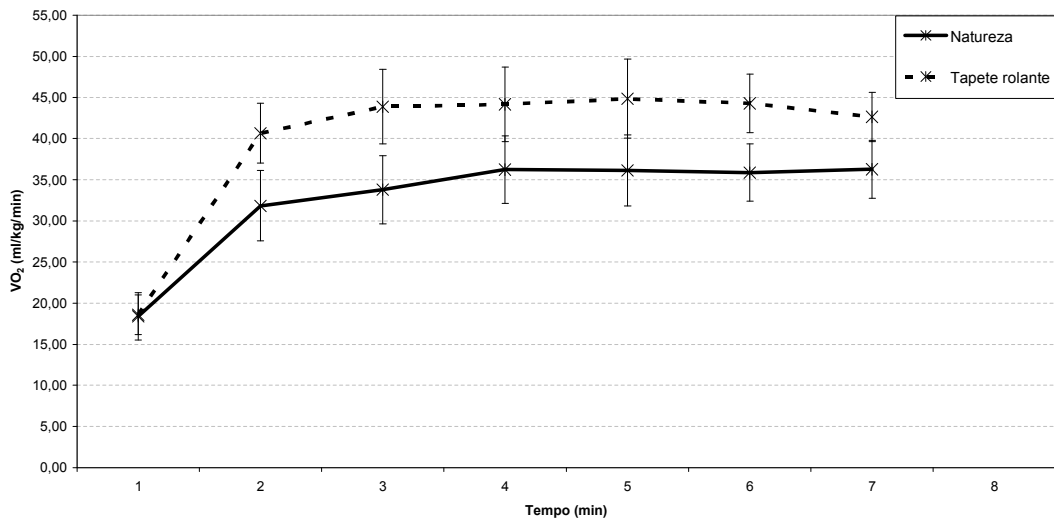
Nas figuras 2, 3 e 4 são apresentados os valores das médias minuto e desvio padrão do  $VO_2$  dos sujeitos na marcha na natureza e no tapete rolante, para os declives de 0%, 6% e 14%.



**Figura 2.** Médias minuto e desvios padrão do consumo de oxigénio na marcha em tapete rolante e na natureza com 0% de declive (n=21)



**Figura 3.** Médias minuto e desvios padrão do consumo de oxigênio na marcha em tapete rolante e na natureza com 6% de declive (n=21)



**Figura 4.** Médias minuto e desvios padrão do consumo de oxigênio na marcha em tapete rolante (n=19) e na natureza (n=21) com 14% de declive

Verificou-se que em todos os percursos existia estabilização do  $VO_2$ . Essa estabilização foi mais rápida (~2 min) nos percursos com 0% de declive; sendo mais demorada no percurso com declive de 6% (~3 min) e ainda mais demorada no percurso com declive de 14% (>3 min).

Os valores das médias minuto do  $VO_2$  na marcha em tapete rolante apresentaram-se superiores aos da marcha na natureza, em todos os declives.

Os desvios padrões das médias minuto do  $VO_2$  apresentam-se similares em cada um dos pares de curvas, correspondentes aos três declives em estudo.

A resposta ao exercício nas variáveis estudadas, medidas durante cada percurso, é apresentada no quadro 3.

Os valores do desvio padrão destas variáveis não apresentaram um perfil similar de variação nas diferentes condições de exercício, apresentando-se no entanto a amostra com menor dispersão nos valores médios do  $VO_2$  na marcha em ambas as condições de exercício com declive de 0%. Verificou-se também uma menor dispersão dos valores médios do  $VO_2$ , quando medidos em declives mais elevados e em ambas as condições de exercício.

Os valores médios da velocidade apresentaram-se menores quanto maior era o declive. No entanto verificou-se uma diminuição da dispersão dos valores médios da velocidade com o aumento do declive.

**Quadro 3.** Valores médios, desvios padrões (DP), mínimos e máximos da velocidade (Vel), consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE), na marcha em tapete rolante (n=19) e na natureza (n=21).

Declives	Vel	$VO_2$		FC		DE	
	(m.s <sup>-1</sup> )	(ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )		(bat.min <sup>-1</sup> )		(kcal.min <sup>-1</sup> )	
		Natureza	Tapete Rolante	Natureza	Tapete Rolante	Natureza	Tapete Rolante
<b>Declive 0%</b>							
<b>Média ± DP</b>	1,64±0,16	15,47±2,23	21,9±2,25	96,9±10,35	109,51±15,35	5,85±1,28	8,13±1,77
<b>Min-Máx</b>	1,35-2,05	11,17-19,34	17,16-27,05	77,68-113,19	83,96-136,58	3,88-7,89	5,77-12,52
<b>Declive 6%</b>							
<b>Média ± DP</b>	1,59±0,14	26,70±5,48	32,36±3,75	122,5±13,04	125,67±16,23	9,86±1,67	10,96±2,12
<b>Min-Máx</b>	1,32-1,81	18,94-43,90	25,47-39,92	97,67-145,83	97,77-150,89	7,00-13,08	7,10-15,86
<b>Declive 14%</b>							
<b>Média ± DP</b>	1,49±0,13	32,33±3,76	44,58±4,37	134,81±11,43	149,82±18,06	12,16±1,82	15,11±2,71
<b>Min-Máx</b>	1,30-1,72	25,06-38,42	36,55-56,72	113,35-156,35	117,55-178,90	10,91-21,63	9,04-16,03

Os valores da FC apresentaram um ligeiro aumento da dispersão com o aumento do declive. No entanto na comparação natureza vs tapete rolante, verificou-se uma maior dispersão dos valores da FC no tapete rolante.

Similarmente ao verificado nos valores da FC, também o DE apresentou uma maior dispersão dos valores na marcha em tapete rolante e, em ambas as condições de exercício, uma menor dispersão para declives mais elevados.

Os dados e as análises estatísticas relativas à comparação, duas a duas, das diferentes condições de realização são apresentadas no quadro 4.

De todas as comparações das médias das variáveis em estudo, apenas não se verificaram diferenças (para  $P \leq 0,05$ ) nas seguintes comparações: marcha na natureza com declive de 6% vs tapete rolante com declive de 6%, para a variável FC; marcha na natureza com declive de 0% vs natureza com declive de 6%, para a variável velocidade.

Verificou-se que na comparação marcha na natureza vs tapete rolante o  $VO_2$ , FC e DE apresentaram valores superiores na condição de marcha em tapete rolante, para todos os declives ( $P \leq 0,05$ ). O  $VO_2$ , FC e DE apresentaram aumentos significativos ( $P \leq 0,01$ ) para declives mais elevados, na mesma condição de exercício ( $M_N$  ou  $M_{TR}$ ). A FC apresentou um comportamento similar ao do  $VO_2$  e do DE, nas comparações efectuadas, com excepção da comparação marcha na natureza com declive de 6% vs tapete rolante com declive de 6%. Uma alteração de 6% no declive não provocou diferenças na velocidade da marcha. No entanto, quando se realizaram as comparações declive 0% vs declive 14% e declive 6% vs declive 14%, verificou-se uma menor velocidade de deslocamento, para uma significância de, respectivamente,  $P \leq 0,05$  e  $P \leq 0,01$ .

O DE apresentou um comportamento similar ao do  $VO_2$ , com diferenças entre médias significativas na maioria das comparações para  $P \leq 0,01$ , com excepção da comparação natureza vs tapete rolante no declive de 6%, em que a diferença foi significativa para  $P \leq 0,05$ .

**Quadro 4.** Diferença de médias e intervalo de confiança (95%) das diferenças das comparações das diferentes condições de exercício e declives - marcha em tapete rolante vs na natureza nos declives 0%, 6% e 14% (n=19), para as variáveis velocidade (Vel), consumo de oxigênio (VO<sub>2</sub>), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE).

Condição de exercício			VO <sub>2</sub>	FC	DE	Vel	
			(ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	(bat.min <sup>-1</sup> )	(kcal.min <sup>-1</sup> )	(m.s <sup>-1</sup> )	
Natureza declive 0%	vs	Tapete rolante declive 0%	Diferença de médias	6,44**	12,59**	2,29**	-
			IC 95%	4,88 a 8,01	3,44 a 21,75	1,56 a 3,01	-
Natureza declive 6%	vs	Tapete rolante declive 6%	Diferença de médias	5,66**	3,17	1,10*	-
			IC 95%	1,56 a 9,75	-5,31 a 11,65	0,14 a 2,06	-
Natureza declive 14%	vs	Tapete rolante declive 14%	Diferença de médias	12,25**	15,01**	2,95**	-
			IC 95%	9,28 a 15,23	6,43 a 23,6	1,92 a 3,99	-
Natureza declive 0%	vs	Natureza declive 6%	Diferença de médias	11,24**	25,58**	4,01**	0,05
			IC 95%	7,54 a 14,94	19,35 a 31,8	3,14 a 4,89	-0,02 a 0,12
Natureza declive 0%	vs	Natureza declive 14%	Diferença de médias	16,86**	37,89**	6,31**	0,15*
			IC 95%	14,16 a 19,57	31,05 a 44,73	5,39 a 7,23	0,05 a 0,24
Natureza declive 6%	vs	Natureza declive 14%	Diferença de médias	5,63**	12,31**	2,30**	0,10**
			IC 95%	2,78 a 8,47	8 a 16,63	1,63 a 2,97	0,05 a 0,15
Tapete rolante declive 0%	vs	Tapete rolante declive 6%	Diferença de médias	10,45**	16,15**	2,83**	-
			IC 95%	8,07 a 12,82	10,35 a 21,95	2,03 a 3,62	-
Tapete rolante declive 0%	vs	Tapete rolante declive 14%	Diferença de médias	22,67**	40,31**	6,98**	-
			IC 95%	19,39 a 25,96	31,46 a 49,16	5,68 a 8,28	-
Tapete rolante declive 6%	vs	Tapete rolante declive 14%	Diferença de médias	12,22**	24,16**	4,15**	-
			IC 95%	10,06 a 14,38	20,33 a 27,98	3,43 a 4,88	-

\* Diferenças de médias estatisticamente significativas para  $P \leq 0,05$

\*\* Diferenças de médias estatisticamente significativas para  $P \leq 0,001$

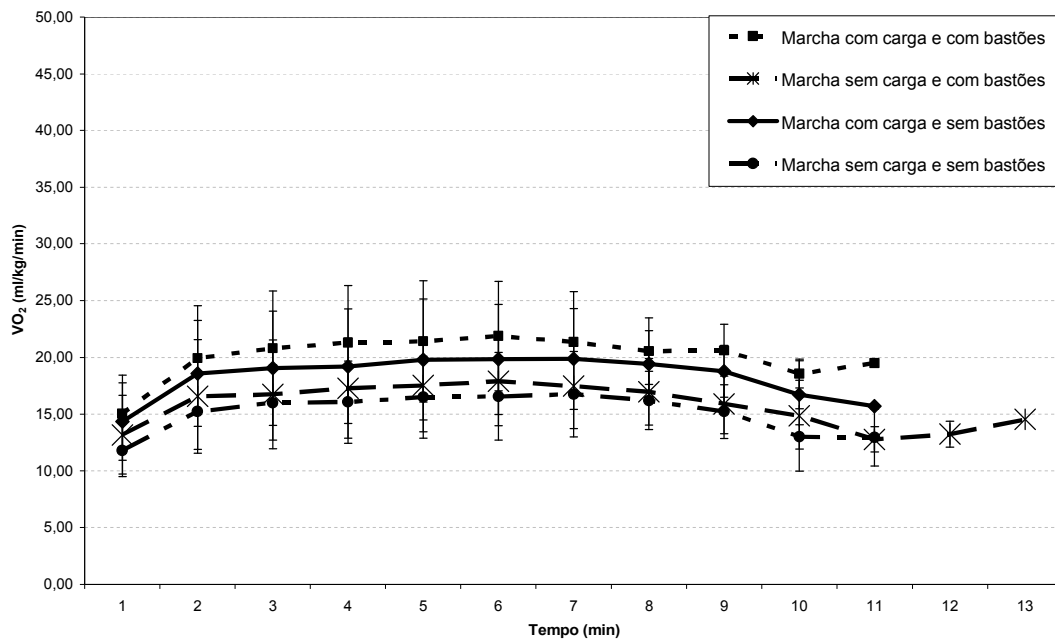
Na maioria das comparações foi rejeitada a hipótese nula dado que se verificaram diferenças significativas. Na situação marcha na natureza com declive de 6% vs tapete rolante com declive de 6% o teste estatístico não permitiu rejeitar a hipótese nula.

## Estudo 2

Foi estabelecida a comparação das diferentes variáveis em estudo,  $VO_2$ , FC, DE e percepção subjectiva do esforço (PSE), no que diz respeito às várias condições de exercício: marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ), marcha com bastão e sem carga ( $M_{CBSC}$ ), marcha sem bastão e com carga ( $M_{SBCC}$ ) e marcha com bastões e com carga ( $M_{CBCC}$ ).

Na figura 5 são apresentados os valores das médias minuto e desvios padrão do  $VO_2$ . Verificou-se que em cada uma das condições de exercício existiu uma estabilização do  $VO_2$ . Essa estabilização ocorreu entre 2 e 4 min de exercício.

As curvas dos valores das médias minuto do  $VO_2$ , nas diferentes condições de execução da marcha, apresentam valores sucessivamente superiores com a adição de bastão, carga e de carga com bastão.



**Figura 5.** Médias minuto e desvios padrão do consumo de oxigénio na marcha na natureza em declive de 0%, nas condições de sem bastão e sem carga, com bastão e sem carga, sem bastão e com carga e com bastão e com carga (n=20)

As respostas ao exercício das variáveis estudadas, medidas durante cada condição de exercício, são apresentadas no quadro 5. Verificaram-se valores sucessivamente superiores nas médias de  $VO_2$ , FC e DE, com a adição dos bastões (na marcha com ou sem carga adicional). O uso de bastões na marcha sem carga adicional provocou um aumento dos valores médios da Percepção Subjectiva ao Esforço (PSE). Contrariamente o uso de bastões na marcha com carga adicional provocou uma ligeira diminuição dos valores da PSE.

O uso dos bastões provocou menor velocidade na marcha sem carga adicional e maior velocidade na marcha com carga adicional. A velocidade apresentou igual valor para a condição de marcha sem bastão e sem carga e

para a condição de marcha sem bastão e com carga. Os valores mais elevados de velocidade foram encontrados na  $M_{CBCC}$ .

O transporte de carga adicional provocou valores médios superiores das variáveis  $VO_2$ , FC e DE.

**Quadro 5.** Valores médios, desvios padrões, mínimos (Min) e máximos (Máx) da velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispêndio energético (DE) e da perda percepção subjectiva de esforço (PSE) dos sujeitos ( $n=20$ ), na marcha na natureza em quatro condições: marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ); marcha com bastão e sem carga ( $M_{CBSC}$ ); marcha sem bastão e com carga ( $M_{SBCC}$ ); marcha com bastão e com carga ( $M_{CBCC}$ )

Condição de exercício		Velocidade ( $m.s^{-1}$ )	$VO_2$ ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	FC ( $bat.min^{-1}$ )	DE ( $kcal.min^{-1}$ )	PSE
$M_{SBSC}$	Média $\pm$ DP	1,60 $\pm$ 0,18	15,34 $\pm$ 2,20	96,07 $\pm$ 11,39	5,74 $\pm$ 1,24	2,65 $\pm$ 0,99
	Min-Máx	1,31-2,05	11,17-17,49	77,68-119,00	3,69-7,89	1-5
$M_{CBSC}$	Média $\pm$ DP	1,55 $\pm$ 0,20	16,26 $\pm$ 2,50	100,79 $\pm$ 12,44	6,11 $\pm$ 1,45	2,95 $\pm$ 1,28
	Min-Máx	1,12-1,96	11,71 - 19,33	77,37-126,38	3,57-8,82	1-6
$M_{SBCC}$	Média $\pm$ DP	1,60 $\pm$ 0,21	19,39 $\pm$ 4,13	111,72 $\pm$ 13,89	7,37 $\pm$ 1,96	5,45 $\pm$ 1,32
	Min-Máx	1,31-2,06	14,61-30,32	92,06-137,23	4,61-11,50	2-7
$M_{CBCC}$	Média $\pm$ DP	1,62 $\pm$ 0,23	21,21 $\pm$ 4,95	117,00 $\pm$ 17,69	8,06 $\pm$ 2,19	5,30 $\pm$ 1,13
	Min-Máx	1,32-2,07	15,05-35,56	80,67-157,24	5,11-13,64	3-7

Verificou-se que a adição do bastão na  $M_N$  provocou uma maior variação das respostas em todas as variáveis.

As comparações das médias das variáveis em estudo são apresentadas no quadro 6. Verificaram-se diferenças ( $P \leq 0,05$ ) na maioria das comparações entre as situações de exercício nas quatro variáveis dependentes estudadas. Verificou-se excepção nas variáveis  $VO_2$ , e DE quando comparadas as seguintes condições de exercício:  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . Ou

seja, a adição dos bastões não provocou valores superiores no  $VO_2$  e no DE durante a marcha na natureza em percurso plano.

Não se verificaram diferenças na PSE com o uso de bastões na marcha com e sem carga adicional.

Para a FC não se verificaram diferenças com o uso de bastões na marcha com carga adicional

Relativamente à velocidade de marcha não se verificaram alterações nos seus valores com o transporte de carga adicional, entre a  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$ . Verificou-se ainda que a velocidade da  $M_{CBSC}$  e da  $M_{SBCC}$  foi semelhante.

Para a comparação  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  verificou-se que quando a marcha é realizada com bastões existem diferenças (para  $P \leq 0,05$ ) na velocidade da marcha, apresentando a  $M_{CBSC}$  valores inferiores aos das outras condições de exercício, com excepção da  $M_{SBCC}$ .

**Quadro 6.** Diferença de médias e intervalo de confiança (95%) das diferenças das comparações duas a duas das condições de exercício: marcha sem bastão e sem carga ( $M_{SBSC}$ ); marcha com bastão e sem carga ( $M_{CBSC}$ ); marcha sem bastão e com carga ( $M_{SBCC}$ ); marcha com bastão e com carga ( $M_{CBCC}$ ), para as variáveis velocidade (Vel), consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispêndio energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) ( $n=20$ ).

Condição de exercício		$VO_2$ ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	FC ( $bat.min^{-1}$ )	DE ( $kcal.min^{-1}$ )	PSE	Vel ( $m.s^{-1}$ )		
$M_{SBSC}$	vs	$M_{CBSC}$	Diferença de médias	-0,93	-4,72*	-0,37	-0,30	0,05*
			IC 95%	-2,01 a 0,15	-9,17 a -0,28	-0,78 a 0,03	-0,73 a 0,13	0,01 a 0,1
$M_{SBSC}$	vs	$M_{SBCC}$	Diferença de médias	-4,06**	-15,66**	-1,63**	2,80**	-0,01
			IC 95%	-6,02 a -2,09	-24,69 a -6,62	-2,46 a -0,81	-3,72 a -1,88	-0,13 a 0,11
$M_{SBSC}$	vs	$M_{CBCC}$	Diferença de médias	-5,87**	-20,94**	-2,32**	-2,65**	0,03
			IC 95%	-8,62 a -3,12	-30,97 a -10,9	-3,47 a -1,18	-3,46 a -1,84	-0,16 a 0,11
$M_{CBSC}$	vs	$M_{SBCC}$	Diferença de médias	-3,13**	-10,93*	-1,26**	-2,50**	0,06
			IC 95%	-5,63 a -0,62	-20,54 a -1,33	-2,29 a -0,23	-3,44 a -1,56	-0,18 a 0,06
$M_{CBSC}$	vs	$M_{CBCC}$	Diferença de médias	-4,94**	-16,21**	-1,95**	-2,35**	-0,08
			IC 95%	-8,21 a -1,67	-26,92 a -5,51	-3,29 a -0,61	-3,44 a -1,56	-0,21 a 0,05
$M_{SBCC}$	vs	$M_{CBCC}$	Diferença de médias	-1,81**	-5,28	-0,69**	0,15	-0,02
			IC 95%	-3,15 a -0,48	-13,92 a 3,37	-1,2 a -0,18	-0,43 a 0,73	-0,07 a 0,03

\* Diferenças de médias estatisticamente significativas para  $P \leq 0,05$

\*\* Diferenças de médias estatisticamente significativas para  $P \leq 0,01$

Na maioria das comparações foi rejeitada a hipótese nula dado que se verificaram diferenças significativas. Nas comparações  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  para

as variáveis  $VO_2$ , DE e PSE, e na comparação  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$  na variável PSE, o teste estatístico não permitiu rejeitar a hipótese nula.

# **CAPÍTULO V – DISCUSSÃO DA METODOLOGIA E RESULTADOS**

---

# CAPÍTULO V – DISCUSSÃO DA METODOLOGIA E RESULTADOS

## Introdução

Dos dois estudos efectuados, no estudo 1 foi efectuada uma comparação das variáveis medidas em três declives diferentes na marcha em natureza e em tapete rolante.

Iniciamos a discussão dos resultados encontrados nos dois estudos apresentando um breve resumo dos mesmos, seguidamente aprofunda-se a discussão dos mesmos. Assim, o estudo 1 de todas as comparações das médias das variáveis em estudo, verificou-se na comparação marcha na natureza ( $M_N$ ) vs marcha em tapete rolante ( $M_{TR}$ ) valores superiores do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) para a condição de  $M_{TR}$ , em todos os declives ( $P \leq 0,05$ ), com excepção da comparação  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6%, para a variável FC. Na velocidade não se verificaram diferenças na condição  $M_N$  0% vs  $M_N$  6%, para a variável velocidade. O  $VO_2$ , FC e DE apresentaram aumentos significativos ( $P \leq 0,01$ ) para declives mais elevados, na mesma condição de exercício ( $M_N$  ou  $M_{TR}$ ). A

velocidade não sofreu alteração do declive 0% vs 6%, e diminuiu do declive 0% vs 14% e 6% vs 14%, respectivamente para  $P \leq 0,05$  e  $P \leq 0,01$ . O DE apresentou um comportamento similar ao do  $VO_2$ , com diferenças na maioria das comparações, para  $P \leq 0,01$ , com excepção da comparação  $M_N$  6% vs  $M_{TR}$  6% em que a diferença foi significativa para  $P \leq 0,05$ .

No estudo 2 foi efectuada uma comparação das variáveis medidas na marcha em percurso na natureza em várias condições de exercício. Verificaram-se diferenças estatisticamente significativas ( $P \leq 0,05$ ) na maioria das comparações entre situações de exercício ( $M_{SBSC}$ ;  $M_{CBSC}$ ;  $M_{SBCC}$ ;  $M_{CBCC}$ ) no  $VO_2$ , DE e FC. Verificou-se excepção nas variáveis  $VO_2$  e DE para a comparação  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . Na marcha com carga adicional também não se verificaram diferenças na FC, com o uso de bastões. Na percepção subjectiva de esforço (PSE) apenas não se encontraram diferenças nas comparações  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  e  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$ . Na velocidade verificou-se uma diminuição da velocidade na comparação  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  (para  $P \leq 0,05$ ).

De seguida, é discutida a metodologia usada para determinação do dispêndio energético com base na medição do consumo de oxigénio, bem como os resultados dos estudos 1 e 2.

## Discussão da metodologia

O consumo de  $O_2$  tem sido reportado em termos da taxa de  $O_2$  relativizado para a massa corporal, ou, do custo de  $O_2$  ou do volume de  $O_2$  relativizado para uma determinada distância ou tempo. No entanto são vários os estudos que não identificam a utilização da relativização do consumo de  $O_2$  durante a realização de marcha, quer pelo consumo total de  $O_2$  relativo à massa corporal quer pelo incremento do consumo de  $O_2$ , acima dos valores de repouso, relativo à massa corporal (Bowen *et al.*, 1998; Baker *et al.*, 2001; Ralston, 1976; Rose *et al.*, 1994; Waters *et al.*, 1983a; Waters *et al.*, 1983b). Segundo alguns autores (Baker *et al.*, 2001; Ralston, 1958, Rose *et al.*, 1994) a medição do  $VO_2$  apresenta uma considerável variabilidade intra-sujeito no que respeita à velocidade da marcha e à estatura dos sujeitos, particularmente quando usada para com fins de investigação clínica, ortopédica e terapêutica. O  $VO_2$  é relacionado com a massa corporal de forma quase universal pela maioria dos autores (ACSM, 2005; Ainslie *et al.*, 2002a; Ainslie *et al.*, 2002b; Ardigó *et al.*, 2003; Chaloupka, *et al.*, 1997; Censi *et al.*, 1998; Duggan e Haisman, 1992; Falola *et al.*, 2000; Hall *et al.*, 2004). No entanto, alguns estudos reportam evidências de que tal facto não justifica todas as diferenças atribuídas à massa corporal dos indivíduos (Bowen *et al.*, 1998; Baker *et al.*, 2001; Ralston, 1976; Ralston, 1958; Rose *et al.*, 1994; Waters *et al.*, 1983a).

O propósito do presente estudo foi determinar o DE da marcha em diferentes condições de exercício e não a dimensão do efeito velocidade,

distância ou estatura na economia da marcha nas referidas condições. Acresce ainda que a velocidade foi auto-seleccionada pelos sujeitos, apresentando-se assim como a velocidade mais confortável para a condições de exercício (Murtagh *et al.*, 2002; Morris *et al.*, 1980; Spelman *et al.*, 1993) o que nem que nem sempre representa a velocidade mais económica (Alexander, 2002; DeVries e Housh, 1994; Foster *et al.*, 1993; Sparrow *et al.*, 2000;).

No presente estudo, e em acordo com a vasta maioria de estudos realizados até ao presente (Amorim e Gomes, 2003; Ardigo *et al.*, 2003; Ainslie *et al.*, 2002; Falola *et al.*, 2000; Hall *et al.*, 2004; Jones e Poole, 2005; O'Dwyer e Neilson, 2000; Sparrow *et al.*, 2000), o DE foi calculado, de forma convencional, com base no  $VO_2$  por quilograma de massa corporal.

## **Discussão dos resultados**

### **Estudo 1**

O estudo 1 teve como objectivos comparar o DE na marcha em percurso na natureza em três declives (0%, 6% e 14%) e comparar o DE da marcha em percurso na natureza e em tapete rolante para três declives (0%, 6% e 14%).

Após análise das curvas dos valores minuto do  $\text{VO}_2$  verificou-se que as mesmas se apresentavam mono exponencial no seu início o que corresponde à fase I da cinética do  $\text{VO}_2$  (ver figuras 2, 3 e 4 que apresentam os valores das médias minuto do consumo de oxigénio, da totalidade dos sujeitos, na marcha em tapete rolante e na natureza para os declives 0%, 6% e 14%). Verificou-se ainda que ocorria estabilização do  $\text{VO}_2$ , condição base para a utilização destes valores como indicador do DE. Relativamente às variações expressas no final das curvas as mesmas poderão estar associadas à variação do tempo de execução dos percursos por cada sujeito, uma vez que a velocidade foi auto-seleccionada.

#### Velocidade de marcha

No presente estudo os sujeitos escolheram velocidades médias superiores ( $1,64 \pm 0,16 \text{ m.s}^{-1}$  no declive 0%;  $1,59 \pm 0,14 \text{ m.s}^{-1}$  no declive 6%;  $1,49 \pm 0,13 \text{ m.s}^{-1}$  no declive 14%) às indicadas como energeticamente mais económicas, o que poderia corroborar os resultados de Bertram e Ruína (2001), Falola *et al.* (2000) e DeVoe *et al.* (1998), os quais afirmam que nem sempre a velocidade auto-seleccionada pelos sujeitos é a mais económica. Todavia, uma vez que no presente estudo os sujeitos não foram avaliados para a mesma condição de exercício em várias velocidades, os nossos resultados não nos permitem concluir se efectivamente a velocidade auto-seleccionada foi a mais económica ou não.

São vários os autores que referem que, para a maioria dos sujeitos, a velocidade de marcha auto-seleccionada é a mais económica e situa-se aproximadamente entre 1,1 e 1,4 m.s<sup>-1</sup> (Alexander, 2002; Alexander, 2002; Carey e Crompton, 2005; Hall *et al.*, 2004; Maletesta *et al.*, 2003; Mastroianni *et al.*, 2003; McCann e Adams, 2002;). Durante a realização de percursos pedestres os sujeitos tipicamente seleccionam a sua velocidade, a qual, para a maioria dos sujeitos, apresenta-se como a mais eficiente (Zarrugh *et al.*, 1974).

A velocidade média auto-seleccionada, no presente estudo, no percurso com 0% de declive apresentou valores de 17% a 49% superiores à da velocidade referida como mais económica (1,1 a 1,4 m.s<sup>-1</sup>), não se tendo verificado que com o aumento do declive a velocidade preferida se apresentasse superior à mais económica em cerca de 30%, de acordo com o reportado por Minetti *et al.* (2003). Embora não seja possível inferir conclusões da comparação dos resultados encontrados no presente estudo com os de Wild *et al.* (1997) e Wirtz e Ries (1992), eles apresentam, no entanto, uma semelhança com as velocidades de marcha registadas pelos autores de, respectivamente, 1,4 a 1,6 m.s<sup>-1</sup> e 1,5 m.s<sup>-1</sup>. Nestes dois estudos, em que foram estudados adultos idosos e jovens a caminhar em superfícies rígidas e nas ruas de cidades, os autores observaram uma relação entre a dimensão da cidade e a velocidade auto-seleccionada de marcha; ou seja, quanto maior a cidade maior a velocidade utilizada pelas pessoas durante as suas caminhadas. Também Silva *et al.* (2003) reporta velocidades auto-seleccionadas de 1,3 a 1,9 m.s<sup>-1</sup>, embora medidas em tapete rolante. Outros autores como Baker *et al.* (2001) encontraram valores médios da marcha a

velocidade auto-seleccionada num determinado trajecto plano de 20 metros realizado em laboratório de  $1,37 \pm 0,25 \text{ m.s}^{-1}$ , embora o reduzido espaço e distância possam ter condicionado a velocidade de marcha.

Na presente investigação, as indicações fornecidas aos sujeitos no início da realização de cada percurso relativamente à velocidade foi a de que deveriam seleccionar uma velocidade confortável de marcha para a realização de um percurso pedestre de pequena rota (PR). Julga-se poder afirmar que a velocidade adoptada corresponde à economicamente confortável para a realização de um percurso pedestre de PR.

Embora Bobbert (1960) e Margaria (1938) afirmam que a velocidade óptima da marcha para declives superiores a 10% seja  $1,0 \text{ m.s}^{-1}$ , no presente estudo, para os declives de 6% e 14%, verificou-se que as velocidades auto-seleccionadas eram superiores à indicada pelos autores.

#### Comparação tapete rolante vs natureza

Os resultados encontrados no presente estudo indicam que a marcha realizada em tapete rolante apresenta um DE,  $\text{VO}_2$  e FC, mais elevados que quando realizada em percurso na natureza. O estudo de Church *et al.* (2002), embora não comparando declives, apresenta resultados da marcha em terreno, no declive de 0%, para o  $\text{VO}_2$ , DE e FC de, respectivamente,  $12,8 \pm 1,8 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ,  $5,7 \pm 1,3 \text{ kcal.min}^{-1}$  e de  $101,6 \pm 12,0 \text{ bat.min}^{-1}$ . No presente

estudo o  $\text{VO}_2$ , DE e FC apresentaram, valores similares aos do estudo de Church *et al.* (2002), para velocidades auto-seleccionadas.

Estes resultados diferem dos encontrados por Pearce *et al.* (1983) que verificaram diferenças significativas no  $\text{VO}_2$  da marcha em tapete rolante vs em superfície rígida (respectivamente, 10,58 e 11,04  $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ). No entanto estes resultados foram encontrados com sujeitos com idades dos 55 aos 66 anos enquanto que no presente estudo analisámos a resposta de sujeitos adultos jovens. Murray *et al.* (1985), embora não tendo medido o DE, não encontraram diferenças cinemáticas entre a marcha no tapete rolante em superfície rígida, no entanto a actividade electromiográfica foi superior no tapete rolante e a FC foi significativamente mais elevada no tapete rolante. Alguns autores (Morgan *et al.*, 1989; Morgan *et al.*, 1991) referem que existe uma variabilidade intra-sujeitos no DE durante a marcha no tapete rolante. Todavia, os mesmos autores sugerem que essa variabilidade pode ser reduzida quando ocorre habituação ao tipo de marcha em causa. Contrariamente, Bertram e Ruína (2001) afirmam que a marcha em tapete rolante mímica os constrangimentos naturais da marcha, apresentando-se como alternativa de replicação para extrapolação de dados do meio laboratorial para o meio natural. Vários autores (Elliott e Blanksby, 1976; Frishberg, 1983; Murray *et al.*, 1985; Nelson *et al.*, 1972; Pugh, 1970) afirmam que não existe uma evidência, ao nível do  $\text{VO}_2$ , para que possa afirmar que os valores do consumo são mais elevados ou mais baixos no tapete rolante vs terreno. Num

estudo comparativo da marcha em tapete rolante e em superfície rígida, Murray *et al.* (1985), reportam que no tapete rolante os sujeitos tendem a utilizar uma cadência mais elevada e um comprimento de passada mais curto. O mesmo estudo refere valores médios da FC e da actividade electromiográfica mais elevados na marcha em tapete rolante do que na superfície rígida. Estes aspectos podem eventualmente justificar os valores mais elevados encontrados no presente estudo.

#### Efeito do declive

O aumento do DE, com o incremento do declive foi descrito anteriormente. Na verdade, Sagiv *et al.* (2000) encontraram diferenças significativas no DE durante a marcha em tapete rolante realizada a  $1,39 \text{ m.s}^{-1}$  em declives de 0%, 5% e 15%, transportando uma carga adicional de 35 kg. Também Alexander (2002) confirmam o mesmo efeito do declive no DE. Também no nosso estudo verificámos que o DE aumentou progressivamente com os acréscimos de declive. Este fenómeno verificou-se quer na marcha em tapete rolante quer na natureza. Todavia, na marcha em tapete rolante observámos uma maior variabilidade inter-sujeito comparativamente com a marcha na natureza.

Johnson *et al.* (2002) encontraram valores de  $\text{VO}_2$  na marcha em tapete rolante à velocidade constante de  $1,11 \text{ m.s}^{-1}$ , de  $10,79 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ,

15,05 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> e 20,59 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> para declives de, respectivamente, 0%, 5% e 15%. No presente trabalho os valores medidos foram, para os declives de 0%, 6% e 14%, de respectivamente, 21,91 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>, 32,36 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> e 44,58 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup>, para uma velocidades auto-seleccionadas de respectivamente, 1,64 m.s<sup>-1</sup>, 1,59 m.s<sup>-1</sup> e 1,49 m.s<sup>-1</sup>. As velocidades de marcha mais elevadas que os sujeitos do presente estudo apresentaram, comparativamente com o estudo de Johnson *et al.* (2002), podem explicar os valores de VO<sub>2</sub> mais elevados. Os sujeitos estudados por estes autores eram também adultos jovens do género masculino (idades compreendidas entre 18 e 35 anos). Logo, não é provável que as diferenças no VO<sub>2</sub> sejam devidas a diferenças nas características da amostra.

Na situação de declive intermédio (6% no nosso estudo e 5% no de Johnson *et al.*, 2002), a diferença poderia também resultar da diferença no declive. Todavia, tendo em consideração a magnitude das diferenças no VO<sub>2</sub>, não nos parece que essa diferença de 1% no declive possa justificar a mesma. Além disso, no declive mais elevado (14% no nosso estudo contra 15% no estudo de Johnson *et al.*, 2002), não obstante um menor declive, os valores de VO<sub>2</sub> dos sujeitos no nosso estudo foram superiores.

Os valores de VO<sub>2</sub> que encontrámos são também superiores aos descritos por Gottschall e Kram (2003). Estes autores relatam valores médios de VO<sub>2</sub> de 7,4 ± 0,7 ml.kg<sup>-1</sup>.min<sup>-1</sup> na marcha em tapete rolante para uma velocidade de 1,25 m.s<sup>-1</sup>. Assim, também estes resultados podem sugerir que a velocidade de marcha parece ser o principal factor na origem de diferenças

no VO<sub>2</sub> entre diferentes estudos. Todavia, a amostra usada naquele estudo continha adultos jovens de ambos os géneros (idade média de 27,4 ± 5,1 anos), contrariamente ao que sucedeu no presente estudo.

O estudo que encontrámos na literatura com maior semelhança metodológica com o presente estudo foi o de Johnson *et al.* (2002). Assim, analisámos comparativamente os acréscimos percentuais no VO<sub>2</sub> em função de acréscimos no declive observados naquele estudo e no nosso.

Quando o declive aumentou de 0% para 5% (Johnson *et al.*, 2002) ou 6% (presente estudo), os acréscimos no VO<sub>2</sub> foram 39,5% e 47,7%, respectivamente. Uma possível explicação para o maior acréscimo observado no nosso estudo seria o facto da diferença de declives ser também superior. Todavia, quando analisamos os acréscimos entre o declive de 0% e o declive mais elevado (14% no presente estudo e 15% no estudo de Johnson *et al.*, 2002), a diferença continuou a ser mais elevada no nosso estudo (103,5% vs 90,8%). Assim, uma vez que nesta comparação o acréscimo de declive foi menor no nosso estudo e o acréscimo no VO<sub>2</sub> foi mais elevado, a explicação referida anteriormente não parece ser suportada pelos resultados. Quando analisado o efeito de alteração do declive de 5% para 15% (Johnson *et al.*, 2002) ou de 6% para 14% (presente estudo) verificamos que os acréscimos no VO<sub>2</sub> foram semelhantes nos dois estudos (37,8% no presente estudo e 36,8% no estudo de Johnson *et al.*, 2002).

## Estudo 2

O estudo 2 teve como objectivo investigar o efeito do uso de bastões e/ou de carga adicional no DE e na PSE na marcha em percurso plano na natureza.

Após análise das curvas dos valores minuto do  $\text{VO}_2$  verificou-se que as mesmas se apresentavam mono exponenciais no seu início. A exemplo do estudo 1 a estabilização do  $\text{VO}_2$  era uma condição base para a utilização do deste indicador como quantificador do DE durante o exercício (ver figura 5). Uma vez que as velocidades foram auto-seleccionadas, os tempos de realização foram diferentes, pelo que as variações expressas no final das curvas poderão estar associadas à variação do tempo de execução do percurso nas diferentes condições por cada sujeito.

### Efeito do transporte de carga adicional

Nos trabalhos de Myo-Thien *et al.* (1985) e Falola *et al.* (1999), na marcha com cargas adicionais inferiores a 20kg, os autores afirmam que velocidades de 0,97 a 1,13  $\text{m.s}^{-1}$  se revelaram como energeticamente óptimas. No presente estudo a velocidade média registada da  $M_{\text{SBCC}}$  foi mais elevada ( $1,60 \pm 0,21 \text{ m.s}^{-1}$ ) do que nos estudos anteriormente citados, não apresentando no entanto diferenças significativas relativamente à velocidade da condição de  $M_{\text{SBSC}}$ . Tal facto é justificado por Bastien *et al.* (2005) e

Heglund *et al.* (1995) quando sugerem que a velocidade na qual a eficiência da marcha é máxima é a mesma com ou sem carga, ou seja, a velocidade ótima na  $M_{SBSC}$  mantém uma relação com a velocidade da  $M_{SBCC}$ . Também Martin e Nelson (1986) justificam a não verificação de diferenças na velocidade da  $M_{SBSC}$  vs  $M_{SBCC}$  devido aos factores biomecânicos da marcha (comprimento de passada e frequência) não se alterarem significativamente até cargas de 40kg.

Segundo Falola *et al.* (2000), o transporte da carga adicional influencia o DE da marcha mas não influencia a velocidade ótima de estabilidade da marcha, pois os sujeitos quando transportam uma carga adicional não adoptam uma velocidade que minimize os custos fisiológicos.

Assim no presente estudo, justifica-se o facto de, apesar de se ter registado um aumento significativo do DE na situação de  $M_{SBSC}$  vs  $M_{SBCC}$ , a velocidade não tenha sofrido alterações significativas. Bastien *et al.* (2005), Bertram e Ruína (2001), Falola *et al.* (2000) e DeVoe *et al.* (1998), concordam que nem sempre os sujeitos seleccionam velocidades economicamente óptimas. Apesar da velocidade média medida no presente estudo ter sido mais elevada do que a referida noutros estudos (DeVoe, 2001; De Voe, 2000; Falola *et al.*, 2000), o DE medido apresentou estabilização no  $VO_2$  com um quociente respiratório inferior ou igual a 1, o que permite supor que o exercício poderia ser mantido em durações mais longas.

A carga utilizada no nosso estudo foi de 25% da massa corporal, verificando-se que, apesar da velocidade média da  $M_{SBCC}$  ter sido superior à velocidade média ( $1,40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) reportada no estudo de Bastien *et al.* (2005), os

resultados dos dois estudos estão em consonância. Essa consonância parece reforçar a premissa, apontadas por vários autores (Abe *et al.*, 2004; Bastien *et al.*, 2005; Gordan *et al.*, 1983; Hughes e Goldman, 1970) de que para marchas de longa distância e para velocidade economicamente confortáveis (auto-seleccionadas), cargas até aproximadamente  $\frac{1}{4}$  da massa corporal parecem apropriadas.

A velocidade medida no presente estudo ( $1,60 \pm 0,21 \text{ m.s}^{-1}$ ) corresponde, para os valores de carga a transportar, às afirmações de Bastien *et al.* (2005) e Hughes e Goldman (1970), de que para velocidades de 1,4 a 1,7  $\text{m.s}^{-1}$  a carga óptima é de 15 a 40% da massa corporal, apresentando-se a carga de 25% como a comumente adoptada pelos pedestrianistas (Gordan *et al.*, 1983).

Na  $M_{\text{SBCC}}$  a velocidade auto-seleccionada diminui de forma linear com o aumento da carga a transportar (Hughes e Goldman, 1970; Knapik *et al.*, 1993; Myles e Saunders, 1979), mas no entanto depende de vários factores, tais como a carga a transportar, o nível de aptidão cardiorespiratória, a distância a percorrer e o uso de bastões (DeVoe *et al.*, 1998; Knapik *et al.*, 1996). No presente estudo verificou-se que a utilização de bastões não provocava alterações significativas na velocidade, embora existisse uma tendência de aumento das médias da velocidade na condição de  $M_{\text{CBCC}}$  relativamente à condição  $M_{\text{SBCC}}$ . Estes resultados estão em consonância com estudos os estudos de Willson *et al.* (2001) e Knight e Caldwell (2000) que

apontam um aumento da velocidade com o uso de bastões. No entanto estes autores afirmam que os efeitos dos bastões nos padrões de marcha se verificam de forma mais regular em sujeitos familiarizados com o seu uso. É também referido por estes autores que o aumento de velocidade é conseguido através do aumento do comprimento de passada, o que eventualmente poderá não ter acontecido devido a irregularidades no piso.

É consensual para a vasta maioria de estudos sobre o DE da marcha em situação laboratorial (Ardigo *et al.* 2003; Hall *et al.*, 2004; Minetti *et al.*, 2003; Minetti *et al.*, 2002; Sagiv *et al.*, 2000; Sklar *et al.*, 2003), de que o DE varia fundamentalmente em função da velocidade. Os resultados do presente estudo mostram o efeito do transporte de carga adicional, representando 25% da massa corporal dos sujeitos, na marcha em percurso na natureza a velocidade auto-seleccionada. Os resultados diferenciam os efeitos do transporte de uma carga adicional com e sem o uso de bastões tentando ilustrar o efeito da carga e do uso de bastões no DE.

Assim os resultados encontrados no presente estudo apresentam aumentos significativos do  $VO_2$ , DE, FC e PSE na  $M_{SBSC}$  vs  $M_{SBCC}$ , corroborando a afirmação de Bastien *et al.* (2005) de que o transporte de uma carga durante a marcha apresenta um DE mais elevado para todas as velocidades do que sem carga. Estes resultados são consistentes com os de Abe *et al.* (2004) e de Keren *et al.* (1981) que afirmam existir um aumento significativo do DE da marcha com o transporte de carga adicional.

Os dados do  $VO_2$ , FC e PSE do presente estudo na condição de  $M_{SBSC}$  vs  $M_{SBCC}$  (respectivamente,  $15,34 \pm 2,20$  vs  $19,39 \pm 4,13$   $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ ;  $96,07 \pm 11,39$  vs  $111,72 \pm 13,89$   $bat.min^{-1}$ ;  $2,65 \pm 0,99$  vs  $5,45 \pm 1,32$ ) com uma carga adicional média de  $19,43 \pm 2,85$ kg, são inferiores, aos verificados por Bhambhani e Maikala (2000), que observaram na marcha em tapete rolante, a velocidades auto-seleccionadas e para uma carga adicional de 20kg, valores de  $VO_2$  de  $13,4 \pm 2,1$  vs  $22,8 \pm 3,0$   $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ , FC de  $91 \pm 7$  vs  $125 \pm 13$   $bat.min^{-1}$ , e PSE de  $7,1 \pm 1,2$  vs  $12,8 \pm 1,3$  (escala original de Borg de 6-20 pontos). O aumento percentual de  $VO_2$ , FC, e de PSE, da condição de  $M_{SBSC}$  vs  $M_{SBCC}$  foi para os dois estudos, presente investigação e Bhambhani e Maikala (2000), de respectivamente: 16,9% vs 42% para o  $VO_2$ ; 12,5% vs 27,2% para a FC; e 50% vs 44,5% para a PSE. Estes resultados sugerem que na situação de tapete rolante se verifica um aumento superior das variáveis  $VO_2$  e FC com o transporte de carga, do que na marcha na natureza, não obstante uma menor velocidade média ( $1,15$   $m.s^{-1}$ ). No entanto Bhambhani *et al.* (1997) afirmam que existem alterações no padrão da marcha com transporte e carga adicional em tapete rolante, o que pode justificar valores diferentes dos registados na marcha na natureza.

Também os resultados relatados por DeVoe (2001) que registou valores de DE de  $7,1 \pm 1,7$   $kcal.min^{-1}$  e  $6,8 \pm 2,2$   $kcal.min^{-1}$  e de FC de  $111 \pm 10$   $bat.min^{-1}$  e  $109 \pm 14$   $bat.min^{-1}$ , em dois percursos planos de montanha de, respectivamente, 26,0 km e 22,4 km na marcha com carga (~25% da massa

corporal) e, estão em consonância com os do presente estudo (DE  $7,37 \pm 1,96$  kcal.min<sup>-1</sup>; FC  $111,272 \pm 13,89$  bat.min<sup>-1</sup>). A FC média, nos dois percursos do estudo de Devoe (2001) correspondeu a aproximadamente 59% da FC<sub>max</sub> predita o que corresponde às intensidades registadas no presente estudo (53,3% da FC<sub>max</sub> predita).

Apesar da distância do percurso utilizado no presente estudo ter 821 m e de o estudo de Myles *et al.* (1979) ter utilizado uma distância 204 km numa excursão de seis dias, os resultados relatados na M<sub>SBCC</sub> são similares quanto ao DE (presente estudo  $7,37 / 466$  kcal.h<sup>-1</sup>; estudo de Myles *et al.*, 1979,  $447$  kcal.h<sup>-1</sup>). Com base nos resultados do estudo de Myles, Eclache e Beaury (1979) pode-se afirmar que a distância do percurso da presente investigação foi adequada para estudar os efeitos do DE na M<sub>SBCC</sub>, uma vez que as condições de carga e velocidade foram idênticas.

#### Efeito da utilização de bastões

Alguns estudos referem um aumento da velocidade da marcha com o uso de bastões (Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995; Willson *et al.*, 2001). No estudo de Willson *et al.* (2001), verificou-se um aumento significativo da velocidade da condição de M<sub>SBSC</sub> para M<sub>CBSC</sub> (respectivamente,  $1,48 \pm 0,18$  m.s<sup>-1</sup> vs  $1,59 \pm 0,20$  m.s<sup>-1</sup>), correspondendo o aumento a 3,6%. Contrariamente, na presente investigação verificou-se uma diminuição da velocidade na comparação M<sub>SBSC</sub> vs M<sub>CBSC</sub>, de respectivamente,  $1,60 \pm 0,18$  m.s<sup>-1</sup> para  $1,55 \pm 0,20$  m.s<sup>-1</sup>. Também no estudo realizado por Church *et al.*

(2002), os resultados obtidos mostraram não existir diferenças significativas nas médias do tempo de realização de um percurso de 1600m na marcha com e sem bastões (respectivamente,  $1,026 \pm 78$  s vs  $1.009 \pm 75$  s). Os valores da velocidade média da  $M_{CBSC}$  foram no estudo de Church *et al.* (2002) similares ao da presente investigação, respectivamente,  $1,55 \pm 0,26$  m.s<sup>-1</sup> e  $1,55 \pm 0,20$  m.s<sup>-1</sup>. Os sujeitos analisados no presente estudo cumpriram um período de familiarização do uso dos bastões durante a marcha, antes da realização das sessões experimentais. Todavia, a diminuição verificada na velocidade com o uso dos bastões pode sugerir que essa familiarização não foi suficiente para que os sujeitos aproveitassem o sugerido efeito facilitador dos bastões. A inexperiência dos sujeitos pode, assim, ter contribuído para a diminuição da velocidade verificada com a utilização de bastões. Estes dados são reforçados por Jacobson *et al.* (2005) os quais afirmam a utilização de bastões em sujeitos não experientes pode conduzir a uma diminuição da velocidade de marcha.

No estudo comparativo das variáveis  $VO_2$ , FC, DE e PSE de forma a determinar a influência da utilização de bastões na marcha em percurso natural plano, não foram identificadas diferenças de médias no  $VO_2$  e no DE, na situação de  $M_{SBSC}$  versus  $M_{CBSC}$  (respectivamente,  $15,34 \pm 2,20$  vs  $16,26 \pm 2,50$  ml.kg.min<sup>-1</sup> para o  $VO_2$  e  $5,74 \pm 1,24$  vs  $6,11 \pm 1,45$  kcal.min<sup>-1</sup> para o DE). Este resultado expressa que não houve influência da utilização de bastões durante a marcha, no  $VO_2$  e no DE. Estes resultados corroboram os de Jacobson *et al.* (2000) e Knight e Caldwell (2000), que no entanto não estão

em concordância com os encontrados por Church *et al.* (2002), os quais referem aumentos do  $VO_2$ , DE e FC, na situação de  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$  de, respectivamente,  $12.8 \pm 1.8 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$  vs  $15.5 \pm 3.4 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ,  $5,7 \pm 1,3 \text{ Kcal.min}^{-1}$  vs  $6,9 \pm 1,8 \text{ Kcal.min}^{-1}$  e  $101,6 \pm 12,0 \text{ bat.min}^{-1}$  vs  $109,8 \pm 14,7 \text{ bat.min}^{-1}$ . Em ambos os estudos de Church *et al.* (2002) e de Porcari *et al.* (1997), verificou-se que tanto as mulheres como os homens aumentaram o  $VO_2$ , FC e o DE aquando da marcha com bastões.

Embora alguns estudos (Church *et al.*, 2002; Knight e Caldwell 2000; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995) revelem que o uso de bastões na marcha apresenta um aumento da FC, do  $VO_2$ , e do DE, também neste tema os estudos não apresentam consonância de resultados. Para Jacobson *et al.* (2000), o uso de bastões na marcha em tapete rolante com declives positivos até 25% não provoca aumentos significativos na FC,  $VO_2$ , e no DE. Estes resultados são corroborados por outro estudo mais recente, dos autores Deaton *et al.* (2004), que afirmam não existirem alterações do DE na situação de  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ . O facto do DE não ter apresentado diferenças significativas pode ser interpretado através dos resultados dos estudos de Sparrow e Irizarry-Lopez (1987), Holt *et al.* (1995) e O'Dwyer e Neilson (2000), os quais indicam que a eficiência mecânica aumentou com a prática do uso de bastões, verificando-se uma tendência para adoptar frequências de movimento que apresentam menor DE. Para Butts *et al.* (1995) as grandes diferenças no DE durante a marcha com o aumento da participação dos braços, ocorrem a velocidades mais baixas ( $<1,4 \text{ m.s}^{-1}$ ), sendo que com o aumento da velocidade as diferenças reduzem-se. Analogamente, Porcari *et al.* (1997) afirmam que as

grandes diferenças no DE, entre as condições de marcha com e sem bastão, verifica-se a velocidades mais baixas.

Para Jacobson *et al.* (2005), a utilização de bastões em declives de 0% não provoca transferência de forças dos membros inferiores para os superiores, o que poderá justificar a não alteração do DE na  $M_{CBSC}$ . Ainda segundo estes autores, a curta duração dos períodos de exercício nalguns estudos poderá também justificar a não existência de diferenças significativas. Em situações normais de pedestrianismo as marchas têm durações de várias horas e a fadiga torna-se um factor relevante, levando a que a utilização dos bastões seja maior, e mais efectiva, de forma a reduzir o esforço ao nível dos membros inferiores

A magnitude percentual do incremento do  $VO_2$  e do DE no presente estudo, com a utilização de bastões foi de, respectivamente, 6,7% e 7,2%, enquanto os estudos de Church *et al.* (2002), Rodgers *et al.* (1995) e Porcari *et al.* (1997), apresentaram valores de incremento mais elevados. Aqueles autores referem acréscimos no  $VO_2$  de 17,4%, 12% e 23% respectivamente para  $M_{CBSC}$ . Em alguns estudos que reportam aumentos do DE com o uso de bastões a velocidade de marcha foi elevada (Rodgers *et al.*, 1995) e a amplitude do movimento dos braços foi acentuada (Auble *et al.*, 1987; Jacobson *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995) porquanto o objectivo era aumentar o gasto calórico de forma a melhorar o nível de aptidão física. Segundo Schwartz e Robertson (1987) é provável que a utilização dos bastões

com grandes amplitudes nos movimentos dos braços possa induzir aumentos do DE. Também Porcari *et al.* (1997) sugere a hipótese do aumento da FC,  $VO_2$  e do DE, ocorrer na caminhada com bastões devido a um aumento da utilização de grupos musculares superiores do tronco e da maior amplitude dos braços. Ainda para estes autores a marcha a velocidades mais baixas permitem uma utilização mais eficaz dos bastões.

Assim é possível que o aumento do DE que resulta do uso de bastões seja consequência da transferência de carga e do uso dos membros superiores. Se a utilização dos bastões é realizada de forma menos exigente poderá, eventualmente, essa utilização repercutir-se apenas na elevação da FC, tal como se verificou neste estudo. Assim no presente estudo, foi encontrada na FC, uma diferença significativa com a utilização dos bastões, correspondendo a um aumento de 5,1%. O maior número de grupos musculares em actividade com o uso de bastões pode ter contribuído para a elevação da FC sem no entanto provocar aumento do  $VO_2$ .

Alguns autores (Jacobson *et al.*, 2005; Sklar, DeVoe e Gotshall, 2003) têm sugerido que, o facto de existirem estudos (Jacobson, Wright e Dugan, 2000; Knight e Caldwell, 2000) que não encontraram diferenças significativas no DE e outros estudos (Jacobson *et al.*, 2000; Jacobson e Wright, 1998) que verificaram diferenças, é resultado das variações e diferenças de protocolos de investigação.

No presente estudo a PSE apresentou valores médios de  $2,65 \pm 0,99$  e de  $2,95 \pm 1,28$  para a  $M_{SBSC}$  e  $M_{CBSC}$ , não se revelando significativa a diferença entre médias das duas variáveis. Verificou-se no entanto uma tendência, estatisticamente não significativa, de aumento da PSE com o uso de bastões, resultados que são também referidos por Porcari *et al.* (1997) e Butts *et al.* (1995).

Os valores da PSE reportados são consistentes com os valores encontrados por Spelman *et al.* (1993) e Porcari *et al.* (1997), de respectivamente,  $10,9 \pm 1,7$  e  $11,7 \pm 1,94$  da escala original de Borg de 6-20 pontos, mas são contrários aos resultados encontrados por Sklar *et al.* (2003), os quais afirmam que a PSE diminui com o uso de bastões. Neste estudo (Sklar *et al.*, 2003) o uso de bastões em terreno com declive pode ter provocado uma diminuição da percepção de esforço, que tem sido consistente com outros estudos (Jacobson e Wright, 1998) realizados com marcha em declive.

Também Church *et al.* (2002) e Rodgers *et al.* (1995) reportam a não existência de alterações na PSE na  $M_{CBSC}$  vs  $M_{SBSC}$ . Um outro estudo (Graves *et al.*, 1988), similarmente, não encontrou diferenças na PSE, apesar de os valores da FC e do  $VO_2$  apresentarem diferenças significativas.

Contrariamente os resultados encontrados por Porcari *et al.* (1997) referem que tanto os homens como as mulheres apresentaram uma diminuição significativa da PSE quando realizaram a marcha com bastões. A diversidade de resultados dos estudos realizados pode ser interpretada pelo facto de,

embora a PSE ser um instrumento válido para a medição do esforço em terreno natural, poder ser significativamente afectada por exigências perceptuais, cognitivas e físicas das tarefas e do envolvimento (Crowell *et al.*, 1999; Kanpik *et al.*, 1991; Mastroianni *et al.*, 2003; Soule *et al.*, 1978; Seifert *et al.*, 1997).

No nosso estudo, a tendência verificada no aumento dos valores médios da PSE da  $M_{SBSC}$  vs  $M_{CBSC}$ , poderá ser resultado do facto de os sujeitos não apresentarem hábitos regulares do uso de bastões, embora tenham tido um período de treino do uso dos mesmos. Para alguns autores (Jacobson *et al.*, 2000) o uso de bastões por sujeitos que não os utilizam regularmente pode apresentar uma percepção subjectiva de esforço mais elevada. Outro factor explicativo da tendência de aumento dos valores médios da PSE verificado no presente estudo é a afirmação de Alexander (2002) de que os bastões podem provocar uma marcha mais enérgica através do aumento da amplitude do movimento dos braços. No entanto existiu, no nosso estudo, o rigor metodológico de durante o período de experimentação, analisar se o movimento dos braços realizado pelos sujeitos era adequado.

Um outro aspecto especulativo, referido por DeVoe (2001), é o facto de a maioria dos estudos, que reportam diminuição da PSE com o uso de bastões, na  $M_{CBSC}$ , terem sido realizados em condições laboratoriais (Jacobson *et al.*, 2000; Knight e Caldwell, 2000; Porcari *et al.*, 1997; Rodgers *et al.*, 1995), o que pode sugerir que na situação de tapete rolante os bastões podem

contribuir para uma maior estabilidade da marcha (Jacobson *et al.*, 1997) diminuindo a sensação de esforço.

#### Efeito combinado do transporte de Carga adicional e utilização de Bastões

Alguns autores afirmam que com a prática de marcha com bastões, em indivíduos que não utilizam com regularidade os mesmos, poderá ocorrer uma diminuição do DE (Durand *et al.*, 1994; Sparrow e Irizarry-Lopez, 1987; Sparrow e Newell, 1994). Ainda segundo Willson *et al.* (2001) e Knight e Caldwell (2000) os bastões permitem que os sujeitos adotem uma postura de marcha mais próxima do habitual melhorando a eficiência mecânica e reduzindo o DE. Estas afirmações podem justificar os resultados encontrados por Deaton *et al.* (2004), que estudaram a  $M_{CBCC}$  versus  $M_{SBCC}$ , não tendo verificado diferenças significativas no DE (5,86 vs 6,31 Kcal.min<sup>-1</sup>), no entanto a FC (113,0 vs 120,7 bat.min<sup>-1</sup>) foi significativamente superior na situação de sem bastão. Estes resultados diferem dos encontrados no presente estudo para o DE na situação de  $M_{SBCC}$  versus  $M_{CBCC}$  (7,37 ± 1,96 vs 8,06 ± 2,19 kcal.min<sup>-1</sup>), os quais revelaram diferenças significativas. No entanto na FC, apesar de se verificar uma tendência de aumento dos valores médios da situação de  $M_{SBCC}$  vs  $M_{CBCC}$  (111,72 ± 13,89 vs 117,00 ± 17,69 bat.min<sup>-1</sup>), a diferença de médias não foi significativa. Estes resultados da FC diferem dos de Jacobson e Wright (1998) que num grupo de jovens (média = 19,3 anos), que transportavam cargas de 15 kg, verificaram resultados inconclusivos do efeito do uso de bastões.

Embora no presente estudo o percurso utilizado tenha um declive de 0%, é interessante verificar as respostas fisiológicas relatadas no estudo de Towne *et al.* (1997), revelam que o aumento do declive provoca um aumento médio relativo de 7% da  $FC_{máx}$  e de 14% do  $VO_{2máx}$  para as mulheres, e de 13% da  $FC_{máx}$  e 21% do  $VO_{2máx}$  para os homens, na  $M_{SBCC}$ .

Apesar da redução da PSE registada no presente estudo da condição de  $M_{SBCC}$  para a de  $M_{CBCC}$  (respectivamente,  $5,45 \pm 1,32$  vs  $5,30 \pm 1,13$ ), não se ter revelado estatisticamente significativa, ela pode ser interpretada à luz dos resultados encontrados pelos autores Jacobson e Wright (1998) e Sparrow e Hughes (1997) que afirmam que o uso de bastões na marcha com carga adicional tem demonstrado provocar uma diminuição da PSE. Jacobson *et al.* (1997) afirmam que a diminuição da PSE é resultado do aumento de estabilidade proporcionada pelos bastões, no entanto esta redução é mais significativa em terreno com declive positivo.

De acordo com Deaton *et al.* (2004) e Jacobson *et al.* (2000), a auto-selecção da velocidade permite aos sujeitos tirar melhor partido da utilização de bastões, aumentando o trabalho a nível superior e reduzindo a fadiga imposta pelo transporte de carga. Embora Jacobson *et al.* (2005) não tenham encontrado diferenças significativas na transferência da carga dos membros inferiores para os membros superiores, na  $M_{CBCC}$  a velocidades de  $1,22 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  e para cargas adicionais médias de 18kg, os autores Jacobson *et al.* (2000), Haid e Koller (1995), Wilson *et al.* (2001) e Neurether (1981) relatam que os

sujeitos dos seus estudos apontaram a utilização dos bastões como factor “redução do stress” derivado ao facto de experimentarem transferência da carga.

# **CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES**

---

# CAPÍTULO VI – CONCLUSÕES

## Estudo 1

O presente estudo investigou os efeitos da marcha na natureza e do declive, e comparou com os efeitos da marcha em tapete rolante para a mesma inclinação e velocidade, sugerindo os resultados encontrados as seguintes conclusões:

- 1) aumentos no declive de 0% para 6% e para 14% provocaram aumentos no DE,  $VO_2$  e FC na marcha em percurso na natureza;
- 2) aumentos no declive de 0% para 6% e para 14% provocaram aumentos no DE,  $VO_2$  e FC na marcha em tapete rolante;
- 3) o  $VO_2$  e o DE foram superiores na marcha em tapete rolante, comparativamente com a marcha em percurso na natureza nos vários declives estudados. Assim, a utilização de medições no laboratório para quantificar a resposta na marcha em terreno natural pode sobrestimar o  $VO_2$  e o DE.

## Estudo 2

O estudo 2 investigou a marcha na natureza analisando os efeitos da utilização de bastões e/ou de carga adicional na marcha em percurso natural sem declive, sugerindo os resultados encontrados as seguintes conclusões:

- 1) o efeito do uso de bastões telescópicos ajustáveis, na marcha em percurso com declive de 0% na natureza não provocou aumento do  $VO_2$ , DE e PSE, no entanto aumentou a FC e diminuiu a velocidade de marcha;
- 2) o efeito do uso de bastões telescópicos ajustáveis, na marcha com transporte de carga adicional em percurso com declive de 0% na natureza, provocou aumentos do  $VO_2$  e DE sem no entanto alterar a FC, a PSE e a velocidade;
- 3) o efeito do transporte de carga adicional em mochila com alças bilaterais e com cinto ao nível da cintura pélvica, devidamente ajustada a cada sujeito, localizada na parte posterior do tronco, durante a marcha em percurso com declive de 0% na natureza, provocou um aumento no  $VO_2$ , DE, FC e PSE sem no entanto alterar a velocidade;
- 4) estes resultados sugerem que o uso de bastões pode não influenciar a melhoria da aptidão física na marcha com transporte de carga adicional, em percurso com declive de 0% na natureza e apontam a sua utilização

como estratégia para diminuir a sensação de esforço associada à marcha com carga adicional.

- 5) a utilização dos bastões realizada de forma menos exigente pode, eventualmente, repercutir-se apenas na elevação da FC (tal como aconteceu no presente estudo) no entanto nos percursos habituais de pedestrianismo as marchas têm duração de várias horas e a fadiga torna-se um factor relevante, podendo tornar a utilização dos bastões mais efectiva, de forma a reduzir o esforço ao nível dos membros inferiores. Assim sugere-se que em estudos futuros a utilização de bastões durante a marcha na natureza seja realizada em períodos de exercício mais longos e em terrenos com declive.

## **CAPÍTULO VII – BIBLIOGRAFIA**

---

## CAPÍTULO VII - BIBLIOGRAFIA

Abe, D., Yanagawa, K., Niihata, S. (2004). Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Applied Ergonomics*, 35, 329-335.

Abitbol, M. M. (1995). Speculation on posture, locomotion, energy consumption and blood flow in early hominids. *Gait Posture*, 3(1), 29-37.

Ainslie, P., Campbell, I., Frayn, K., Humphreys, S., Maclaren, D., Reilly, T., Westerterp, S. (2002a). Energy balance, metabolism, hydration, and performance during strenuous hill walking: the effect of age. *Journal of Applied Physiology*, 93, 714-723.

Ainslie, P., Campbell, I., Frayn, K., Humphreys, S., Maclaren, D., Reilly, T. (2002b). Physiological and metabolic responses to a hill walk. *Journal of Applied Physiology*, 92, 179-187.

Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Leon, A. S., Jacobs, D. R. Jr., Montoye, H. J., Sallis, J. F., Paffenbarger, R. S. Jr. (1993). Compendium of Physical Activities: classification of energy costs of human physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(1), 71-80.

Aisbett, B., Le Rossignol, P. (2003). Estimating the total energy demand for supra-maximal exercise using the  $VO_2$ -power regression from an incremental test. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 6(3), 343-347.

Alexander, R. M. (1989). Optimisation and gaits in the locomotion of vertebrates. *Physiological Reviews*, 69, 1199-1225.

Alexander, R. M. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B*, 338, 189-189.

Alexander, R. M. (1996). *Optima for animals*. 2<sup>a</sup> Ed. Princeton, NJ: Princeton University Press.

Alexander, R. M. (1997). Optimum muscle design for oscillatory movements. *Journal of Theoretical Biology*, 184, 253-259.

Alexander, R. M. (1998). When is migration worthwhile for animals that run, fly or swim? *Journal of Avian Biology*, 29, 387-394.

Alexander, R. M. (2002). Energetics and optimization of human walking and running: the 2000 Raymond Pearl Memorial lecture. *American Journal of Human Biology*, 14, 641-648.

Alexander, R., Jayes A. S. (1980). Fourier analysis of forces exerted in walking and running. *Journal of Biomechanics*, 13, 383-390.

Alexander, R. M. (2000). Walking and running strategies humans and other mammals. In: Domenici P, Blake RW, editors. *Biomechanics in Animal Behaviour*. Oxford: Bios, 49-57.

Allor, k. M., Pivarnik, J. M., Sam, L. J., Perkins, C. D. (2000). Treadmill economy in girls and women matched for height and weight. *Journal of Applied Physiology*, 89, 512-516.

American College of Sports Medicine (2005). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 7<sup>a</sup> Ed. Baltimor: Lippincott Williams & Wilkins.

American Nordic Walking Association (2004). The Benefits of Nordic Walking. Jan. 14.

American Physical Therapy Association. The American Physical Therapy Association addresses the benefits and dangers of backpacks. [www.apta.org](http://www.apta.org). (Acedido em Novembro de 1999)

Amorim, P., Gomes, T. (2003). *Gasto energético na actividade física*. Rio Janeiro: Shape.

Ardigó, L. P., Saibene, F., Minetti, A. E. (2003). The optimal locomotion on gradients: walking, running or cycling? *European Journal of Applied Physiology*, Out. 90(3-4), 365-371.

Ardigó, L., Lafortuna, L., Minetti, A. E., Mognoni, P., Saibene, F. (1995). Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot, in human running. *Acta of Physiology Scandinavie*, 155, 17-22.

Arena, R., Humphrey, R., Peberdy, M., Madigan, M. (2003). Comparison of oxygen uptake on-kinetic calculations during sub-maximal exercise. *Journal of Exercise Physiology-online*, 6(2), 1-7.

Ariens, G., Van Mechelen, W., Kemper, H., Twisk, J. (1997). The longitudinal development of running economy in males and females aged between 13 and 27 years: the Amsterdam growth study. *European Journal of Physiology*, 76, 214-220.

Armand, M., Huissoon, J. P., Patla, A. E. (1998). Stepping over obstacles during locomotion: insights from multiobjective optimisation on set of input parameters. *IEEE Transactions on Rehabilitations Engineering*, 6, 43-52.

Armstrong, L. E., Epstein, Y., Greenleaf, J. E., Haymes, E. M., Hubbard, R. W., Roberts, W. O., Thompson, P. D. (1996). American College of Sports Medicine position stand. Heat and cold illnesses during distance running. *Medicine and Science Sports Exercise*. 28(12). i-x.

Ascaso, Casterad, J., Generelo, E., Guillén, R., Lapetra, S., Tires, M. P. (1996). *Actividades en la naturaleza*. Madrid: Ministerio da Educación y Ciencia.

Askew, G. N., Marsh, R. L. (1998). Optimal shortening velocity (V/Vmax) of skeletal muscle during cyclical contractions: length-force effects and velocity-dependent activation and deactivation. *Journal of Experimental Biology*, 201, 1527-1540.

Astrand, P-O. (1952). Experimental Studies of Physical Working Capacity in Relation to Sex and Age. Copenhagen, Danmark: Ejnar Munksgaard. 1-171.

Astrand, P-O., Rodahl, K. (1986). *Textbook of Work Physiology*. 3ª Ed. New York: McGraw-Hill.

Auble, T. E., Schwartz, L., Robertson, R. J. (1987). Aerobic requirements for moving handweights through various range of motion while walking. *Physician Sports Medicine*, 15, 155-160.

Ayub, B. V., Bar-Or, O. (2003). Relative contribution of body mass and adiposity in energy cost of walking in children. *Pediatric Exercise Science*, 11, 79-80.

Babcock, M. A., Paterson, D. H., Cunningham, D. A. (1994). Effects of aerobic endurance training on gas exchange kinetics of older men. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 447-452.

Babcock, M. A., Paterson, D. H., Cunningham, D. A., Dickinson, J. R. (1994). Exercise on-transient gas exchange kinetics are slowed as a function of age. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 440-446.

Baker, R., Hausch, A., McDowell, B. (2001). Reducing the variability of oxygen consumption measurements. *Gait & Posture*, 13(3). Maio. 202-209.

Barstow, T. J., Scremin, A. M., Mutton, D. L., kunkel, C. F., Cagle, T. G., Whipp, B .J. (1996). Changes in gas exchange kinetics with training in

patients with spinal cord injury. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 28, 1221-1228.

Barstow, T., Casaburi, R., Wasserman, K. (1993). O<sub>2</sub> uptake kinetics and the O<sub>2</sub> deficit as related to exercise intensity and blood lactate. *Journal of Applied Physiology*, 75, 755-762.

Barstow, T., Lamarra, N., Whipp, B. (1990). Modulation of muscle and pulmonary O<sub>2</sub> uptakes by circulatory dynamics during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 68, 979-989.

Barstow, T., Molé, P. (1987). Simulation of pulmonary O<sub>2</sub> uptake during exercise transients in humans. *Journal of Applied Physiology*, 63, 2253-2261.

Barstow, T., Molé, P. (1991). Linear and nonlinear characteristics of oxygen uptake kinetics during heavy exercise. *Journal of Applied Physiology*, 71, 2099-2106.

Bassett, D. R., Giese, M. D., Nagle, F. J., Ward, A., Raab, D. M., Balke, B. (1985). Aerobic requirements of overground versus treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17, 477-481.

Bastien, G. J., Willems, P. A., Schepens, B., Heglund, N. C. (2005). Effect of load and speed on the energetic cost of human walking. *European Journal of Applied Physiology*. 94, 76-83.

Bauer, T. A., Regensteiner, J. G., Brass, E. P., Hiatt, W. R. (1999). Oxygen kinetics during exercise are slowed in patients with peripheral arterial disease. *Journal of Applied Physiology*, 87, 809-816.

Bennett, M. B., Ker, R. F., Dimery, N.J., Alexander, R. McN. (1986). Mechanical properties of various mammalian tendons. *Journal of Zoology London*, 209, 537-548.

Bergh, U., Sjödín, B., Forberg, A., Svedenhag, J. (1991). The relationship between body mass and oxygen uptake during running in humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 205-211.

Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Link, H. (1997). Hip joint forces during load carrying. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 335, 190-201.

Bernardi, M., Macaluso, A., Sproviero, E., Castellano, V., Coratella, D., Felici, F., Rodio, A., Piacentini, M. F., Marchetti, M., Ditunno, J. F. Jr. (1999). Cost of walking and locomotor impairment. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 149-157.

Bertram, J. E., Ruína, A. (2001). Multiple walking speed-frequency relations are predicted by constrained optimization. *Journal of Theoretical Biology*, 209, 445-453.

Bhambhani, Y., Buckley, S., Maikala, R. (1997) Physiological and biomechanical response during treadmill walking with graded loads. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 544-551.

Bhambhani, Y., Maikala, R. (2000). Gender differences during treadmill walking with graded loads: biomechanical and physiological comparisons. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 75-83.

Bhambhani, Y., Singh, M. (1985). Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17, 131-137.

Biewener, A. A., Farley, C., Roberts, T., Temaner, M. (2004). Muscle mechanical advantage for human walking and running: implications for energy cost. *Journal of Applied Physiology*, 97, 2266-2274.

Biewener, A. A., Konieczynski, D. D., Baudinette, R. V. (1998). In vivo Muscle Force-length behaviour during steady-speed hopping in Tammar wallabies. *Journal of Experimental Biology*, 201, 1681-1694.

Billat, V. L., Mille-Hamard, L., Demarle, A., Koralsztein, J. P. (2002). Effect of training in humans on off- and on-transient oxygen uptake after severe exhausting intensity runs. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 496-505.

Billat, V., Bocquet, V., Slawinski, J., Laffite, L., Demarle, A., Chassaing, P., Koralsztein, J. (2000). Effect of a prior intermittent run at  $VO_{2max}$  on oxygen kinetics during all-out severe run in humans. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 40, 185-194.

Birk, T. J., Birk, C. A. (1987). Use of ratings of perceived exertion for exercise prescription. *Sports Medicine*, 4, 1-8.

Blair, S. N., Kohl, H. W., Paffenbarger, R. S., Clak, D. G., Cooper, K. H., Gibbons, L. W. (1989). Physical fitness and all-cause mortality: a prospective study of healthy men and women. *Journal of American Medicine Association*, 262, 2395-2401.

Blondel, N., Berthoin, S., Billat, V., Linsel, G. (2001). Relationship between run times to exhaustion at 90, 100, 120, and 140% of  $VO_{2max}$  and velocity expressed relatively to critical velocity and maximal velocity. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 1, 27-33.

Bloom, D., Woodhull-McNeal, A. P. (1987). Postural adjustments while standing with two types of loaded backpacks. *Ergonomics*, 30, 1425-1430.

Bloswick, D. S., Gerber, A., Sebesta, D., Johnson, S., Mecham, W. (1994). Effect of mailbag design on musculoskeletal fatigue and metabolic load. *Human Factors*, 36(2), 210-218.

Bobbert, A. C. (1960). Energy expenditure in level and graded walking. *Journal of Applied Physiology*, 15, 1015-1021.

Bobet J., Norman R. W. (1984). Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *European Journal of Applied Physiology*, 53, 71-75.

Borg, G (1982). A category scale with ratio properties for intermodal and interindividual comparisons. In: Geissler, H., Petzold P. (Eds.), *Psychophysical judgment and the process of perception*. Berlin: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften. 25-34.

Borg, G. (1961). Perceived exertion in relation to physical work load and pulse-rate. *Kulglika Fysiografiska i Lund Forhandlingar*, 31, 105-115.

Borg, G. (1970). Perceived exertion as an indicator of somatic stress. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 2(3), 92-98.

Borg, G. (1971). The perception of physical performance. In: Shepherd, R. (Ed.), *Frontiers of fitness*. Springfield, IL: Charles C. Thomas.

Borg, G. (1978). Subjective effort in relation to physical performance and working capacity. *Psychology: From Research to Practice*. Ed: Pick, H. Plenum Publishing, New York, 333-361.

Borg, G. (1982). Psychological basis of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 377-387.

Borg, G., Edgren, B., Marklund, G. (1973). A simple walk test of physical working capacity. *Reports from the Institute of Applied Psychology*, 18. Stockholm: University of Stockholm.

Borg, G., Linderholm, H. (1967). Perceived exertion and pulse rate during graded exercise in various age groups. *Acta Medica Scandinavica*, 472, 194-206.

Borg, G., Noble, B. J. (1974). Perceived exertion. *Exercise Sport Science Review*, 2, 131.

Borghols, E. M., Dresen, M. H., Hollander, A. P. (1978). Influence of heavy weight carrying on the cardiorespiratory system during exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 38, 161-169.

Borrani, F., Candau, R., Millet, G. Y., Perrey, S., Fuchlocher, J., Rouillon, J. D. (2001). Is the  $VO_2$  slow component dependent on progressive recruitment of fast-twitch fibers in trained runners? *Journal of Applied Physiology*, 90, 2212-2220.

Bowen, T. R., Cooley, S., Castagno, P., Miller, F., Richards, J. (1998). A method of normalization of oxygen cost and oxygen consumption in normal children while walking. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 18, 589-593.

Box, G. E. P. (1954). Some theorems on quadratic form applied to the study analysis of variance problems: II Effects inequality of variance and the correlation between errors in the two-way classification. *Annals of Mathematical Statistics*, 25, 484-498.

Boyd, R., Fatone, S., Rhodda, J., Olesch, C., Starr, R., Cullis, E., Gallagher, D., Carlin, J. B., Nattrass, G. R., Graham, K. (1999). High- or low-technology measurements of energy expenditure in clinical gait analysis? *Developmental Medicine of Child Neurology*, 41, 676-682.

Brisswalter, J., Fougeron, B., Legros, P. (1996). Effect of three hours race walk on energy cost, Cardiorespiratory parameters and stride duration in elite race walkers. *International Journal of Sports Medicine*, 17(3), 182-186.

Brisswalter, J., Mottet, D. (1996). Energy cost and stride duration at preferred transition gait speed between walking and running. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 21, 471-480.

Brittain, C. J., Rossiter, H. B., Kowalchuk, J. M., Whipp, B. J. (2001). Pulmonary gas exchange kinetics within different regions of moderate intensity exercise domain in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 86, 125-134.

Brunelle, E. A., Miller, M. K. (1998). The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69, A30.

Burtscher, M., Bachmann, O., Hatzl, T., Hotter, B., Likar, R., Philadelphia, M., Nachbauer, W. (2001). Cardiopulmonary and metabolic responses in elderly humans during a 1-week hiking programme at high altitude. *Journal of Applied Physiology*, 84, 379-386.

Butler, P., Engelbrecht, M., Major, R. E., Tait, J. H., Stallard, J., Patrick, J. H. (1984). Physiological cost index of walking of normal children and its use as an indicator of physical handicap. *Developmental Medicine of Child Neurology*, 26, 607-612.

Butts, N., Knox, K., Foley, S. (1995). Energy cost of walking on a dual-action treadmill in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 121-125.

Byrnes, W., Clarkson, P., White, J., Hshieh, S., Frykman, P., Maughan, R. (1985). Delayed onset muscle soreness following repeated bouts of downhill running. *Journal of Applied Physiology*, 59, 710-715.

Caldwell, G .E., Van Emmerik, R. E. A., Hamill, J. (2000). Movement proficiency: task demands and constraints. In: Sparrow, W. A. (Eds.), *Energetics of human activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Callaghan, J. P., McGill, S. M. (1995). Muscle activity and low back loads under external shear and compressive loading. *Spine*, 20(9), 992-998.

Carey, T. S., Crompton, R. H. (2005). The metabolic costs of bent-hip, bent-knee walking in humans. *Journal of Human Evolution*, 48(1), 25-44.

Carrier, D. R. (1984). The energetic paradox of human running and hominid evolution. *Current Anthropology*, 25, 483-495.

Casaburi, R., Daly, J., Hansen, J. E., Effros, R. M. (1989). Abrupt changes in mixed-venous blood gas composition following the onset of exercise. *Journal of Applied Physiology*, 67, 1106-12.

Casaburi, R., Storer, T., Wasserman, K. (1987). Mediation of reduced ventilatory response to exercise after endurance training. *Journal of Applied Physiology*, 63, 1533-1538.

Cavagna, G. A. (1978). Aspects of efficiency and inefficiency of terrestrial locomotion. In: Asmussen, E., Jorgensen, K. (Eds.), *Biomechanics VI-A*. Baltimore: University Park Press.

Cavagna, G. A., Franzetti, P. (1986). The determinants of the step frequency in walking in humans. *Journal of Physiology*, 373, 235-242.

Cavagna, G. A., Franzetti, P., Fuchimoto, T. (1983). The mechanics of walking in children. *Journal of Physiology*, 343, 323-339.

Cavagna, G. A., Heglund, N. C., Taylor, C. R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditures. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative, and Comparative Physiology*, 233, R243-R261.

Cavagna, G. A., Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 467-481.

Cavagna, G. A., Kaneko, M. (1977). Mechanical work and efficiency in level walking and running. *Journal of Physiology*, 268, 476-481.

Cavagna, G. A., Margaria, R. (1966). Mechanics of walking. *Journal of Applied Physiology*, 21, 271-278.

Cavagna, G. A., Thys, H., Zamboni, A. (1976). The source of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*, 262, 639-657.

Cavanagh, P. R., Kram, R. (1985). Mechanical and muscular factors affecting efficiency of human movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(3), 326-331.

Cavanagh, P., William, K. (1982). The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14, 30-35.

Censi, L., Toti, E., Pastore, G., Ferro-Luzzi, A. (1998). The basal metabolic rate and energy cost of standardised walking of short and tall men. *European Journal of Clinical Nutrition*, 52(6), 441-446.

Cerretelli, P., Di Prampero, P. E. (1987). Gas exchange in exercise. In: American Physiological Society (Eds.), *Handbook of physiology. The respiratory system: gas exchange*. Bethesda, MD, Sect. 3. Vol. IV, cap. 16. 297-340.

Cerretelli, P., Pendergast, D. R., Paganelli, W. C., Rennie, D. W. (1979). Effects of specific muscle training on  $VO_2$  on-response and early blood lactate. *Journal of Applied Physiology*, 47, 761-769.

Chaloupka, E. C., Kang, J., Mastrangelo, M. A., Donnelly, M. S. (1997). Cardiorespiratory and metabolic responses during forward and backward walking. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25, 5, 302-306.

Charteris, J., Nottrodt, J. W., Scott, P. A. (1989b). The 'free-ride' hypothesis: a second look at the efficiency of African women headload carriers. *South African Journal of Science*, 85, 68-71.

Charteris, J., Scott, P. A., Nottrodt, J. W. (1989a). Metabolic and kinematic responses of African women headload carriers under controlled conditions of load and speed. *Ergonomics*, 32, 1539-1550.

Chauveau, M. A. (1901). La dépense énergétique qu'entraînent respectivement le travail moteur et le travail résistant de l'homme qui s'élève ou descend sur la Roue de Hirn. Évaluation d'après l'oxygène absorbé dans les échanges respiratoires. *Comptes Rendus*, 132, 194-201.

Chilibeck, P. D., Paterson, D. H., Petrella, R. J., Cunningham, D. A. (1996). The influence of age and cardiorespiratory fitness on kinetics of oxygen uptake. *Canadian journal of Applied Physiology*, 21, 185-196.

Chilibeck, P. D., Paterson, D., Cunningham, D., Taylor, A., Noble, E. (1997). Muscle capillarization, O<sub>2</sub> diffusion distance and VO<sub>2</sub> kinetics in old and young individuals. *Journal of Applied Physiology*, 82, 63-69.

Church, T. S., Earnest, C. P., Morss, G. M. (2002). Field-testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300.

Claremont, D. A., Hall, S. J. (1988). Effects of extremity loading upon energy expenditure and running mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 167-171.

Cleuziou, C., Perrey, S., Borrani, F., Lecoq, A. M., Candau, R., Courteix, D., Obert, P. (2003). Dynamic responses of O<sub>2</sub> uptake at the onset and end of exercise in trained subjects. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, 630-641.

Conley, D. L., Krahenbuhl, G. S. (1980). Running economy and distance running performance of highly trained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(5), 357-360.

Convertino, D. A., Goldwater, D. J., Sandler, H. (1984). VO<sub>2</sub> kinetics of constant load exercise following bed-rest induced deconditioning. *Journal of Applied Physiology*, 57, 1545-1550.

Cook, T. C., Laporte, Washburn, R. E., Traven, N. D., Slemenda, C. W., Metz, K. F. (1986). Chronic low level physical activity as a determinant of high density lipoprotein cholesterol and subfractions. *Medicine Science in Sport and Exercise*, 18, 653-657.

Cook, T. M., Neumann, D. A. (1987). The effect of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by man and women. *Ergonomics*, 30, 1413-1423.

Corbin, C., Pangrazi, R. (1996). How much physical activity is enough? *Joperd*, 67, 4.

Crouse, B. J., Josephs, D. (1993). Health care needs of Appalachian trail hikers. *Family Practice*, 36, 521-525.

Crowell, H. P., Krausman, A. S., Faughn, J. A., Sharp, M. A., Mello, R. P., Smith, T., Patton, J. F. (1999). Cognitive and physiological performance of soldiers while they carry loads over various terrains. *Technical Report ARL-TR-1779. Army Research Laboratory. Aberdeen Proving Ground.*

Daniels, F. (1953). Energy cost of carrying three load distributions on a treadmill. *Climatic Research Laboratory Report*. 203. Natick, MA. United States Army Quartermaster Research Development Division. Environmental Protection Branch.

Daniels, J. T. (1985). A physiologist's view of running economy. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(3), 332-338.

Datta S. R., Ramanathan N. L. (1971). Ergonomic comparison of seven modes of carrying loads on the horizontal plane. *Ergonomics*, 14(2), 269-278.

Datta, S. R., Ramanathan, N. L. (1970). Ergonomical studies on load carrying up staircases. Part III. Effect of the mode of carrying. *Indian Journal of Medical Research*, 58, 1764-1770.

Davies, C. T. M., Godfrey, S., Light, M., Sargeant, A. J., Zeidifard, E. (1975). Cardiopulmonary responses to exercise in obese girls and young women. *Journal of Applied Physiology*, 38, 373-376.

Deaton, M., Kolvalcik, P., Saunders, M. (2004). David L. Wenos: Metabolic responses during Appalachian Trail backpacking with and without trekking poles. *American College of Sports Medicine*, Indianapolis.

Dejaeger, D., Willems, P. A., Heglund, N. C. (2001). The energy cost of walking in children. *European Journal of Applied Physiology*, 441, 538-543.

DeVoe, D (2000). Heart rate responses during a multi-day backpacking excursion. *Journal of Human Movement Studies*, 38, 213-224.

DeVoe, D. (2001). Caloric Expenditure During Backpacking. *Journal of Human Movement Studies*, 40, 259-268.

DeVoe, D., Gotshall, R., Subudhi, A.W. (1997). Energy expenditure during recreational backpacking: A case study. *Journal of Human Movement Studies*, 33, 155-169.

DeVoe, D., Miller, L., Gotshall, R. (1998). Energy expenditure of backpacking for women on even and uneven terrain. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 69(1), A32-33.

DeVries, H. A., Housh, T. J. (1994). *Physiology of Exercise for Physical Education, Athletics and Exercise Science*. Dubuque, IA: Brown & Benchmark.

Di Prampero P. E. (1986). The energy cost of human locomotion on land and in water. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 55-72.

Di Prampero, P. E. (1981). Energetics of muscular exercise. *Review of Physiology, Biochemistry and Pharmacology*, 89, 143-222.

Di Prampero, P. E., Atchou, G., Bruckner, J. C., Moia, C. (1986). The energetics of endurance running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55, 259-266.

Di Prampero, P. E., Boutellier, U. Pietsch, P. (1983). Oxygen deficit and stores at onset of muscular exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 55, 146-153.

Di Prampero, P. E., Margaria, R. (1968). Relationship between O<sub>2</sub> consumption, high energy phosphate and kinetics of the O<sub>2</sub> debt in exercise. *Pflugers Archives*, 304, 11-19.

Dick, W., Cavanagh, P. (1987). An explanation of the upward drift in oxygen uptake during prolonged sub-maximal downhill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19, 301-331.

Dill, D. B. (1965). Oxygen used in horizontal and grade walking and running on the treadmill. *Journal of Applied Physiology*, 20, 19-22.

Donelan, J. M., Kuo, A. D., Kram, R. (1999). External lateral stabilization reduces metabolic cost of walking. In: *Proceedings of the 8<sup>o</sup> A.S.B. Conference*.

Donelan, J. M., Shipman, D. W., Kram, R., Kuo, A. D. (2004). Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. *Journal of Biomechanics*, 37(6). 827-835.

Doyon, K. H., Perrey, S., Abe, D., Hugson, R. L. (2001). Field testing of  $VO_2$  peak in cross-country skiers with portable breath-by-breath system. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 29(1), 1-11.

Duffield, R., Dawson, B., Pinnington, H. C., Wong, P. (2004). Accuracy and reliability of a Cosmed K4b2 portable gas analysis system. *Journal of Science Medicine and Sport*, 7(1), 11-22.

Duggan, A., Haisman, M. F. (1992). Prediction of the metabolic cost of walking with and without loads. *Ergonomics*, 35. 4, 417-426.

Duncan, J. J., Gordon, N. F., Scott, C. B., Vaandrager, H., Rudling, K., Sotovia, C., Constant, R. R. (1991). Women walking for health and fitness: how much is enough? *Journal of American Medical Association*, 266, 3295-3299.

Dupont, G., Blondel, N., Berthoin, S. (2003). Times spent at  $VO_{2max}$ : a methodological issue. *Sports Medicine*, 24, 291-297.

Durand, M., Geoffroi, V., Varray, A., Préfaut, C. (1994). Study of the energy correlates in the learning of a complex self-paced cyclical skill. *Human Movement Science*, 13, 785-799.

Durnin, J. V. G. A. (1955). The oxygen consumption, energy expenditure and efficiency of climbing with loads at low altitudes. *Journal of Physiology*, 128, 294-309.

Dziados, J. E., Damokosh, A. I., Mello, R. P., Vogel, J. A., Farmer, K. L. (1987). *Physiological determinants of load bearing capacity*. T 19/87. United States Army Research Institute of Environmental Medicine. Natick, MA.

Edwards, R. H. T., Melcher, A., Hesser, C. M., Wigertz, O., Eklund, L. G. (1972). Physiological correlates of perceived exertion in continuous and intermittent exercise with same average power output. *European Journal of Clinical Investigation*, 2, 108-114.

Elftman, H. (1939). Forces and energy changes in the leg during walking. *American Journal of Physiology*, 125, 339-356.

Elia, M., Livesey, G. (1992). Energy expenditure and fuel selection in biological systems: the theory and practice of calculations based on indirect calorimetry and tracer methods. *World Review of Nutrition Dietary*. Basel, Karger. 70, 68-131.

Elliott, B. C., Blanksby, B. A. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 8, 84-87.

Epstein, Y., Rosenblum, J., Burstein, R., Sawka, M. N. (1988). External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 57, 243-247.

Epstein, Y., Stroschein, L. A., Pandolf, K. B. (1987). Predicting metabolic cost of running with and without backpack loads. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 495-500.

Essfeld, D., Hoffmann, U., Stegeman, J. (1991). A model for studying the distortion of muscle oxygen uptake patterns by circulation parameters. *European Journal of Applied Physiology*, 62, 83-90.

Evans, B. W., Potteiger, J. A., Bray, M. C., Tuttle, J. L. (1994). Metabolic and hemodynamic responses to walking with hand weights in older individuals. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1047-1052.

Evans, W. J., Winsmann, F. R., Pandolf, K. B., Goldman, R. (1980). Self-paced hard work comparing men and women. *Ergonomics*, 23, 613-621.

Falls, H. B., Humphrey, L. D. (1976). Energy cost of running and walking in young women. *Medicine and Science in Sport*, 8, 9-13.

Falola, J. M., Brisswalter, J., Delpech, N. (1999). Effet du port d'une charge sur le tronc sur la détermination d'une vitesse de marche optimale. *Science e Sports*, 14, 201-204.

Falola, J. M., Delpech, N., Brisswalter, J. (2000). Optimization characteristics of walking with and without a load on the trunk of the body. *Perceptual and Motor Skills*, 91, 261-272.

Farley, C. T., Ferris, D. P. (1998). Biomechanics of walking and running: center of mass movement to muscle action. *Exercise Sports and Science Review*, 26, 253-285.

Farley, C. T., McMahon, T. A. (1992). Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *Journal of Applied Physiology*, 72, 2709-2712.

Fedak, M., Negland, N., Taylor, C. (1982). Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. II. Kinetics energy changes of limbs and body as a function of speed and body size in birds and mammals. *Journal of Experimental Biology*, 97, 23-40.

Fisher, K. J., Li, F. (2004). A community-based walking trial to improve neighbourhood quality of life in older adults: a multilevel analysis. *Annals of Behaviour Medicine*, 28(3), 186-194.

Fletcher, C. (1974). *The New complete walker*. New York: Alfred Knopf.

Foster, C., Snyder, A. C., Thompson, N. N., Green, M. A., Foley, M., Schreger, M. (1993). Effect of pacing strategy on cycle time trial performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 383-388.

Fox, E. L., Bowers, R. W., Foss, M. L. (1993). *The physiology basis for exercise and sport*. Madison: Brown and Benchmark.

Francis, k., Hoobler, T. (1986). Changes in oxygen consumption associated with treadmill walking and running with light handcarried weight. *Ergonomics*, 29, 999-1004.

Frederick, E. C. (1987). Estimates of energy cost of rifle carriage in biathlon ski skating. *International Journal of Sports Biomechanics*, 3, 392-403.

Frishberg, B. A. (1983). An analysis of over ground and treadmill sprinting. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15, 478-485.

Frykman, P. N., Harman, E. A., Knapik, J. J., Han, K. H. (1994). Backpack vs front-back pack: differential effects of fatigue on loaded walking posture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, S140.

Funollet, F. (1994). Actividades en el medio natural. Tipos, clasificaciones y recursos. *Organización de actividades físicas en la naturaleza*. Barcelona: Tema 14, INDE Publicaciones.

Gamberale, F. (1972). Perceived exertion, heart rate, oxygen uptake and blood lactate in different work operations. *Ergonomics*, 15, 545-554.

Gerber, A. H., Bloswick, D. S., Johnson, S. C. (1992). The effects of mailbag design on lateral trunk muscle fatigue. In: Kumar, S. (Eds.), *Advances in industrial ergonomics and safety*. IV. London: Taylor and Francis. 259-266.

Ghori, G. M. U., Luckwill, R. G. (1985). Responses of the lower limb to load carrying in walking man. *European Journal of Applied Physiology*, 54, 145-150.

Givoni, B., Goldman, R. F. (1971). Predicting metabolic energy cost. *Journal of Applied Physiology*, 30, 429-433.

Goldman, R. F., Lampietro, P. F. (1962). Energy cost of load carriage. *Journal of Applied Physiology*, 17, 675-676.

Gordon, M. J., Goslin, B R., Graham, T., Hoare, J. (1983). Comparison between load carriage and grade walking on a treadmill. *Ergonomics*, 26, 289-298.

Gottschall, J., Kram, R. (2003). Energy cost and muscular activity required for propulsion during walking. *Journal of Applied Physiology*, 94, 1766-1772.

Grassi, B., Poole, D., Richardson, R., Knight, D., Erickson, B., Wagner, P. (1996). Muscle O<sub>2</sub> uptake kinetics in humans: implications for metabolic control. *Journal of Applied Physiology*, 80, 988-998.

Graves, J. E., Martin, D., Miltenberger, L. A., Pollock, M. L. (1988). Physiological responses to walking with hand weights, wrist weights, and ankle weights. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 265-271.

Graves, J. E., Pollock, M. L., Montain, S .J., Jackson, A. S., O'Keefe, J. M. (1987). The effect of handheld weights on the physiological responses to walking exercise. *Medicine and Science in Sport and Exercise*, 19, 260-265.

Griffin, T. M., Roberts, T. J., Kram, R. (2003). Metabolic cost of generation muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. *Journal of Applied Physiology*, 95, 172-183.

Guillén, R., Lapetra, S., Casterad, J. (2000). *Actividades en la naturaleza*. Barcelona: INDE Publicaciones.

Haid, C., Koller, A. (1995). Hiking Sticks in mountaineering. *Lancet*, 346, 1502.

Haid, C., Koller, A. (1995). Hiking sticks in mountaineering. *Lancet*, 346, 1502.

Haisman, M. F. (1988). Determinants of load carrying capacity. *Applied Ergonomics*, 19, 111-121.

Haisman, M. F., Goldman, R. F. (1974). Effect of terrain on the energy cost of walking with back loads and handcart loads. *Journal of Applied Physiology*, 36, 545-548.

Hale, C. J. Coleman, F. R., Karpovich, P. V. (1953). Trunk inclination in carrying low and high packs loads and handcart loads. Natick. MA: *United States Army Quartermaster Research Development Division. Environmental Protection Division.*

Hall, C., Figueroa, A., Fernhall, B., Kanaley, J. A. (2004). Energy expenditure of walking and running: comparison with prediction equations. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Dez. 36(12), 2128-2134.

Han, K.-H., Harman, E., Frykman, P., Johnson, M., Rosenstein, M. (1993). The effects of four different backpack loads on the kinematics of gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, S116.

Hangen, H., Melanson, E., Tran, Z., Kearney, J. T., Hill, J. O. (2003). Variability of resting metabolic rate. *American Journal of Clinical Nutrition*, 78, 1141-1144.

Hansen, J. E., Sue, D. Y., Wasserman, K. (1984). Predict values for clinical exercise testing. *American Review of Respiratory Disease*, 129, S49-55.

Harman, E. A., Han, K. H., Frykman, P., Jonson, M., Russell, F., Rosenstein, M. (1992). The effects on gait timing, kinetics and muscle activity of various loads carried on the back. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, S129.

Harman, E. A., LaFlandra, M. E., Pandorf, C. E., Frykman, P. N. (2002). Effects of walking grade and backpack weight on sagittal trunk inclination during load carriage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(5), 1, S280

Haskell, W. L., Montoye, H. J., Orenstein, D. (1985). Physical activity and exercise to achieve health-related physical fitness components. *Public Health Report*, 100, 202-212.

Hausdorff, J. M., Mitchell, S. L., Firtion, R., Peng, C. K., Cudkowicz, M. E., Wei, J. Y., Goldberger, A. L. (1997). Altered fractal dynamics of gait: reduced stride-interval correlations with aging and Huntington's disease. *Journal of Applied Physiology*, 82, 262-269.

Hausdorff, J. M., Nelson, M. E., Kaliton, D., Layne, J. E., Bernstein, M. J., Nuernberger, Singh, M. A. (2001). Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomised controlled trial of exercise. *Journal of Applied Physiology*, 90, 2117-2129.

Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., Goldberger, A. I. (1995). Is walking a random walk? Evidenced for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of Applied Physiology*, 78, 349-358.

Hausdorff, J. M., Rios, D. A., Edelberg, H. K. (2001). Gait variability and fall risk in community-living older adults: 1 year prospective study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82, 1050-1056.

Hauswirth, C., Bigard, A., Le Chevalier, J. (1997). The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptaks measurements during exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 1-5.

Hebestreit, H., Kriemler, R., Hughson, R., Bar-Or, O. (1998). Kinetics of oxygen uptake at the onset of exercise in boys and men. *Journal of Applied Physiology*, 85, 1833-1841.

Heglund, N. C., Schepens, B. (2003). Ontogeny recapitulates phylogeny? Locomotion in children and other primitive hominids. In: Bels, V., Gasc, J.-P., Casinos, A. (Eds.), *Vertebrate biomechanics and evolution*. Oxford: BIOS Scientific Publishers. 283-295.

Heglund, N. C., Taylor, C. R. (1988). Speed, stride frequency and energy cost per stride: how do they change with body size and gait? *Journal of Experimental Biology*, 138, 301-318.

Heglund, N. C., Willems, P. A., Penta M, Cavagna, G. A. (1995). Energy-saving gait mechanics with head-supported loads. *Nature*, 375, 52-54.

Heinert, L., Serfass, R., Stull, G. (1988). Effect of stride length variation on oxygen uptake during level and positive grade treadmill running. *Research Quarterly*, 59, 127-130.

Hellebrandt, F. A., Fries, E. C., Larsen, E. M., Kelso, L. E. A. (1944). The influence of the Army pack on postural stability and stance mechanics. *American Journal of Physiology*, 140, 645-655.

Henry, F. M. (1951). Aerobic oxygen consumption and alactic debt in muscular work. *Journal of Applied Physiology*, 3, 427-438.

Hiilloskorpi, H. K., Pasanen, M. E., Fogelholm, M. G., Laukkanen, R. M., Manttari, A. T. (2003). Use of heart rate to predict energy expenditure from low to high activity levels. *International Journal of Sports Medicine*, 24(5), 332-336.

Hildebrand, M. (1962). Walking, running and jumping. *American Zoology*, 2, 151-155.

Hoffman, M. D., Millet, G. Y., Candau, R. B., Rouillon, J. D. (2004). Evaluation of a theoretical model to quantify the sources of metabolic cost in walking. *American Journal of Physical Medicine e Rehabilitation*, 83(5), May. 353-362.

Hogan, J. C., Fleishman, E. A. (1979). The index of physical effort required in human task performance. *Journal of Applied Psychology*, 64, 197-204.

Hogan, J. C., Ogden, D. L., Gebhardt, D. L., Fleishman, E. A. (1980). Reliability and validity of methods for evaluating perceived physical effort. *Journal of Applied Psychology*, 65, 672-679.

Högberg, P. (1952). How do stride length and stride frequency influence energy output in running. *International Zeitschrift Angewandte Physiologie*, 14, 437-441.

Holewijn, M. (1990). Physiological strain due to load carrying. *European Journal of Applied Physiology*, 61, 237-245.

Holt, K. G., Hamill, J., Andres, R. O. (1991). Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23, 491-498.

Holt, K. G., Jeng, S. F., Hamill, J. (1995). Energetic cost and stability during human walking at preferred stride velocity. *Journal of Motor Behaviour*, 27(2), 164-178.

Holt, K. G., Jeng, S. F., Ratcliffe, R., Hamill, J. (1996). Energetics cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *Journal of Motor Behaviour*, 27, 164-178.

Howe, S., GetcheLL, D. (1995). Packing it. *Backpacker*, 23, 21-29.

Hoyt, D. F., Taylor, C. R. (1981). Gait and the energetics of locomotion in horses. *Nature*, 292, 239-240.

Hreljac, A. (1993). Preferred and energetically optimal gait transition speeds in human locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25, 1158-1162.

Hreljac, A. (1995). Determinants of gait transition speed during human locomotion: Kinematic factors. *Journal of Biomechanics*, 28, 669-677.

Hughes, A. L., Goldman, R. F. (1970). Energy cost of hard work. *Journal of Applied Physiology*, 29, 570-572.

Hughson, R., Sherrill, D., Swanson, G. (1988). Kinetics of VO<sub>2</sub> with impulse and step exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 64, 451-459.

Jacobson, B. H., Kaloupek, J., Smith, D. B. (2005). Load carriage force production comparison between standard and anti-shock trekking poles. *The Sport Journal*, 8(3),

Jacobson, B. H., Wright, T., Dugan, B. (2000). Load carriage energy expenditure with and without hiking poles during inclined walking. *International Journal of Sports Medicine*, 21(5), 356-359.

Jacobson, B., Caldwell, B., Kulling, F. (1997). Comparison of hiking stick use on lateral stability while balancing with and without a load. *Perceptual Motor Skills*, 85(1), 347-350.

Jacobson, B., Wright, T. (1998). A field test comparison of hiking stick use on heart rate rating of perceived exertion. *Perceptual and Motor Skills*, 87, 435-438.

Johnson, A., Benjamin, M., Silverman, N. (2002). Oxygen consumption, heat production, and muscular efficiency during uphill and downhill walking. *Applied Ergonomics*, 33, 485-491.

Johnson, D. E. (1998). *Applied multivariate methods for data analysis*. Brooks/Coole Publishing Company, Pacific Grove.

Johnson, R. F., Knapik, J. J., Merullo, D. J. (1995). Symptoms during load carriage: effects of mass and load distribution during a 20Km road march. *Perceptual and Motor Skills*, 81, 331-338.

Johnson, R. J. (1983). *The optimal backpack load for women*. Tese de mestrado não publicada. Universidade de Wyoming.

Jones, B. H., Knapik, J. J., Daniels, W. L., Toner, M. M. (1986). The energy cost of women walking and running in shoes and boots. *Ergonomics*, 29, 439-443.

Jones, B. H., Toner, M. M., Daniels, W. L., Knapik, J. J. (1984). The energy cost and heart-rate response of the trained and untrained subjects walking and running in shoes and boots. *Ergonomics*, 27, 895-902.

Jones, C. D. R., Jarjou MS, Whitehead RG, Jequier E. (1987). Fatness and the energy cost of carrying loads in African women. *Lancet*, 2, 1331-1332.

Jones, J., Poole, D. (2005). Introduction to oxygen uptake kinetics. In: Jones, A., Poole, D. (Eds.), *Oxygen Uptake Kinetics*. Oxon, Routledge.

Jonhson, A. (1991). *Biomechanics and exercise physiology*. New York: Wiley.

Katch, V., Becque, M. D., Marks, C., Moorehead, C., Rochinni, A. (1988). Oxygen uptake and energy output during walking of obese male and female adolescents. *American Journal of Clinical Nutrition*, 47, 26-32.

Kang, J., Chaloupka, E., Mastrangelo, M., Hoffman, J. (2002). Physiological and biomechanical analysis of treadmill walking up various gradients in men and women. *European Journal of Applied Physiology*, 86(6), 503-508.

Kanpik, J. J., Staab, J., Bahrke, M., Rynolds, K., Vogel, J., O'Connor, J. (1991). Soldier performance and mood states following strenuous road marching. *Military Medicine*, 156, 197-200.

Karpovich, P. (1959). *Physiology of muscular activity*. 5<sup>a</sup> ed. Philadelphia: W. B. Sanders Co. 99.

Kawaguchi, K., Tabusadani, M., Sekikawa, K., Hayashi, Y., Onari, K. (2001). Do the kinetics of peripheral muscle oxygenation reflect systemic

oxygen intake? (Abstract) *European Journal of Applied Physiology*, 84, 158-161.

Kenney, W.L. (1997). Thermoregulation at rest and during exercise in healthy, older adults. *Exercise Sports and Science Revue*, 25, 41-76.

Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Alexander, R. McN. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325, 147-149.

Keren, G., Epstein, Y., Magazanik, A., Sohar, E. (1981). The energy cost of walking and running with and without a backpack load. *European Journal of Applied Physiology*, 46, 317-324.

Kerrigan, D., Todd, M., Croce, U. (1988). Gender difference in joint biomechanics during walking. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77, 2-7.

King, A. C., Blair, S. N., Bild, D. E., Dishman, R. K., Dubbert, P. M., Marcus, B. H., Oldridge, N. B., Paffenbarger, R. S., Jr., Powell, K. E., & Yeager, K. K. (1992). Determinants of physical activity and interventions in adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, S221-S236.

Kinoshita, H. (1985). Effects of different load and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics*, 28, 1347-1362.

Kirk, J., Schneider, D. A. (1992). Physiological and perceptual responses to load-carrying in female subjects using internal and external frame backpacks. *Ergonomics*, 35(4), 445-455.

Klausen; K., Knuttgen, H. (1971). Effect of training on oxygen consumption in negative muscular work. *Acta Physiologica Scandinavica*, 83, 319-323.

Knapik J. J., Ang, P., Meiselman, H., Johnson, W., Kirk, J., Bense, C., Hanlon, W. (1997). Soldier performance and strenuous road marching: Influence of load mass and load distribution. *Military Medicine*, 162(5), 62-67.

Knapik, J. J. (1989). Loads carried by soldiers: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. T19-89. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

Knapik, J. J., Bahrke, M., Staab, J., Reynolds, K., Vogel, J., O'Connor, J. (1990). Frequency of loaded road march training and performance on a loaded road march. T13-90. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

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

Knapik, J. J., Johnson, R., Ang, P., Meiselman, H., Bense, C., Johnson, W., Flynn, B., Hanlon, W., Kirk, J., Harman, E., Frykman, P., Jones, B. (1993). Road march performance of special operations soldiers carrying loads and load distributions. T14-93. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

Knight, C., Caldwell, G. (2000). Muscular and metabolic cost of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Medicine e Science in Sports e Exercise*, 32(12), 2093-2101.

Knuttgen, H., Nadel, E., Pandolf K., Patton, J. (1982). Effects of training with eccentric muscle contractions on exercise performance, energy expenditure and body temperature. *International Journal of Sports Medicine*, 3(1), 13-17.

Kohl, H., Blair, S., Paffenbarger, R., Macera, C., Kronenfeld, J. (1988). A mail survey of Physical activity habits as related to measured fitness. *American Journal of Epidemiology*, 127, 1228-1239.

Koppo, K., Bouckaert, J., Jones, A. M. (2004). Effects of training status and exercise intensity on phase II VO<sub>2</sub> kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(2), 225-232.

Kraemer, W. J, Vogel, J. A., Patton, J. F., Dziados, J. E., Reynolds, K. L. (1987). The effects of various physical training programs on short duration, high intensity load bearing performance and the Army Physical Test. T30-87. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

Krahenbuhl, G. S., and Williams, T. J. (1992). Running economy: changes with age during childhood and adolescence. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 462-466.

Kram R. (1991). Carrying loads with springy poles. *Journal of Applied Physiology*, 71, 1119-1122.

Kram, R., Taylor, C. R. (1990). Energetics of running: a new perspective. *Nature*, 346, 265-267.

Kroemer, K., Kroemer, H., Kroemer, E. (1994). Ergonomics: How to Design for Ease and Efficiency. In: Fabrycky, W. J., Mize J. H. (Eds.), *Industrial and Systems Engineering*. Prentice Hall Intl Series.

Krogh, A., Lindhard, J. (1913). The regulation of respiration and circulation during the initial stages of muscular work. *Journal of Physiology*, 47, 112-136.

Kuo, A. D. e Bauby, C. E. (1998). Active and passive stabilization of lateral balance during human walking. In: *Proceedings of the 98 NACOB Conference*.

Lamarra, N., Whipp, B. J., Ward, S. A., Wasserman, K. (1987). Effect of interbreath fluctuations on characterising exercise gas exchange kinetics. *Journal of Applied Physiology*, 62, 2003-2012.

Larish, D. D., Martin, P. E., Mungiole, M. (1988). Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Annals of the New York Academy of Science*, 515, 18-32.

Laursen, B., Ekner, D., Simonsen, E., Voigt, M., Sjogaard, G. (2000). Kinetics and energetics during uphill and downhill carrying of different weights. *Applied Ergonomics*, 31, 159-166.

Lee R. (1979). *The Kung San: men, women, and work in a foraging society*. Cambridge, UK: Cambridge University Press.

Lee, I. M., Hsieh, C. C., Paffenbarger, R. S., Jr. (1995). Exercise intensity and longevity in men: The Harvard Alumni Health study. *Journal of the American Medical Association*, 273, 1179-1184.

Lee, I. M., Paffenbarger, R. S., Jr. (1998). Physical activity and stroke incidence. *The Harvard Alumni Health study*. *Stroke*. 29, 2049-2054.

Legeune, T. M., Willems, P. A., Heglund, N. C. (1998). Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *Journal of Experimental Biology*, 201, 2071-2080.

Legg, S. J. (1985). Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics*, 28, 197-212.

Legg, S. J., Mahanty, A. (1985). Comparison of five modes of carrying loads close to the trunk *Ergonomics*, 28, 1653-1660

Legg, S. J., Mahanty, A. (1986). Energy cost of backpacking in heavy boots. *Ergonomics*, 29, 433-438.

Legg, S. J., Ramsey, T., Knowles, D. J. (1992). The metabolic cost of backpack and shoulder load carriage. *Ergonomics*, 35, 1063-1068.

Levine, L., Evans, W. I., Winsmann, F. R., Pandolf, K. B. (1982). Prolonged self-paced hard physical exercise comparing trained and untrained men. *Ergonomics*, 25(5), 393-400.

Levine, L., Evans, W. J., Winsmann, F. R., Pandolf, K. B. (1982). Prolonged self-paced hard physical exercise comparing trained men and untrained men. *Ergonomics*, 25, 393-400.

Li, L., Bogert, E. C., Caldwell, G. E., Van Emmerik, R. E. A., Hamill, J. (1999). Coordination patterns of walking and running at similar speed stride frequency. *Human Movement Science*, 18(1), 67-85.

Linnarsson, D. (1974). Dynamics of pulmonary gas exchange and heart changes at start and end of exercise. *Acta of Physiologica Scandinavica*, 415, 1-68.

Lloyd, R., Cooke, B. C. (1999). The oxygen consumption associated with unload walking and load carriage using two different backpack designs. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 486-492.

Lovejoy, C. O. (1988). Evolution of human walking. *Scientific American*, 259, 118-125.

Low, J., Reed, A. (1996). *Basic Biomechanics Explained*. Oxford: Butterworth-Heinemann.

Lucia, A., Fleck, S. J., Gotshall, R. W., Kearney, J. T. (1993). Validity and reliability of the K<sup>2</sup> instrument. *International Journal of Sports Medicine*, 14, 380-386.

Ma, S., Zahalak G. I. (1991). A distribution-moment model of energetics in skeletal muscle. *Journal of Biomechanics*, 24, 21-35.

Maffei, C., Schutz, Y., Schena, F., Zaffanello, M., Pinelli, L. (1993). Energy expenditure during walking and running in obese and nonobese prepubertal children. *Journal of Paediatric*, 123, 193-199.

Mahler, M. (1980). Kinetics and control of oxygen consumption in skeletal muscle. In: Cerretelli, P., Whipp, B. J. (Eds), *Exercise Bioenergetics and Gas Exchange*. Amsterdam: Elsevier Biomedical Press. 53-66.

Malatesta, D., Simar, D., Dauvilliers, Y., Candau, R., Borrani, F., Préfaut, C., Caillaud, C. (2003). Energy cost of walking and gait instability in healthy 65- and 80-yr-olds. *Journal of Applied Physiology*, 95, 2248-2256.

Malhotra, M. S., Gupta, J. S. (1965). Carrying of school bags by children. *Ergonomics*, 8, 55-60.

Maloiy, G. M., Heglund, N. C., Prager, L. M., Cavagna, C. A., Taylor, C. R. (1986). Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? *Nature*, 319, 668-669.

Malville, N. J. (1999). Porters of a eastern hills of Nepal: body size and load weight. *American Journal of Human Biology*, 11, 1-11.

Marconi, C., Ferretti, G., Anchisi, S., Catalano, M., Scandale, G., Antico, A., Lob, G., Peinetti, F., Cerretelli, P. (2003). Energetics of walking in patients with peripheral arterial disease: a proposed functional evaluation protocol. *Clinical Science*, 105, 105-111.

Margaria, R. (1938). Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione el terreno. *Atti Accademia Nazionale dei Lincei*, 7, 299-368.

Margaria, R. (1968). Positive and negative work performance and their efficiencies in human locomotion. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 25, 339-351.

Margaria, R. (1975). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Oxford, Uk: Clarendon Press.

Margaria, R. (1976). *Biomechanics and energetics of muscular exercise*. Clarendon, UK: Oxford University Press.

Martin, P. E., Nelson, R. C. (1986). The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, 29, 1191-1202.

Martin, P. E., Rothstein, D. E., Larish, D. D. (1992). Effects of age and physical activity status on the speed-aerobic relationship of walking. *Journal of Applied Physiology*, 73(1), 200-206.

Martin, P., Morgan, D. (1992). Biomechanical considerations for economical walking and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24, 4.

Mastroianni, G., Chuba, D., Zupan, M. (2003). Self-pacing and cognitive performance while walking. *Applied Ergonomics*, 34, 131-139.

Mattson, E., Andersson, C. (1997). Oxygen cost, walking speed, and perceived exertion in children with cerebral palsy when walking with anterior and posterior walkers. *Development Medicine of Child Neurology*, 39, 671-676.

McArdle, W., Katch, F., Katch, V. (1998). *Fisiologia do Exercício. Energia, Nutrição e Desempenho Humano*. 4ªEd.. Rio de Janeiro. Brasil: Guanabara Koogan.

McCann, D. J., Adams, W. C. (2002). A dimensional paradigm for identifying the size-independent cost of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(6), 1009-1017.

McLaughlin, J. E., King, G. A., Howley, E. T., Basset, D. R., Ainsworth, B. E. (2001). Validation of the Cosmed K4b2 portable metabolic system. *International Journal of Sports Medicine*, 22, 280-284.

McMahon, T. (1984). *Muscles, reflexes and locomotion*. Princeton, NJ: Princeton University Press.

Medbø, J. I., Mohn, A. C., Tabata, I., Bahr, R., Vaage, O., Sejersted, O. M. (1998). Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *Journal of Applied Physiology*, 64(1), 50-60.

Melby, C., Ho, R., Hill, O. (2000). Assessment of human energy expenditure. In: Bouchard, C. (Ed.). *Physical Activity and Obesity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Mello, R. P., Damokosh, A. I., Reynolds, K. L., Witt, C. E., Vogel, J. A. (1988). The physiological determinants of load bearing performance at different march distances. T15-88. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

Menz, H. B., Lord, S. R., Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait Posture*, 18, 35-46.

Mian O. S., Thom J. M., Ardigò L. P., Morse C. I., Narici M. V., Minetti A. E. (2006a) Effect of a 12-month physical conditioning programme on the metabolic cost of walking in healthy older adults, *European Journal of Applied Physiology*, 4, 1-7

Mian O. S., Thom J. M., Ardigò L. P., Narici M. V., Minetti A. E. (2006b) Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men , *Acta Physiologica Scandinavica*, 186, 127–139

Miller, J. F., Stamford, B. A. (1987). Intensity and energy cost of weighted walking vs. running for men and women. *Journal of Applied Physiology*, 62(4), 1497-501.

Millet, G. P., Candau, R. (2002). Facteurs mécaniques du coût énergétique dans trois locomotions humaines. *Science and Sports*, 17, 166-176.

Milliron, M. J., Cavanagh, P. R. (1990). Sagittal plane kinematics of the lower extremity during distance running. In: Cavanagh, P. R. (Ed.), *Biomechanics of distance running*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Minetti, A. E. (1995). Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. *Journal of Physiology*, 15, 475(3), 548-554.

Minetti, A. E. (1995). Optimum gradient of mountain paths. *Journal of Applied Physiology*, Nov. 79(5), 1698-1703.

Minetti, A. E. (1998). A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *Journal of Biomechanics*, 31(5), 463-468.

Minetti, A. E. (2000). The three modes of terrestrial locomotion. In: Nigg, B., MacIntosh, B., Mester, J. (Eds.), *The Biomechanics and Biology of Movement*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Minetti, A. E., Alexander, R. McN. (1997). A theory of metabolic costs for bipedal gaits. *Journal of Theoretical Biology*, 186, 467-476

Minetti, A. E., Ardigó, E. M., Capodaglio, E. M., Saibene, F. (2001). Energetics and mechanics of human walking at oscillating speeds. *American Zoology*, 42(2), 205-210.

Minetti, A. E., Ardigó, L. P., Saibene, F. (1993). Mechanical determinants of grade walking energetics. *Journal of Physiology*, 472, 725-735.

Minetti, A. E., Ardigó, L. P., Saibene, F. (1994). Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running. *Journal of Experimental Biology*, 195, 211-225.

Minetti, A. E., Ardigó, L. P., Saibene, F. (1994). The transition between walking and running in man: metabolic and mechanical aspects at different grades. *Acta of Physiology Scandinavian*, 150(3), 315-323.

Minetti, A. E., Belli, G. (1994). A model for estimation of hidden mass displacement in periodic movements. *Journal of Biomechanics*, 27(1), 97-102.

Minetti, A. E., Boldrini, L., Brusamolín, L., Zamparo., Mckee, T. (2003). A feedback-controlled treadmill (treadmill-on-demand) and the spontaneous speed of walking and running in humans. *Journal of Applied Physiology*, 95(2), 838-843.

Minetti, A. E., Capelli, C., Zamparo, P., Di Prampero, P. E., Saibene, F. (1995). Effects of stride frequency changes on mechanical power and energy expenditure of walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(8), 1194-1202.

Minetti, A. E., Moia, C., Roi, G. S., Susta, D., Ferretti, G. (2002). Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. *Journal of Applied Physiology*, 93(3), 1039-1046.

Minetti, A. E., Saibene, F., Ardigó, L., Atchou, G., Schena, F., Ferretti, G. (1994). Pygmy locomotion. *European Journal of Applied Physiology*, 68(4), 285-290.

Montoye, H. J. (1982). Age e oxygen utilization during submáximal treadmill exercise in males. *Journal of Gerontology*, 37, 396-402.

Montoye; H., Kemper, C., Saris, W., Washburn, R. (1996). *Measuring physical activity and energy expenditure*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Morgan, D. W., Martin, P. E., Krahenbuhl, G. S., Baldini, F. D. (1991). Variability in running economy and mechanics among trained male runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(3), 378-383.

Morgan, D. W., Martin, P.E., Krahenbuhl, G. S. (1989). Factors affecting running economy. *Sports Medicine*, 7(5), 310-330.

Morris, J. N., Hardmann, A. E. (1997). Walking to health. *Sports Medicine*, 23, 306-332.

Morris, N., Pollard, R., Everitt, M., Chave, S. (1980). Vigorous exercise in leisure -time: protection against coronary heart disease. *Lancet*, 2, 1207-1210.

Murray, M., Spurr, G., Sepic, S., Gardner, G., Mollinger, L. (1985). Treadmill vs floor walking: kinematics, electromyogram and heart rate. *Journal of Applied Physiology*, 59, 87-91.

Murray, T. D., Walker, J. L., Jackson, A. S., Morrow, J. R. Jr., Eldridge, J. A., Rainey, D. L. (1993). Validation of 20-minute steady-state jog as an estimate of peak oxygen uptake in adolescents. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 64, 75-82.

Murtagh, E. M., Boreham, C.A., Murphy, M.H. (2002). Speed and exercise intensity of recreational walkers. *Prevention in Medicine*, Out. 35(4), 397-400.

Myles, W. E., Eclache, J. P., Beaury, J. (1979). Self-pacing during sustained, repetitive exercise. *Aviation, Space and Environmental Medicine*, 50(9), 921-924.

Myles, W. S., Saunders, P. L. (1979). The physiological cost of carrying light and heavy loads. *European Journal of Applied Physiology*, 42, 125-131.

Myo-Thien, Lammert, O., Garby, L. (1985). Effect of trunk load on the energy expenditure of treadmill walking and ergometer cycling, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 54, 122-124.

Nagle, F. J., Balke, B., Batista, G., Thon, C. (1971) Compatibility of progressive treadmill, bicycle, and step tests based on oxygen uptake responses. *Medicine Sciences in Sports*, 3, 149-154.

Nagle, F. J., Balke, B., Naughton, J. P. (1965). Gradiational step tests for assessing work capacity. *Journal of Applied Physiology*, 20, 745-748.

Navalta, J. W., Darlene, A., Sedlock, Park, K. S. (2004). Physiological responses to downhill walking in older and younger individuals. *Journal of Exercise Physiology*. 7(6), 45-51.

Nelson, R. C., Dillman, C. J., Lagasse, P., Bickett, P. (1972). Biomechanics of overground versus treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 4, 233-240.

Neurether, G. (1981). The ski pole in summer. *Munchener medizinische Wochenschrift*. 123(3). 513-514.

Noble, B. J., Borg, G., Jacobs, I., Ceci, R., Kaiser, P. (1983). A category-ratio perceived exertion scale: relationship to blood and muscle lactates and heart rate. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 15(6), 523-528.

Noble, B., Robertson, R. (1996). *Perceived exertion*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Norman (1983) Biomechanical evaluation of sports equipment. In: Terjun, R. J. (Eds), *Exercise and Sport Sciences*, 11, 232-274.

O'Dwyer, N. J., Neilson, P. D. (2000). Metabolic energy expenditure and accuracy in movement. In: Sparrow, W. A. (Eds.), *Energetics of human activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Obusek, J. P., Harman, E. A., Frykman, P. N., Palmer, C. J., Billis, R. K. (1997). The relationship of backpack center of mass location to the metabolic cost of load carriage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29, S205.

Owens, S G., Al-Ahmed, A., Moffatt, R. J. (1989). Physiological effects of walking and running with hand-held weights. *Journal of Sports Medicine Physical Fitness*, 29, 348-387.

Özyener, F., Rossiter, H. B., Ward, S. A., Whipp, B. J. (2001). Influence of exercise intensity on symmetry of the on- off-transient kinetics of pulmonary oxygen uptake. *Journal of Physiology*, 533, 891-890.

Paffenbarger, R. S. Jr., Hale, W. E. (1975). Work activity and coronary heart mortality. *New England Journal of Medicine*, 292, 545-550.

Paffenbarger, R. S., Lee, I. M. (1996). Physical activity and fitness for health and longevity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 3, 11-28.

Pandolf K. B., Haisman, M. F., Goldman, R. F. (1976). Metabolic energy expenditure and terrain coefficients for walking on snow. *Ergonomics*, 19, 683-690.

Pandolf, K., Givoni, B., Goldman, R. (1977). Predicting energy expenditure with loads while standing or walking very slow. *Journal of Applied Physiology*, 43, 577-581.

Pascoe D. D., Pascoe DE, Zhong Y, Wang YT. (1999). Influence of book backpack loads on youth. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), S407.

Pascoe, D. D., Pascoe, D. E., Wang, Y. T., Shim, D. M., Kim, C. K. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*, 40(6), 631-641.

Passmore, R., Durnin, J. V. G. A. (1955). Human energy expenditure. *Physiological Reviews*, 35, 801-840.

Pate, R. R., Slentz, C. A., Katz, D. P. (1989). Relationships between skinfold thickness and performance of health related fitness test items. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 60, 183-189.

Pate, R., Pratt, M., Blair, S., Haskell, W., Macera, C., Bouchard, C., Buchner, D., Ettinger, W., Heath, G., King, A. (1995). Physical activity and public health. A recommendation from the Centers Disease Control and

Prevention and the American College of Sports Medicine. *Journal of American Medical Association*, 1, 273(5), 402-407.

Patla, A. E., Prentice, S. D. (1995). The role of active forces and intersegmental dynamics in the control of limb trajectory over obstacles during locomotion in humans. *Experimental Brain Research*, 106, 499-504.

Patla, A. E., Prentice, S. D., Rietdyk, S., Allard, F., Martin, C. (1999). What guides the selection of alternate foot placement during locomotion in humans. *Experimental Brain Research*, 128, 441-450.

Patla, A. E., Rietdyk, S. (1993). Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width. *Gait and Posture*, 1, 45-60.

Patla, A. E., Sparrow, W. A. (2000). Factors that have shaped human locomotor structure and behavior. In Sparrow, W. A. (Eds.), *Energetics of human activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Patton, J. F., Kaszuba, J., Mello, R. P., Reynolds, K. L. (1990). Physiological and perceptual responses to prolonged treadmill load carriage. T11-90. *Technical Report*. Natick, MA: United States Army Research Institute of Environmental Medicine.

Patton, J. F., Kaszuba, J., Mello, R. P., Reynolds, K. L. (1991). Physiological responses to prolonged treadmill walking with external loads. *European Journal of Applied Physiology*, 63, 89-93.

Pearce, M. E., Cunningham, D. A., Donner, A. P., Rechnitzer, P. A., Fullerton, G. M., Howard, J. H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *European Journal of Applied Physiology*, 52(1), 115-119.

Piiper, J., Di Prampero, P. E., Cerretelli, P. (1968). Oxygen debt and high-energy phosphates in gastrocnemius muscle of the dog. *American Journal of Physiology*, 215, 523-531.

Pimental, N. A., Pandolf, K. B. (1979). Energy expenditure while walking slowly uphill and downhill with loads. *Ergonomics*, 22, 963-973.

Pimental, N. A., Shapiro, Y., Pandolf, K. B. (1982). Comparison of uphill and downhill walking and concentric and eccentric cycling. *Ergonomics*, 25, 373-380.

Pink, M., Perry, J., Houglum, P. A., Devine, D. J. (1994). Lower extremity range of motion in the recreational sport runner. *American Journal of Sports Medicine*, 22, 541-549.

Pinnington, H. C., Wong, P., Tay, J., Green, D, Dawson, B. (2001). The level of accuracy and agreement in measures of FEO<sub>2</sub>, FECO<sub>2</sub> and VE between the Cosmed K4b2 portable, respiratory gas analysis system and a metabolic cart. *Journal of Science Medicine in Sport*, 4(3), 324-335.

Pivarnik, J. M., Sherman, N. W. (1990). Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22(1), 127-130.

Poole, D. C. (1994). Role of exercising muscle in slow component of VO<sub>2</sub>. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1335-1340.

Poole, D. C., Barstow, T. J., Gaesser, G. A., Willis, W. T., Whipp, B. J. (1994). VO<sub>2</sub> slow component: physiological and functional significance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1354-1358.

Poole, D. C., Schaffartzik, W., Knight, D., Derion, T., Kennedy, B., Guy, H., Prediletto, R., Wagner, P. (1991). Contribution of exercising legs to the slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *Journal of Applied Physiology*, 71, 1245-1253.

Poole, D. C., Ward, S. A., Gardner, G. W., Whipp, B. J. (1988). Metabolic and respiratory profile of upper limit for prolonged exercise in man. *Ergonomics*, 31, 1265-1279.

Porcari, J. (1999). Pump up your walk. *ACSM's Health & Fitness Journal*, 3, 25-29.

Porcari, J. P., Ward, A., Morgan, W. P., Ebeling, C., O'Hanley, S., Rippe, J. M. (1988). Exercise intensity at a self-selected or preferred walking pace. *Journal of Clinical Research*, 8, 398.

Porcari, J., Hendrickson, T., Walter, P., Terry, L. and Walsko, G. (1997). The physiological responses to walking with and without power poles™ on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 6(2) 161-166.

Powers, S., Howley, E. (2000). *Fisiologia do Exercício. Teoria e Aplicação ao condicionamento e ao desempenho*. São Paulo. Brasil: Manole Ed..

Pringle, J. S. M., Doust, J. H., Carter, H., Tolfrey, K., Campbell, I. T., Jones, A. M. (2003). Oxygen uptake kinetics in humans: the influence of muscle fiber type and capillarisation. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 289-300.

Pugh, L. G. (1970). Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effects of air resistance. *Journal of Physiology*, 207, 823-835.

Pugh, L. G. (1971). The influence of wind resistance in running and walking and the mechanical efficiency of work against horizontal or vertical forces. *Journal of Physiology*, 213, 255-276.

Ralston, H. J. (1958). Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie*, 17, 277.

Ralston, H. J. (1976). The energetics of human walking. In: Herman, R. M. grillner, S., Stein, P. S. G., Stuart, D. G. (Eds.), *Neural Control of Locomotion*. New York, NY: Pleunum.

Ramanathan, N. L., Datta, S. R., Gupta, M. N. (1972). Biomechanics of various modes of load transport on level ground. *Indian Journal of Medical Research*, 60, 1702-1710.

Reeves, M. M., Davies, P. S. W., Bauer, J., Battistutta, D. (2004). Energy expenditure measurements by indirect calorimetry. *Journal of Applied Physiology*, 97(1), 130-134.

Reybrouck, T., Weymans, M., Vinckx, J., Stuns, H., Vanderschueren-Lodeweyckx, M. (1987). Cardiorespiratory function during exercise in obese children. *Acta Paediatric Scandinavica*, 76, 342-348.

Rippe, J. M., Ward, A., Porcari, J. P., Freedson, P. S. (1988). Walking for health and fitness. *Journal of the American Medical Association*, 59, 2720-2724.

Robergs, R., Burnett, A. (2003). Methods used to process data from indirect calorimetry and their application to  $VO_{2max}$ . *Journal of Exercise Physiology-online*, 6(2), 44-57.

Rodgers, C., VanHeest, J., Schachter, C. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with exerstriders®. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(4), 607-611.

Roeggla, M., Wagner, A., Moser, B., Roeggla, G. (1996). Hiking sticks in mountaineering. *Wilderness & Environmental Medicine*, 3, 258.

Rohrer, J. E., Pierce, J. R., Dennison, A. (2004). Walk ability and self-rated health in primary care patients. *Bio Medical Centre - Family Practice*, 5, 29.

Ronsky, L., Nigg, B., Fisher, V. (1995). Correlation between physical activity and gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. *Clinical Biomechanics*, 10, 1.

Roos, M. R., Rice, C. L., Vandervoort, A. A. (1997). Age-related changes in motor unit function. *Muscle Nerve*, 20, 679-690.

Rose, J., Gamble, J. G. (1993). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

Rose, J., Ralston, H. R., Gamble, J. G. (1994). Energetics of walking. In: Rose, J., Gamble, J. G., (Eds.), *Human Walking*. Baltimore: Williams and Wilkins, 45-72.

Rossiter, H. B., Howe, F. A., Ward, S. A., Kowalchuk, J. M., Doyle, V. L., Griffiths, J. R., Whipp, B. J. (2000). Inter-sample fluctuations of intramuscular [phosphocreatine] determination by <sup>31</sup>P-MRS on parameter estimation of metabolic responses to exercise in humans. *Journal of Physiology*, 528, 359-369.

Rossiter, H. B., Ward, S. A., Doyle, V. L., Howe, F. A., Griffiths, J. R., Whipp, B. J. (1999). Inferences from pulmonary O<sub>2</sub> uptake with respect to intramuscular [phosphocreatine] kinetics during moderate exercise in humans. *Journal of Physiology*, 518, 921-932.

Rossiter, H. B., Ward, S. A., Kowalchuk, J. M., Howe, F. A., Griffiths, J. R., Whipp, B. J. (2002). Dynamic asymmetry of phosphocreatine concentration and O<sub>2</sub> uptake between the on- and off-transients of moderate- and high-intensity exercise in humans. *Journal of Physiology*, 541, 991-1002.

Roston, W., Whipp, B., Davis, J., Cunningham, D., Efos, R., Wasserman, K. (1987). Oxygen uptake kinetics and lactate concentration during exercise in humans (abstract). *American Revue of Respiratory Diseases*, 135, 1080-1084.

Rowland, T. W. (1991). Effects of obesity on aerobic fitness in adolescent females. *American Journal of Disease in Childhood*, 145, 764-768.

Rowland, T., Cunningham, L., Martel, L., Vanderburgh, P., Manos, T., Charkoudin, N. (1997). Gender effects on submáximal energy expenditure in children. *International Journal of Sports Medicine*, 18, 420-425.

Rudzki, S. J. (1989). Weight-load marching as a method of conditioning. Australian Army recruits. *Military Medicine*, 154, 201-205.

Russel, A., Wadley, G., Snow, R., Giacobino, J.-P., Muzzin, P., Garnham, A., Cameron-Smith, D. (2002). Slow component of VO<sub>2</sub> kinetics: the effect of training status, fibre type, UCP3 mRNA and citrate synthase activity. *International Journal of Obesity*, 26, 157-164.

Sagiv, M., Ben-Gal, S., Ben-Sira, D. (2000). Effects of gradient and load carried on human haemodynamic responses during treadmill walking. *European Journal of Applied Physiology*, Set. 83(1), 47-50.

Sagiv, M., Ben-Sira, D., Sagiv, A., Werber, G., Rotstein, A. (1994). Left ventricular responses during prolonged treadmill walking with heavy load carriage. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 285-288.

Saibene, F. (1990). The mechanisms for minimizing energy expenditure in human locomotion. *European Journal of Clinical Nutrition*, 44, 65-71.

Saibene, F., Minetti, A. E. (1992). Aspects of the energetics and the mechanics of human locomotion. In: Rodano, R., Ferrigno, G., Santambrogio, G. C. (Eds.). In: *Proceedings of the 10th ISBSS Symposium*. Milão. Itália: 307-314.

Sato, M., Tanaka, S. (1973). Postural effect on the relation between oxygen consumption and heart rate. *Journal of human ergology*, 2, 21-30.

Sayers, S. P., Brach, J. S., Newman, A. B., Heeren, T. C., Guralnik, J. M., Fielding, R. A. (2004). Use of self-report to predict ability to walk 400 meters in mobility-limited older adults. *Journal of American Geriatrics Society*, Dez. 52(12), 2099-2103.

Schwameder, H., Roithner, R., Muller, E., Niessen, W., Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sports Sciences*, Dec. 17, 969-978.

Seals, D. R., Washburn, R. A., Hanson, P. G., Nagle, F. L. (1983). Increased cardiovascular response to static contraction of larger muscle groups. *Journal of Applied Physiology*, 54, 434-437.

Seifert, J. G., Luetkemeier, M. J., Spencer, M. K., Miller, D., Burke, E. R. (1997). The effects of mountain bike suspension systems on energy expenditure, physical exertion and time trial performance during mountain bicycling. *International Journal of Sports Medicine*, 18(3), 197-200.

Sekiya, N., Nagasaki, H. (1998). Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest realizbility of the walk ratio (step-length/step rate). *Gait and Posture*, 7, 225-227.

Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., Furuna, T. (1996). The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *Journal of Human Movement Studies*, 30, 241-257.

Sekiya, N., Nagasaki, H., Ito, H., Furuna, T. (1996). The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *Journal of Human Movement Studies*, 30, 241-257.

Shipman, D., Donelan, M., Kram, R., Kuo, A. (2001). *External lateral stabilization reduces metabolic cost of walking*. American Society of Biomechanics

Shoenfeld, Y., Keren, G., Shimoni, T., Birnfeld, C., Sohar, E. (1980). Walking. A method for rapid improvement of physical fitness. *Journal of American Medical Association*, 243, 2062-2063.

Silva, A, Dutra, L., Damasceno, V., Lima, J. (2003). Estimativa do gasto energético da caminhada. *Revista Digital Vida & Saúde online*. Universidade Juiz de Fora. V.2, nº1, Fev/Mar.

Sjödin, B., Svedenhag, J. (1992). Oxygen uptake during running as related to body mass in circumpubertal boys: a longitudinal study. *European Journal of Physiology*, 65, 150-157.

Skinner, J. S., Hustler, V., Bergsteinova, V., Buskirk, E. R. (1973). The validity and reliability of a rating scale of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports*, 5, 97-103.

Sklar, J., DeVoe, D., Gotshall, R. (2003). Metabolic effects of using bilateral trekking poles whilst hiking. *Journal of Human Movement Studies*, 44, 73-185.

Soule, R. G., Goldman, R. F. (1969). Energy cost of load carried on the head, hands, or feet. *Journal of Applied Physiology*, 27, 687-690.

Soule, R. G., Goldman, R. F. (1972). Terrain coefficients for energy cost prediction. *Journal of Applied Physiology*, 32, 706-708.

Soule, R. G., Pandolf, K. B., Goldman, R. F. (1978a). Voluntary march rate as a measure of work output in the heat. *Ergonomics*, 21(6), 455-462.

Soule, R. G., Pandolf, K. B., Goldman, R. F. (1978b). Energy expenditure of heavy load carriage. *Ergonomics*, 21, 373-381.

Sparrow, W. A. (1983). The efficiency of skilled performance. *Journal of Motor Behavior*, 15, 237-261.

Sparrow, W. A. (2000). *Energetics of human activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Sparrow, W. A., Hughes, K. (1997). Minimum principles in human learning: the effects of practice and non-preferred work rates on metabolic energy expenditure and perceived exertion. *Australian Journal of Psychology*, 49, 23.

Sparrow, W. A., Hughes, K. M., Russel, A. P., Rossignol, P. F. (2000). Movement economy, preferred modes, and pacing. In: Sparrow, W. A. (Eds.), *Energetics of human activity*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Sparrow, W. A., Irizarry-Lopez, V. M. (1987). Mechanical efficiency and metabolic cost as measures of learning a novel gross motor task. *Journal of Motor Behavior*, 19(2), 240-264.

Sparrow, W. A., Newell K. M. (1994). Energy expenditure and motor performance relationships in human learning a motor task. *Psychophysiology*, 31, 338-346.

Spelman, C., Pate, R., Macera, C., Ward. D. (1993). Self-selected exercise intensity of habitual walkers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(10), 1174-1179.

Stamford, B. A. (1976). Validity and reliability of subjective ratings of perceived exertion during work. *Ergonomics*, 19, 53-60.

Stephens, T., Craig, C. (1989). Fitness and activity measurements in the 1981 Canadian Fitness Survey. In: Drury, T. F. (Ed.), *Assessing physical fitness and physical activity in population-based surveys*. National Centre for Health Statistics, DHHS Pub. 89, 1253. Washington, DC.

Studel, K. L. (1994). Locomotor energetics and hominid evolution. *Evolutionary Anthropology*, 3, 42-48.

Stuempfle, K. J., Drury, D. G., Wilson, A. L. (2004). Effect of load position on physiological and perceptual responses during load carriage with an internal frame backpack. *Ergonomics*, 47(7), 784-789.

Taylor, C. R. (1985). Force development during sustained locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 115, 253-262.

Taylor, C. R., Heglund, N. C., McMahon, T. A., Looney, T. R. (1980). Energetic cost of generating muscular force during running. A comparison of large and small animals. *Journal of Experimental Biology*, 86, 9-18.

Taylor, C., Shkolink, A. Dmi'el, R., Baharav, B., Borut, A. (1974). Running in cheetahs, gazelles and goats: energy cost and limb configuration. *American Journal of Physiology*, 227, 848-850.

Thorstensson A, Roberthson H. (1987). Adaptations to changing speed in human locomotion: speed of transition between walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 131, 211-214.

Towne, W., DeVoe, D., Gotshall, R. (1997). *Energy expenditure of backpacking for men*. American College of Sports Medicine Rocky Mountain Chapter. Annual Meeting. Frisco. Colorado.

U.S. Department of Health and Human (1996). *Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General at a Glance*. Atlanta, GA: U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention, National Center for Chronic Disease Prevention and Health Promotion.

Unione Internazionale delle Associazioni Alpinistiche Medical Commission (1994). *Official Standards of the Hiking Poles in Mountaineering*. Volume 3, Swiss Medical Commission of UIAA.

Vacheron J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., Vanneuville, G. (1999). The effect of loads carried on the shoulders. *Military Medicine*, 164, 597-599.

Vacheron, J. J., Poumarat, G., Chandezon, R., Vanneuville, G. (1999). Changes of contour of the spine caused by load carrying. *Surgical and radiologic anatomy*, 21, 109-113.

Van Emmerick R. E. A., Wagenaar, R. C. (1996). Effects of velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *Journal of Biomechanics*, 29, 1175-1184.

Vanderbie, J. H. (1953). Some experimental load distributions studied on the treadmill. *Climatic Research Laboratory Report*, 212. Natick, MA: United States Army Quartermaster Research Development Division. Environmental Protection Branch.

Varraine, E., Bonnard, M., Pailhous, J. (2000). Intentional on-line adaptation of stride length in human walking. *Experimental Brain Research*, 130, 248-257.

Viru, A., Viru, M. (2001). Biochemical Monitoring of Sport Training. Champaign, IL: Human Kinetics.

Volpe, A. B., Bar-O., O. (2003). Energy cost of walking in boys who differ in adiposity but are matched for body mass. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(4), 669-674.

Vuorimaa, T., Vasankari, T., Rusko, H. (2000). Comparison of physiological strain and muscular performance of athletes during two intermittent running exercises at the velocity associated with  $VO_{2\text{máx}}$ . *International Journal of Sports Medicine*, 21, 96-101.

Wagenaar, R. C., Van Emmerick, R. E. A. (1994). The dynamics of pathological gait: stability and adaptability of movement coordination. *Human Movement Science*, 13, 441-471.

Walkers, J. L., Murray, T. D., Jackson, A. S., Morrow, J. R., Michaud, T. J. (1999). The energy cost of horizontal walking and running in adolescents. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31, 311-322.

Walter, P. R., Porcari, J. P., Brice, G., Terry, L. (1996). Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*, 16(4), 245-50.

Wanta, D., Nagle, F., Webb, P. (1993). Metabolic response to graded downhill walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25(1), 159-162

Wasserman, K., Hansen, J. E., Sue, D. Y., Whipp, B. J., Casaburi, R. (1984). Devices and systems for collecting and analysing physiologic data and Calculations, formulae, and examples, Appendix C and D. In: *ACSM Principles of Exercise Testing and Interpretations*, 2<sup>a</sup> ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. 440-464.

Wasserman, K., Hansen, J. E., Sue, D. Y., Whipp, B. J., Casaburi, R. (1994). *Principles of Exercise Testing and Interpretations*, Philadelphia: Lea & Febiger.

Wasserman, K., Whipp, B. J. (1975). Exercise physiology in health and disease. *American Review of Respiratory Disease*, 112, 219-249.

Waters, R. L., Hislop, H. J., Perry, J., Thomas, L., Campbell, J. (1983a). Comparative cost of walking in young and old adults, *Journal of Orthopaedic Research*, 1, 73-76.

Waters, R. L., Hislop, H. J., Thomas, L., Campbell, J. (1983b). Energy cost of walking in normal children and teenagers. *Development Medicine Child Neurology*, 25, 184-188.

Waters, R. L., Lunsford, B. R., Perry, J., Byrd, R. (1988). Energy-speed relationship of walking: standard tables. *Journal of Orthopaedic Research*, 6, 215-222.

Waters, R. L., Mulroy, S. (1999). Energy expenditure of normal and pathologic gait. *Gait & Posture*, 9, 207-231.

Webb, P., Saris, W., Schoffelen, P., Schenau, G., Hoor, F. (1988). The work of walking: a calorimetric study. *Medicine Sciences and Sports Exercise*, 20(4), 331-337.

Wells, J. A., Zipp, J. F., Schuette, P. T., McEleney, J. (1983). Musculoskeletal disorders among letter carriers: A comparison of weight carrying, walking and sedentary occupations. *Journal of Occupational Medicine*, 25(11), 814-820.

Whipp, B. (1997a). Determinants of oxygen uptake kinetics during high-intensity exercise in humans. In: Bangsbo, J., Bonde, H., Hellsten, Y., Ibsen, B., Kjaer, M., Sjogaard, G. (Eds.), *Book of Abstracts (II) - Second Annual Congress of the European College of Sports Science*, Copenhagen. 496-497.

Whipp, B. (1998). Oxygen uptake kinetics and domains of exercise intensity. *Science et Motricité*, 35-36, 73-74.

Whipp, B. e Mahler, M. (1980). Dynamics of gas exchange during exercise. In: West, B. (Ed.), *Gas Exchange*. Vol. II. New York: *Academic*, 33-96.

Whipp, B. J. (1996). Domains of aerobic function and their limiting parameters. In: Steinacker, J. M., Ward, S. A. (Eds.), *The Physiology and Pathophysiology of Exercise Tolerance*. New York: Plenum Press. 83-89.

Whipp, B. J., Rossiter, H. B., Ward, S. A. (2002). Exertional oxygen uptake kinetics: a stamen of stamina? *Biochemistry Society Transactions*, 30, 237-247.

Whipp, B. J., Rossiter, H. B. (2005). The kinetics of oxygen uptake. In: Jones, A., Poole, D. (Eds.), *Oxygen Uptake Kinetics*. Routledge. Oxon.

Whipp, B. J., Ward, S. A. (1982). Cardiopulmonary coupling during exercise. *Journal of Experimental Biology*, 100, 175-193.

Whipp, B., Özyener, F. (1998). Oxygen uptake kinetics and domains of exercise intensity. *Science et Motricité*, 35-36, 73-74.

Whipp, B., Ward, S., Lamarra, N., Davis, J., Wasserman, K. (1982). Parameters of ventilatory and gas exchange dynamics during exercise. *Journal of Applied Physiology*, 52, 1506-1513.

Whipp, B., Wasserman, K. (1972). Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant work load. *Journal of Applied Physiology*, 33, 351-356.

Widrick, J., Ward, A., Ebbeling, C., Clemente, E., Rippe, J. M. (1992). Treadmill validation of an over-ground walking test to predict peak oxygen consumption. *European Journal of Applied Physiology Occupational Physiology*, 64(4), 304-308.

Wiese-Bjornstal, D. M., Dufek, J. S. (1991). The effect of weightload and footwear on kinetic and temporal factors in level grade backpacking. *Journal of Human Movement Studies*, 21, 167-181.

Wild, G. M., Peeters, M. P., Hoefnagels, W. H., Oeseburg, B., Binkhorst, R. A. (1997). Relative exercise intensity of long-distance marching (120Km in 4 days) in 153 subjects aged 69-87 years. *European Journal of Applied Physiology*. 76, 510-516.

Willems, P. A., Cavagna, G. A., Heglund, N. C. (1995). External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology*, 198, 379-393.

William, K., Cavanagh, P. (1986). Biomechanical correlates with running economy in elite distance runners. In: Proceedings of the 9<sup>o</sup> North American Congress on Biomechanics. Montreal. 287-288.

Williams, K. R., Cavanagh, P. R. (1983). A model for the calculation of mechanical power during distance running. *Journal of Biomechanics*, 15, 115-128.

Willson, J., Torry, M, R., Decker, M, J., Kernozek, T. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 142-147.

Wilmore, J., Costill, D. (1994). *Physiology of Sport and Exercise*. Champaign, IL: Human Kinetics.

Wilson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., Steadman, J. R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 142-147.

Winsmann, F. R., Goldman, R. F. (1976). Methods for evaluation of load-carriage systems. *Perceptual and Motor Skills*, 43, 1211-1218.

Winter, D. A. (1978). Energy assessments of mechanical work done in human movement. *Journal of Applied Physiology*, 46, 79-93.

Winter, D. A. (1992). Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy*, 72, 45-46.

Wirtz, P., Ries, G. (1992). The pace of live reanalysed: why does walking speed of pedestrians correlate with city size? *Behaviour*, 123, 77-83.

Woledge, R., Curtin, N. A., Homsher, E. (1985). *Energetic aspects of muscle contraction*. London: Academic Press.

Woollacott, M. H., Shumaway-Cook, A. (1990). Changes in posture control across the life span - a systems approach. *Physical Therapy*, 70, 799-807.

Workman, J. M., Armstrong, B. W. (1963). Oxygen cost of treadmill walking. *Journal of Applied Physiology*, 18, 798-803.

Yano, T., Yunoki, T., Ogata, H. (2001). Relationship between the slow component of oxygen uptake and the potential reduction in maximal power output during constant-load exercise. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 41, 165-169.

Zamparo, P., Perini, R., Orizio, C., Sacher, M., Ferretti, G. (1992). The energy cost of walking or running on sand. *European Journal of Applied Physiology*, 65, 183-187.

Zarrugh M. Y., Radcliffe C. W. (1978). Predicting metabolic cost of walking. *European Journal of Applied Physiology*, 38, 215-223.

Zarrugh, M., Todd, F., Ralston, H. (1974). Optimization of energy expenditure during level walking. *European Journal of Applied Physiology*, 53, 293-306.

Zatsiorsky, V. M., Werner, S. L., Kaimin, M. A. (1994). Basic kinematics of walking: step length and step frequency. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 34, 109-134.

Zijstra, W., Rutgers, A., Hof, A., VanWeerden, T. (1995). Voluntary and involuntary adaptation of walking to temporal and spatial constraints. *Gait and Posture*, 3, 13-18.

**ANEXOS**

---

# ANEXOS

Anexo 1

## Termo Individual de consentimento

### *TERMO DE RESPONSABILIDADE*

Eu, \_\_\_\_\_,  
portador do B.I. nº \_\_\_\_\_, do Arq. de Identificação de \_\_\_\_\_,  
emitido em \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_\_\_, declaro que fui suficientemente informado das  
finalidades, benefícios esperados e riscos associados com a realização dos testes ou  
da actividade. Foi-me dada a oportunidade de formular questões e colocar dúvidas e  
estou na posse de informação suficiente para poder assinar o termo de  
consentimento.

Assumo a responsabilidade de eventuais lesões ou situações de risco de saúde que  
possam resultar do facto de não apresentar declaração médica que autorize a prática  
de actividade física. Assumo ainda a responsabilidade da ocorrência das situações  
nefastas para a minha saúde, que resultem do não cumprimento das indicações  
técnicas da ESDRM.

É da minha inteira responsabilidade o não cumprimento do programa de exercícios  
e/ou de recomendações fornecidas pelos técnicos da ESDRM.

Rio Maior \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2004

Assinatura

Anexo 2

## Questionário de Saúde e de Actividade Física

### QUESTIONÁRIO DE SAÚDE E DE ACTIVIDADE FÍSICA

Nome - _____		N.º - _____
Data de nascimento - _____		Sexo - _____
Profissão - _____		

<p><input type="checkbox"/> Sente dores ou desconforto no peito durante ou após o exercício físico</p> <p><input type="checkbox"/> Tem história de doença cardíaca (enfarte de miocárdio, angina de peito, isquémia, insuficiência cardíaca)</p> <p><input type="checkbox"/> Apresenta extra sístole, taquicardia, palpitações, sopro</p> <p><input type="checkbox"/> Tem hipertensão arterial</p> <p><input type="checkbox"/> Doença pulmonar (asma, enfisema, bronquite)</p> <p><input type="checkbox"/> Alergia a fármacos</p> <p><input type="checkbox"/> Insuficiência respiratória</p> <p><input type="checkbox"/> Tonturas, desmaios, náuseas ou vômitos durante o esforço</p> <p><input type="checkbox"/> Diabetes tipo <input type="checkbox"/> I ou <input type="checkbox"/> II</p> <p><input type="checkbox"/> Epilepsia</p> <p><input type="checkbox"/> Doenças periféricas (varizes, derrames, etc.)</p> <p><input type="checkbox"/> Flebites, embolias</p> <p><input type="checkbox"/> Artrites ou dores nas articulações (coluna, joelhos, ombros)</p> <p><input type="checkbox"/> Febre reumática</p> <p><input type="checkbox"/> Desequilíbrios emocionais (depressão, ansiedade, etc.)</p> <p><input type="checkbox"/> Doenças recentes, hospitalizações ou cirurgias ?</p> <p>Quais? _____</p> <p><input type="checkbox"/> Uso regular de medicamentos (cardiogênicos, diuréticos, anti-depressivos, insulina, etc.)</p> <p><input type="checkbox"/> Faz uso regular do tabaco</p> <p><input type="checkbox"/> Faz regular de bebidas alcoólicas</p> <p><input type="checkbox"/> Cafeína, incluindo bebidas com cola e outros excitantes</p> <p><input type="checkbox"/> Alimentação irregular e/ou desequilibrada sobre o aspecto qualitativo/quantitativo</p> <p><input type="checkbox"/> Lipograma atípico (alterações do colesterol)</p> <p><input type="checkbox"/> Pratica actividade física regularmente?</p> <p>Definir: _____</p> <p>_____</p> <p><input type="checkbox"/> Apresenta alguma restrição médica para a prática do exercício físico</p> <p>Definir: _____</p> <p>_____</p>
--

Rio Maior, \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Examinador

## Anexo 3

**Escala de Borg (modificada)**

0	Não existe esforço
0.5	Extremamente leve
1	Muito leve
2	Leve
3	Moderado
4	
5	Intenso
6	
7	Muito intenso
8	
9	
10	Extremamente intenso

## Anexo 4

## Tabelas de dados

## Estudo 1

**Quadro 1.** Valores individuais da idade, massa corporal (MC), altura (Alt), percentagem de massa gorda (%MG), taxa de metabolismo de repouso (TMR) e tempos (t) de realização dos segmentos nos declives 0, 6 e 14%.

<b>Sujeitos</b>	<b>Idade</b> (anos)	<b>MC</b> (kg)	<b>Alt</b> (cm)	<b>%MG</b>	<b>TMR</b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>t0%</b> (s)	<b>t6%</b> (s)	<b>t14%</b> (s)
CD	23	77	188	18,1	3,43	454	381	420
CS	21	60	159	9,4	3,78	522	423	422
PS	23	60	178	15,4	3,54	457	647	438
NB	26	80	182	15,1	3,98	546	426	432
TM	20	73	183	8,7	3,12	604	466	460
LG	24	70	168	13,9	2,97	485	370	393
RS	21	68	168	8,5	3,09	498	390	454
PL	23	98	174	17,9	3,40	547	431	427
AL	27	105	170	29,2	2,53	527	391	381
JG	21	67	181	13,6	3,21	489	347	353
JGo	22	72	168	12,2	3,24	460	376	396
PT	24	78	172	17,2	3,67	489	375	369
JS	21	65	172	12,8	3,27	469	341	348
BS	26	94	189	15,1	3,11	401	356	369
FM	24	97	172	24,3	3,05	607	446	417
RM	30	94	183	23,9	2,82	464	405	425
MM	23	72	173	12,8	2,98	490	375	378
FG	26	66	170	6,5	2,88	559	439	442
PC	22	90	182	17,5	3,36	489	379	412
GA	24	69	171	11,7	2,78	512	366	367
PP	25	72	176	13,4	2,53	522	352	352

**Quadro 2.** Valores individuais da velocidade (Vel) nos percursos com declives 0, 6 e 14%.

Sujeitos	Vel (m.s <sup>-1</sup> )			Vel (km.h <sup>-1</sup> )		
	0%	6%	14%	0%	6%	14%
CD	1,81	1,62	1,42	6,70	6,01	5,27
CS	1,57	1,46	1,42	5,83	5,41	5,25
PS	1,80	1,67	1,37	6,65	6,17	5,06
NB	1,50	1,45	1,38	5,57	5,37	5,13
TM	1,36	1,33	1,30	5,03	4,91	4,81
LG	1,69	1,67	1,52	6,27	6,19	5,64
RS	1,65	1,58	1,32	6,11	5,87	4,88
PL	1,50	1,43	1,40	5,56	5,31	5,19
AL	1,56	1,58	1,57	5,77	5,85	5,81
JG	1,68	1,78	1,69	6,22	6,60	6,27
JGo	1,78	1,64	1,51	6,61	6,09	5,59
PT	1,68	1,65	1,62	6,22	6,10	6,00
JS	1,75	1,81	1,72	6,48	6,71	6,36
BS	2,05	1,74	1,62	7,58	6,43	6,00
FM	1,35	1,39	1,43	5,01	5,13	5,31
RM	1,77	1,53	1,41	6,55	5,65	5,21
MM	1,68	1,65	1,58	6,21	6,10	5,86
FG	1,47	1,41	1,35	5,44	5,21	5,01
PC	1,68	1,63	1,45	6,22	6,04	5,38
GA	1,60	1,69	1,63	5,94	6,25	6,03
PP	1,57	1,76	1,70	5,83	6,50	6,29

**Quadro 3.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de terreno, no declive de 0%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	19,34	108,13	7,63
CS	15,54	89,23	4,71
PS	16,16	106,91	4,83
NB	13,49	86,71	5,43
TM	12,74	85,77	4,44
LG	14,43	104,16	5,26
RS	14,70	100,36	5,00
PL	11,88	86,36	5,73
AL	16,13	113,19	7,42
JG	15,08	99,08	5,80
JGo	18,85	90,17	6,55
PT	15,98	101,32	6,34
JS	17,24	88,83	5,56
BS	17,33	106,90	7,74
FM	13,28	119,00	6,03
RM	16,63	101,38	7,89
MM	16,51	77,68	5,86
FG	14,03	83,46	4,48
PC	17,86	107,88	7,79
GA	11,17	102,96	3,88
PP	14,73	102,41	5,14

**Quadro 4.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de terreno, no declive de 6%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	43,90	129,35	13,08
CS	28,61	108,64	8,37
PS	29,54	127,95	8,67
NB	28,38	118,55	10,77
TM	24,68	97,67	8,41
LG	31,53	132,16	11,21
RS	26,21	118,35	9,05
PL	18,94	100,68	9,08
AL	27,51	136,50	13,00
JG	19,96	125,72	8,06
JGo	28,13	124,32	9,92
PT	24,54	124,63	9,60
JS	28,84	124,89	9,77
BS	23,27	127,56	11,07
FM	22,68	157,96	11,03
RM	21,81	129,35	10,41
MM	26,30	110,74	9,01
FG	21,25	103,09	7,00
PC	25,29	131,89	11,43
GA	23,26	134,26	8,21
PP	29,95	145,83	10,85

**Quadro 5.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de terreno, no declive de 14%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	36,98	133,52	13,87
CS	35,12	122,52	9,85
PS	30,73	132,91	9,04
NB	33,68	133,77	13,20
TM	30,85	113,39	10,76
LG	34,98	138,20	12,82
RS	32,39	127,61	10,93
PL	25,95	118,18	12,81
AL	34,20	156,35	16,03
JG	25,06	140,72	10,29
JGo	36,14	141,80	12,68
PT	32,34	147,89	13,05
JS	38,42	142,44	12,85
BS	28,82	135,89	13,40
FM	31,68	163,57	15,65
RM	29,94	145,45	14,01
MM	34,19	123,37	11,71
FG	31,07	120,96	9,99
PC	29,20	147,00	13,37
GA	29,56	139,00	10,06
PP	36,98	148,39	13,39

**Quadro 6.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de tapete rolante, no declive de 0%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	23,93	120,71	9,38
CS	19,81	89,28	5,77
PS	23,44	101,42	6,82
NB	21,03	94,04	7,90
TM	18,40	83,96	6,07
LG	21,70	107,92	7,39
RS	21,88	110,65	7,01
PL	17,16	104,33	8,10
AL	20,68	124,74	10,32
JG	20,43	101,20	6,57
JGo	24,42	105,58	8,71
PT	23,84	143,80	9,36
JS	23,49	125,48	7,63
BS	23,59	130,45	11,47
FM	19,49	125,74	8,60
RM	27,05	136,58	12,52
MM	22,24	100,84	7,74
FG	22,30	90,76	6,92
PC	20,46	132,44	8,99
GA	21,86	113,38	7,35
PP	22,42	107,11	7,90

**Quadro 7.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de tapete rolante, no declive de 6%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	36,48	126,83	12,86
CS	26,44	97,77	7,10
PS	32,71	114,25	8,55
NB	31,86	110,78	11,13
TM	28,20	102,63	8,88
LG	28,30	126,30	10,44
RS	32,20	119,85	9,28
PL	25,47	113,59	11,14
AL	35,19	144,30	15,86
JG	33,93	138,00	9,77
JGo	36,02	120,00	11,87
PT	32,90	156,16	11,49
JS	37,04	144,06	10,66
BS	30,79	136,72	13,10
FM	28,83	151,74	12,72
RM	33,28	149,24	13,95
MM	32,43	121,35	10,29
FG	29,51	102,48	8,59
PC	30,95	150,89	12,42
GA	34,09	136,58	10,43
PP	39,92	132,11	11,92

**Quadro 8.** Valores médios individuais do consumo de oxigênio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC) e dispêndio energético (DE) durante a marcha na situação de tapete rolante, no declive de 14%.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	<b>FC</b> (bat.min <sup>-1</sup> )	<b>DE</b> (kcal.min <sup>-1</sup> )
CD	46,19	143,67	15,97
CS	41,71	117,55	11,11
PS	40,94	133,13	10,91
NB	45,48	140,78	16,07
TM	40,79	131,00	12,72
LG	46,31	152,95	14,49
RS	42,91	134,29	12,47
PL	36,55	132,59	16,16
AL	46,77	172,80	21,63
JG	45,06	169,95	13,36
JGo	46,01	141,40	15,05
PT	.-	.-	.-
JS	47,58	166,17	14,12
BS	42,42	164,47	18,43
FM	.-	.-	.-
RM	42,34	170,00	17,81
MM	46,61	148,30	14,65
FG	42,16	127,17	12,36
PC	40,24	178,90	16,97
GA	50,24	165,05	15,26
PP	56,72	156,53	17,63

**Quadro 9.** Valores individuais da média minuto (min) do consumo de oxigénio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de terreno com 0% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	Min8	min9	min10
CD	14,78	19,00	19,18	20,01	21,01	20,89	20,54	-	-	-
CS	12,67	14,06	16,31	16,52	16,40	16,19	16,31	15,84	-	-
PS	10,16	14,82	15,26	17,94	17,75	18,58	18,61	-	-	-
NB	10,13	11,91	12,85	14,00	13,65	14,64	14,88	14,87	14,51	-
TM	11,50	14,55	12,36	13,31	13,63	11,11	13,28	12,55	11,99	13,12
LG	9,44	13,82	13,79	14,91	15,03	16,31	16,14	15,98	-	-
RS	10,52	13,08	13,39	15,95	16,18	16,06	16,26	16,12	-	-
PL	9,35	10,59	11,34	11,72	11,64	12,79	11,69	13,81	14,00	-
AL	12,79	15,56	15,81	16,87	16,69	17,26	16,96	17,06	-	-
JG	13,54	13,93	15,92	15,51	15,68	15,35	16,61	14,06	-	-
Jgo	13,17	17,54	19,78	19,75	19,60	21,33	20,76	-	-	-
PT	9,66	16,03	16,98	16,73	17,64	16,93	16,78	17,12	-	-
JS	11,15	17,05	18,05	17,54	19,23	18,84	18,85	-	-	-
BS	11,80	17,34	18,39	18,69	18,16	19,61	-	-	-	-
FM	11,38	12,25	13,81	13,48	13,31	13,61	13,58	12,77	13,89	14,73
RM	11,43	15,53	16,66	17,50	19,04	18,25	18,02	-	-	-
MM	11,19	13,22	17,71	17,72	18,89	17,87	17,57	17,89	-	-
FG	11,88	12,98	13,67	14,76	14,32	13,65	14,83	14,91	15,29	-
PC	14,89	17,06	18,17	18,66	18,13	18,99	18,21	18,73	-	-
GA	8,37	11,26	9,75	9,40	10,77	12,62	13,34	13,88	-	-
PP	10,86	13,48	15,25	14,83	14,73	16,55	15,86	16,31	-	-
Média	11,46	14,53	15,45	15,99	16,26	16,54	16,45	15,46	13,94	13,93
DP	1,73	2,24	2,68	2,66	2,74	2,77	2,40	1,83	1,22	1,14

**Quadro 10.** Valores individuais da média minuto do consumo de oxigénio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de terreno com 6% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	min8	min9	min10
CD	27,28	42,55	47,04	49,61	48,67	48,23	-	-	-	-
CS	17,32	29,17	29,74	31,82	30,73	30,45	31,03	-	-	-
PS	18,11	30,77	32,69	31,52	32,91	31,23	-	-	-	-
NB	18,33	29,98	30,53	29,73	29,03	30,63	30,42	-	-	-
TM	14,24	23,49	24,61	26,74	24,92	28,60	30,16	-	-	-
LG	18,40	31,02	34,55	35,53	35,34	34,32	-	-	-	-
RS	16,19	26,02	28,43	28,42	29,88	28,34	-	-	-	-
PL	12,17	17,97	18,89	19,73	20,19	21,73	21,90	-	-	-
AL	16,60	27,19	29,43	29,96	29,49	32,40	-	-	-	-
JG	13,10	18,89	22,62	21,45	23,76	-	-	-	-	-
JGo	20,55	27,61	30,80	29,40	30,31	30,12	-	-	-	-
PT	15,51	21,50	26,10	28,08	27,89	28,14	-	-	-	-
JS	16,84	27,54	34,78	32,58	32,45	-	-	-	-	-
BS	14,71	22,58	26,85	25,97	26,22	-	-	-	-	-
FM	15,64	21,11	23,32	24,64	24,25	24,67	25,11	-	-	-
RM	7,30	20,06	23,85	26,30	26,56	26,78	-	-	-	-
MM	14,88	25,24	28,52	28,47	30,65	30,02	-	-	-	-
FG	12,64	20,89	22,30	24,21	22,92	22,34	23,45	-	-	-
PC	15,37	24,39	28,48	26,52	28,97	28,03	-	-	-	-
GA	15,29	22,87	24,90	25,44	25,94	25,13	-	-	-	-
PP	19,94	31,43	33,50	31,32	33,54	-	-	-	-	-
Média	16,21	25,82	28,66	28,93	29,27	29,48	27,01	-	-	-
DP	3,86	5,63	6,02	6,03	5,86	5,89	4,00	-	-	-

**Quadro 11.** Valores individuais da média minuto do consumo de oxigênio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de terreno com 14% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	min8	min9	min10
CD	19,04	36,68	38,05	41,37	41,11	40,76	41,88	-	-	-
CS	20,38	34,89	32,83	39,79	38,20	38,99	40,74	-	-	-
PS	14,00	31,02	31,48	34,56	34,41	34,32	35,35	-	-	-
NB	20,67	34,34	33,54	36,59	36,92	36,58	37,13	-	-	-
TM	17,46	30,54	32,35	34,77	34,95	33,33	32,58	-	-	-
LG	19,87	32,55	36,64	38,19	41,46	41,17	-	-	-	-
RS	17,89	35,11	31,43	34,18	35,83	35,17	37,09	-	-	-
PL	14,80	24,57	26,30	28,63	27,95	28,73	30,68	-	-	-
AL	20,48	34,97	35,17	38,32	38,86	37,39	-	-	-	-
JG	13,69	25,62	28,21	29,04	28,74	-	-	-	-	-
JGo	20,60	35,94	40,52	41,58	38,31	39,90	-	-	-	-
PT	14,41	29,40	34,63	37,74	38,23	39,64	-	-	-	-
JS	21,32	41,13	42,69	43,59	43,38	-	-	-	-	-
BS	16,11	27,52	31,91	32,33	31,76	33,27	-	-	-	-
FM	17,19	28,12	32,53	36,65	37,49	38,07	-	-	-	-
RM	16,88	27,39	29,59	32,50	33,99	33,82	35,39	-	-	-
MM	23,58	34,41	38,35	36,74	35,44	36,60	-	-	-	-
FG	17,76	31,03	33,39	34,65	32,92	32,14	35,62	-	-	-
PC	16,90	27,56	31,40	33,78	32,08	33,45	-	-	-	-
GA	19,54	29,39	29,89	33,11	33,15	32,28	-	-	-	-
PP	23,55	36,21	38,87	42,62	43,67	-	-	-	-	-
Média	18,39	31,83	33,80	36,23	36,14	35,87	36,27	-	-	-
DP	2,89	4,28	4,15	4,12	4,31	3,47	3,53	-	-	-

**Quadro 12.** Valores individuais da média minuto do consumo de oxigénio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de tapete rolante com 0% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	min8	min9	min10
CD	11,74	25,83	25,42	26,08	26,37	26,30	25,80	-	-	-
CS	14,15	21,82	21,71	20,89	20,31	19,91	19,82	19,84	-	-
PS	14,02	25,83	23,88	24,45	24,59	25,03	26,30	-	-	-
NB	12,82	21,68	22,36	22,43	23,73	22,37	23,22	18,56	22,13	-
TM	12,09	19,96	17,68	19,25	18,76	19,01	19,95	19,47	19,56	18,23
LG	11,64	20,87	22,61	25,33	21,72	23,95	23,66	23,78	-	-
RS	14,11	21,73	23,52	22,04	24,64	22,72	22,04	24,21	-	-
PL	12,15	18,89	17,60	17,33	18,00	18,18	17,61	17,35	17,35	-
AL	13,62	21,42	21,73	21,45	21,70	21,45	22,06	22,01	-	-
JG	12,15	20,59	21,73	21,60	21,52	21,69	22,73	21,45	-	-
JGo	16,75	27,15	25,77	25,85	24,90	25,30	25,25	-	-	-
PT	12,20	22,80	23,91	24,6	25,54	25,97	27,68	28,04	-	-
JS	11,69	25,19	24,75	24,99	25,15	26,67	25,99	-	-	-
BS	9,75	22,74	26,25	27,17	27,11	28,51	-	-	-	-
FM	19,32	19,39	19,35	19,14	19,67	19,80	19,10	19,82	19,56	19,78
RM	14,45	27,23	28,67	29,16	30,44	29,44	29,97	-	-	-
MM	15,27	22,64	22,84	23,35	23,39	23,52	23,80	23,13	-	-
FG	12,86	24,93	25,24	23,45	23,68	21,81	22,92	23,00	22,81	-
PC	11,90	21,06	22,24	21,41	21,47	21,50	21,76	22,35	-	-
GA	13,53	22,94	23,10	23,51	22,50	22,27	24,05	22,94	-	-
PP	12,22	23,35	25,51	24,72	23,47	23,16	23,20	23,76	-	-
Média	13,26	22,76	23,14	23,25	23,27	23,26	23,35	21,98	20,28	19,01
DP	2,06	2,44	2,73	2,85	2,94	3,02	2,99	2,68	2,20	1,10

**Quadro 13.** Valores individuais da média minuto do consumo de oxigénio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de tapete rolante com 6% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	min8	min9	min10
CD	23,93	34,17	35,75	36,08	37,12	36,96	-	-	-	-
CS	14,01	24,40	26,72	26,30	26,16	26,27	26,75	-	-	-
PS	16,42	30,50	33,32	33,43	31,45	32,62	-	-	-	-
NB	13,49	30,96	31,28	32,29	31,70	33,12	30,93	-	-	-
TM	12,88	27,51	28,17	29,05	28,59	27,39	27,79	-	-	-
LG	12,88	27,51	28,17	29,05	28,59	27,39	-	-	-	-
RS	13,27	30,08	31,90	32,53	32,16	32,20	-	-	-	-
PL	12,26	23,79	24,74	25,81	25,28	25,80	25,74	-	-	-
AL	16,13	29,59	33,96	35,20	35,26	36,35	-	-	-	-
JG	13,50	30,97	34,08	34,44	33,28	-	-	-	-	-
JGo	21,79	34,22	36,32	36,45	36,33	34,98	-	-	-	-
PT	14,61	29,14	31,26	32,27	33,62	34,45	-	-	-	-
JS	16,80	34,70	36,94	37,06	37,13	-	-	-	-	-
BS	16,37	30,10	29,99	30,88	31,49	-	-	-	-	-
FM	13,68	26,06	27,81	29,06	28,80	29,49	29,01	-	-	-
RM	15,47	30,01	31,62	32,99	33,88	34,61	-	-	-	-
MM	15,16	30,61	32,43	32,21	32,40	32,67	-	-	-	-
FG	12,85	28,85	28,54	30,67	29,66	29,43	29,26	-	-	-
PC	14,86	27,46	29,53	30,91	31,67	31,70	-	-	-	-
GA	16,03	32,31	34,84	32,67	34,33	34,52	-	-	-	-
PP	10,38	31,24	39,93	39,75	40,08	-	-	-	-	-
Média	15,08	29,72	31,78	32,34	32,33	31,76	28,25	-	-	-
DP	3,07	2,93	3,79	3,47	3,72	3,53	1,87	-	-	-

**Quadro 14.** Valores individuais da média minuto do consumo de oxigênio ( $\text{ml.km}^{-1}.\text{min}^{-1}$ ) no percurso na situação de tapete rolante com 14% de declive e valores da média minuto (Média) e desvio padrão (DP) da totalidade dos sujeitos.

Sujeitos	min1	min2	min3	min4	min5	min6	min7	min8	min9	min10
CD	23,52	44,34	45,20	44,77	46,10	47,19	47,71	-	-	-
CS	17,24	39,45	42,15	40,55	42,08	41,53	42,24	-	-	-
PS	17,67	39,40	40,90	41,34	40,70	41,21	40,55	-	-	-
NB	17,12	43,23	44,29	45,58	45,55	46,28	45,71	-	-	-
TM	17,26	39,75	41,01	40,14	40,81	40,61	41,40	-	-	-
LG	22,63	42,22	51,08	41,94	44,10	48,11	-	-	-	-
RS	15,90	37,27	42,18	44,35	43,89	43,73	40,40	-	-	-
PL	19,16	32,35	34,42	36,58	36,54	37,12	38,09	-	-	-
AL	16,44	40,20	46,10	47,70	46,11	47,18	-	-	-	-
JG	16,82	40,12	43,15	45,27	46,76	-	-	-	-	-
Jgo	21,42	42,10	44,30	46,04	46,52	47,16	-	-	-	-
PT	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
JS	19,93	42,31	46,42	47,31	49,01	-	-	-	-	-
BS	21,31	39,82	41,85	41,90	42,58	43,35	-	-	-	-
FM	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
RM	15,04	36,07	40,69	41,09	42,04	43,22	44,67	-	-	-
MM	16,14	43,27	45,51	45,92	46,91	48,10	-	-	-	-
FG	18,14	40,33	42,07	42,07	41,59	42,00	43,06	-	-	-
PC	20,71	36,44	38,88	39,51	40,87	41,69	-	-	-	-
GA	19,40	46,02	48,82	50,58	51,29	50,27	-	-	-	-
PP	17,28	47,92	54,89	56,57	58,71	-	-	-	-	-
Média	18,59	40,66	43,89	44,17	44,85	44,30	42,65	-	-	-
DP	2,42	3,65	4,53	4,52	4,81	3,56	2,98	-	-	-

## Estudo 2

**Quadro 15.** Valores individuais da massa corporal (MC), altura (alt), percentagem de massa gorda (%MG), carga adicional (Ca), taxa de metabolismo de repouso (TMR) e tempo de realização da marcha sem bastão e sem carga, com bastão e sem carga, sem bastão e com carga e com bastão e com carga.

Sujeitos	MC (kg)	Alt (cm)	%MG	Ca (kg)	TMR (ml.kg <sup>-1</sup> .min <sup>-1</sup> )	Tempo (s)			
						M <sub>SBSC</sub>	M <sub>CBSC</sub>	M <sub>SBCC</sub>	M <sub>CBCC</sub>
AL	105,00	170	29,20	26,25	2,53	527	547	563	589
AS	78,70	178	9,40	19,75	3,23	524	563	422	412
AM	71,10	173	16,30	17,75	3,87	397	398	538	551
BS	91,00	189	15,10	22,75	3,11	401	419	400	401
DB	70,90	180	6,90	17,75	2,78	581	663	629	620
DD	79,90	180	13,90	20,00	3,67	503	512	506	502
DP	64,00	179	8,50	16,00	3,21	629	734	567	565
EM	71,00	171	17,10	17,75	3,79	474	489	527	523
FM	97,50	172	24,30	24,30	3,05	607	570	552	553
GA	69,00	171	11,70	16,25	2,78	512	521	566	568
GS	77,00	180	12,20	19,25	2,98	456	476	490	502
MF	72,90	174	17,20	18,25	3,67	582	598	584	593
MM	71,00	173	12,80	17,75	2,98	490	529	525	530
PC	84,00	183	17,50	21,00	3,36	482	474	502	509
PM	75,00	187	9,40	18,75	3,65	457	454	464	413
PP	72,00	176	13,40	18,00	2,53	522	558	538	526
RBE	68,80	173	9,80	17,25	3,91	520	541	520	505
RB	67,00	170	6,50	16,75	3,86	526	522	547	529
RC	76,40	169	16,70	19,00	3,67	603	619	618	548
RM	95,20	183	23,90	24,00	2,82	464	473	479	510

**Quadro 16.** Valores individuais do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispendido energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) na situação de marcha sem bastão e sem carga.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	<b>FC</b> ( $bat.min^{-1}$ )	<b>DE</b> ( $kcal.min^{-1}$ )	<b>PSE</b>
AL	16,14	113,19	7,42	3
AS	16,98	91,44	5,87	2
AM	16,85	105,63	5,82	3
BS	17,48	106,90	7,74	3
DB	11,43	86,70	3,88	4
DD	16,36	86,88	6,30	1
DP	12,31	101,91	3,69	5
EM	17,49	110,88	5,86	3
FM	13,34	119,00	6,03	2
GA	11,17	102,96	3,88	3
GS	17,45	84,35	6,63	1
MF	12,91	83,97	4,55	3
MM	16,81	77,68	5,86	3
PC	16,67	97,20	6,89	3
PM	16,74	89,87	6,09	2
PP	14,90	102,41	5,14	3
RBE	17,02	99,54	5,61	3
RB	14,97	93,89	4,91	3
RC	12,54	79,77	4,59	1
RM	17,14	101,38	7,89	3

**Quadro 17.** Valores individuais do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispendido energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) na situação de marcha com bastão e sem carga.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	<b>FC</b> ( $bat.min^{-1}$ )	<b>DE</b> ( $kcal.min^{-1}$ )	<b>PSE</b>
AL	18,12	120,32	8,35	2
AS	14,18	90,03	4,93	2
AM	18,05	103,64	6,24	3
BS	17,91	109,86	8,00	4
DB	12,99	98,32	4,46	5
DD	15,81	91,85	6,14	1
DP	11,71	84,59	3,57	6
EM	17,48	117,00	5,96	4
FM	16,03	126,38	7,39	2
GA	12,62	104,70	4,35	3
GS	17,50	89,46	6,60	1
MF	15,38	92,13	5,42	4
MM	15,48	77,37	5,41	3
PC	19,33	109,08	8,05	4
PM	19,01	102,96	6,35	2
PP	15,14	103,46	5,27	3
RBE	18,31	100,04	6,01	3
RB	19,01	102,96	6,35	3
RC	12,06	86,26	4,45	2
RM	19,13	105,42	8,82	2

**Quadro 18.** Valores individuais do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispendido energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) na situação de marcha sem bastão e com carga.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	<b>FC</b> ( $bat.min^{-1}$ )	<b>DE</b> ( $kcal.min^{-1}$ )	<b>PSE</b>
AL	16,21	99,59	8,26	2
AS	30,32	137,23	11,50	6
AM	25,18	115,05	9,44	3
BS	24,23	129,90	10,81	6
DB	14,61	101,25	4,91	7
DD	19,72	100,58	7,60	6
DP	15,21	96,62	4,61	7
EM	19,99	128,48	6,77	7
FM	16,95	136,64	7,87	4
GA	14,61	115,31	4,98	6
GS	23,66	99,36	8,88	5
MF	16,90	94,00	5,98	5
MM	16,87	122,44	5,87	6
PC	20,39	108,42	8,41	6
PM	22,89	119,00	8,39	5
PP	17,78	115,93	6,21	5
RBE	19,32	105,23	6,39	5
RB	18,72	104,25	6,09	5
RC	14,87	92,06	5,41	6
RM	19,38	113,13	8,97	7

**Quadro 19.** Valores individuais do consumo de oxigénio ( $VO_2$ ), frequência cardíaca (FC), dispendido energético (DE) e percepção subjectiva de esforço (PSE) na situação de marcha com bastão e com carga.

<b>Sujeitos</b>	<b><math>VO_2</math></b> ( $ml.kg^{-1}.min^{-1}$ )	<b>FC</b> ( $bat.min^{-1}$ )	<b>DE</b> ( $kcal.min^{-1}$ )	<b>PSE</b>
AL	16,63	105,63	8,49	3
AS	35,56	157,24	13,64	5
AM	30,69	138,60	11,71	4
BS	26,04	140,10	11,68	7
DB	18,96	114,61	6,51	6
DD	23,07	106,58	8,83	5
DP	17,96	117,97	5,47	7
EM	19,48	130,00	6,59	7
FM	17,45	142,14	8,16	4
GA	15,05	116,03	5,11	5
GS	23,02	99,15	8,59	4
MF	18,86	99,57	6,68	6
MM	18,65	80,67	6,45	5
PC	20,51	113,92	8,43	6
PM	21,65	117,57	8,11	5
PP	17,92	121,63	6,27	5
RBE	23,44	113,62	7,80	5
RB	22,32	109,26	7,28	5
RC	17,15	102,00	6,33	7
RM	19,69	113,77	9,00	5

Anexo 5

## **Planos dos levantamentos topográficos**