

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA

ENERGÉTICA E MECÂNICA DA CAMINHADA E CORRIDA HUMANA

**Com especial referência à locomoção em plano inclinado
e efeitos da idade**

Tese de Doutorado

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

UFRGS

Porto Alegre, RS, BRASIL

2008

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA

ENERGÉTICA E MECÂNICA DA CAMINHADA E CORRIDA HUMANA

**Com especial referência à locomoção em plano inclinado
e efeitos da idade**

Documento apresentado como requisito
parcial para obtenção do grau de Doutor em
Ciências do Movimento Humano
Universidade Federal do Rio Grande do Sul.
Programa de Pós-Graduação em Ciências do
Movimento Humano

Orientador: Prof. Dr. Jefferson Fagundes Loss

Porto Alegre
2008

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA A TESE

ENERGÉTICA E MECÂNICA DA CAMINHADA E CORRIDA HUMANA

Com especial referência à locomoção em plano inclinado e
efeitos da idade

ELABORADA POR

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA

ORIENTADO POR

JEFFERSON FAGUNDES LOSS

COMO REQUISITO PARCIAL PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE
DOUTOR EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

COMISSÃO EXAMINADORA:

Alberto Enrico Minetti, M.D.

Istituto di Fisiologia Umana I, Università degli Studi di Milano, Itália

Carlos Bolli Mota, Ph.D.

Laboratório de Biomecânica, Universidade Federal de Santa Maria, Brasil

Rogério Jose Marczak, Dr. Eng.

Grupo de Mecânica Aplicada, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil

Porto Alegre, 13 de fevereiro de 2008.

DEDICATÓRIA

Aos meus irmãos Iván e Virginia
Pela convivência, pela paciência, pelo exemplo
de caráter, entrega e brilhantismo nas coisas
que fazem.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que ajudaram de forma direta ou indireta na concretização do meu doutorado. Tenho a plena convicção de que esta obra é fruto de um trabalho coletivo, e estas linhas representam muito timidamente meu sentimento de gratidão com todas as pessoas que estiveram comigo nesta caminhada.

Ao meu orientador Prof. Jefferson Loss, por tantas coisas que surgiram advindas daquele convite no Centro Olímpico. Especialmente à liberdade dada para seguir o caminho que trilhei nestes três anos e ao exemplo de busca incessante de aprofundamento no que estamos estudando.

À minha Mãe, pela palavra certa na hora certa! À memória do meu pai, Eduardo Juan Peyré Priguetti. À minha família, Mãe, Iván, Virgínia, La Abuela, Felipe, Fernanda, La Tia Gianella, Marcus, José Luiz, Juliana.

À minha amada namorada e companheira Ileana pelo apoio e amor. Obrigado por trilhar este caminho ao meu lado, obrigado pelo esforço e pela força de vontade para encarar a fase “milanese” de nossas vidas. Agradeço também à família de Cordoba, Abel, Raquel, Gabriela, Adrián, Gerardo e Camila.

Ao Grupo de Investigação da Mecânica do Movimento – BIOMECH, Fábria, Artur, Fábio, Paulo Coxa, Francisco, Carolzita, Joely, Gustavo, Dani Aldabe, Letícia, Débi, Maicon, Lipe e Marcelo pelo companheirismo e aprendizagem. Em especial aos meus professores de Matlab, Daniel, Everton e La Torre.

Aos meus bolsistas e alunos, Roberto Ribas, Thiago Duarte, Queiroz, Mariana Boos e Carlos Coutinho, especialmente ao Roberto e ao Thiago pela ajuda nestes últimos meses.

Aos colegas do Grupo de Histofisiologia Comparada da Ufrgs, em especial à Profa. Matilde, Jocemar, Thais e a Rafaela pela convivência e ensinamentos durante meu primeiro ano de doutorado.

Aos Professores e funcionários do Instituto di Fisiologia Umana I de Milão pela recepção calorosa e apoio incondicional.

Aos meus co-orientadores Prof. Alberto Minetti e Prof. Giovanni Cavagna pela orientação, disponibilidade e atenção dispensada al brasileiro, grazie mille! Aos meus companheiros Davide Susta e Mario Legramandi pelo companheirismo e ensinamentos durante o ano em Milão.

Aos sujeitos dos experimentos apresentados nesta tese.

Aos meus caros companheiros da Expedição no Nepal, Ardigò, Formenti, Susta e Canova pela descontração e parceria. Ao Comitê de Pesquisa em Altitude da República da Itália Everest-K2-CNR por ter dado o apoio financeiro para minha participação na Expedição. Aos caros Kagi Bista e Botko e aos carregadores Nepaleses, Namaskar!

Ao CNPq pelo apoio financeiro que permitiu meus estudos durante estes três anos, inclusive meus estudos no exterior.

Aos companheiros funcionários da Esef que me “suportam” desde 1995, em especial aos colegas do Pós-Graduação, Rosane, Ana e Andrezito; e aos colegas do Lapex, Dani, Luciano, Alex, Carla, Márcia, Sarinha, Vanessa e Luiz.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	10
RESUMO	14
ABSTRACT	16
DEFINIÇÃO DE TERMOS	18
LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS	20
INTRODUÇÃO GERAL	27
1.1 Locomoção humana	27
1.3 Formato da tese	30
1.3.1 Objetivo geral.....	32
1.3.2 Objetivos específicos	32
2. O CUSTO EMG DA CAMINHADA HUMANA.....	33
2.1 Introdução	33
2.2 Metodologia.....	36
2.2.1 Construção do modelo	36
2.2.2 Testando o modelo	41
2.3 Resultados.....	42
2.3.1 Variáveis espaços-temporais	42
2.3.2 Atividade EMG	43

2.3.3 Custo EMG.....	47
2.4 Discussão	49
2.4.1 Sobre a hipótese da força e a hipótese da ativação muscular	49
2.4.2 Sobre o método.....	51
2.5 Uma aplicação do modelo: O custo EMG de carregadores Nepaleses no Himalaia	52
2.5.1 Materiais e métodos.....	53
2.5.2 Resultados	56
2.5.3 Discussão	57
3. MECÂNICA DA CORRIDA DE IDOSOS	60
3.1 Introdução	60
3.2 Materiais e Métodos.....	61
3.2.1 Amostra e procedimento experimental.....	61
3.2.2 Dos registos da plataforma ao trabalho externo	63
3.2.3 Estimativa do trabalho interno.....	66
3.2.4 Tempo aéreo, duração da frenagem e propulsão e deslocamento vertical durante contato	66
3.2.5 Deslocamento vertical abaixo e acima dos pontos de equilíbrio.....	67
3.2.6 Velocidade vertical máxima e energia cinética alcançada durante o deslocamento descendente e ascendente.....	68
3.2.7 Transdução $E_p \leftrightarrow E_k$ durante o passo.....	68
3.2.8 Rigidez vertical (k).....	70
3.2.9 Estatística.....	71
3.3 Resultados.....	71
3.3.1 Média dos deslocamentos ascendentes e descendentes do CM.....	72
3.3.2 Trabalho.....	74
3.3.3 Assimetria contato-despregue.....	75
3.4 Discussão	76
3.4.1 Sobre o método.....	76
3.4.2 Diferenças na amplitude da oscilação vertical	80
3.4.3 A assimetria contato-despregue.....	90

4. PREDIZENDO VF, CP E CUSTO ENERGÉTICO DA LOCOMOÇÃO TERRESTRE	101
4.1 Introdução	101
4.2 Equação do tempo de atraso	102
4.3 Estimativa da velocidade horizontal	104
4.4 Equação de custo energético	106
4.5 Discussão	107
5. CONCLUSÃO GERAL	111
5.1 O custo EMG da caminhada humana	111
5.2 A mecânica da corrida de idosos	111
5.3 Um modelamento matemático da locomoção terrestre.....	112
5.4 Uma hipótese unificadora da locomoção terrestre – o <i>continuum</i> entre os mecanismos pendular e elástico.....	112
5.4.1 Respondendo algumas críticas atuais	116
5.5 Propostas para futuros estudos	118
5.5.1 Custo EMG da caminhada humana	118
5.5.2 Mecânica da corrida dos idosos.....	118
5.5.3 Modelo matemático da locomoção terrestre	119
6. REFERÊNCIAS	120
APÊNDICES	130
A- Programa de análise EMG da caminhada: LocoEmg.....	130
B- Produção bibliográfica não referente à tese (não anexada).....	132
C- Textos completos referentes à tese	134
D- Parâmetros musculares.....	135

Lista de Figuras

- Figura 1.1 Modelos mecânicos da locomoção humana: pêndulo-invertido para a caminhada e massa-mola para a corrida (Fonte: SAIBENE e MINETTI, 2003, modificado no presente estudo)..... 29
- Figura 2.1 Sinal EMG ‘experimental’ filtrado, retificado e suavizado, dividido em três áreas pelas linhas cinzas: (a) fase de apoio, (b) fase aérea e (c) offset. 38
- Figura 2.2 Sinal EMG filtrado, retificado e suavizado, analisado através da abordagem teórica, dividido em três áreas pelas linhas cinzas tracejadas: (a) primeira metade da fase de contato - contração excêntrica, (b) segunda metade da fase de contato - contração concêntrica e (c) fase aérea-contração isométrica. Setas verticais apontando para baixo indicam momento de contato e de despregue. 39
- Figura 2.3 e 2.4 Valores médios de atividade EMG, entre 52 e 70 ciclos de passada, com o tempo de passada normalizado em percentual do ciclo. O 0-100% representa o momento de contato com o solo. As cores indicam a velocidade de caminhada (de 2 à 7 km.h⁻¹). Cada músculo é representado nas linhas e, em cada coluna é apresentada a atividade EMG por inclinação. .. 46
- Figura 2.5 Custo EMG ‘experimental’ da caminhada em diferentes velocidades e inclinações. 49
- Figura 2.6 Custo EMG ‘teórico’ da caminhada em diferentes velocidades e inclinações. 49
- Figura 2.7 Médias e erros-padrões da média do custo EMG, PMV e custo metabólico em função da massa total transportada (massa corporal + carga)

dos carregadores Nepaleses (NEP) e montanhistas Caucasianos (CAU) em subida (up) e descida (down)..... 57

Figura 2.8 A eficiência mínima foi obtida através da divisão da PMV (positiva ou negativa) pela potência metabólica respectiva (MINETTI et al., 2006). As linhas são as razões entre eficiência muscular positiva e negativa (WOLEDGE et al., 1985)..... 58

Figura 3.1 A energia mecânica total (E_{cm}), energia potencial (E_p), vertical, a frente e cinética total (E_{kv} , E_{kf} e E_k , respectivamente). As barras horizontais indicam o tempo de contato durante o passo (entre os dois mínimos de E_p). O tempo de contato durante o qual trabalho mecânico externo é realizado 69

Figura 3.2 Representação gráfica do modelo de segmento rígido da caminhada (pêndulo-invertido) e de segmento complacente da corrida (massa-mola) e seus principais constituintes. Note que o tracejado indica a trajetória do corpo de massa m durante o contato. g é a aceleração gravitacional, k é a rigidez da mola, ℓ_0 é o comprimento do membro inferior e α_0 é o ângulo da perna de apoio no momento do contato com o solo. 77

Figura 3.3 Tempo e deslocamentos horizontal e vertical do CM durante um passo em função da velocidade de corrida. Painéis a esquerda: idosos, painéis a direita: jovens, com dados superpostos dos idosos (cinza) para comparação. O quadrados pretos preenchidos indicam, de cima para baixo, o período do passo (T), deslocamento vertical do CM corporal durante o passo ($S_v = (S_{v,up} + S_{v,down})/2$) e comprimento de passo (L). Os círculos azuis indicam a duração (t_{ae}) da fase aérea efetiva, e o deslocamento do CM durante esta fase na direção vertical ($S_{ae} = (S_{ae,up} + S_{ae,down})/2$) e na direção a frente (L_{ae}). Os círculos em vermelho indicam a duração (t_{ce}) do tempo de contato efetivo e os deslocamentos correspondentes na direção vertical ($S_{ce} = (S_{ce,up} + S_{ce,down})/2$) e a frente (L_{ce}). A linha em vermelho pontilhada em cada painel indica o tempo de contato efetivo (t_c), o deslocamento do CM vertical (S_c) e a frente (L_c) durante o passo. As linhas azuis pontilhadas em cada painel indicam o tempo aéreo total (t_a), deslocamento aéreo do CM vertical (S_a) e a frente (L_a) durante o passo. As barras verticais indicam o desvio-padrão da média; os

- números próximos aos símbolos nos painéis superiores indicam o número de itens nas médias. 85
- Figura 3.4 Aceleração ascendente máxima, $a_{v,mx}$ (painéis superiores) e velocidade vertical máxima ascendente e descendente, $V_{v,mx,up}$ e $V_{v,mx,down}$ (painéis inferiores) atingidos pelo CM durante o passo, em função da velocidade de corrida. Estatística e outras indicações conforme a figura 3.3. 89
- Figura 3.5 Rigidez vertical, freqüência natural do sistema massa-mola e freqüência do passo em função da velocidade. Enquanto que a rigidez k é maior nos idosos nas altas velocidades (painéis superiores), a rigidez vertical normalizada pela massa é similar (painéis intermediários). Estatística e outras indicações conforme figura 3.3. 91
- Figura 3.6 Potência e trabalho mecânico por unidade de distância. A potência e trabalho mecânico externo médio por unidade de distância (W_{ext} , círculos preenchidos) são apresentados nos painéis superiores e intermediários com seus 94
- Figura 3.7 Deslocamento vertical durante contato e amplitude da oscilação do sistema massa-mola. Painel superior: idosos; painel inferior: jovens. As frações do deslocamento vertical do CM durante contato, S_c/S_v (círculos preenchidos: deslocamento descendente, círculos abertos: deslocamento ascendente), e quando a F_v é maior do que o PC, S_{ce}/S_v (quadrados preenchidos: deslocamento 95
- Figura 3.8 As quatro fases do *bouncing* do corpo. Painéis a esquerda: sujeito idoso, painéis a direita: sujeito jovem. em cada painel o comportamento da transdução E_p-E_k , $R_{int}(t)$ (preto), é apresentada com as mudanças simultâneas na energia potencial gravitacional, E_p , e energia cinética total, $E_k=E_{kv}+E_{kf}$, normalizada para oscilar entre zero e um. Mesmos passos da figura 1; cada painel começa e termina no valor menor da curva E_p . As cores diferentes na curva E_p distinguem as frações do passo onde a F_v exercida no solo é maior do que o PC (vermelho), e menor do que o PC (azul). As linhas contínuas de E_p indicam a fase de contato enquanto que as linhas pontilhadas E_p (azul fraco) indicam a fase aérea (ausente nos painéis superiores). As quatro fases correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração $S_{ce,up}$

(vermelho) e desaceleração $S_{ae,up}$ (azul) ascendentes, e a aceleração $S_{ae,down}$ (azul) e desaceleração descendentes $S_{ce,down}$ (vermelho). As linhas pontilhadas verticais são apresentadas nos dois picos de E_k e ocupam a fração onde a transdução E_p-E_k ocorre, conforme indicado pelos incrementos da curva $R_{int}(t)$	98
Figura 3.9 Duração do trabalho positivo e negativo. Painel superior: idosos; painel inferior: jovens. Os tempos durante o qual o trabalho externo positivo é realizado a cada passo, t_{push} (círculos abertos e barras vermelhas na figura 3.1), e trabalho externo negativo é realizado, t_{brake} (círculos preenchidos e barras azuis na figura 3.1) são apresentadas em função da velocidade de corrida. Estatística conforme figura 3.3.....	99
Figura 4.1 Curva original e reconstruída de componente vertical da força de reação do solo durante a corrida.....	103
Figura 4.2 FP e DF calculados pelo presente modelo (equação 4.2, theor) e determinados experimentalmente (exp) em diferentes velocidades de progressão.....	108
Figura 4.3 Freqüência de passo, f e <i>duty factor</i> em função da velocidade de progressão. Fonte: Minetti, 1998b.....	109
Figura 5.1 Modelo conceitual da locomoção humana.....	113
Figura 5.2 (A) Energia cinética e potencial gravitacional somadas; (B) Energia cinética e potencial gravitacional somadas, porém excluindo o trabalho líquido de elevar eu descer o centro de massa. Fonte: GOTTSCHALL e KRAM, 2006.....	117
Figura A.1 Janela principal do programa LocoEmg.VI.....	130
Figura A.2 Bloco de diagramas da janela principal do Programa LocoEmg.VI.....	131
Figura A.3 Janela de Impressão para análise qualitativa e controle dos dados.....	132

Resumo

Dois modelos mecânicos, o pêndulo-invertido e o massa-mola, explicam como os mecanismos pendular e elástico minimizam o dispêndio energético advindo dos músculos durante caminhada e corrida humana. A presente tese testa dois efeitos que, para nosso conhecimento, todavia não possuem respostas conclusivas da literatura, nomeadamente o processo de envelhecimento na mecânica da corrida humana e o efeito da inclinação do terreno na velocidade ótima da caminhada. Para estudar o primeiro efeito, as forças de reação do solo provenientes de uma plataforma de força (4m x 0,50m), foram usadas para a posterior comparação de: i) trabalho mecânico, ii) parâmetros do sistema massa-mola e, iii) assimetrias contatodespregue entre jovens e idosos. Os idosos produzem menos força durante a fase de trabalho mecânico positivo com uma menor oscilação vertical total e oscilação durante a fase aérea. Conseqüentemente a capacidade de armazenar e re-utilizar energia elástica dos tendões é prejudicada contribuindo para o maior dispêndio energético neste grupo quando comparado com jovens. Para o modelo do custo eletromiográfico (EMG) da caminhada humana criou-se duas abordagens: experimental e teórica. Em ambas as abordagens, informações da atividade EMG de dezesseis músculos, sendo 8 posturais e 8 propulsores foram coletadas e analisadas a partir da integral EMG. A abordagem teórica parece ter uma melhor relação com as evidências experimentais sobre a energética da caminhada humana em inclinações. Os principais mecanismos envolvidos na nova hipótese são i) músculos posturais que não realizam trabalho muscular, exercem uma função importante na determinação do dispêndio energético total e ii) a presente hipótese leva em consideração a co-contração de músculos antagonistas no dispêndio

energético total. Mais experimentos são necessários para confirmar o modelo apresentado neste estudo. Além disso, através de estratégias de otimização e predição linear, um modelo teórico foi delineado a fim de determinar parâmetros mecânicos (comprimento de passada e velocidade de progressão) e energéticos da locomoção terrestre em situações onde as informações disponíveis são apenas a massa e uma curva força de reação vertical *versus* tempo. Os resultados advindos do modelamento correspondem aos parâmetros determinados experimentalmente. Laboratórios que detenham apenas uma plataforma de força, ou nas áreas onde as informações de entrada do atual modelo sejam as únicas informações (e.g. paleontologia, biomecânica forense, etc), a predição de variáveis primárias da locomoção podem ser preditas com razoável acurácia.

Palavras-chave: custo eletromiográfico da caminhada, mecânica da corrida de idosos, modelo teórico da locomoção terrestre, mecanismos minimizadores de energia, locomoção humana.

Abstract

Two mechanical models, the inverted pendulum and spring-mass, explain how do the pendular and elastic mechanisms minimizing energy expenditure from muscles during human walking and running. Here, we test two effects that, to our knowledge, do not have yet conclusive responses from literature, specifically the ageing effects on mechanics of human running, and the effect of gradient on walking optimal speed. In order to check the former effect, the ground reaction forces came from a force platform (4m x 0.5m) were used for a later comparison: i) mechanical work, ii) spring-mass parameters and, iii) landing-takeoff asymmetries. The old subjects produce less force during positive work resulting in a smaller overall and aerial vertical oscillation of the centre of mass. Consequently, the potential for restore elastic energy from tendons is reduced contributing to greater energy expenditure than in young subjects. In relation to Electromyographical (EMG) Cost of human walking we created two approaches: experimental and theoretical. In both approaches, information from EMG activity of sixteen muscles, eight postural and eight propulsor were collected and analysed. The theoretical approach seems to fit better with the energy expenditure during gradient walking. The main mechanisms involved in this new hypothesis are i) postural muscles that do not perform muscular work, play an important role in the total energy expenditure and ii) the present hypothesis take the co-contraction into account of the antagonist muscles in the total energy expenditure. Further experiments are necessary to confirm this hypothesis. Besides, using optimization and linear prediction procedures, a theoretical model was designed to estimate mechanical parameters (stride length and velocity of progression) and energetic variables of terrestrial locomotion when available information consists only of mass and one vertical ground reaction force *versus* time.

The results from this modelling are similar to experimentally obtained data. Laboratories with just one force platform, or in areas where the present model's input information be the unique accessible data (e.g. palaeontology, forensic biomechanics, etc) the prime variables of locomotion may be estimated with reasonable accuracy.

Keywords: electromyographical cost of walking, running mechanics in the elderly, theoretical model of terrestrial locomotion, mechanisms for minimizing expenditure energy, human locomotion.

Definição de Termos

- **Contração concêntrica:** contração muscular realizada durante encurtamento do músculo;
- **Contração excêntrica:** contração muscular realizada durante alongamento do músculo;
- **Custo energético:** o dispêndio advindo dos músculos em função da distância percorrida normalizado pela massa corporal. A unidade é em $\text{J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$;
- **Eficiência mecânica:** a potência mecânica gerada dividida pela potência metabólica despendida durante uma passada;
- **Passada:** um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento de contato do mesmo pé;
- **Passo:** um período que compreende desde o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento de contato do pé contralateral;
- **Potência mecânica externa:** o somatório dos incrementos positivos de energia mecânica externa durante uma passada dividido pelo tempo da passada;
- **Recovery – R:** percentual de transferência entre energia cinética e potencial gravitacional durante um ciclo de passada;
- **Tempo aéreo efetivo:** duração no qual a força vertical é menor do que a força peso durante um passo;
- **Tempo de contato efetivo:** duração no qual a força vertical é maior do que a força peso durante um passo;
- **Trabalho mecânico externo:** O trabalho realizado para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo. No presente estudo foi desconsiderado

o trabalho mecânico externo advindo de acelerações horizontais médio-laterais;

- **Trabalho mecânico interno:** O trabalho realizado para acelerar os segmentos em relação ao CM;
- **Trabalho mecânico total:** O somatório dos módulos do trabalho mecânico externo e interno. No presente estudo, o trabalho interno foi considerado aceitando transferência de energia mecânica entre segmentos de mesmos membros.

Lista de Símbolos e Abreviaturas

l_0	comprimento do membro inferior
μV	microvolts
α_0	ângulo da perna de apoio com o solo no momento do contato
$\bar{F}_{v,c}$	F_v média durante a fase de contato do pé com o solo
Δh	variação de altura
$\Delta_{horPosition}$	idem ao CP_{exp}
Δt	tempo de locomoção
$\Delta time$	tempo de passada
Δ_{tphoto}	tempo entre as passagens pelas fotocélulas
2D	duas dimensões
a_v	aceleração vertical do CM
$a_{v,ae}$	aceleração vertical do CM durante fase aérea efetiva
$a_{v,ce}$	aceleração vertical do CM durante contato efetivo
$a_{v,mx}$	aceleração vertical máxima do CM
c	constante de custo
CAU	Caucasianos
CM	centro de massa
cos	cosseno
CP	comprimento de passada

CP_{exp}	comprimento de passada determinada experimentalmente
C_{tot}	Custo energético da locomoção
dB	decibéis
DF	<i>duty factor</i> (fração da passada na qual um pé toca o solo)
$DF_{regression}$	valores de V_f preditos por regressão linear advindos de DF
dp	desvio-padrão
dt	período de um quadro
E_{cm}	energia mecânica do CM
E_k	energia cinética
E_{kf}	energia cinética horizontal
$E_{kf,mn}$	energia cinética horizontal mínima
$E_{k,mx,down}$	energia cinética vertical máxima durante deslocamento descendente do CM
$E_{k,mx,up}$	energia cinética vertical máxima durante deslocamento ascendente do CM
E_{kv}	energia cinética vertical
$\dot{E}_{metabolic}$	potência metabólica
EMG	eletromiografia ou eletromiográfico
$EmgCost_{theor}$	custo EMG teórico
$EmgCost_{exp}$	custo EMG teórico
EMG_{iso}	atividade EMG durante contração isométrica
EMG_{neg}	atividade EMG durante trabalho negativo
EMG_{pos}	atividade EMG durante trabalho positivo
$\varepsilon_{muscular}$	energia metabólica advinda do músculo-esquelético
$\varepsilon_{metabólica}$	energia metabólica total durante locomoção
$\varepsilon_{repouso}$	energia metabólica durante posição em pé
$\varepsilon_{elástica}$	energia recuperada por via elástica
$\varepsilon_{pendular}$	energia recuperada por via pendular
$\varepsilon_{reconvertida}$	energia total recuperada
E_p	energia potencial gravitacional do CM

$E_{p,mn}$	energia potencial gravitacional mínima do CM
E_{total}	energia total necessária para realizar a locomoção
f	freqüência de passo
F_f	componente antero-posterior da força de reação do solo
$Final_{horPosition}$	posição horizontal do quadril no quadro que encerra o ciclo de passada
FP	freqüência de passada
FP_{exp}	freqüência de passada determinada experimentalmente
$FP_{regression}$	valores de Vf preditos por regressão linear a partir de dados de FP
FP_{theor}	freqüência de passada obtida indiretamente
Fr	número de froude
f_s	freqüência do sistema massa-mola
f_{sample}	freqüência de amostragem
F_v	componente vertical da força de reação do solo
$F_{v,mx}$	F_v máxima
$F_{v,mx,young}$	F_v máxima nos jovens
$F_{v,mx,old}$	F_v máxima nos idosos
$F_{v,scale}$	PC mensurado com uma balança
$F_{v,peak}$	pico de impacto vertical
$F_{v,plate}$	força vertical media durante um ciclo de passada
g	aceleração gravitacional
GPS	sistema de posicionamento global
h	hora
Hz	Hertz
I_v	impulso vertical
$Initial_{horPosition}$	posição horizontal do quadril no quadro que inicia o ciclo de passada
$lemg$	integral EMG
$lemg_{con}$	integral EMG durante contração concêntrica
$lemg_{exc}$	integral EMG durante contração excêntrica
J	Joules

k	rigidez vertical
kg	quilograma
km	quilometro
L	comprimento do passo
L_{ae}	deslocamento horizontal do CM durante fase aérea efetiva
L_{ce}	deslocamento horizontal do CM durante contato efetivo
M	massa corporal
m	metros
Mass	massa dos músculos analisados
ms	milisegundos
m_{tot}	massa total (massa total somada à carga externa)
mV	milivolts
N	Newtons
NEP	Nepaleses
n_{frames}	número de quadros que totalizam um ciclo de passada
nf	número de quadros
norm	normalizado
O_2	oxigênio
p	índice de significância estatístico
PC	peso corporal
PMV	potência mecânica vertical
q	fator de forma da curva de F_v em função do tempo
q_{mean}	média dos valores q 's durante o t_c
$q_{regression}$	valores de V_f predito por regressão linear a partir de dados de q
R	<i>Recovery</i> , percentual de reconversão entre energia cinética e potencial gravitacional
R	coeficiente de correlação
r	transdução entre energia cinética e potencial gravitacional

R_{int}	transdução acumulada entre energia cinética e potencial gravitacional durante um passo
$R_{int,down}$	transdução acumulada durante deslocamento descendente do CM
$R_{int,up}$	transdução acumulada durante deslocamento ascendente do CM
rms	raiz quadrada da média dos quadrados
s	segundos
S_{ae}	deslocamento vertical do CM durante fase aérea efetiva
$S_{ae,down}$	deslocamento descendente do CM durante S_{ae}
$S_{ae,up}$	deslocamento ascendente do CM durante S_{ae}
S_c	deslocamento do CM durante a fase de contato
S_{ce}	deslocamento vertical do CM durante contato efetivo
$S_{c,down}$	deslocamento descendente do CM durante S_c
$S_{c,up}$	deslocamento ascendente do CM durante S_c
$S_{ce,down}$	deslocamento descendente do CM durante S_{ce}
$S_{ce,up}$	deslocamento ascendente do CM durante S_{ce}
SEE	erro médio da estimativa
sin	seno
S_{kinf}	dobra cutânea
S_v	deslocamento do CM durante um passo
$S_{v,down}$	deslocamento descendente do CM durante S_v
$S_{v,up}$	deslocamento ascendente do CM durante S_v
T	tempo de um passo
t	tempo
t_α	tempo em que α acontece durante W+
t_β	tempo em que β acontece durante W-
t_a	período do passo no qual o pé não está em contato com o solo
t_{ae}	período do passo no qual a F_v é maior do que o PC peso corporal

$t_{ae,down}$	período do deslocamento descendente do CM durante t_{ae}
$t_{ae,up}$	período do deslocamento ascendente do CM durante t_{ae}
t_{brake}	tempo de W-
t_c	período do passo no qual um pé está em contato com o solo
t_{ce}	período do passo no qual a F_v é menor do que o PC
$t_{ce,down}$	período do deslocamento descendente do CM durante t_{ce}
$t_{ce,up}$	período do deslocamento ascendente do CM durante t_{ce}
t_{push}	tempo de W+
t_{step}	tempo do passo
V_f	velocidade de progressão
\bar{V}_f	velocidade média de progressão
$V_{f_{exp}}$	velocidade de progressão determinada experimentalmente
VO_{2iso}	consumo de O_2 durante contração isométrica
VO_{2neg}	consumo de O_2 durante trabalho mecânico negativo
VO_{2pos}	consumo de O_2 durante trabalho mecânico positivo
V_v	velocidade vertical do CM
$V_{v,mx}$	velocidade vertical máxima do CM
$V_{v,mx,down}$	velocidade vertical máxima durante deslocamento descendente do CM
$V_{v,mx,up}$	velocidade vertical máxima durante deslocamento ascendente do CM
W-	trabalho mecânico negativo
W	Watts
W+	trabalho mecânico positivo
W_{ext}	trabalho mecânico externo
$W_{ext,f}$	trabalho mecânico externo horizontal

$W_{\text{ext},f,+}$	trabalho mecânico externo horizontal positivo
$W_{\text{ext},v}$	trabalho mecânico externo vertical
W_{int}	trabalho mecânico interno
W_{tot}	trabalho mecânico total
α	fase durante $W+$ em que E_k e E_p do CM aumentam concomitantemente
	fase durante $W-$ em que E_k e E_p do CM diminuem concomitantemente

INTRODUÇÃO GERAL

1.1 Locomoção humana

A teoria da evolução Darwinista, conhecida como Teoria da Seleção Natural nos indica, entre outros pressupostos, que a multiplicidade de espécies que habitam a face da terra é produto de um sistema altamente complexo e competitivo de sobrevivência, sistema este que reflete fatores preditores da aptidão definidos como genéticos e do meio ambiente. As capacidades de reprodução, de alimentação e de locomoção são moduladas por aspectos do genótipo influenciados pelos fatores ambientais. O conceito de aptidão relacionada à locomoção, desde um ponto de vista biológico pode ser abordado analiticamente através de seus componentes principais. Estes são: velocidade, aceleração, maneabilidade, resistência, economia e estabilidade (ALEXANDER, 2003).

A locomoção tem importância fundamental para a sobrevivência pois possibilita, entre outros fatores, a procura por alimentos, a busca por um local com melhor clima, caçar uma presa ou fugir de um perigo eminente (SAIBENE e MINETTI, 2003). Nos mamíferos terrestres, a locomoção acontece através do uso das pernas. Este tipo de locomoção tem nos humanos, por exemplo, alguns aspectos de ineficiência quando comparada com outros animais (peixes e pássaros). A ineficiência da locomoção de bípedes é baseada no fato de que os segmentos inferiores encostam repetidamente no solo para absorver e transferir energia (trabalho negativo e positivo, respectivamente) com o meio ambiente, de modo que os segmentos sofrem uma colisão no momento de contato com o solo, caracterizando situações de grandes acelerações. Para manter a velocidade média de locomoção, torna-se necessário uma "re" aceleração do centro de massa (CM).

Energia química é despendida para manter os músculos ativos durante estas diferentes fases. A fim de atenuar este dispêndio, dois mecanismos básicos são usados pelo sistema locomotor na corrida e na caminhada: o mecanismo do pêndulo na caminhada, e o mecanismo da massa-mola para a corrida (CAVAGNA e KANEKO, 1977, ver figura 1.1). Na caminhada, a energia potencial é alta quando o CM está sobre o ponto de contato do corpo com o solo, mas a partir deste momento a energia potencial gravitacional começa a diminuir e a energia cinética horizontal obtém um acréscimo gradativo. Quando o ponto de contato volta a estar na frente do CM a energia cinética diminui e potencial aumenta.

Estes comportamentos entre energia cinética horizontal e potencial gravitacional acontecem em oposição de fase (CAVAGNA et al., 1963) e, portanto com um processo de reconversão entre energia cinética e potencial gravitacional (*recovery – R*). Por outro lado, na corrida, os acréscimos de energia potencial e cinética acontecem concomitantemente, portanto o mecanismo de conservação de energia citado anteriormente não se aplica neste tipo de locomoção. É postulado que durante a primeira metade da fase de apoio da corrida, principalmente, músculos e tendões, alongam armazenando energia elástica, enquanto que os módulos de energia cinética horizontal e potencial gravitacional diminuem. Esta energia elástica armazenada como uma mola comprimida por uma massa, é transformada em energia cinética horizontal e potencial gravitacional, de modo gradativo durante a segunda metade da fase de apoio (CAVAGNA et al., 1964, KOMI, 2000; figura 1.1). Evidências de energia elástica armazenada e reconvertida também foram encontradas em cangurus (ALEXANDER e VERNON, 1975) e em cavalos (BIEWENER, 1998). Os ligamentos do arco do pé também respondem pelo comportamento elástico do sistema locomotor na corrida (KER et al., 1987).

Enquanto que a medida de trabalho externo possui uma correspondência com o trabalho mecânico realizado pelos músculos na caminhada, os valores obtidos para a corrida superestimam o trabalho muscular realizado devido à dificuldade de quantificar a energia elástica durante o movimento (SAIBENE e MINETTI, 2003). De fato, parte considerável do aumento e diminuição da energia mecânica total na corrida não é causada pelas contrações (excêntricas e concêntricas) musculares, mas pelo alongamento e encurtamento das estruturas elásticas da unidade músculo-tendão, mais especificamente os tendões e estruturas elásticas do músculo. Portanto na corrida, a adição do trabalho interno e a transferência entre segmentos

dos mesmos membros (inferiores e superiores) permitem uma estimativa mais próxima do trabalho mecânico total (WILLEMS et al., 1995).

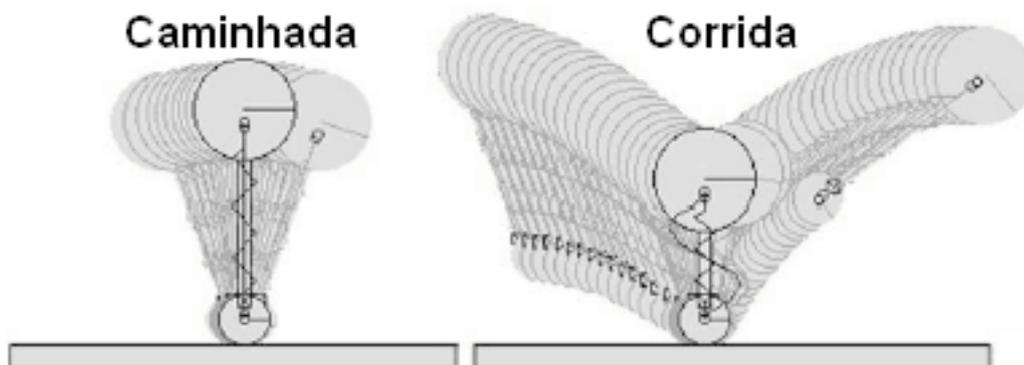


Figura 1.1 Modelos mecânicos da locomoção humana: pêndulo-invertido para a caminhada e massa-mola para a corrida (Fonte: SAIBENE e MINETTI, 2003, modificado no presente estudo).

As determinantes mecânicas da locomoção humana e animal tem sido extensivamente estudadas em diferentes situações: velocidade (CAVAGNA et al., 1963, 1964), gravidade (KRAM et al., 1997; CAVAGNA et al., 2000, 1998; CAVAGNA et al., 2005), planos inclinados (MINETTI et al., 1993, 1994).

O trabalho mecânico durante a locomoção em inclinações tem sido estudado na caminhada (MINETTI et al., 1993) e na corrida (MINETTI et al., 1994) encontrando valores de maior eficiência mecânica entre 10 e 15% de inclinação negativa (declive). Todavia, o modelo do pêndulo invertido não se sustenta para situações de inclinações extremas. Deste modo, a reconversão de energia parece não atuar na determinação da velocidade ótima de caminhada nestas situações. Uma nova hipótese é, que os músculos posturais do quadril possam contribuir para gerar o alto custo de transporte em velocidades baixas de caminhada em inclinações diferentes da inclinação ótima (-10%, onde há o menor custo metabólico e mecânico).

Esta hipótese pretende ser testada, através da análise do custo eletromiográfico (EMG) durante caminhada em diferentes velocidades e inclinações de terreno. O custo EMG será compreendido como o somatório de ativação EMG em função da distância percorrida. Se satisfatório, o custo EMG poderá explicar as curva

em forma de U de custo metabólico em função da velocidade determinadas no trabalho pioneiro de MARGARIA (1938).

Diferentemente da caminhada, a corrida pode ser explicada, do ponto de vista mecânico, pelo modelo massa-mola. Este modelo possibilita dividir a oscilação vertical do CM em duas partes durante a passada da corrida: a fase inferior da oscilação (quando a força vertical exercida no solo é maior do que o peso corporal) e a fase superior da oscilação (quando a força vertical é menor do que o peso corporal). De acordo com o modelo massa-mola, a duração da fase inferior da oscilação representa meio período do sistema e o deslocamento do CM durante este período representa a amplitude da oscilação (BLICKHAN, 1989, CAVAGNA et al., 2005). Observações preliminares suportam a hipótese de que sujeitos idosos utilizem de uma maior geração de trabalho interno devido a diminuição da fase superior da oscilação do CM.

Portanto, a análise dos determinantes mecânicos da caminhada e corrida deverão contribuir no entendimento da locomoção, desde um ponto de vista energético. Além disso, procuramos realizar um estudo teórico com o objetivo de prever variáveis fundamentais e trabalho mecânico da locomoção terrestre.

Informações biomecânicas sobre a energia da locomoção poderão servir como base para aplicações futuras na área da Fisioterapia, na análise da locomoção patológica, bem como, na Educação Física e Esportes, através do uso deste conhecimento nas áreas do esporte de rendimento e saúde, às quais utilizam-se das atividades físicas locomotoras.

1.3 Formato da tese

O estado-da-arte apresentado no capítulo introdutório, mostra um desenvolvimento notável do corpo de conhecimento relacionado à mecânica e energética da locomoção humana. As bases científicas atuais que procuram encontrar as determinantes mecânicas de características fundamentais da caminhada e corrida humana, tais como, velocidade e inclinação ótima da locomoção, eficiência e economia em situação com carga e inclinação e mudança de formas de locomoção conforme o aumento da velocidade, demonstram ser satisfatórias em inúmeras situações.

Contudo, modelos biomecânicos que analisem, não apenas situações particulares, mas que expliquem as questões fundamentais da locomoção humana, tendo em consideração a complexidade deste tipo de movimento, ainda são escassos. Atualmente, temos hipóteses que necessitam de experimentação para torná-las robustas o suficiente para responder as questões fundamentais da locomoção e, ao mesmo tempo, se manterem simples o bastante que as caracterize como fundamentais. Portanto, a presente tese: *ENERGÉTICA E MECÂNICA DA CAMINHADA E CORRIDA HUMANA: Com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade*, não oferece uma resposta final e acabada para as relações entre a energética e mecânica da locomoção humana, mas tem como eixo principal, por meio de abordagens experimentais e teóricas, avançar no entendimento dos paradigmas mecânicos das formas fundamentais de locomoção usadas pelo ser humano: caminhada e corrida.

Em base disso, o capítulo 2 *Custo EMG da Caminhada Humana* procura avançar e aperfeiçoar a hipótese do Custo de Geração de Força (KRAM e TAYLOR, 1990) com o desenvolvimento do modelo do Custo de Ativação Muscular que dá base para o estudo. Através de experimentos em diferentes velocidades e inclinações de caminhada, é dada uma explicação das curvas em forma de U do custo metabólico em função da velocidade, determinadas no estudo pioneiro de MARGARIA em 1938.

Motivado pela falta de explicação das mudanças estruturais e funcionais, devido à idade, aplicadas à mecânica e energética da locomoção humana, o capítulo 3 *Mecânica da Corrida em Idosos* compara o trabalho mecânico e o sistema massa-mola entre jovens e idosos em diferentes velocidades de corrida, analisando o sistema massa-mola, não apenas, pelas suas características originais (BLICKHAN, 1989, MCMAHON e CHENG, 1990), mas também pelas assimetrias deste sistema na corrida humana, determinadas recentemente na literatura (CAVAGNA, 2006).

Nestes dois estudos, é usada a abordagem experimental, o primeiro se utilizando da técnica de EMG e o segundo estudo abordando a técnica da dinamometria, especificamente o uso de plataformas de força. A percepção da limitação metodológica do uso deste equipamento, aliada à necessidade de abordagens teóricas da mecânica e energética da caminhada e corrida humana e animal em situações onde apenas uma curva força de reação do solo *versus* tempo é disponível, ofereceram a justificativa para o capítulo 4 *Predição da Vf, CP e Custo*

Energético da Locomoção Terrestre. A construção de um modelo biomecânico destes parâmetros é endereçada neste estudo, através de método de mínimos quadrados e princípios da dinâmica e otimização de parâmetros caracterizadores da locomoção nomeadamente, massa corporal, frequência de passo (FP) fator de forma “*q*” e *duty factor (DF)*.

Finalmente, no capítulo 5 os resultados de cada estudo são sumarizados e, no capítulo 6 são apresentadas algumas considerações sobre a mecânica e energética da locomoção humana e os possíveis desdobramentos advindos dos presentes achados. Ainda no capítulo 8, estão inseridos os apêndices da tese.

1.3.1 Objetivo geral

O objetivo da presente tese é analisar o custo EMG da caminhada humana e a mecânica da corrida de idosos. Esta série de estudos tem também como objetivo construir um modelo biomecânico do custo energético da locomoção terrestre.

1.3.2 Objetivos específicos

- Estudar as determinantes da velocidade ótima de caminhada em inclinações, com ênfase na construção do modelo do custo EMG da caminhada humana;
- Comparar a mecânica da corrida, com particular referência ao trabalho mecânico e sistema massa-mola entre jovens e idosos em várias velocidades de corrida;
- Construir um modelo biomecânico capaz de prever parâmetros fundamentais e custo energético da locomoção terrestre.

2. O CUSTO EMG DA CAMINHADA HUMANA

2.1 Introdução

Durante um ciclo de passada de caminhada, a energia cinética do CM corporal varia inversamente com a energia potencial gravitacional do CM. Apesar da presença importante deste comportamento, a transformação de energia entre uma forma e outra não é total, e o restante de energia necessário para manter a locomoção é providenciado pelos músculos e é, quando normalizado pela massa corporal e por unidade de distância, igual à $0,3 \text{ J.kg}^{-1}.\text{m}^{-1}$, durante a velocidade ótima de caminhada (aproximadamente $4,5 \text{ km.h}^{-1}$ em adultos). Este mecanismo pendular de minimização de energia foi primeiramente observado por CAVAGNA et al. (1963) e denominado como modelo do “pêndulo invertido”.

Interessantemente, não obstante a sua simplicidade, o modelo auxiliou no entendimento e aprofundamento das determinantes mecânicas da locomoção. Através deste método foi possível oferecer o primeiro *insight* desde o ponto-de-vista mecânico sobre a velocidade ótima de locomoção e a forma em U do custo de transporte da caminhada [ml de oxigênio - O_2 - por kg de massa corporal por distância percorrida, observada por MARGARIA (1938)]. Na série de experimentos desenvolvida por Cavagna e colegas (CAVAGNA et al., 1976, HEGLUND et al.,

1982b) foi apresentada a formulação matemática denominada como *Recovery* (R), definida como:

$$R(\%) = 100 \frac{W_f + W_v - W_{ext}}{W_f + W_v} \quad \text{Eq. 2.1}$$

onde W_f é trabalho mecânico externo horizontal, W_v é trabalho mecânico externo vertical e W_{ext} é trabalho mecânico externo. Esta equação determina o percentual de reconversão via pendular entre energia cinética e potencial gravitacional durante a passada. E, de fato, na velocidade ótima de caminhada, o R alcança aproximadamente seu valor máximo.

Porém, o custo de geração de trabalho como mecanismo principal do custo energético da locomoção tem recebido várias críticas da literatura. As críticas se baseiam principalmente, (1) na questão do paradoxo do trabalho zero, que afirma que fisicamente durante um ciclo de passada completo em velocidade constante e no plano, as variações de energias cinéticas e potencial são iguais à zero (desprezando a resistência do ar e fricções teciduais), portanto analisando de um ponto-de-vista somente da física, o sujeito não realizaria trabalho nesta situação (ALESHINSKY, 1986); (2) o problema da co-contração afirma que existe um custo metabólico importante devido à contração de músculos antagonistas que não geram movimento, portanto sem geração de trabalho mecânico. Este último questionamento levou um grupo de pesquisadores a formular a denominada hipótese da força ou Teoria do custo energético da geração de força (HEGLUND et al., 1982b, KRAM e TAYLOR, 1990, ROBERTS et al., 1998) para explicar de modo simplificado o custo energético da locomoção.

Essencialmente, a hipótese da força afirma que o custo energético da corrida ou caminhada é determinado pelo produto da integral da curva força de reação do solo-tempo por um fator proporcional à taxa de ciclos de pontes-cruzadas de miosina no músculo, independente da geração de trabalho mecânico. Apesar da hipótese concordar com achados experimentais, estes são encontrados em situações limitadas e, além disso, a hipótese da força considera como negligenciável o custo de balançar os segmentos para trás e para frente. Esta pressuposição é considerada como incorreta (MARSH et al., 2004). O problema principal desta hipótese se refere

à desconsideração do trabalho, elemento fundamental segundo a primeira lei da termodinâmica. Conforme apontado por HEGLUND, 2004): *“força não é trabalho, nem mesmo é energia... Se a energia metabólica é consumida, aquela energia deve ir para algum lugar. Se a energia de um segmento corporal aumenta, aquela energia vem de algum lugar. Se a energia daquele segmento diminui, a energia vai para algum lugar”*.

Durante a locomoção em inclinações foi observado que na inclinação ótima (aproximadamente -10%) a constante de custo metabólico inverso ao tempo de apoio, obteve uma variação significativa (MINETTI et al., 1994) indicando que o custo de geração de trabalho mecânico era mais satisfatório do que o custo de geração de força. Mas, um achado intrigante nos estudos de Minetti e colaboradores, sobre as determinantes mecânicas da energética da caminhada e corrida em inclinações (1993 e 1994, respectivamente) foi sobre a ausência de trabalho mecânico negativo em inclinações positivas, e de trabalho positivo em inclinações negativas (após 30% de inclinação na corrida e 15% na caminhada), independente da velocidade. Portanto o modelo do custo de geração de trabalho como determinante do custo energético da locomoção não se aplica nestas situações, perdendo sua amplitude como Teoria geral para a energética e mecânica da caminhada.

Tendo em consideração que durante situações de locomoção de pouca eficiência mecânica, como na situação de velocidades mais baixas que a velocidade ótima e durante inclinações extremas, são geradas situações de instabilidade de locomoção e provavelmente maiores co-contrações musculares, propomos neste experimento testar a hipótese denominada de “custo EMG da caminhada humana”. Uma base importante desta hipótese reside no raciocínio de que, nas situações citadas anteriormente, a contribuição de músculos que contraem isometricamente, principalmente os posturais terão uma contribuição importante para o alto custo relativo da locomoção.

Portanto, o objetivo deste estudo é desenvolver o modelo do custo EMG da locomoção em diferentes velocidades e inclinações. Teoricamente a hipótese do presente estudo, diferente da hipótese da força, não irá desconsiderar o trabalho mecânico gerado, mas este será considerado como um dos produtos da variação da energia (devido ao consumo de energia metabólico), e a quantidade de ativação muscular, e as eficiências de ativação são as determinantes do custo energético

usando os equivalentes metabólicos da ativação EMG da literatura: W+, W- (BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1976) e durante contração isométrica (CERRETELLI et al., 1976). O modelo é apresentado em detalhes na metodologia.

2.2 Metodologia

2.2.1 Construção do modelo

O presente modelo é configurado como biomecânico, e se utiliza de pressupostos originados da física e da biologia.

O modelo assume que: i) toda a energia despendida pelos músculos possui uma correspondente quantidade de ativação EMG. ii) a atividade EMG realizada pelos músculos posturais durante todo o ciclo de passada e pelos músculos propulsores durante a fase aérea será considerada como uma atividade EMG realizada durante contrações isométricas. Será considerada como contração excêntrica e concêntrica, a atividade EMG realizada pelos músculos propulsores durante a primeira e segunda metades da fase de apoio, respectivamente. iii) O custo energético da locomoção é devido à ativação de músculos propulsores e posturais, estes últimos não diretamente ligados à geração de trabalho mecânico. iv) Mais do que uma relação com a produção de força muscular, a quantidade de ativação EMG e, conseqüentemente o custo EMG, possui uma correspondência com o trabalho mecânico realizado durante a ativação muscular.

Um conjunto de algoritmos foi desenvolvido em Labview, a fim de analisar o sinal EMG e as variáveis espaços-temporais (figuras 2.1, 2.2 e 2.3, apêndice 8.1). O programa retifica, suaviza (através de uma integração, com janelamento móvel, 50Hz, do tipo Hamming) e divide todas as curvas de EMG por ciclo de passada, retirando os ciclos de passadas com um tempo 20% menor ou maior do tempo médio do ciclo de passada e do tempo de apoio. Após, normaliza o tempo do ciclo para 100 quadros (interpolação via *spline*), e calcula a média, desvio-padrão e coeficiente de variação em cada quadro, por músculo analisado. Este procedimento tem o objetivo de criar gráficos de atividade eletromiográfica em função do

percentual do ciclo de passada. A fim de analisar o efeito das ponderações pelo volume muscular e dobra cutânea, foram desenvolvidas duas estratégias de modelamento, nomeadamente “abordagem experimental” e “abordagem teórica”.

Abordagem experimental

Usando o sinal suavizado, sem a normalização, foi realizada uma integral em função do tempo do seguinte modo:

$$I_{emg}(t) = \int_0^t EMG dt. \quad \text{Eq. 2.2}$$

Este valor integrado é dividido pelo CP, determinando a quantidade de atividade EMG em função da distância e será considerado como um custo mínimo EMG. Os valores de custo EMG são ponderados em função do volume muscular (WINTERS e WOO, 1990) e da dobra cutânea (NORDANDER et al., 2003), do seguinte modo:

$$EmgCost_{exp}(mV/m) = \left(\frac{I_{emg_1}}{\frac{Mass_1}{Mass_{total}} \cdot \frac{Sk\ inf_1}{Sk\ inf_{total}}} + \frac{I_{emg_2}}{\frac{Mass_2}{Mass_{total}} \cdot \frac{Sk\ inf_2}{Sk\ inf_{total}}} + \dots + \frac{I_{emg_{16}}}{\frac{Mass_{16}}{Mass_{total}} \cdot \frac{Sk\ inf_{16}}{Sk\ inf_{total}}} \right) \cdot CP^{-1} \quad \text{Eq. 2.3}$$

onde $EmgCost_{exp}$ é o custo mínimo EMG experimental, $Mass$ é a massa dos músculos analisados e $Mass_{total}$ é o somatório de todas as massas musculares analisadas. $Sk\ inf$ é a dobra cutânea de cada região de colocação dos eletrodos e, $Sk\ inf_{total}$ é o somatório de todas as dobras cutâneas analisadas. A fim de compreender melhor as determinantes da velocidade ótima nas inclinações, dividiu-se a I_{emg} em três áreas, (a) fase de contato, (b) fase aérea e (c) offset (figura 2.1).

Abordagem teórica

A presente abordagem calcula o sinal EMG através dos seus equivalentes metabólicos. Estes equivalentes são advindos da literatura (BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1976) e o objetivo deste procedimento foi verificar se, levando em

consideração os equivalentes metabólicos da atividade EMG (para contrações concêntrica, excêntrica e isométrica) seria possível explicar mais satisfatoriamente as velocidades ótimas na caminhada em inclinações. Este procedimento assume que uma determinada quantidade de ativação elétrica muscular gera distintos custos energéticos, sendo estes dependentes do tipo de contração muscular. Para este propósito, primeiro dividimos a análise em dois grupos de músculos: propulsores (*gluteus maximus*, *gluteus medius*, *deltoideus anterior*, *rectus femoralis*, *vastus lateralis*, *biceps femoralis caput longus*, *tibialis anterior* e *gastrocnemius lateralis*) e posturais (*erector spinae longissimus*, *erector spinae iliocostalis*, *trapezius descendens*, *latissimus dorsi*, *obliquus externus abdominis*, *obliquus internus abdominis*, *rectus abdominis*, *trapezius ascendens*).

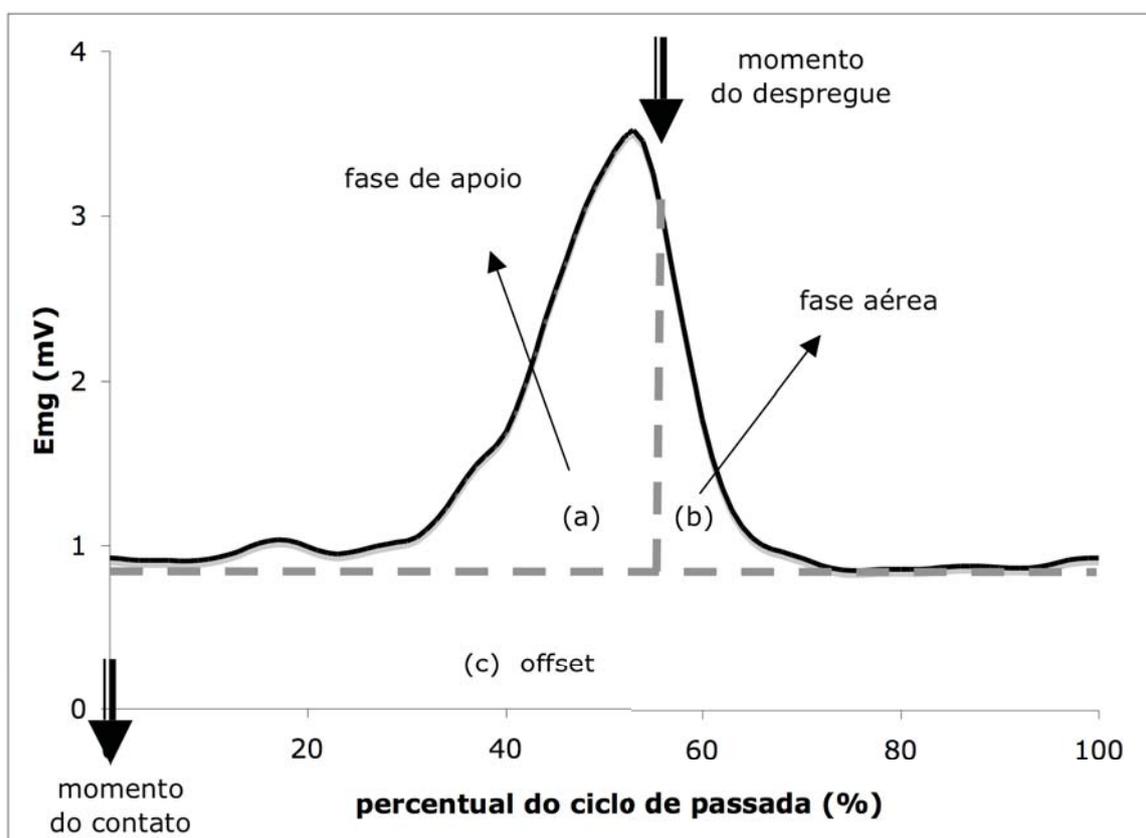


Figura 2.1 Sinal EMG 'experimental' filtrado, retificado e suavizado, dividido em três áreas pelas linhas cinzas: (a) fase de apoio, (b) fase aérea e (c) offset.

Os músculos posturais foram considerados como músculos contraindo isometricamente durante todo o ciclo de passada, enquanto que os músculos

propulsores foram analisados como realizando (a) contração excêntrica na primeira fase de contato, (b) concêntrica na segunda fase de contato e (c) contração isométrica durante a fase aérea (figura 2.2).

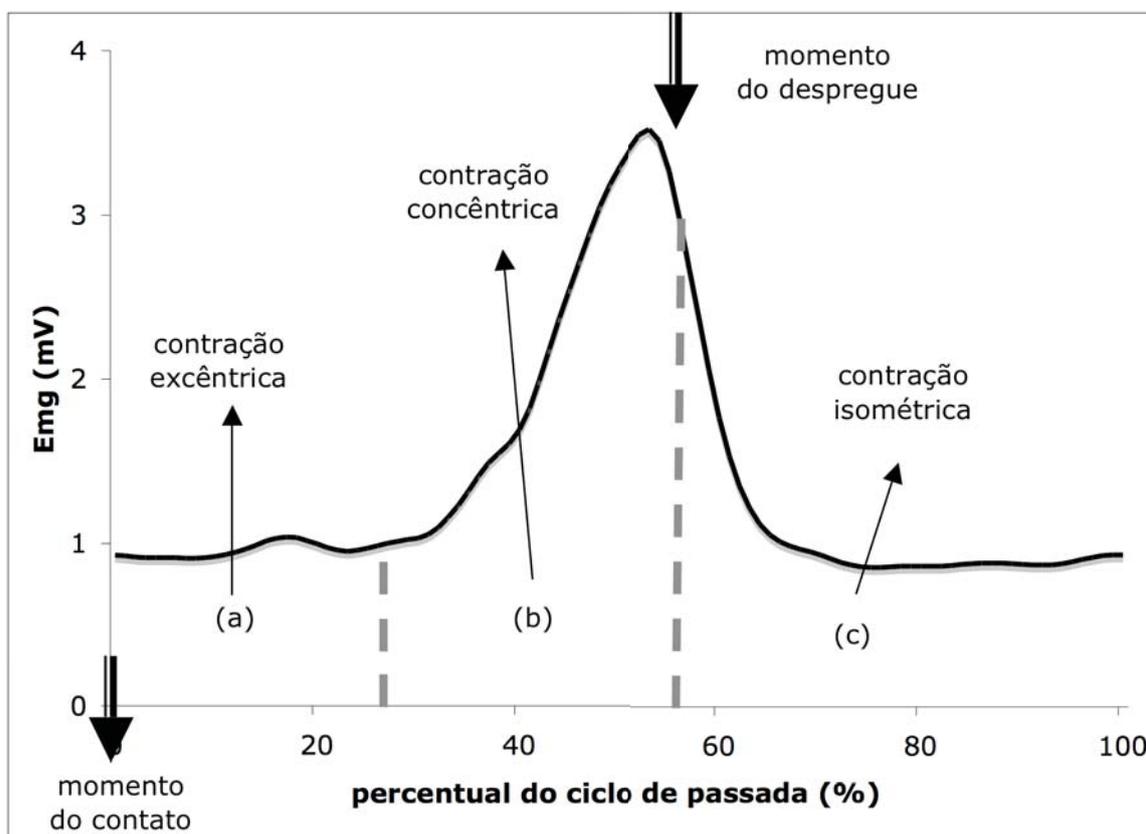


Figura 2.2 Sinal EMG filtrado, retificado e suavizado, analisado através da abordagem teórica, dividido em três áreas pelas linhas cinzas tracejadas: (a) primeira metade da fase de contato - contração excêntrica, (b) segunda metade da fase de contato - contração concêntrica e (c) fase aérea-contração isométrica. Setas verticais apontando para baixo indicam momento de contato e de despegue.

Assim, foram calculadas as correspondentes integrais,

$$I_{emg_{exc}}(t) = \int_0^{t_c/2} EMG dt \quad \text{Eq. 2.4}$$

onde $Iemg_{exc}$ é a integral da ativação EMG em função do tempo durante a primeira metade da fase de contato (contração excêntrica),

$$Iemg_{con}(t) = \int_{t_c/2}^{t_c} EMG dt \quad \text{Eq. 2.5}$$

onde $Iemg_{con}$ é a integral da ativação EMG em função do tempo durante a segunda metade da fase de contato (contração concêntrica),

$$Iemg_{iso}(t) = \int_0^{t_a} EMG dt \quad \text{Eq. 2.6}$$

onde $Iemg_{iso}$ é a integral da ativação EMG em função do tempo durante a fase aérea (contração isométrica),

As integrais foram convertidas para uma unidade de *counts* usada por BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1976) usando um fator de transformação igual à 200 *counts* (mV.s)⁻¹, deste modo temos a atividade EMG durante contração excêntrica (EMG_{neg}), concêntrica (EMG_{pos}) e isométrica (EMG_{iso}) em *counts*. Os equivalentes metabólicos são obtidos através de equações de regressão linear criadas no presente estudo, usando dados experimentais de Bigland e Ritchie (1976), como segue:

$$VO_{2neg}(ml) = 0,0015 \cdot EMG_{neg} + 0,3353, \quad \text{Eq. 2.7}$$

$$VO_{2pos}(ml) = 0,0042 \cdot EMG_{pos} + 0,1493, \quad \text{Eq. 2.8}$$

$$VO_{2iso}(ml) = 0,0042 \cdot EMG_{iso} + 0,1493, \quad \text{Eq. 2.9}$$

$$EmgCost_{theor}(J/m) = 20,1[(VO_{2iso1} + VO_{2iso2} \dots + VO_{2iso16}) + (VO_{2neg1} + VO_{2neg2} \dots + VO_{2neg16}) + (VO_{2pos1} + VO_{2pos2} \dots + VO_{2pos16})] \cdot CP^{-1} \quad \text{Eq. 2.10}$$

onde, $EmgCost_{theor}$ é o custo EMG teórico. O somatório dos dispêndios energéticos dados em ml de O₂ foram convertidos para Joules (J) usando um equivalente

energético de $20,1 \text{ J.ml}^{-1}$ (BLAXTER, 1989) e após foram divididos por CP (conforme equação 2.10). Nesta abordagem teórica, entende-se o $EmgCost_{theor}$ como um custo mínimo energético devido à notória impossibilidade de obter a totalidade da ativação EMG e conseqüentemente do custo energético da locomoção. Mais do que isso, o modelo procura compreender as determinantes da velocidade ótima de caminhada nas inclinações.

2.2.2 Testando o modelo

Um homem adulto, sem história de lesões no sistema músculo-esquelético realizou caminhadas de 2 minutos, sobre uma esteira (WOODWAY, Usa) nas velocidades de 2, 3, 4, 5, 6 e 7 km.h^{-1} , e nas inclinações de 0, 5, 10 e 15%. O uso das velocidades 6 ou 7 km.h^{-1} foram escolhidas em função do Número de Froude (Fr). O valor máximo de Fr foi o equivalente à velocidade espontânea de transição (aproximadamente 0,5 no plano, MINETTI et al., 1994). O uso do Fr é baseado da teoria das similaridades dinâmicas. Esta teoria afirma que dois animais geometricamente similares (como no caso do presente estudo), deslocam-se também de modo similar quando o movimento é multiplicado por fatores relacionados ao tempo, dimensões lineares e forças (ver ALEXANDER, 2005):

$$Fr = Vf^2/gL \quad \text{Eq. 2.11}$$

onde Vf é velocidade de progressão em m.s^{-1} , g é aceleração gravitacional (g) ($9,81 \text{ m.s}^{-2}$) e L é um comprimento corporal conhecido (no presente estudo foi utilizado o comprimento de membros inferiores, em m).

Coleta de dados

O voluntário foi informado do objetivo do estudo, dos riscos e eventuais desconfortos e assinou um termo de consentimento.

O indivíduo estava vestido com roupas apropriadas para caminhada. A coleta de dados foi realizada em inclinações de 0, 5, 10 e 15 % nas velocidades de 2, 3, 4, 5, 6, 7 km.h^{-1} para cada inclinação. A atividade EMG de dezesseis músculos foi

analisada (*erector spinae longissimus*, *erector spinae iliocostalis*, *trapezius descendens*, *latissimus dorsi*, *obliquus externus abdominis*, *obliquus internus abdominis*, *rectus abdominis*, *deltoideus anterior*, *trapezius ascendens*, *gluteus maximus*, *gluteus medius*, *rectus femoralis*, *vastus lateralis*, *biceps femoralis caput longus*, *tibialis anterior* e *gastrocnemius lateralis*) usando um eletromiógrafo portátil (EMGpocket, Elite System, Itália).

Para a preparação do local e colocação dos eletrodos de superfície bipolares foram observadas as orientações da Seniam (FRERIKS et al., 1991). Simultaneamente ao registro EMG, sinais advindos de seis sensores de pressão (footswitches), três em cada pé (região do calcanhar, quinto e primeiro metatarsos inferiores) foram registrados no eletromiógrafo portátil. Os sinais EMG's foram pré-amplificados com razão de rejeição maior de 95 dB e um nível de ruído menor do que 1 mV rms e filtrados por um filtro do tipo Butterworth (50-450 Hz, terceira ordem). A frequência de amostragem da EMG e dos sensores de pressão, foi de 1000 Hz.

Foram coletadas a massa e estatura corporal e comprimento de membro inferior. As dobras cutâneas também foram coletadas antes dos testes usando um plicômetro (The body calliper, CA, Usa).

Um possível efeito de fadiga no sinal EMG foi controlado repetindo o primeiro teste. Com diferenças maiores de 10%, entre a integral EMG dos músculos analisados do primeiro e último teste, a coleta seria descartada, porém a diferença foi menor do que este limite.

2.3 Resultados

2.3.1 Variáveis espaços-temporais

As variáveis espaços-temporais da caminhada em diferentes velocidades e diferentes inclinações são apresentadas na tabela 2.1. O CP e a FP aumentam com o aumento da velocidade porém não com o aumento da inclinação. O *DF* é maior na velocidade ótima de locomoção nas inclinações (10 e 15%) enquanto que apresenta uma relação inversa com *Vf* nas inclinações mais baixas (0 e 5%).

2.3.2 Atividade EMG

A atividade EMG dos músculos posturais (*erector spinae longissimus*, *erector spinae iliocostalis*, *trapezius descendens*, *latissimus dorsi*, *obliquus externus abdominis*, *obliquus internus abdominis*, *rectus abdominis*, *trapezius ascendens*) e dos músculos propulsores (*gluteus maximus*, *gluteus medius*, *rectus femoralis*, *vastus lateralis*, *deltoideus anterior*, *biceps femoralis caput longus*, *tibialis anterior* e *gastrocnemius lateralis*) é apresentada nas figuras 2.3 e 2.4. Os resultados do presente estudo referente ao comportamento da atividade EMG durante caminhada no plano são semelhantes à literatura, tanto em relação aos músculos propulsores (LAY et al., 2007, NYMARK et al., 2005), quanto para os músculos posturais (WHITE e MCNAIR, 2002, DEN OTTER et al., 2004, LAMOTH et al., 2006).

De um modo geral, o sinal EMG em função do percentual do ciclo (portanto independente da distância percorrida), aumentou conforme o aumento da velocidade e inclinação. Observa-se também um aumento no offset nas maiores inclinações (veja figuras 2.3 e 2.4).

Tabela 2.1 Valores médios e desvios-padrão (dp) de frequência de passada (FP), comprimento de passada (CP), tempo de fase aérea (t_a), tempo de contato (t_c) e *duty factor* (DF) nas diferentes velocidades (Vf) em diferentes inclinações do terreno.

0%

Vf (km.h ⁻¹)	FP (passadas.s ⁻¹)		CP (m)		t_a (s)		t_c (s)		DF
	Média	dp	Média	dp	Média	Dp	Média	dp	
2	0,518	0,022	1,074	0,044	0,706	0,039	1,227	0,087	0,64
3	0,660	0,017	1,263	0,032	0,604	0,030	0,912	0,042	0,60
4	0,779	0,013	1,426	0,025	0,541	0,023	0,743	0,028	0,58
5	0,879	0,010	1,580	0,018	0,492	0,022	0,646	0,024	0,57
6	0,970	0,009	1,719	0,015	0,446	0,012	0,586	0,014	0,57
7	1,061	0,022	1,834	0,042	0,415	0,010	0,528	0,024	0,56

5%

Vf (km.h ⁻¹)	FP (passadas.s ⁻¹)		CP (m)		t _a (s)		t _c (s)		DF
	Média	dp	Média	dp	Média	Dp	Média	dp	Média
2	0,504	0,026	2,210	0,056	0,656	0,054	1,334	0,089	0,67
3	0,640	0,015	2,606	0,030	0,635	0,033	0,930	0,048	0,59
4	0,797	0,013	2,790	0,023	0,526	0,017	0,729	0,028	0,58
5	0,895	0,008	3,104	0,014	0,478	0,017	0,639	0,020	0,57
6	1,002	0,009	3,326	0,016	0,426	0,009	0,572	0,014	0,57
7	1,081	0,015	3,600	0,025	0,400	0,007	0,525	0,014	0,57

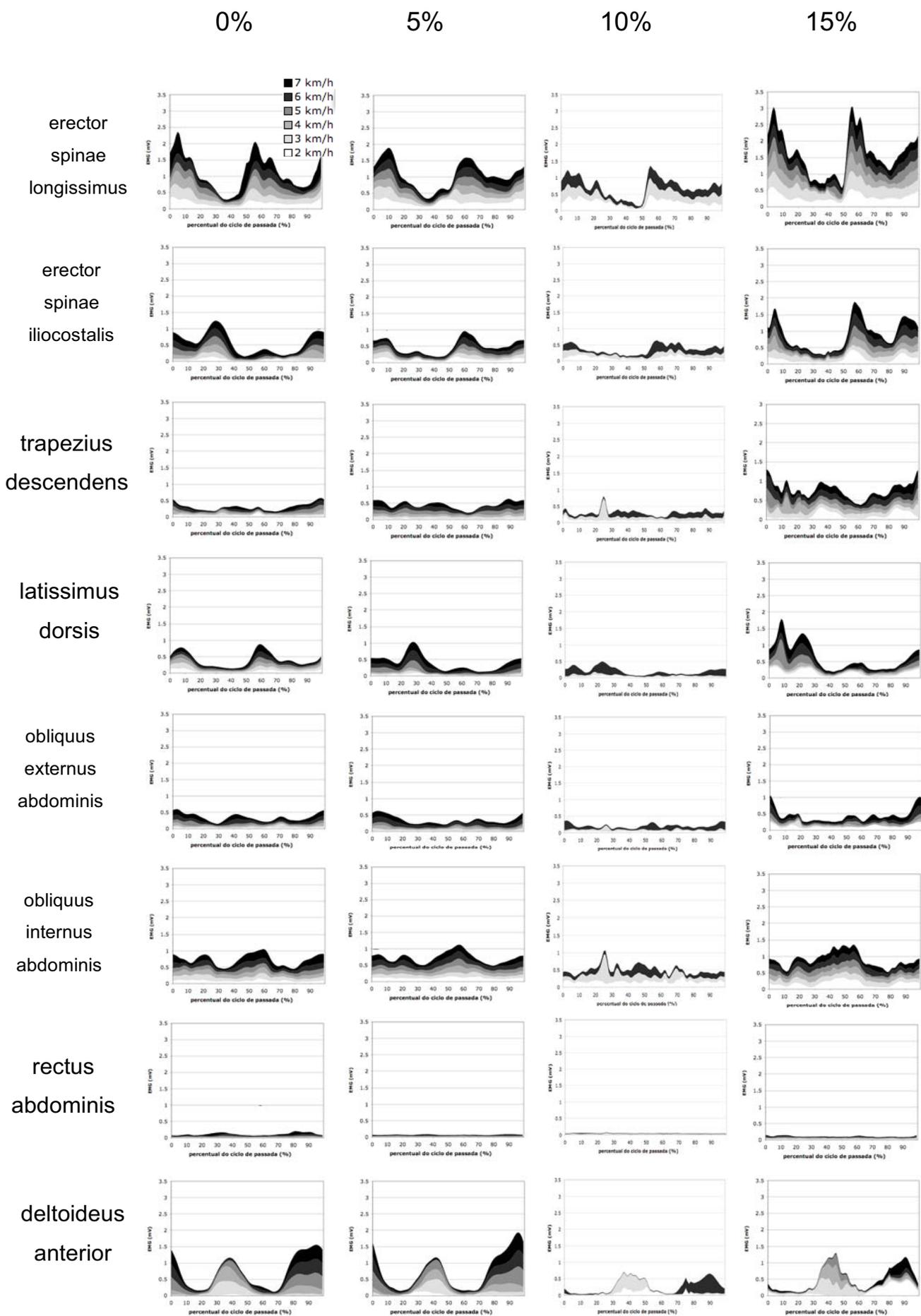
10%

Vf (km.h ⁻¹)	FP (passadas.s ⁻¹)		CP (m)		t _a (s)		t _c (s)		DF
	Média	dp	Média	dp	Média	Dp	Média	dp	Média
2	0,302	0,000	3,674	0,000	1,309	0,090	1,998	0,090	0,60
3	0,262	0,013	3,182	0,151	1,216	0,094	2,602	0,174	0,68
4	0,300	0,007	3,699	0,085	1,229	0,086	2,101	0,114	0,63
5									
6	0,495	0,006	3,300	0,036	0,854	0,021	1,166	0,028	0,58
7	0,556	0,008	3,429	0,015	0,775	0,022	1,023	0,026	0,57

15%

Vf (km.h ⁻¹)	FP (passadas.s ⁻¹)		CP (m)		t _a (s)		t _c (s)		DF
	Média	dp	Média	dp	Média	Dp	Média	dp	Média
2	0,275	0,022	3,041	0,216	1,282	0,079	2,368	0,255	0,65
3	0,319	0,011	3,492	0,122	1,208	0,074	1,936	0,121	0,62
4	0,399	0,007	3,482	0,059	1,497	0,046	1,011	0,040	0,40
5	0,450	0,008	3,703	0,068	0,919	0,041	1,302	0,060	0,59
6	0,524	0,009	3,711	0,064	0,808	0,026	1,101	0,035	0,58
7	0,597	0,012	3,257	0,069	0,721	0,024	0,954	0,037	0,57

O maior pico de ativação EMG entre os músculos propulsores foi do *tibialis anterior* com valor de 7,3 mV, à 7 km.h⁻¹ à 15%, enquanto que para os músculos posturais foi do *trapezius ascendens* com 3,4 mV também à 7 km.h⁻¹ à 15%.



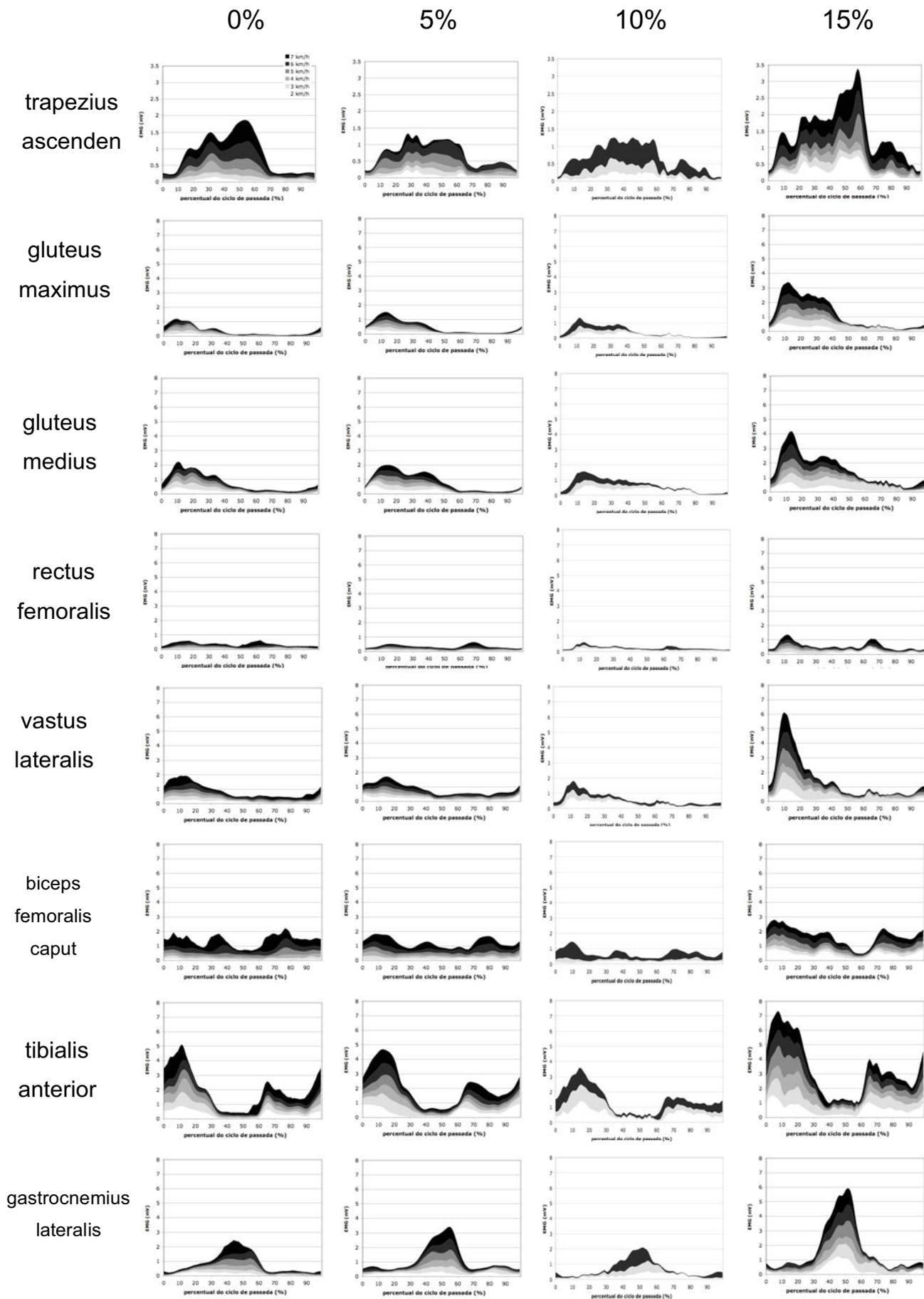


Figura 2.3 e 2.4 Valores médios de atividade EMG, entre 52 e 70 ciclos de passada, com o tempo de passada normalizado em percentual do ciclo. O 0-100% representa o momento de contato com o solo. As cores indicam a velocidade de caminhada (de 2 à 7 km.h⁻¹). Cada músculo é representado nas linhas e, em cada coluna é apresentada a atividade EMG por inclinação.

A ativação EMG parece seguir um padrão bem definido, com exceção do *trapezius descendens*, *obliquus internus abdominis* onde picos de ativações aparecem após os 3 km.h⁻¹ seguindo um comportamento de aumento com o acréscimo da inclinação, e no músculo *deltoideus anterior* no qual até a velocidade de 5 km.h⁻¹ o pico maior se apresenta no final da fase de apoio enquanto que nas velocidades de 6 e 7 km.h⁻¹ o pico passa a se situar na fase aérea. O único músculo analisado neste estudo que apresenta um comportamento diferente entre as inclinações é o *rectus femoralis* onde nas inclinações 0, 5 e 10% os picos aparecem apenas nas velocidades rápidas enquanto que na inclinação de 15% o pico é visível logo na velocidade de 2 km.h⁻¹.

Porém quando analisamos a quantidade de ativação por distância percorrida, ou seja o custo EMG, os resultados mudam.

2.3.3 Custo EMG

A quantidade de atividade EMG calculada através da abordagem experimental é apresentada na figura 2.5. Durante a caminhada no plano (primeira linha da figura 2.5) é possível observar um mínimo de ativação no somatório total devido principalmente à ativação durante a fase aérea e ao offset. Este mínimo acontece também na inclinação a 10 % de inclinação, mas a 5 e a 15 % a quantidade de ativação parece diminuir conforme o aumento da Vf.

A figura 2.6 apresenta os valores de custo EMG calculado através da abordagem teórica. Observa-se um mínimo a 0 e 15% de inclinação.

Para nosso conhecimento, não existem dados de atividade EMG de músculo posturais durante caminhada nas inclinações. A quantidade de ativação EMG por passada dos músculos posturais e propulsores parecem aumentar com o acréscimo da velocidade e inclinação.



Figura 2.5 Custo EMG ‘experimental’ da caminhada em diferentes velocidades e inclinações.

2.4 Discussão

2.4.1 Sobre a hipótese da força e a hipótese da ativação muscular

Inicialmente proposto para a corrida de quadrúpedes (KRAM e TAYLOR, 1990) e após para a corrida de bípedes (ROBERTS et al., 1998, ROBERTS et al., 1997), corrida para trás (WRIGHT e WEYAND, 2001) e caminhada humana (GRIFFIN et al., 2003) a teoria do custo energético da geração de força foi formulada a partir dos resultados que para animais com grande variação de massa correndo em diversas velocidades, o custo mecânico não se correlacionava bem com o custo metabólico da locomoção terrestre (HEGLUND et al., 1982b, TAYLOR, 1985).

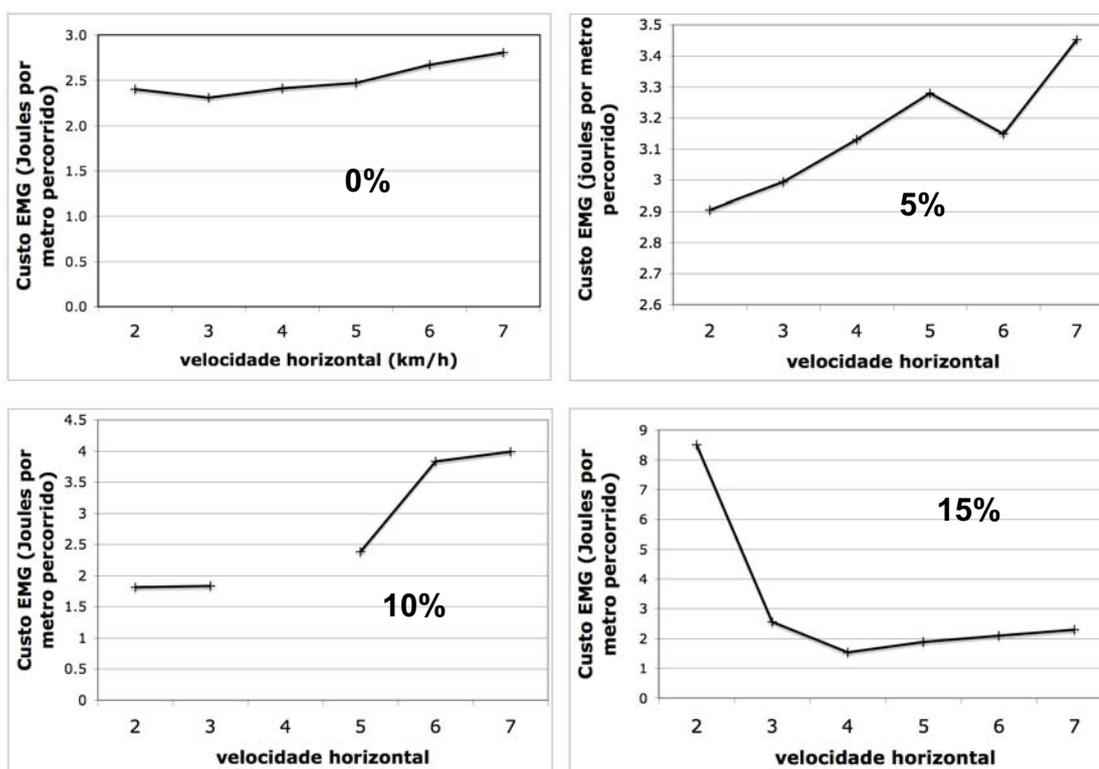


Figura 2.6 Custo EMG ‘teórico’ da caminhada em diferentes velocidades e inclinações.

Uma justificativa para explicar esse resultado se referia ao fato de que o músculo durante a fase de apoio na corrida contraia isometricamente, deste modo, não realizando trabalho.

Recentemente foi observado que esse comportamento acontece também no músculo *gastrocnemius medialis* durante a caminhada (FUKUNAGA et al., 2001). Porém na corrida este comportamento sucede apenas em velocidades maiores de 13 km.h^{-1} em adultos (CAVAGNA, 2006) e não é visível em idosos, mesmo em velocidades máximas (estudo sobre a mecânica da corrida em idosos, Capítulo 3). Ainda assim, a teoria afirma que o custo metabólico despendido pelos músculos é proporcional à integral força de reação do solo-tempo multiplicada por um fator proporcional à taxa de ciclos de pontes cruzadas no músculo-esquelético.

A proposição do Custo Energético da Geração de Força assume que: i) a maior parte da força exercida pelos músculos acontece em oposição à gravidade; ii) uma unidade de volume muscular ativado exerce uma respectiva força no solo, independente da velocidade ou tamanho do animal; iii) originalmente foi presumido que os músculos agiam em similares amplitudes da relação força-velocidade [esta pressuposição foi recentemente interpretada, em um interessante modelo biomecânico proposto por BLANCO e GAMBINI, 2006) como independente para a determinação das relações encontradas por KRAM e TAYLOR, 1990)], portanto é esperado que animais pequenos que realizam o tempo de contato menor usem fibras glicolíticas em maior quantidade e, conseqüentemente tenham um maior dispêndio energético e assim explica-se o fato de que animais pequenos despendem mais energia para transportar 1 N de força por km percorrido do que animais maiores (HOYT e TAYLOR, 1981). Portanto, o custo energético da locomoção, segundo a presente teoria, é determinado pelo custo de suportar o peso corporal e o tempo disponível para exercer força contra o solo.

Ainda assim, a teoria apresenta sérias restrições e parece funcionar em situações particulares. A formulação apresentada por Kram e Taylor indica como insignificante o dispêndio energético devido aos movimentos de balanço dos membros quando não estão em apoio. Várias evidências em aves (MARSH et al., 2004) e em humanos (DOKE et al., 2005, GOTTSCHALL e KRAM, 2005, DOKE e KUO, 2007), demonstram que este dispêndio não é desprezível. Outra crítica levantada pela literatura (ALEXANDER, 1991, HEGLUND, 2004) se refere à desconsideração do trabalho, variável fundamental na Termodinâmica para explicar

a energética da locomoção. Força não é trabalho, nem mesmo é energia, portanto ela isoladamente, não possibilita uma resposta final sobre a energia. A hipótese do custo de ativação muscular apresentado aqui, não despreza o dispêndio energético dos membros superiores e, além disso considera as eficiências dos diferentes tipos de trabalho mecânico quando insere os equivalentes metabólicos da ativação muscular (abordagem teórica, Metodologia).

2.4.2 Sobre o método

Algumas considerações importantes podem ser feitas sobre a técnica da EMG. Comumente esta técnica é usada nos campos da biomecânica e biologia experimental a fim de determinar a quantidade de ativação muscular e os períodos em que elas acontecem, porém neste estudo pretendeu-se usar a determinada técnica a fim de oferecer uma informação global da ativação de tal modo que pudesse ter uma correspondência com a ativação EMG de todo o corpo, incluindo os músculos posturais, que não geram trabalho muscular importante mas, segundo a hipótese central do presente estudo, participam de forma decisiva como uma determinante da caminhada humana.

Assim, esta abordagem permite inferir sobre os mecanismos principais da locomoção e permite explicar a biomecânica da locomoção, especialmente referente à energética da caminhada humana. Além de auxiliar na explicação da velocidade ótima no plano, o custo EMG parece dar um indicativo sobre a energética em situações críticas com restrições do ambiente (inclinação) e situações não usuais (velocidades de progressão baixas).

Nestas situações é provável que dois mecanismos estejam relacionados a fim de justificar a hipótese do custo EMG: i) a estabilidade dinâmica prejudicada e, ii) o custo da co-contração. Os dois mecanismos parecem estar diretamente ligados ao maior custo EMG e conseqüentemente ao custo energético da caminhada. Evidências experimentais dão suporte para esta inferência. Durante caminhada realizada para fins de lazer em velocidades muito baixas ou mesmo em marchas patológicas, foi encontrado um aumento na atividade EMG em comparação com a velocidade auto-selecionada, correspondente à velocidade ótima. Os achados mostram um aumento de ativação EMG com o aumento da V_f , mesmo em músculos do tronco durante locomoção no plano (ANDERS et al., 2007). Novamente, o foco do

presente estudo foi referente à quantidade de ativação em função da distância percorrida, enquanto que nestes estudos a variável em questão foi avaliada em função da passada. Além disso, aumentos foram encontrados nos valores de co-contracção durante velocidades muito baixas (0,20 e 0,30 m.s⁻¹) em comparação com a velocidade auto-selecionada (NYMARK et al., 2005).

As relações entre estabilidade articular e quantidade de ativação geral (ANDERSON e BEHM, 2004) e estabilidade corporal e ativação de músculos localizados especificamente no tronco (GARDNER-MORSE e STOKES, 1998, GRANATA e MARRAS, 2000, GRANATA e ORISHIMO, 2001) são bem estabelecidas na literatura, inclusive indicando um prejuízo maior na ativação EMG durante perturbações à estabilidade com contrações concêntricas do que excêntricas e isométricas. Um possível modo de testar estes mecanismos poderia ser através da perturbação da estabilidade e os efeitos na ativação EMG durante caminhada (por exemplo, em terrenos irregulares).

Outro achado importante que dá sustentação à hipótese do custo EMG da caminhada humana é observado por PRILUTSKY e GREGOR, 2001) onde a atividade EMG de músculos propulsores (*rectus femoralis*, *gastrocnemius medialis*, *vastus medialis*, *biceps femoralis*, *gluteus maximus* e *soleus*) foi maior na corrida do que na caminhada em velocidades abaixo da velocidade de transição entre caminhada e corrida, enquanto que durante velocidades acima da de transição os músculos propulsores apresentam uma maior atividade EMG na caminhada do que na corrida, o que coincide com o dispêndio metabólico nestas situações.

2.5 Uma aplicação do modelo: O custo EMG de carregadores Nepaleses no Himalaia

A alta especialização da locomoção suportando cargas em regiões inóspitas da terra indica um desafio para o entendimento dos fundamentos da mecânica e energética da locomoção humana. Mundialmente famosos são os achados sobre a economia de locomoção de mulheres africanas que transportam cargas sobre a cabeça, de até 70 % da massa corporal sem um maior custo mecânico, devido a um ajuste aperfeiçoado das curvas de energia potencial e cinética do centro de massa, colaborando para um mais alto R (percentual de reconversão entre energia cinética

e potencial durante um ciclo de passada) (MALOIY et al., 1986). Evidências de um custo metabólico relativamente baixo da locomoção no plano, foram também encontradas em carregadores Nepaleses (BASTIEN et al., 2005). Porém, diferentemente das condições geográficas nas quais as mulheres africanas realizam suas atividades locomotoras, o espaço geográfico dos carregadores Nepaleses é caracterizado por terrenos inclinados. Em um estudo recente, Minetti e colaboradores (MINETTI et al., 2006), apresentaram as primeiras informações sobre eficiência mecânica (potência mecânica desenvolvida, dividida pela potência metabólica despendida) de carregadores Nepaleses em inclinações extremas, especialmente da região do Himalaia, indicando uma eficiência aproximadamente 33% maior do que a de montanhistas Caucasianos. De fato, os carregadores Nepaleses apresentam características notáveis do ponto de vista energético. Transportam desde a infância cargas geralmente entre 80 e 90 % da massa corporal (utilizando-se de uma faixa posta à testa no qual é ligada a uma cesta de vime nas costas), em terrenos acidentados com inclinações de até 50%, em situação de hipóxia de altitude (MALVILLE et al., 2001).

A hipótese da transferência eficiente entre energia cinética e potencial do centro de massa corporal não se sustenta pois em inclinações maiores de 15% e – 15%, as mudanças de energia potencial ocorrem apenas positivamente e negativamente, respectivamente (MINETTI et al., 1993). Portanto sem a possibilidade de transferência de energia por via pendular, e tendo em consideração a menor variabilidade de oscilação do tronco dos Nepaleses encontrada por MINETTI et al., 2006), apresentamos uma hipótese de que o custo de ativação muscular (ou custo EMG) da locomoção é menor no grupo de carregadores do Himalaia do que nos montanhistas Caucasianos. Devido à falta de informações espaços-temporais da locomoção com carga em grandes inclinações, foram analisados estes parâmetros da passada a fim de auxiliar no entendimento da energética e mecânica da locomoção em planos inclinados.

2.5.1 Materiais e métodos

Cinco carregadores Nepaleses (idade: 23 ± 9 anos; estatura: $1,63 \pm 0,03$ m; massa corporal: $54,6 \pm 6,2$ kg) e cinco montanhistas Caucasianos (idade: 32 ± 3 anos; estatura: $1,76 \pm 0,07$ m; massa corporal: $74,2 \pm 6,7$ kg), selecionados por

voluntariedade, realizaram o experimento em Namche-Bazar, região do vale Khumbu no Parque Nacional de Sagarmãthã (Everest em nepalês). O experimento consistia de caminhada sem e com carga (40 kg) em situação de subida e descida, com uma inclinação média de 22 %, em um ritmo que poderiam suportar por muitas horas. Os Nepaleses utilizavam a usual faixa na testa onde era ligada com a cesta nas costas onde suportavam o peso, enquanto que os Caucasianos usavam uma mochila de alpinismo. O trecho foi escolhido de modo a assegurar que as trocas de energia fossem principalmente devidas as mudanças de energia potencial, sem a possibilidade de transferência entre energia potencial e cinética dentro de uma passada (MINETTI et al., 2006). Antes de iniciar os experimentos, eram realizadas medidas de dobras cutâneas nas regiões de colocação de eletrodos.

O *set-up* experimental incluiu um eletromiógrafo portátil (PocketEmg, BTS, Milão, Itália), um analisador de gases portátil (K4b², Cosmed, Roma, Itália), um GPS (GPSmAP76CS) e lactímetro (Accutrend, Roche Diagnostic, Basel, Suíça). Foram analisados a atividade EMG de quatorze músculos (*erector spinae longissimus, erector spinae iliocostalis, trapezius descendens, latissimus dorsi, obliquus externus abdominis, obliquus internus abdominis, rectus abdominis, deltoideus anterior, trapezius ascendens, gluteus maximus, gluteus medius, biceps femoralis caput longus, vastus lateralis e gastrocnemius lateralis*). Para a preparação do local e colocação dos eletrodos de superfície bipolares foram seguidas as orientações da Seniam (FRERIKS et al., 1991). Simultaneamente ao registro EMG, sinais advindos de seis sensores de pressão (*footswitches*), três em cada pé (região do calcanhar, primeiro e quinto metatarso inferior) eram registrados no eletromiógrafo portátil. Os sinais EMG's foram pré-amplificados com razão de rejeição maior de 95 dB e um nível de ruído menor do que 1 μ V rms e filtrados por um filtro do tipo Butterworth (50-450 Hz, terceira ordem). A frequência de amostragem da EMG e dos sensores de pressão, foi de 1000 Hz.

O custo metabólico foi calculado segundo procedimentos do estudo anterior (MINETTI et al., 2006). O sinal EMG foi retificado e integrado e os valores médios da atividade EMG de todo o trecho foram subtraídos pelos respectivos valores da situação em repouso (*idem* ao consumo de O₂) e, divididos pela velocidade média (\bar{V}_f). A potência EMG geral foi obtida a partir do somatório dos quatorze músculos, ponderado pelos respectivos volumes musculares (YAMAGUCHI et al., 1991) e

dobra cutânea respectiva. Determinou-se o Custo EMG, através do procedimento experimental.

Para fins de comparação das $\bar{V}f$'s de locomoção, usamos o Nf baseado na teoria das similaridades dinâmicas (sub-seção 2.2.2), para normalizar a $\bar{V}f$. No caso presente, ao invés de utilizar o comprimento de membro inferior, utilizamos a estatura, da seguinte forma:

$$Fr = \frac{\bar{V}f^2}{g \text{ estatura}}. \quad \text{Eq. 2.12}$$

Tendo em consideração que a estatura média dos Caucasianos é maior (0,13 m) e que as $\bar{V}f$'s de subida e descida dos Caucasianos com carga foram 35 e 17 % menores do que as dos Nepaleses, deste modo, os Fr's dos Caucasianos, para os mesmos trechos, foram 40 e 24 % menores do que dos Nepaleses.

Os procedimentos para análise dos dados de posição e $\bar{V}f$ oriundos do GPS são os mesmos de MINETTI et al., 2006). A potência mecânica vertical (PMV) foi calculada como segue:

$$PMV = \frac{\Delta h m_{tot} g}{\Delta t} \quad \text{Eq. 2.13}$$

onde Δh é variação de altura, m_{tot} é a massa total (massa corporal + carga), g é aceleração gravitacional e Δt é o tempo de locomoção.

Uma série de programas computacionais (Labview versão 7.1, National Instruments, Austin, USA) foram construídos para o processamento dos dados EMG, GPS e parâmetros espaços-temporais.

Foi utilizado Testes-t de *student* para amostras independentes para comparar os parâmetros espaços-temporais entre Nepaleses e Caucasianos (SPSS para Windows versão 14, USA).

2.5.2 Resultados

Variáveis espaços-temporais

O Fr dos Nepaleses foi maior do que as dos Caucasianos em situação com carga ($p < 0,01$), mas sem carga, as diferenças diminuem acentuadamente (4 e 23 % maiores, sem e com carga, respectivamente, $p > 0,05$). O CP e FP dos Nepaleses foram maiores na subida com carga, mas durante a descida com carga, apesar da $\bar{V}f$ maior, apenas o CP foi maior nos Nepaleses e a FP foi similar ($p > 0,05$).

Parâmetros energéticos

A atividade EMG por unidade de tempo foi similar entre Nepaleses e Caucasianos. Contudo, a ativação EMG total, ou seja, por unidade de distância (“custo” EMG da locomoção) foi notavelmente maior nos Caucasianos na situação com carga, especialmente na fase de subida (observe a inclinação das retas na figura 2.7).

A atividade EMG também foi analisada no domínio da frequência para testar uma possível diminuição nos parâmetros de mediana, média e pico da frequência que pudessem explicar, via fadiga neuromuscular (KNAFLITZ e BONATO, 1999), o efeito da carga no aumento da ativação EMG por distância percorrida nos Caucasianos (inclinações das retas na figura 2.7).

Utilizou-se a transformada rápida de Fourier com janelamento de 10 segundos, analisando o centro dos *bursts* de 512 pontos determinados por uma integração com janelamento móvel Hanning de 50 ms. Todavia, nenhuma diferença significativa foi encontrada nos parâmetros de frequência entre os primeiros e últimos vinte segundos de experimento (diminuições $< 5\%$).

O notável desempenho dos Nepaleses na subida com carga, é confirmado pela PMV 33% maior do que a dos Caucasianos. Embora a $\bar{V}f$ e a PMV sejam maiores nos Nepaleses, estes apresentam um custo metabólico 39% menor que os Caucasianos. Esta economia energética específica à situação de carga e inclinação extrema é observada também na figura 2.8, na qual os Caucasianos sem carga apresentam uma eficiência similar às eficiências dos Nepaleses, mas com uma baixa eficiência na situação com carga.

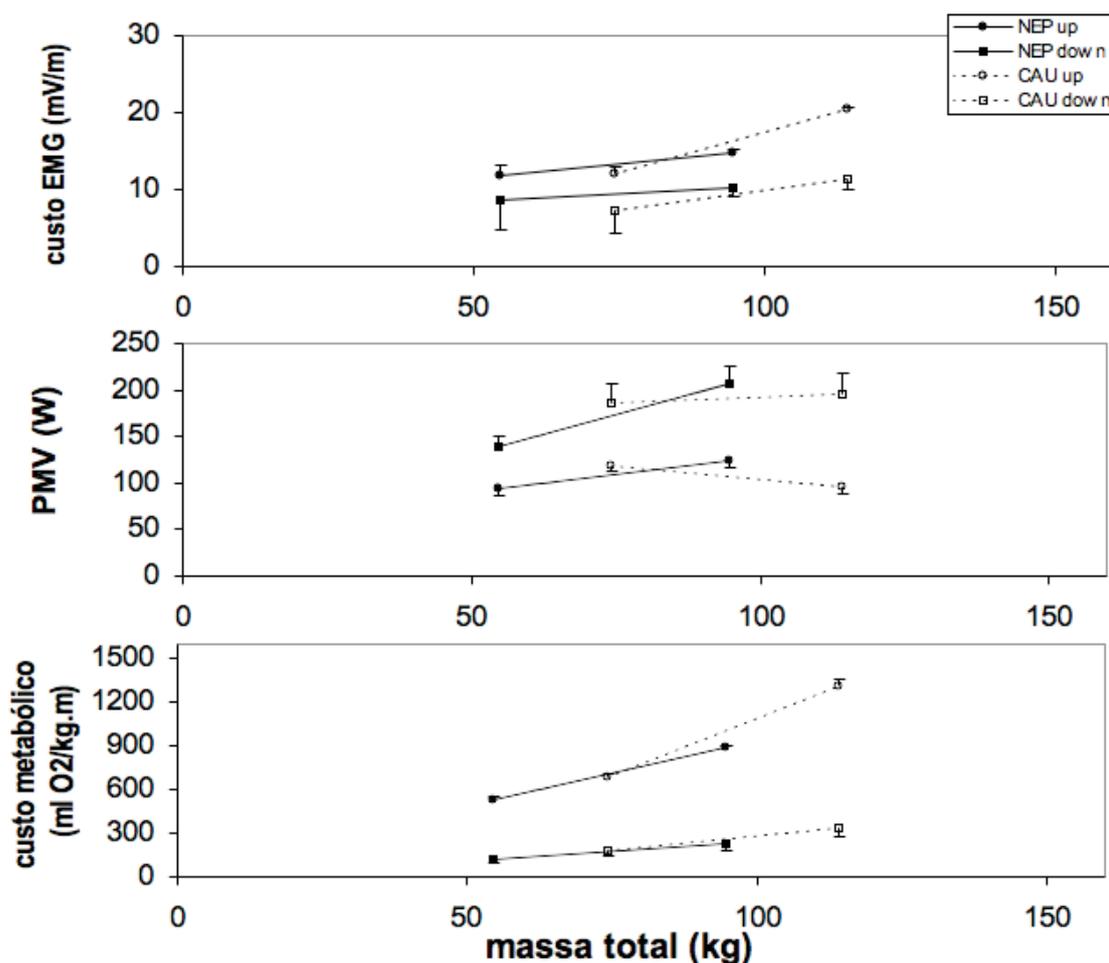


Figura 2.7 Médias e erros-padrões da média do custo EMG, PMV e custo metabólico em função da massa total transportada (massa corporal + carga) dos carregadores Nepaleses (NEP) e montanhistas Caucasionos (CAU) em subida (up) e descida (down).

A eficiência menor dos Caucasionos na situação com carga parece ser explicada pela quantidade de ativação muscular. A interessante semelhança entre o custo EMG e o custo energético (figura 2.7), demonstram a eficácia do método EMG utilizado no presente estudo a fim de representar uma ativação muscular geral durante a locomoção.

2.5.3 Discussão

A menor ativação muscular é extremamente interessante pois explica de modo importante o mecanismo da alta eficiência e economia energética nos Nepaleses.

Os resultados de potência metabólica e PMV confirmam os achados de MINETTI et al., 2006). Além disso, o custo energético na situação sem carga é similar entre Caucasianos e Nepaleses. Em outras palavras, o desempenho notável dos Nepaleses é específico somente na situação de subida com carga.

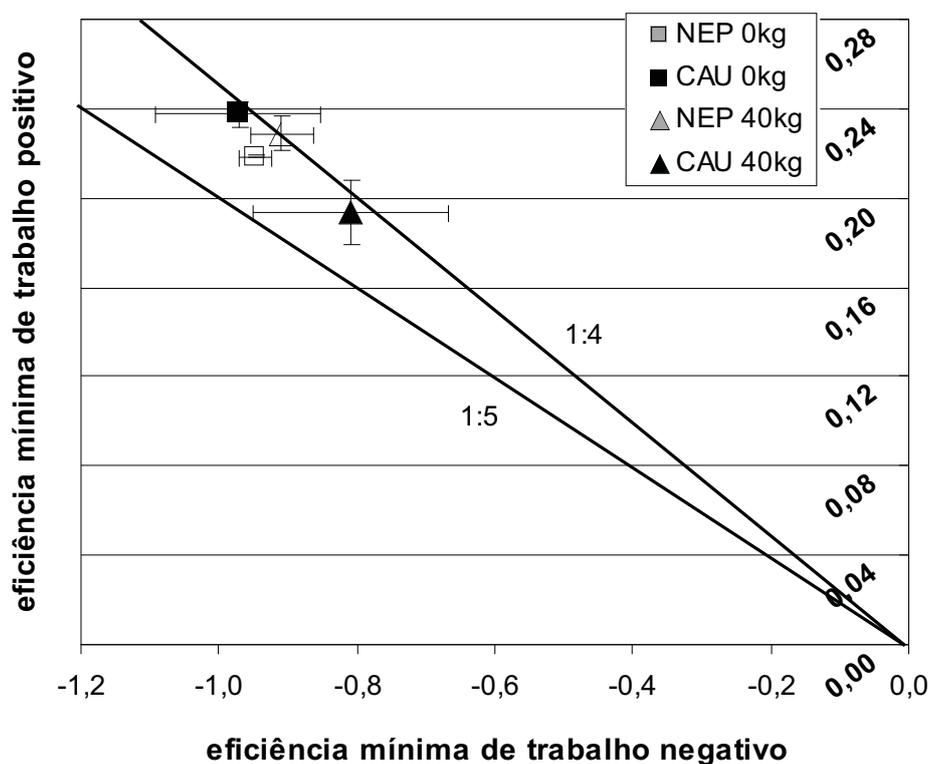


Figura 2.8 A eficiência mínima foi obtida através da divisão da PMV (positiva ou negativa) pela potência metabólica respectiva (MINETTI et al., 2006). As linhas são as razões entre eficiência muscular positiva e negativa (WOLEDGE et al., 1985).

A melhor economia nos Nepaleses durante a subida com carga pode ser relacionada às propriedades mecânicas de contração muscular, especificamente à relação potência-velocidade. Tendo em consideração que os Caucasianos realizaram o trecho de subida com carga em uma velocidade de progressão 33 % menor que os Nepaleses, pode-se inferir que os Caucasianos realizaram a atividade em uma região menor de produção de potência devido à relativa baixa velocidade, que por sua vez corresponde à uma zona de baixa eficiência. Outro fator secundário pode ser a aclimação de longo prazo destes indivíduos à hipóxia de altitude, favorecendo o transporte e utilização de O_2 no músculo esquelético.

Surpreendentemente, a ativação EMG por unidade de tempo é semelhante entre Nepaleses e Caucasianos, e por consequência a ativação total é menor nos Nepaleses.

Pode-se afirmar também, que a razão entre ativação EMG na subida e descida, independente da massa total, é em torno de 1,5 e 2, corroborando com os dados de BIGLAND-RITCHIE e WOODS, 1976).

Em conclusão, a hipótese da ativação muscular econômica nos carregadores Nepaleses é confirmada. Os parâmetros espaços-temporais da passada parecem não justificar o menor custo energético nos Nepaleses. O custo EMG foi maior nos Caucasianos, especialmente durante a ascensão com carga, indicando uma justificativa a um achado anterior de maior estabilidade no tronco em Nepaleses (MINETTI et al., 2006).

3. MECÂNICA DA CORRIDA DE IDOSOS

3.1 Introdução

Nos idosos a força muscular é reduzida. Isso tem sido atribuído principalmente a atrofia da massa muscular com a redução da área de sua secção transversal (DOHERTY, 2003, FRONTERA et al., 2000, TRAPPE et al., 2003), e também à deficiência na produção intrínseca de força no nível da interação entre actina e miosina (PHILLIPS et al., 1991, FRONTERA et al., 2000, LOWE et al., 2001, MORSE et al., 2005). Experimentos realizados tanto em espécimes isoladas de músculo (OCHALA et al., 2006, PHILLIPS et al., 1991) quanto *in vivo* em humanos (KLASS et al., 2005, PORTER et al., 1997, POUSSON et al., 2001, VANDERVOORT et al., 1990) mostram que a força que um músculo exerce ao alongar-se (freqüentemente chamada de contração excêntrica) tem redução menor devido ao processo de envelhecimento que a força desenvolvida durante contração isométrica e durante encurtamento (freqüentemente chamada de contração concêntrica).

O efeito das mudanças das propriedades de contração do músculo no trabalho mecânico realizado durante locomoção não é conhecido. O trabalho mecânico realizado ao caminhar não tem sido considerado significativamente maior em indivíduos idosos apesar de um maior dispêndio energético, resultando em uma

menor eficiência mecânica, atribuída à co-contracção de músculos antagonistas (MIAN et al., 2006).

O mecanismo elástico da corrida, contrário ao mecanismo pendular da caminhada, necessita de uma intervenção muscular muito maior para manter o movimento do CM. Um ciclo alongamento-encurtamento das unidades músculo-tendíneas ocorre em cada passo da corrida com grande entrada e saída de energia mecânica, para dentro e para fora das unidades músculo-tendíneas. A mecânica da corrida, assim, mais que a caminhada, pode revelar mudanças no trabalho mecânico realizado em cada passo, devido ao desempenho muscular reduzido nos idosos.

Além disso, uma assimetria contato-despregue ocorre durante a corrida, surgindo do fato que as unidades músculo-tendíneas, contrário a uma mola sem atrito, têm comportamento diferente durante alongamento e encurtamento. Recentemente, foi observado que a assimetria contato-despregue é uma consequência da relação força-velocidade do músculo e, é maior, quanto maior for a mudança no comprimento do músculo em relação àquela do tendão dentro das unidades músculo-tendíneas (CAVAGNA, 2006).

O trabalho mecânico realizado durante a corrida em idosos e sua assimetria contato-despregue, para nosso conhecimento, ainda não são determinados.

Neste estudo foi calculado o trabalho mecânico externo realizado para manter o movimento do CM e o tempo das trocas de energia mecânica durante as fases de trabalho negativo e positivo do *bouncing* do corpo, em indivíduos idosos correndo em diferentes velocidades. Os resultados obtidos em indivíduos idosos são comparados àqueles obtidos em indivíduos jovens. A hipótese apresentada é que o aumento da discrepância em idosos entre o desenvolvimento da força durante alongamento e durante encurtamento, se operacional durante a corrida, irá aumentar a assimetria contato-despregue do aparente *bouncing* do corpo em relação àquele de indivíduos jovens.

3.2 Materiais e Métodos

3.2.1 Amostra e procedimento experimental

Os experimentos foram realizados em oito indivíduos idosos (homens, idade

73,6±5,5 anos, altura 1,72±0,06 m, massa 71,1±9,2 kg, media ± dp) e oito indivíduos jovens (6 homens e duas mulheres, idade 20,8±1,6 anos, altura 1,76±0,08 m, massa 63,4±10,0 kg). Três indivíduos em cada grupo são treinados (volume mínimo semanal de corrida de 40 km) enquanto cinco são sedentários saudáveis. Os resultados relatados neste estudo são uma média dos dados obtidos de todos os sujeitos em cada grupo, independente de seu treinamento. Resultados similares, porém, foram obtidos comparando os três indivíduos idosos treinados com os três indivíduos jovens do sexo masculino não treinados, de acordo com os achados que o efeito da idade nas unidades músculo-tendíneas são similares em corredores e indivíduos não-ativos (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005). Consentimento informado escrito foi obtido de cada indivíduo. Os estudos foram realizados de acordo com a Declaração de Helsinque.

Os indivíduos correram de um lado para o outro ao longo de uma pista de corrida de 50 metros a qual foi incorporada, no nível do solo, 8 plataformas de força de 0,5 m . 0,5 m em seqüência, totalizando um espaço contínuo de 4 m . 0,5 m sensível à força aplicada na plataforma nas direções anterior e vertical. A única instrução dada a cada indivíduo foi para correr normalmente em uma velocidade constante, mensurada por duas fotocélulas posicionadas distantes de 1 à 3 m (dependendo da velocidade) ao longo do lado da plataforma. Mais características da plataforma de força são descritas por CAVAGNA (1975).

O procedimento do experimento consistiu em medir a força aplicada no solo no plano sagital durante corrida em diferentes velocidades. Os dados foram adquiridos em um microcomputador a uma taxa de 500 Hz por canal de: i) sinal da plataforma proporcional à força aplicada na direção anterior (F_f), ii) sinal da plataforma proporcional à força aplicada na direção vertical (F_v) e iii) sinal das fotocélulas. A aquisição e análise dos dados foram realizadas através de um conversor analógico-digital (National Instruments, Austin, TX, USA) e um software feito em LabView para Macintosh (versão 7.1).

Foram feitas análises em um total de 124 corridas com velocidades médias entre 3 e 17 km.h⁻¹ para os idosos e 229 corridas entre 3 e 21 km.h⁻¹ para os jovens. O número menor de execuções realizado pelos idosos foi para diminuir riscos de fadiga neste grupo.

3.2.2 Dos registros da plataforma ao trabalho externo

O processo usado para calcular as mudanças da energia mecânica do CM do corpo derivadas das forças de reação do solo é descrito em detalhes por CAVAGNA, 1975). Em resumo: somente o movimento no plano sagital foi considerado para calcular a energia mecânica do CM. A energia cinética de translação lateral do CM foi ignorada. O sinal da plataforma de força sem carga foi mensurado imediatamente antes de cada corrida e subtraído dos registros da F_v e da F_f de modo a computar uma possível mudança da linha de base da plataforma. Somente o grupo de registros da F_v e da F_f compreendida entre os cruzamentos das fotocélulas foi utilizado para análises subseqüentes. As velocidades vertical e anterior do CM foram obtidas como segue.

Antes de todas as aquisições, a plataforma era calibrada com cargas conhecidas no sentido vertical e horizontal ântero-posterior.

A força vertical média mensurada pela plataforma de força, $F_{v,plate}$, em um intervalo de tempo correspondente a um número de quadros, nf , em um determinado número de passos, T , selecionados entre picos (ou vales) nos registros de força, devem igualar ao PC mensurado com uma balança, $F_{v,scale}$.

$$F_{v,plate} = \frac{\sum_{\text{SecondPeakorValley}}^{\text{firstPeakorValley}} F_{v,i}}{nf} = F_{v,scale} \quad \text{Eq. 3.1}$$

$F_{v,plate}$ foi então subtraída da coluna de dados F_v e o resultado $(F_v - F_{v,plate})/M$ (M é a massa corporal) foi integrado no tempo para obter as mudanças nos registros da velocidade vertical para o intervalo de tempo entre os cruzamentos das fotocélulas.

$$\Delta Vel = \int_{\text{InitialTime}}^{\text{FinalTime}} [(F_v - F_{v,plate})/M] dt \quad \text{Eq. 3.2}$$

Um ou mais passos regulares foram subseqüentemente escolhidos para análise entre dois picos ou vales da curva de velocidade vertical. A regularidade dos passos (*drift*) foi determinada pela diferença entre incrementos positivos e negativos às mudanças nas velocidades vertical e horizontal divididas pela soma dos incrementos.

$$Drift = \frac{|\sum V_{+increments}| - |\sum V_{-increments}|}{|\sum V_{+increments}| + |\sum V_{-increments}|} 100 \quad \text{Eq. 3.3}$$

Durante a corrida no plano, os deslocamentos verticais ascendente e descendente do CM do corpo são em média iguais durante um número inteiro de passos, i.e. a velocidade vertical média deve ser nula. Baseado nessa consideração, a área abaixo das mudanças da velocidade vertical registrada, correspondendo ao intervalo selecionado acima, será dividido por nf e o resultado será subtraído do total da variação da velocidade vertical registrada entre os cruzamentos das fotocélulas para obter os valores instantâneos, positivo (ascendente) e negativo (descendente) da V_v .

$$V_v(t) = \frac{\int_{i=0}^{nf} \Delta V_v . dt}{nf} - \Delta V_v \quad \text{Eq. 3.4}$$

As mudanças na velocidade horizontal foram determinadas pela integração da curva F_f/M durante o tempo entre os cruzamentos das fotocélulas, Δt_{photo} . A área abaixo dessa variação de velocidade horizontal foi então dividida por Δt_{photo} e o resultado foi subtraído do mesmo registro para localizar a velocidade média de corrida no traçado.

$$\Delta Vf(t) = \int_{i=0}^{\Delta t_{photo}} F_f / M dt \quad \text{Eq. 3.5}$$

A velocidade média de corrida, mensurada através da distância das fotocélula/ Δt_{photo} , foi então somada a série resultante para obter os valores instantâneos de Vf .

$$Vf(t) = \frac{\int \Delta Vf . dt}{\Delta t_{photo}} + \Delta Vf \quad \text{Eq. 3.6}$$

A velocidade vertical instantânea $V_v(t)$ foi utilizada para calcular a energia cinética instantânea do movimento vertical,

$$E_{kv}(t) = 0,5 M V_v(t)^2 \quad \text{Eq. 3.7}$$

e, por integração, o deslocamento vertical do CM, $S_v(t)$,

$$S_v(t) = \int V_v(t) dt \quad \text{Eq. 3.8}$$

com a correspondente energia potencial gravitacional

$$E_p(t) = M g S_v(t). \quad \text{Eq. 3.9}$$

A energia cinética horizontal foi calculada como

$$E_{kf}(t) = 0,5 M V_f(t)^2, \quad \text{Eq. 3.10}$$

a energia cinética translacional total do CM no plano sagital como

$$E_k(t) = E_{kv}(t) + E_{kf}(t), \quad \text{Eq. 3.11}$$

e a energia mecânica translacional do CM no plano sagital como

$$E_{cm}(t) = E_{kv}(t) + E_{kf}(t) + E_p(t). \quad \text{Eq. 3.12}$$

Após, como mencionado acima, a seleção foi feita inicialmente entre picos (ou vales) das mudanças da velocidade vertical, os registros foram expandidos para incluir o vale anterior (ou pico) de $E_p(t)$ até uma imagem clara dos passos a ser obtidos (figura 3.1).

Algoritmos foram feitos para calcular o trabalho realizado durante os passos selecionados entre vales (ou picos) da E_p : W_v , W_{kf} e W_{ext} foram calculados com as amplitudes dos vales ou picos, e os valores inicial e final nos registros da $E_p(t)$, $E_{kf}(t)$ e $E_{cm}(t)$. Valores positivos das variações de energia foram considerados como

trabalho positivo, valores negativos foram considerados como trabalho negativo. Em uma perfeita corrida em velocidade constante no plano, a razão entre os valores absolutos de trabalho positivo e negativo realizados em um número inteiro de passos deve ser igual a um.

3.2.3 Estimativa do trabalho interno

O trabalho positivo normalizado pela massa e unidade de distância para acelerar os membros em relação ao CM do corpo foi estimado para cada corrida com a equação:

$$W_{\text{int}} / ML (J \text{ kg}^{-1} \text{ m}^{-1}) = 0,140 \cdot 10^{-200L} \cdot V_f \cdot f \quad \text{Eq. 3.13}$$

onde L é o comprimento do passo em metros, V_f a velocidade média de corrida em metros por segundo e f é a frequência de passos em Hz (CAVAGNA et al., 1997). Os valores estimados de W_{int}/ML como uma função da velocidade em $\text{km} \cdot \text{h}^{-1}$ foram interpolados por um ajuste polinomial de segunda ordem. Deve ser salientado que usando a mesma equação para calcular W_{int} nos indivíduos jovens e idosos assume-se o mesmo movimento dos membros nos dois grupos.

3.2.4 Tempo aéreo, duração da frenagem e propulsão e deslocamento vertical durante contato

Como a energia mecânica do CM é constante quando o corpo é deslocado no ar (a resistência do ar é negligenciada), o tempo aéreo foi calculado como o intervalo de tempo durante o qual:

$$dE_{\text{cm}}(t)/dt = 0. \quad \text{Eq. 3.14}$$

Como descrito em detalhes em um estudo prévio (CAVAGNA, 2006), esse processo pode resultar em uma superestimativa (7%) do tempo aéreo devido ao ruído do registro do $dE_{\text{cm}}(t)/dt$. A duração da frenagem, t_{brake} , e a duração da propulsão, t_{push} foram calculadas como o intervalo de tempo durante o qual o $dE_{\text{cm}}(t)/dt$ foi positivo e negativo, respectivamente. Novamente, devido ao ruído do

registro do $dE_{cm}(t)/dt$, t_{brake} e/ou t_{push} foi, provavelmente, em alguns casos subestimado (5-7%; CAVAGNA, 2006). O mesmo é verdade para os deslocamentos descendente e ascendente do CM durante contato, $S_{c,down}$ e $S_{c,up}$, que foram mensurados nas porções descendente e ascendente da curva $E_p(t)$, respectivamente, durante o intervalo de tempo onde $dE_{cm}(t)/dt$ é negativo e positivo, respectivamente. O deslocamento vertical descendente total $S_{v,down}$ e deslocamento vertical ascendente $S_{v,up}$ foram calculados do decréscimo e acréscimo totais da curva $E_p(t)$, respectivamente, ocorrendo entre dois ou mais picos (ou vales) de E_p , divididos pelo número de passos.

3.2.5 Deslocamento vertical abaixo e acima dos pontos de equilíbrio

A força vertical, F_v , aplicada pelo pé no solo é:

$$F_v = PC + M a_v \quad \text{Eq. 3.15}$$

onde Mb é a massa do corpo e a_v é a aceleração vertical do CM, i.e. o tempo derivado de sua velocidade vertical, V_v . Quando a velocidade vertical, e E_{kv} , estão no máximo, a derivada é nula, $a_v=0$, e como consequência

$$F_v = PC. \quad \text{Eq. 3.16}$$

A localização dos picos E_{kv} alcançados durante os passos (figura 3.1) foi então utilizada para determinar os instantes onde a F_v é igual ao PC. A localização e as amplitudes de E_p simultâneo com os picos de E_{kv} foram utilizados para determinar a parte do deslocamento vertical ocorrendo abaixo do ponto de equilíbrio durante a desaceleração descendente do CM, $S_{ce,down}$, e durante a aceleração ascendente do CM, $S_{ce,up}$. As diferenças

$$S_{v,down} - S_{ce,down} = S_{ae,down} \quad \text{Eq. 3.17}$$

e

$$S_{v,up} - S_{ce,up} = S_{ae,up} \quad \text{Eq. 3.18}$$

informa sobre o deslocamento vertical quando o CM do corpo acelera descendente e desacelera ascendente, respectivamente (CAVAGNA et al., 1988).

3.2.6 Velocidade vertical máxima e energia cinética alcançada durante o deslocamento descendente e ascendente

A velocidade vertical máxima e a energia cinética máxima $E_k = E_{kv} + E_{kf}$ alcançadas pelo CM durante deslocamento descendente $V_{v,mx,down}$ e $E_{k,mx,down}$, e durante a elevação, $V_{v,mx,up}$ e $E_{k,mx,up}$, são determinados por comparação dos picos em E_{kv} e E_k com a curva E_p simultânea. Como a velocidade vertical máxima pode aumentar com a amplitude do deslocamento vertical, que pode ser diferente durante a elevação e o deslocamento descendente (ver, e.g., as curvas E_p na figura 3.1), a razão entre as velocidades descendente e ascendente máximas foram normalizadas

$$(V_{v,mx,down} / V_{v,mx,up})(S_{v,up} / S_{v,down}) = (V_{v,mx,down} / V_{v,mx,up})_{norm}. \quad \text{Eq. 3.19}$$

3.2.7 Transdução $E_p \leftrightarrow E_k$ durante o passo

O tempo de curso da transdução ocorrendo no passo entre energia potencial gravitacional E_p e energia cinética do CM E_k pode ser determinado pelo valor absoluto das mudanças, ambos incrementos positivos e negativos, de E_p , E_k e E_{cm} em intervalos curtos de tempo dentro do ciclo do passo (CAVAGNA et al., 2002):

$$r(t) = \frac{1 | E_{cm}(t) |}{(| E_p(t) | + | E_k(t) |)}. \quad \text{Eq. 3.20}$$

A transdução $E_p - E_k$ é completa ($r(t)=1$) durante a fase aérea, quando nenhum trabalho externo é realizado pela força muscular. Entretanto a transdução $E_p - E_k$ também ocorre durante contato, quando o corpo é parcialmente sustentado pelo pé no chão na parte superior da trajetória do CM ($0 < r(t) < 1$).

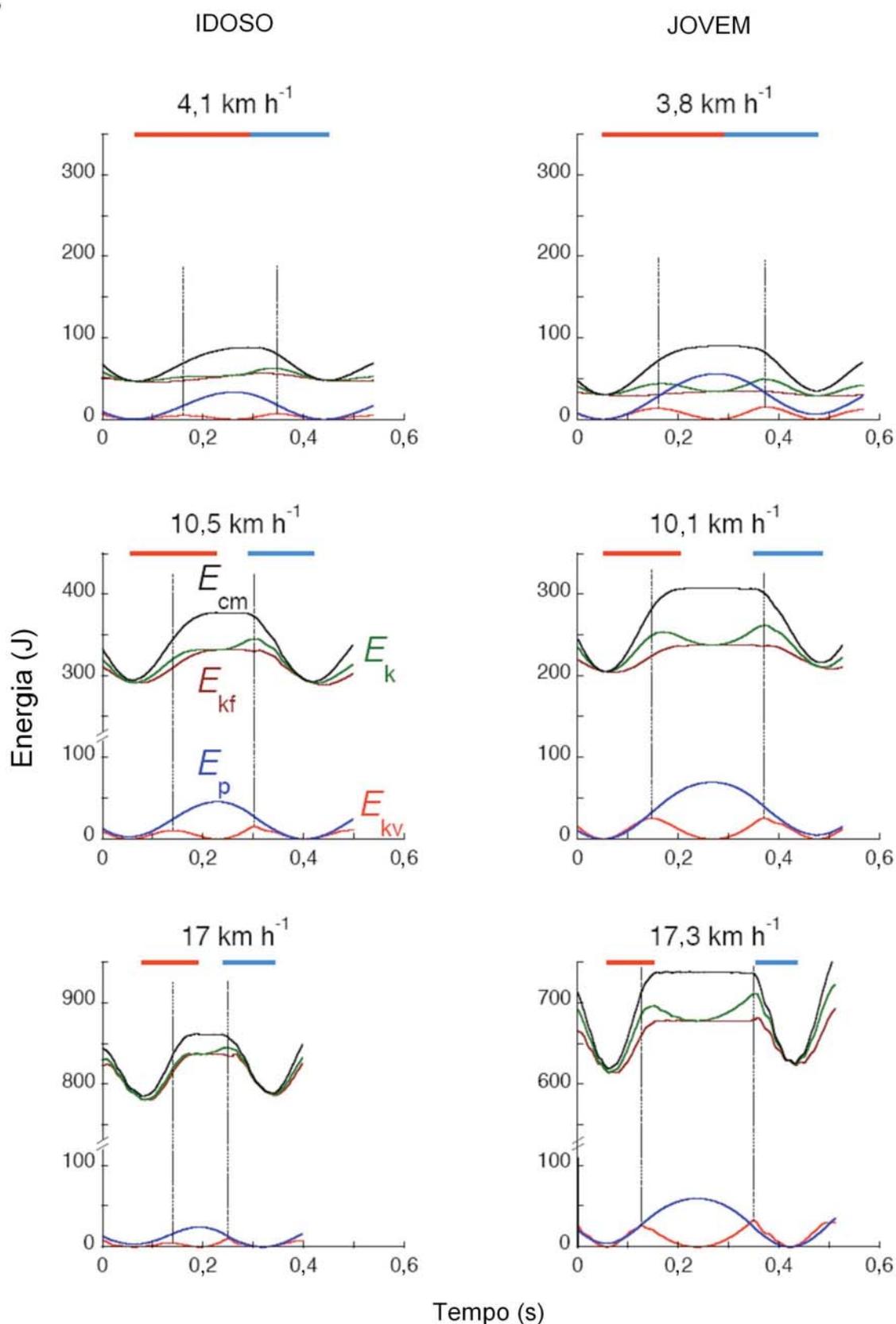


Figura 3.1 A energia mecânica total (E_{cm}), energia potencial (E_p), vertical, a frente e cinética total (E_{kv} , E_{kf} e E_k , respectivamente). As barras horizontais indicam o tempo de contato durante o passo (entre os dois mínimos de E_p). O tempo de contato durante o qual trabalho mecânico externo é realizado

(incrementos de E_{cm}) é indicado em vermelho, enquanto que o tempo de trabalho mecânico negativo (decrementos de E_{cm}) é indicado em azul.

A transdução E_p-E_k é nula ($r(t)=0$) em duas fases do passo, α e β , onde E_k aumenta e diminui respectivamente, simultaneamente com a energia potencial gravitacional E_p (CAVAGNA et al., 2002). Note que trabalho externo positivo e negativo são ambos realizados nas fases α e β do passo ($r(t)=0$) e nas fases do passo onde uma transdução ocorre entre E_k e E_p ($0 < r(t) < 1$).

Nesse estudo, $r(t)$ foi calculado a partir do valor absoluto do tempo derivado de E_p , E_k e E_{cm} no intervalo de tempo contido entre dois ou mais picos (ou vales) de E_p . O valor cumulativo de energia recuperada, $R_{int}(t)$, resultando da transdução instantânea de E_k-E_p , foi determinado na área abaixo do $r(t)$ registrado dividida pelo período do passo:

$$R_{int}(t) = \left(\int_0^T r(u) du \right) / T. \quad \text{Eq. 3.21}$$

No final do passo $R_{int}(t)=R_{int}$ (CAVAGNA et al., 2002). Para determinar a assimetria do ciclo do passo, é útil saber quanto da transdução E_k-E_p ocorre durante o deslocamento descendente e durante a elevação do CM. A derivada

$$dE_p / dt \quad \text{Eq. 3.22}$$

é utilizada para determinar a quantidade de transdução ocorrendo durante o deslocamento descendente, $R_{int,down}$, e durante a elevação do CM, $R_{int,up}$. A assimetria do passo foi quantificada pela razão:

$$R_{int,down} / R_{int,up}. \quad \text{Eq. 3.23}$$

3.2.8 Rigidez vertical (k)

A k normalizada pela massa

$$k / M \quad \text{Eq. 3.24}$$

caracterizando a frequência natural do sistema é em todas as condições (com ou sem uma fase aérea) a inclinação da relação a_v - S_v quando $a_v > 1g$. A inclinação média nessa amplitude pode ser avaliada pela razão entre a aceleração ascendente máxima $a_{v, mx}$, e a amplitude da oscilação

$$S_{ce} = \frac{(S_{ce, up} + S_{ce, down})}{2}. \quad \text{Eq. 3.25}$$

No presente estudo a k normalizada pela massa foi mensurada como

$$k / M = a_{v, mx} / S_{ce}. \quad \text{Eq. 3.26}$$

E a frequência natural do sistema massa-mola como

$$f_s = \frac{(a_{v, mx} / S_{ce})^{0.5}}{2\pi}. \quad \text{Eq. 3.27}$$

3.2.9 Estatística

Os dados coletados como uma função da velocidade decorrida foram agrupados em classes de intervalos de um km.h^{-1} como segue: 3 à $<4 \text{ km.h}^{-1}$, 4 à $<5 \text{ km.h}^{-1}$..., 20 à $<21 \text{ km.h}^{-1}$. Quando comparadas às médias de diferentes variáveis com o mesmo número de itens em uma certa velocidade de corrida, dentro de um grupo de indivíduos, um teste t para amostra pareadas foi utilizado para determinar quando as médias eram significativamente diferentes. Quando comparadas as médias de diferentes variáveis entre os dois grupos de indivíduos com diferentes número de itens, um teste t para amostras independentes foi utilizado (SPSS, versão 14). Em todos os testes o p usado foi menor do que 5%.

3.3 Resultados

Na primeira seção dos Resultados, o *bouncing* do corpo a cada passo é descrito desconsiderando as diferenças no movimento ascendente e descendente

do CM. (Por exemplo: O deslocamento vertical S_v é medido como $(S_{v,up}+S_{v,down})/2$, o tempo de contato com o solo como $t_c=(t_{c,up}+t_{c,down})/2$, etc.). Este procedimento pressupõe uma igualdade dinâmica durante a subida e a descida do CM como em um oscilador harmônico (CAVAGNA et al., 1988, BLICKHAN, 1989, SCHEPENS et al., 1998).

A potência média do passo despendida para acelerar e elevar o CM do corpo e do correspondente trabalho mecânico realizado por unidade distância são apresentados na segunda parte. Na terceira seção, a assimetria contato-despregue é considerada analisando separadamente os eventos que ocorrem durante a subida e durante a descida do CM (CAVAGNA, 2006). Em todas as seções, os resultados obtidos sobre os indivíduos idosos são comparados com aqueles obtidos nos indivíduos jovens.

3.3.1 Média dos deslocamentos ascendentes e descendentes do CM

Parte superior e inferior do bouncing

O período do passo (T , parte superior da figura 3.3), o deslocamento vertical do CM durante cada etapa (S_v , meio da figura), e o comprimento do passo (L , na parte inferior da figura) são apresentados em função da velocidade de corrida (V_f) na figura 3.3 (quadrados pretos). Segundo o modelo *massa-mola*, o período do passo, a oscilação vertical do CM e o correspondente deslocamento para frente foram divididos em duas partes: uma parte mais baixa que acontece quando a F_v é maior do que o PC (t_{ce} , S_{ce} e L_{ce} , círculos vermelhos), e uma parte superior quando a F_v é menor que o PC (t_{ae} , S_{ae} e L_{ae} , círculos azuis abertos). Para comparação, o período do passo, o deslocamento vertical e o comprimento do passo também foram divididos, de acordo com a tradição, nas suas frações que ocorrem durante a fase de contato com o terreno (t_c , S_c e L_c , pontilhada linhas vermelhas) e durante a fase aérea (t_a , S_a e L_a , linhas pontilhadas em azul). O significado biomecânico dos resultados na figura 3.3 tem sido explicado em estudos anteriores, realizados em indivíduos adultos de diferentes idades (CAVAGNA et al., 1988), e em crianças com idades entre os 2 e 16 anos (SCHEPENS et al., 1998) durante a corrida em diferentes velocidades. Em ambos os estudos, as partes inferior e superior do *bouncing* do corpo foram simétricos até $\sim 11 \text{ km.h}^{-1}$ (isto é, $t_{ce}=t_{ae}$ e $S_{ce}=S_{ae}$) e

assimétricos em velocidades mais elevadas (isto é, $t_{ae} > t_{ce}$ e $S_{ae} > S_{ce}$). O momento vertical ganho e perdido durante t_{ce} deve ser igual ao momento vertical ganho e perdido durante t_{ae} , i.e.

$$\bar{a}_{v,ce} \cdot t_{ce} = \bar{a}_{v,ae} \cdot t_{ae} \quad \text{Eq. 3.28}$$

O *bouncing* simétrico implica a mesma aceleração vertical média durante a parte inferior e superior do *bouncing*. A aceleração vertical média durante a parte inferior do *bouncing* $\bar{a}_{v,ce}$ aumentou com a velocidade, enquanto que a aceleração vertical média durante a parte superior do *bouncing* $\bar{a}_{v,ae}$ não pode exceder 1 g (é 1 g quando $t_{ae} = t_a$). Deste modo, o *bouncing* torna-se assimétrico quando a aceleração vertical média durante t_{ce} exceder 1g. Os resultados obtidos em relação aos indivíduos jovens demonstram que o *bouncing* tende a ser simétrico em baixas velocidades e assimétrico em altas velocidades (ver t_{ce} versus t_{ae} e S_{ce} versus S_{ae} na tabela 1). Por outro lado, os resultados obtidos no grupo dos idosos mostram duas diferenças importantes: i) o *bouncing* é simétrico nas velocidades mais altas ($t_{ce} = t_{ae}$ e $S_{ce} = S_{ae}$), e ii) a assimetria, quando presente, é invertida (ou seja, $t_{ce} > t_{ae}$ e $S_{ce} > S_{ae}$).

Amplitude do deslocamento vertical

O deslocamento vertical do CM corporal, em cada etapa da corrida, S_v , atinge um máximo em velocidades intermediárias, sendo inferior nos indivíduos idosos do que nos jovens: ~ 7,5 cm a ~ 7,5 km.h⁻¹ nos idosos, e ~ 10 cm a ~ 10 km.h⁻¹ nos jovens. Valores similares de S_v foram medidos com procedimento experimental diferente, em adultos idosos e jovens, correndo a ~ 10 km.h⁻¹ (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005). A redução de S_v nos indivíduos idosos é devida a uma redução de todas as suas componentes (S_{ce} , S_{ae} , S_c e S_a), mas é particularmente relevante considerar aqui, a redução da S_{ce} (tabela 3.2), que representa a amplitude da oscilação do sistema *massa-mola* a partir de sua posição de equilíbrio (F_v igual ao PC) até sua compressão máxima (F_v máxima). A amplitude da oscilação é menor nos idosos do que nos jovens. Como esperado, esta é acompanhada por uma aceleração menor para cima atingida no final da compressão, $a_{v,mx}$, e por uma menor velocidade máxima ascendente, $V_{v,mx}$, atingida quando $a_v = 0$ (figura 3.4 e tabela 3.2).

A velocidade vertical menor resulta, por sua vez, em um curto tempo aéreo efetivo t_{ae} (figura 3.3 e tabela 3.2).

Frequência de passo e do sistema massa-mola

Os dois painéis superiores da figura 3.3 mostram que o período do passo ($T = t_{ae} + t_{ce}$) é menor nos idosos do que nos jovens. Isto é devido ao tempo aéreo efetivo t_{ae} mais curto enquanto que o tempo de contato efetivo t_{ce} é igual entre os jovens e os idosos (tabela 3.2). Segundo o modelo *massa-mola* da corrida, o t_{ce} representa metade do período de oscilação do sistema elástico. Este meio-período similar sugere uma frequência de ressonância semelhante $f_s = (k/M) - 0,5 / (2\pi)$ do sistema elástico aparente, através do qual o corpo se desloca, ou seja, uma k normalizada pela massa corporal (k/M). A figura 3.5 mostra que, em altas velocidades, k é maior nos indivíduos idosos (painéis superior), mas devido à sua maior massa corporal, a rigidez de massa específica vertical ($k/M = a_{v,mx} / S_{ce}$, veja na Metodologia) é de fato similar ao dos jovens (painéis centrais da figura 3.5 e tabela 3.2). Em ambos os grupos, k/M tende a ser aproximadamente constante até $\sim 10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ e, em seguida, aumenta com a velocidade. Os dois painéis inferiores da figura 3.5 mostram a frequência do passo f apresentada em conjunto com a frequência de ressonância do sistema f_s . Pode ser observado que: i) f é maior nos idosos do que nos jovens, ii) nos idosos a f permanece semelhante à f_s (tabela 1), enquanto que iii) nos jovens a f é inferior à f_s (tabela 3.1).

3.3.2 Trabalho

O trabalho externo normalizado pela M , W_{ext} realizado para sustentar o movimento do CM corporal no plano sagital é descrito na figura 3.6 em função da velocidade de corrida. Pode ser observado que, trabalho feito para sustentar as mudanças de velocidade horizontal $W_{ext,f}$ aumenta, conforme o acréscimo de velocidade, de modo semelhante em indivíduos jovens e idosos. O trabalho realizado contra a gravidade $W_{ext,v}$ é menor nos indivíduos idosos (tabela 3.2). O trabalho externo $W_{ext} \approx W_{ext,f} + W_{ext,v}$, também é menor nos idosos, particularmente nas maiores velocidades de progressão.

A menor potência mecânica despendida contra a gravidade pelos idosos mostra que o menor deslocamento vertical em cada passo não é compensado pelo aumento na frequência de passo induzido pelo menor tempo aéreo efetivo t_{ae} (figura 3.3). A constatação de que o envelhecimento diminui o trabalho feito contra a gravidade $W_{ext,v}$ deixando inalterado o trabalho para sustentar as mudanças na velocidade horizontal $W_{ext,f}$ resulta em uma velocidade menor de corrida onde o $W_{ext,v}$ se iguala ao $W_{ext,f}$: esta velocidade é $\sim 12 \text{ km.h}^{-1}$ nos idosos e $\sim 15 \text{ km.h}^{-1}$ nos jovens. Os dois painéis inferiores na figura 3.6 (analisados mais profundamente na Discussão) apresentam o trabalho mecânico total realizado por unidade de distância percorrida $W_{tot}=W_{ext}+W_{int}$, onde W_{ext} é o trabalho positivo feito para manter o movimento em relação ao ambiente, e o W_{int} é o trabalho realizado para acelerar os segmentos em relação ao CM (calculado conforme descrito na Metodologia).

3.3.3 Assimetria contato-despregue

Os deslocamentos verticais do CM para baixo e para cima durante a fase de contato, estão traçados na figura 3.7, e estão expressos como uma fração dos deslocamentos verticais descendente e ascendente ($S_{c,down}/S_{v,down}$, círculos cheios, e $S_{c,up}/S_{v,up}$, círculos abertos). Na mesma figura é apresentada a fração do deslocamento vertical realizado pela amplitude da oscilação do sistema massa-mola: para baixo, de $a_v=0$ até $a_{v,mx}$ ($S_{ce,down}/S_{v,down}$, quadrados cheios) e para cima, de $a_{v,mx}$ até $a_v=0$ ($S_{ce,up}/S_{v,up}$, quadrados abertos). Quando a fase aérea é nula, nas velocidades mais baixas de corrida, todo o deslocamento vertical acontece em contato com o solo e $S_c/S_v=1$. Com o aumento da velocidade acontece uma fase aérea de duração progressivamente maior durante a corrida e a fração do deslocamento vertical em contato com o solo diminui, mais acentuadamente durante o deslocamento para baixo (círculos cheios) do que durante o deslocamento para cima (círculos abertos), ou seja, $(S_{c,up}/S_{v,up}) > (S_{c,down}/S_{v,down})$. Em outras palavras, a altura do CM no instante do contato é superior à sua altura no instante do toque no solo, o que indica que a elevação do CM é inferior à descida durante a fase de contato do pé com o solo (CAVAGNA, 2006). Esta assimetria contato-despregue está presente em ambos os grupos, mas é maior nos idosos do que nos jovens, principalmente devido a uma menor redução na $S_{c,up}/S_{v,up}$, com o aumento da velocidade: uma maior elevação do CM se dá em contato com o solo nos indivíduos

idosos. Em ambas as faixas etárias, a fração de deslocamento vertical ocupada pela amplitude de oscilação, S_{ce}/S_v , se aproxima de metade de S_v quase independente da velocidade, apoiando a idéia de que a oscilação vertical do sistema *massa-mola* é equilibrado em torno do ponto onde a F_v se iguala ao PC. Em contraste, S_c/S_v muda acentuadamente com a velocidade, até o ponto em que toda a oscilação tem lugar no contato com o solo ($S_c/S_v=1$).

3.4 Discussão

3.4.1 Sobre o método

Este sub-capítulo procura discutir o método usado no estudo, especialmente em relação ao raciocínio envolvido e a discussão de algumas abordagens similares ao modelo usado no presente estudo.

O método dinamométrico usado no presente estudo, tem como base a teoria do custo de geração de trabalho mecânico. Esta teoria pode ser considerada como a primeira tentativa satisfatória nas áreas limítrofes entre biomecânica, biologia experimental e fisiologia comparativa de explicar, sob o ponto-de-vista mecânico, as formas principais de locomoção humana, a caminhada e a corrida.

Baseados no método de FENN (1930) para a determinação do trabalho mecânico contra a gravidade e o trabalho mecânico devido às mudanças de velocidade, Cavagna e colaboradores perceberam que o ser humano quando caminhava e corria apresentava características nas curvas de energia mecânica e no somatório dos incrementos positivos nestas energias que permitiam diferenciar estes tipos de locomoção, ao mesmo tempo, que auxiliavam no entendimento do comportamento da unidade músculo-tendão e dos mecanismos minimizadores de dispêndio energético: mecanismo pendular e elástico (ver figura 3.2). Os incrementos positivos de energia mecânica (trabalho positivo) são originados principalmente por músculos e tendões, enquanto que os incrementos negativos de energia mecânica (trabalho negativo) são em parte armazenados nas estruturas não contráteis dos músculos e tendões e outra parte é degradada em forma de calor.

Tendo em consideração os princípios da termodinâmica, foi possível aplicar estes mecanismos a fim de entender o porquê que durante a fase de apoio na corrida, a energia cinética se apresenta em fase com a energia potencial do CM em

relação ao meio ambiente, enquanto que na caminhada estas energias apresentam comportamentos contrários.

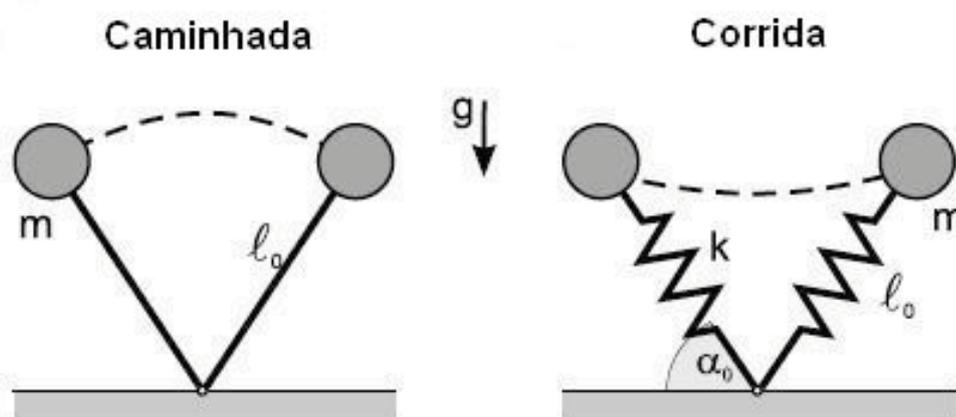


Figura 3.2 Representação gráfica do modelo de segmento rígido da caminhada (pêndulo-invertido) e de segmento complacente da corrida (massa-mola) e seus principais constituintes. Note que o tracejado indica a trajetória do corpo de massa m durante o contato. g é a aceleração gravitacional, k é a rigidez da mola, l_0 é o comprimento do membro inferior e α_0 é o ângulo da perna de apoio no momento do contato com o solo.

O somatório dos incrementos positivos de energia mecânica, também conhecido como trabalho mecânico externo é menor do que a energia metabólica despendida pelos músculos durante a caminhada, enquanto que o trabalho mecânico externo na corrida apresenta valor maior ao da energia metabólica despendida pelos músculos. Este aparente paradoxo, demonstrava que a razão entre potência mecânica gerada e a potência metabólica despendida ultrapassava a eficiência máxima de transformação de energia química em trabalho mecânico e, foi considerado como a primeira evidência de que as unidades músculo-tendão responsáveis pela frenagem e propulsão durante a fase de apoio da corrida eram também responsáveis por absorção e re-utilização de energia elástica (CAVAGNA et al., 1964) permitindo mais tarde a formulação do modelo massa-mola ou “bouncing” da corrida (BLICKHAN, 1989; MCMAHON e CHENG, 1990, figura 3.2) e o posterior estudo do ciclo alongamento-encurtamento do músculo-esquelético.

Portanto, durante atividades cíclicas como a locomoção, os músculos responsáveis pelo movimento possuem uma capacidade de geração de força durante seu encurtamento (contração concêntrica), maior do que em contrações similares mas precedidas de contração isométrica. No caso da locomoção, mais especificamente da corrida, durante contrações concêntricas, os músculos propulsores utilizam uma energia armazenada durante a precedente contração excêntrica (CAVAGNA et al., 1964, CAVAGNA et al., 1968). O modelo massa-mola assume que a unidade músculo-tendão exerce um comportamento similar à de uma mola, ou seja quando a mola diminui de comprimento após o impacto (alongamento do músculo) armazena energia potencial elástica, e quando a mola aumenta seu comprimento (encurtamento do músculo) durante a segunda fase de contato, transforma energia potencial elástica em energia cinética. O modelo também assume mesma altura e velocidade do CM no momento do contato e despegue.

A primeira pressuposição do modelo (sobre a semelhança entre mola e unidade músculo-tendão) apesar de correta, não indica informações sobre seus constituintes, o músculo e o tendão. Várias evidências mostram diferenças no comportamento mecânico do músculo e do tendão, e estas diferenças são moduladas pela força imposta à unidade, conseqüentemente dependentes da velocidade de corrida. Por exemplo, KRAM e TAYLOR (1990) sugeriram que o dispêndio de energia durante a corrida era devido ao custo de geração de força das fibras musculares agindo de forma isométrica, sem realização de trabalho muscular. Evidências em modelo animal confirmam este raciocínio (ROBERTS et al., 1997, BIEWENER, 1998).

Ainda assim, para ser inteiramente válido este modelo, o tempo de trabalho externo positivo e negativo devem ser iguais em todas as velocidades de corrida, contudo uma assimetria nos tempos de trabalho positivo e negativo são encontradas na corrida humana em velocidades baixas (até 14 km.h^{-1}) com um menor tempo para o trabalho mecânico externo negativo (CAVAGNA, 2006).

Portanto, o mecanismo de minimização de energia apresentada por KRAM e TAYLOR (1990), parece se sustentar apenas em altas velocidades. Em velocidades menores, os músculos propulsores ativam em intensidade menor portanto gerando uma tensão menor no tendão, provavelmente insuficiente para gerar uma mudança importante no comprimento do tendão. Portanto o trabalho muscular é significativo, com contrações excêntricas em maior velocidade do que as contrações

concêntricas, o que corresponde com a relação força *versus* velocidade e também com os resultados de eficiência muscular para séries de alongamento encurtamento em diferentes velocidades (maior eficiência em alta velocidade de encurtamento e menor velocidade de alongamento – HEGLUND e CAVAGNA, 1987). Ou seja, em velocidades menores parece existir um importante trabalho muscular executado de modo assimétrico, com o tendão agindo apenas como transmissor de forças, enquanto que em altas velocidades com o aumento do pico de estresse no músculo e conseqüentemente aumento da rigidez da unidade músculo-tendão, o músculo contrai isometricamente e o tendão muda de comprimento agindo como um elástico (o músculo também gera tensão devido à histerese do tendão, porém, é negligenciável – ALEXANDER, 2002).

Sobre o segundo critério (da semelhança de altura e velocidade no contato e despregue), os próprios autores do modelo massa-mola indicam que, em geral, os animais apresentam uma velocidade no contato maior do que no despregue, bem como, realizam o contato com as articulações das pernas mais flexionadas do que no despregue (BLICKHAN, 1989). Porém, se as análises da velocidade e altura são modificadas do momento de contato e despregue para o início da fase aérea e de contato efetivos (quando a força vertical é igual á força peso) levando em consideração o período natural do sistema elástico, a velocidade continua maior no início do contato efetivo em todas as velocidades de corrida mas a altura do CM é maior no contato efetivo inicial do que no momento de fase aérea inicial em velocidades baixas de corrida (aproximadamente de 8 à 14 km.h⁻¹). Acima destas velocidades a altura do CM é maior no início da fase aérea efetiva do que no início da fase de contato efetivo (CAVAGNA, 2006). Estas assimetrias podem chegar até 30%.

Um ponto chave na formulação deste modelo é a determinação da rigidez do sistema massa-mola, aqui também uma simplificação do fenômeno pois considera apenas os valores máximos de força e deslocamento verticais como se durante toda a fase de apoio, a rigidez fosse constante.

Cálculo da rigidez de mola

Os cálculos da rigidez de mola do sistema bouncing representam as propriedades de mola do movimento vertical do corpo e da perna. A rigidez vertical é

estimada como a razão do pico de força vertical (algumas vezes denominado como força máxima durante a fase ativa do tempo de contato) e o deslocamento máximo vertical do CM durante o apoio (CAVAGNA et al., 1988, MCMAHON e CHENG, 1990). Outro método alternativo para o cálculo da rigidez vertical utiliza o tempo de contato efetivo, assumindo que este tempo representa o meio período de oscilação do sistema elástico (ver CAVAGNA et al., 2005): $k = M_b / (t_{ce})^2$, onde M_b é massa corporal. Este último método apresenta a vantagem de evitar a influência das oscilações de aceleração vertical do CM após o contato inicial. A rigidez de perna é a razão do pico de força vertical e a mudança no comprimento de perna durante o apoio. A variação do comprimento de perna é determinada com a equação 3.30 (MCMAHON e CHENG, 1990):

$$\Delta l = y_{cm} + l_0 (1 - \cos \alpha_0), \quad \text{Eq. 3.29}$$

Onde l_0 é o comprimento de perna em repouso e α_0 é o ângulo da perna no contato inicial em relação à vertical ($\alpha_0 = \sin^{-1}(V_f t_c / 2 l_0)$) onde V_f é a velocidade horizontal e t_c é o tempo de apoio. Apesar do uso freqüente desta medida no campo das Ciências do Esporte e Biologia Experimental, a rigidez de pernas possui uma forte limitação devido ao uso da medida de membro inferior incorrer em um alto grau de erro (≈ 1 cm, dados não publicados). Além disso, se utiliza da medida de tempo de contato, enquanto que a relação inversa com o sistema massa-mola é dada pelo tempo de contato efetivo (quando a força vertical é maior do que o peso corporal), portanto não representa as mudanças do sistema massa-mola frente à restrições do ambiente (e.g. gravidade, CAVAGNA et al., 2005).

3.4.2 Diferenças na amplitude da oscilação vertical

A menor amplitude de oscilação do sistema 'elástico' nos idosos (S_{ce} na figura 3.3) implica: i) uma menor força vertical máxima $F_{v, mx}$ e energia elástica armazenada em cada passo, ii) uma maior freqüência de passo, iii) uma menor variação de energia externa para manter o movimento do CM do corpo em relação ao meio ambiente externo, e iv) um maior trabalho interno para acelerar os segmentos relativo ao CM.

Destaca-se que as divisões do passo baseadas no tempo de contato efetivo (vermelho), aéreo efetivo (azul) correspondem à aproximadamente metade da duração e deslocamento durante o passo. Em contraste, a fração do passo realizado durante o tempo aéreo e de contato variam bastante com a velocidade. Além disso, o $t_{ce} \geq t_{ae}$, e $S_{ce} \geq S_{ae}$ nos idosos enquanto que o contrário acontece com os jovens. Linhas representam a média ponderada de todos os dados (Kaleidagraph 3.6.4) e a única proposta destas linhas é ser um guia para os olhos: elas não descrevem o mecanismo físico envolvido (figura 3.3).

Tabela 3.1 Índices de significância estatística (p 's) indicando as velocidades (V_f 's) nos quais os pares de variáveis listadas são significativamente diferentes dentro de cada grupo experimental.

V_f (km h^{-1})	Idoso			Jovem		
	t_{ce} vs t_{ae}	S_{ce} vs S_{ae}	f_s vs f	t_{ce} vs t_{ae}	S_{ce} vs S_{ae}	f_s vs f
3	0,06	$3,12 \cdot 10^{-4}$	0,79	0,01	0,04	$1,17 \cdot 10^{-3}$
4	0,31	0,13	0,28	0,08	0,58	0,05
5	0,03	0,03	0,04	0,91	0,14	0,20
6	0,01	$4,73 \cdot 10^{-3}$	0,03	0,05	0,26	0,01
7	0,02	0,01	0,20	0,11	0,45	0,01
8	$1,02 \cdot 10^{-7}$	$3,61 \cdot 10^{-8}$	$1,90 \cdot 10^{-4}$	0,03	0,48	$2,56 \cdot 10^{-3}$
9	$4,45 \cdot 10^{-4}$	$7,53 \cdot 10^{-6}$	0,02	0,01	0,57	$1,51 \cdot 10^{-3}$
10	$2,50 \cdot 10^{-4}$	$2,12 \cdot 10^{-5}$	$5,10 \cdot 10^{-4}$	$2,43 \cdot 10^{-3}$	0,91	$2,84 \cdot 10^{-3}$
11	0,14	0,03	0,28	$1,58 \cdot 10^{-4}$	0,19	$2,34 \cdot 10^{-4}$
12	0,44	0,13	0,61	$2,49 \cdot 10^{-5}$	0,02	$3,28 \cdot 10^{-5}$
13	0,18	0,03	0,20	$3,10 \cdot 10^{-6}$	$2,61 \cdot 10^{-3}$	$1,00 \cdot 10^{-5}$
14	0,01	0,42	0,05	$3,88 \cdot 10^{-6}$	$1,83 \cdot 10^{-3}$	$1,66 \cdot 10^{-5}$
15	0,29	0,22	0,12	$1,07 \cdot 10^{-6}$	$2,56 \cdot 10^{-4}$	$1,66 \cdot 10^{-6}$
16	0,57	0,48	0,90	$9,47 \cdot 10^{-5}$	$3,61 \cdot 10^{-3}$	$2,92 \cdot 10^{-4}$

Força e energia elástica

A força máxima vertical é dada pela massa corporal multiplicada pela aceleração vertical máxima, e o resultado é somado ao peso corporal $A_{v,mx}$ (equação

3.4). A massa corporal média é 71,1 kg nos idosos e 63,4 kg nos jovens. A variação da aceleração máxima atingida pelos indivíduos idosos nas suas altas velocidades (15-17 km.h⁻¹) é de $10,77 \pm 1,97 \text{ m.s}^{-2}$ (n=7). Considerando que, nas mesmas velocidades alcançadas pelos jovens a variação foi de $18,86 \pm 2,74 \text{ m.s}^{-2}$ (n=24) (figura 3.4). Note que a aceleração ascendente e velocidade vertical maiores atingidas pelos jovens. Contrário ao *bouncing* elástico, a velocidade vertical máxima alcançada durante o deslocamento descendente é maior do que o alcançado durante a elevação, sendo esta diferença maior nos idosos.

Tabela 3.2 Índices de significância estatística (*p*'s) indicando as velocidades (*V_f*'s) nas quais as variáveis listadas são significativamente diferentes entre os grupos experimentais.

<i>V_f</i> (km h ⁻¹)	<i>W_f</i>	<i>W_v</i>	<i>t_{ce}</i>	<i>t_{ae}</i>	<i>S_{ce}</i>
3	0,08	0,03	0,95	$4,82 \cdot 10^{-3}$	0,05
4	0,08	0,15	0,04	0,74	0,62
5	0,62	0,02	0,83	0,06	0,06
6	$2,59 \cdot 10^{-3}$	$1,38 \cdot 10^{-4}$	0,34	$4,27 \cdot 10^{-4}$	0,01
7	0,49	$1,33 \cdot 10^{-6}$	0,73	$2,87 \cdot 10^{-5}$	$1,40 \cdot 10^{-3}$
8	0,04	$1,62 \cdot 10^{-6}$	0,39	$2,31 \cdot 10^{-6}$	$1,98 \cdot 10^{-3}$
9	0,07	$5,81 \cdot 10^{-6}$	0,28	$1,07 \cdot 10^{-5}$	$4,07 \cdot 10^{-4}$
10	0,05	$1,20 \cdot 10^{-10}$	0,94	$6,05 \cdot 10^{-9}$	$1,76 \cdot 10^{-6}$
11	0,14	$1,70 \cdot 10^{-6}$	0,25	$3,83 \cdot 10^{-7}$	$4,35 \cdot 10^{-6}$
12	0,14	$4,71 \cdot 10^{-7}$	0,19	$3,21 \cdot 10^{-6}$	$3,80 \cdot 10^{-5}$
13	0,07	$1,14 \cdot 10^{-6}$	0,68	$2,28 \cdot 10^{-6}$	$1,96 \cdot 10^{-6}$
14	0,99	$4,00 \cdot 10^{-6}$	0,05	$1,70 \cdot 10^{-5}$	$2,31 \cdot 10^{-5}$
15	0,14	$2,22 \cdot 10^{-7}$	0,10	$1,42 \cdot 10^{-6}$	$6,85 \cdot 10^{-8}$
16	0,66	$2,08 \cdot 10^{-4}$	0,61	$1,84 \cdot 10^{-4}$	$7,18 \cdot 10^{-4}$

De acordo com a equação 3.4, estes números resultam em uma força vertical máxima $F_{v,mx,old}=1,463 \text{ kN}$ e $F_{v,mx,young}=1,818 \text{ kN}$: note que 75% de diferença na $A_{v,mx}$ resulta em 24% de diferença em $F_{v,mx}$, devido à maior massa corporal dos indivíduos idosos. A força mais baixa alcançada durante o contato pelos indivíduos idosos pode

ser explicada em parte pela bem documentada perda de força muscular (e.g. DOHERTY, 2003), e em parte por uma estratégia de aumentar a segurança do sistema músculo-esquelético (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005).

A aparente k a 15-17 km.h⁻¹ é 37,32±8,85 kN.m⁻¹ (n=7) nos indivíduos idosos e 28,69±6,50 kN.m⁻¹ (n=24) nos indivíduos jovens (figura 3.5). Assumindo uma relação força-comprimento linear dos elementos elásticos, seu alongamento máximo (de zero a $F_{v, mx}$) seria: (1,463/37,32)=0,039 m nos idosos e (1,818/28,69)=0,063 m nos indivíduos jovens. Os painéis inferiores da figura 3.5 mostram que a frequência de passo (linhas contínuas) é similar à frequência natural do sistema (linhas pontilhadas) em todas as velocidades nos idosos, enquanto que com os jovens a frequência do passo torna-se menor do que a frequência do sistema com o aumento da velocidade.

Tabela 3.3 Índices de significância estatística (p 's) indicando as velocidades (V_f 's) nas quais as variáveis listadas são significativamente diferentes entre os grupos experimentais.

V_f (km h ⁻¹)	$A_{v, mx}$	$V_{v, mx}$	$A_{v, mx}/S_{ce}$	$(A_{v, mx}/S_{ce})M_b$	S_v
3	0,04	0,03	0,99	0,39	0,02
4	0,01	0,11	0,03	0,22	0,34
5	$1,52 \cdot 10^{-3}$	0,01	0,24	0,40	0,03
6	$6,01 \cdot 10^{-4}$	$2,32 \cdot 10^{-4}$	0,49	0,67	$7,72 \cdot 10^{-4}$
7	$1,32 \cdot 10^{-3}$	$4,22 \cdot 10^{-6}$	0,66	0,07	$3,67 \cdot 10^{-5}$
8	$9,18 \cdot 10^{-7}$	$1,54 \cdot 10^{-6}$	0,25	0,18	$2,71 \cdot 10^{-5}$
9	$5,26 \cdot 10^{-5}$	$1,31 \cdot 10^{-6}$	0,07	0,67	$1,37 \cdot 10^{-5}$
10	$1,34 \cdot 10^{-7}$	$1,96 \cdot 10^{-11}$	0,72	0,01	$1,46 \cdot 10^{-8}$
11	$4,39 \cdot 10^{-4}$	$7,44 \cdot 10^{-7}$	0,46	0,04	$7,98 \cdot 10^{-7}$
12	$5,33 \cdot 10^{-6}$	$6,66 \cdot 10^{-7}$	0,40	0,02	$5,52 \cdot 10^{-6}$
13	$2,64 \cdot 10^{-4}$	$4,01 \cdot 10^{-6}$	0,61	0,22	$1,58 \cdot 10^{-6}$
14	$1,15 \cdot 10^{-3}$	$3,66 \cdot 10^{-6}$	0,05	$6,52 \cdot 10^{-5}$	$1,26 \cdot 10^{-5}$
15	$8,91 \cdot 10^{-6}$	$7,25 \cdot 10^{-8}$	0,31	0,09	$3,16 \cdot 10^{-7}$
16	$3,53 \cdot 10^{-3}$	$2,58 \cdot 10^{-4}$	0,48	0,05	$2,67 \cdot 10^{-4}$

Visto que a energia potencial gravitacional e a energia cinética do CM estão em fase durante a corrida, o sistema elástico sofre sua máxima tensão quando o componente vertical da força de reação do solo encontra-se no máximo ($(F_{v,mx})$) e o componente horizontal é nulo ($F_f=0$).

Na verdade, $F_{v,mx}$ ocorre no ponto mais baixo da trajetória ($E_{p,mn}$), quando o CM termina sua desaceleração e começa a sua aceleração (ou seja, $F_f=0$ e $E_{kf,mn}$). A energia elástica armazenada em cada passo, pode assim ser computada usando-se apenas a força vertical, como $(1463.0,039)/2=28,53$ J e $(1818.0,063)/2=57,27$ J para os indivíduos idosos e para os indivíduos jovens, respectivamente. Esta energia elástica é posteriormente utilizada em parte durante o impulso para elevar e acelerar a frente o CM.

Tabela 3.4 Comparação das assimetrias contato-despregue entre jovens, idosos e sistema elástico.

	IDOSO	JOVEM	ELÁSTICO
$V_{v,mx,down} / V_{v,mx,up}$	1,18±0,11	1,07±0,08	1
$/ \beta$	1,24±0,18	1,06±0,10	1
$R_{int,down} / R_{int,up}$	2,13±1,30	1,26±0,32	1
t_{push} / t_{brake}	1,25±0,16	1,15±0,13	1
$E_{k,mx,down} - E_{k,mx,up}$ (J)	10,03±6,25*	7,52±5,42	0

Valores são média±dp ($p<0,001$, $N=124$ (* $N=122$) para idosos e $N=195$ para jovens). Amplitude de velocidades: 3-17 km.h⁻¹.

A máxima compressão elástica do sistema também pode ser analisada como o deslocamento vertical do CM durante o contato, o que, em 15-17 km.h⁻¹, é em média $S_c=0,032±0,006$ m ($n=7$) nos idosos e $S_c=0,060±0,007$ m ($n=24$) nos jovens (em vez de 0,039 m e 0,063 m, como calculado acima).

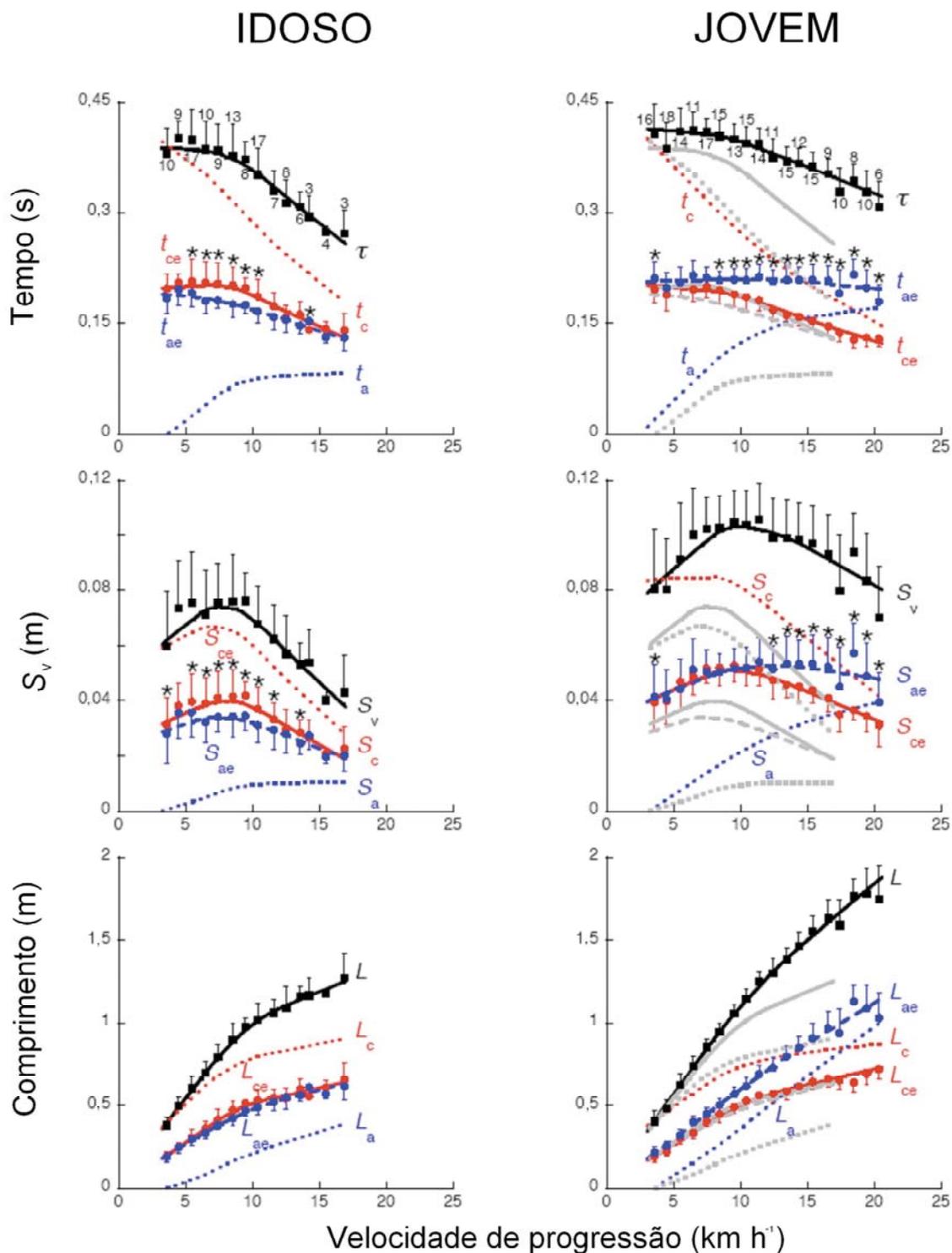


Figura 3.3 Tempo e deslocamentos horizontal e vertical do CM durante um passo em função da velocidade de corrida. Painéis a esquerda: idosos, painéis a direita: jovens, com dados superpostos dos idosos (cinza) para comparação. O quadrados pretos preenchidos indicam, de cima para baixo, o período do passo (T), deslocamento vertical do CM corporal durante o passo ($S_v = (S_{v,up} +$

$S_{v,down})/2$) e comprimento de passo (L). Os círculos azuis indicam a duração (t_{ae}) da fase aérea efetiva, e o deslocamento do CM durante esta fase na direção vertical ($S_{ae} = (S_{ae,up} + S_{ae,down})/2$) e na direção a frente (L_{ae}). Os círculos em vermelho indicam a duração (t_{ce}) do tempo de contato efetivo e os deslocamentos correspondentes na direção vertical ($S_{ce} = (S_{ce,up} + S_{ce,down})/2$) e a frente (L_{ce}). A linha em vermelho pontilhada em cada painel indica o tempo de contato efetivo (t_c), o deslocamento do CM vertical (S_c) e a frente (L_c) durante o passo. As linhas azuis pontilhadas em cada painel indicam o tempo aéreo total (t_a), deslocamento aéreo do CM vertical (S_a) e a frente (L_a) durante o passo. As barras verticais indicam o desvio-padrão da média; os números próximos aos símbolos nos painéis superiores indicam o número de itens nas médias.

A discrepância pode ser devida, em parte, à uma subestimação do S_c como medido (ver Metodologia). A energia elástica armazenada computada como $(F_{v,max} \cdot S_c)/2$ é $(1463 \cdot 0,032)/2=23,41$ J (em vez de 28,53 J conforme calculado acima) e $(1818 \cdot 0,060)/2=54,54$ J (em vez de 57,27 J), para indivíduos idosos e indivíduos jovens, respectivamente.

A partir dos dados médios de frequência de passo e potência em um mesmo conjunto de velocidades (figuras 3.6 e 3.7), o trabalho externo em cada passo resultou: $(4,05 \cdot 71,1)/3,68=78,25$ J nos indivíduos idosos e $(5,38 \cdot 63,4)/2,79=122,26$ J nos indivíduos jovens. Daqui resulta que a contribuição "elástica" para o trabalho externo em cada passo poderia ser $28,53/78,25=0,36$ e $57,27/122,26=0,47$, respectivamente (ou $23,41/78,25=0,30$ e $54,54/122,26=0,45$ usando S_c).

Estes cálculos aproximados, em conjunto com uma maior assimetria contatodespregue, que será discutida a seguir, (tabela 3.4) indicam uma menor restituição 'elástica' do corpo nos idosos. A maior rigidez k medida nos indivíduos idosos em sua mais alta velocidade de corrida (figura 3.5), em aparente desacordo com a menor rigidez dos tendões do *gastrocnemius* (ONAMBELE et al., 2006) do quadríceps (KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005) medidos nos idosos. Por outro lado, um aumento, pela idade, da rigidez dos elementos elásticos nos tendões e músculos foi relatado em favor dos músculos flexores do cotovelo (VALOUR e POUSSON, 2003).

Importante ressaltar que na complexa deformação de todo corpo no solo, a aparente k é o resultado de um conjunto de unidades músculo-tendão em série cujas propriedades elásticas dependem do nível de ativação muscular. O número de unidades músculo-tendão em série depende, por sua vez, da orientação dos segmentos e do tronco durante o impacto sobre o solo, que pode ser diferente nos indivíduos idosos e nos indivíduos jovens (por exemplo, apoio na parte da frente do pé mais do que no calcanhar).

O maior valor de k encontrado em idosos em suas mais altas velocidades de corrida, portanto, não é necessariamente uma indicação de uma maior rigidez dos seus tendões ou unidades de músculo-tendão medidos durante contrações voluntárias máximas.

Freqüência

O menor tempo aéreo efetivo, t_{ae} , nos idosos causa um aumento na freqüência da passo, $f = 1/(t_{ce} + t_{ae})$ para valores, que são iguais, e por vezes superiores, à freqüência do sistema $f_s = 1/(2t_{ce})$. Diferentemente dos jovens, que optam, em uma grande extensão de velocidades, por uma FP mais baixa à do sistema, aumentando o t_{ae} em relação ao t_{ce} (figuras 3.3, 3.5 e tabela 3.2).

Os fatores que determinam a escolha da f , a uma determinada velocidade de corrida são: i) sintonizando a freqüência de passo f para a freqüência natural do sistema f_s (CAVAGNA et al., 1997), e ii) escolhendo uma f que minimize a potência média de passada limitada aerobicamente ($W_{ext,f}$, figura 3.6) dentro dos limites estabelecidos pela potência anaeróbica média durante o empurre (trabalho positivo) ($W+/t_{push}$, liberada imediatamente pelo músculo durante a contração) (CAVAGNA et al., 1991). A primeira estratégia é normalmente adotada em baixas velocidades de corrida e modificada para a segunda estratégia de corrida em altas velocidades. Isto é feito através de um aumento da aceleração ascendente média, $a_{v,ce}$ acima de 1 g , com o conseqüente aumento de t_{ae} em relação ao t_{ce} (equação 3.6). Assim, a freqüência de passo, $f = 1/(t_{ce} + t_{ae})$, torna-se menor do que a freqüência do sistema, $f_s = 1/(2t_{ce})$, bem como o incremento da potência média do passo, $W_{ext,f}$, é controlada. Nos indivíduos idosos, a segunda estratégia nunca é adotada. A aceleração média para cima nunca excede 1 g mesmo nas velocidades altas, 15-17 $km.h^{-1}$, onde $a_{v,ce} = 7,42 \pm 1,23 m.s^{-2}$ ($n=7$): segue-se que $f \approx f_s$ em todas as velocidades (figura 3.5). Isto

permite uma menor força durante o empurre da corrida em alta velocidade, resultando em uma potência média durante o empurre $\sim 60\%$ daquela dos jovens, mas o aumento da frequência da passada resulta em um maior W_{int} e um grande incremento na potência média de passo, $W_{\text{ext},f}$, em corridas de alta velocidade (ver abaixo). Além disso, como se verificou neste estudo, a mais baixa deformação elástica do sistema diminui a fração de W_{ext} possivelmente sustentado pelo mecanismo elástico (ver tabela 3.4). Em contrapartida, a segunda estratégia é seguida pelos jovens, onde $a_{v,ce} = 12,48 \pm 1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$ ($n=24$) no mesmo intervalo de velocidades ($15\text{-}17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), resultando em uma menor frequência de passo ($f < f_s$), que limita o aumento do W_{int} da corrida em altas velocidades e um conseqüente incremento da $W_{\text{ext},f,+}$ (ver abaixo).

Além disso, a maior deformação elástica do sistema permite uma maior utilização da energia elástica (tabela 3.4). Sabe-se que uma mudança na frequência de passo, a uma determinada velocidade, tem efeitos opostos sobre a potência externa, o que diminui com o aumento da frequência da passada, e a potência interna para reposicionar os segmentos, em cada passo, que aumenta com a frequência (CAVAGNA et al., 1991).

Em que medida a menor potência externa média do passo, devido à menor amplitude da oscilação dos segmentos nos idosos, é compensada por uma maior potência interna média do passo, devido ao aumento da frequência de passo?

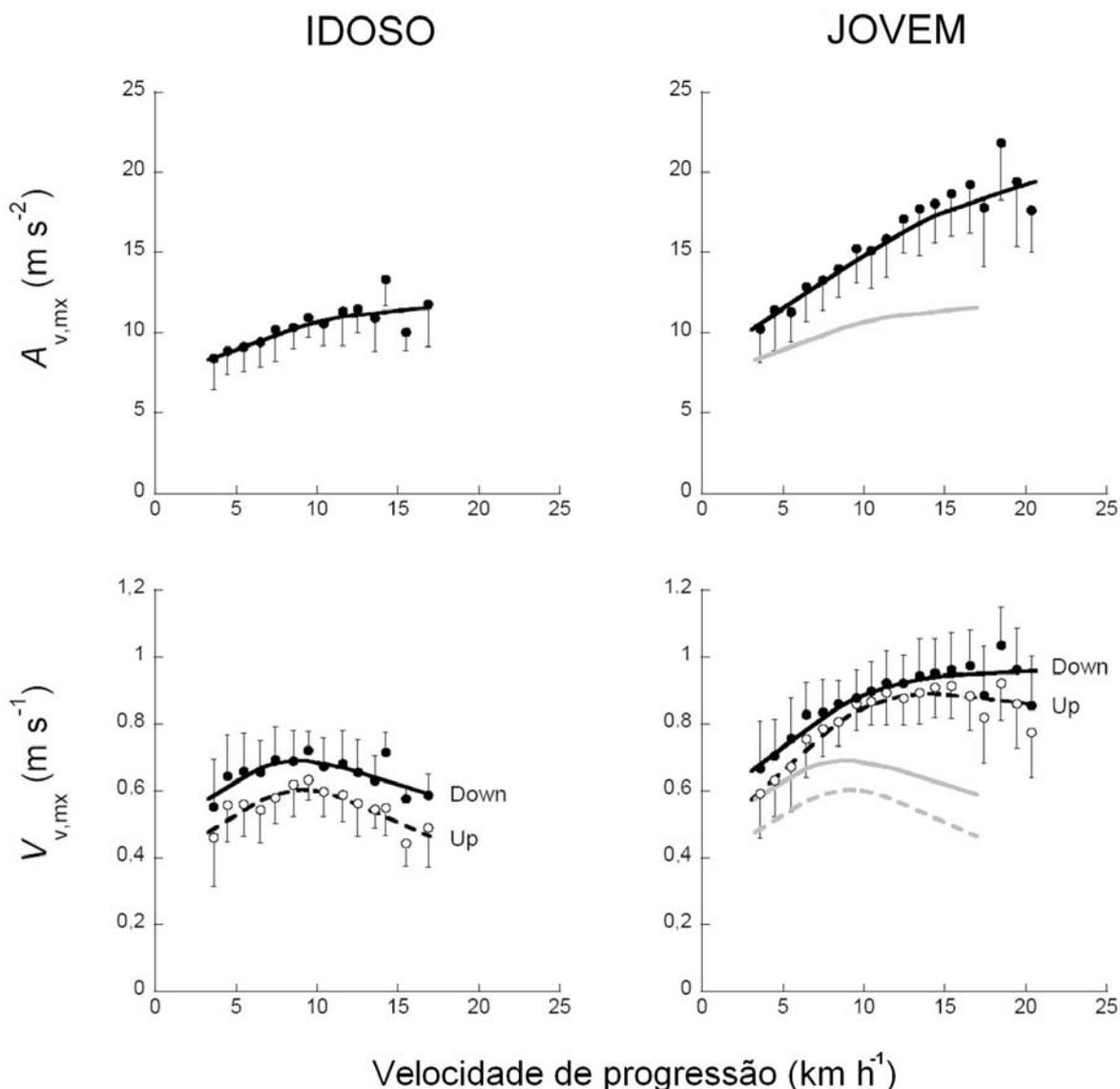


Figura 3.4 Aceleração ascendente máxima, $a_{v, mx}$ (painéis superiores) e velocidade vertical máxima ascendente e descendente, $V_{v, mx, up}$ e $V_{v, mx, down}$ (painéis inferiores) atingidos pelo CM durante o passo, em função da velocidade de corrida. Estatística e outras indicações conforme a figura 3.3.

O total do trabalho realizado por unidade distância $W_{tot} = W_{int} + W_{ext}$ foi somado pelo W_{int} , estimado pelas equações 3.2 e 3.3 para os indivíduos jovens e idosos como descrito nos Métodos, e pelo W_{ext} calculado a partir das seguintes equações obtidas pela interpolação de todos os dados experimentais:

$$W_{ext, young} / ML (J kg^{-1} m^{-1}) = 2,9738 Vf - 0,3217$$

Eq. 3.30

(R=0,831) para o grupo de indivíduos jovens e

$$W_{ext,old} / ML(J kg^{-1} m^{-1}) = 2,8445 Vf - 0,40856 \quad \text{Eq. 3.31}$$

(R=0,762) para o grupo de indivíduos idosos. O W_{tot} resultante (linhas pontilhadas nos painéis inferiores da figura 3.6) mostra que o trabalho externo menor no idoso por unidade de distância é progressivamente compensado, com o aumento da velocidade, por um maior trabalho interno, devido à sua frequência de passada (FP) aumentada. O W_{tot} alcança um *minimum* a $\sim 7,5 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ nos indivíduos idosos e um mínimo a $\sim 8\text{-}12 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ nos indivíduos jovens.

A diferença em W_{tot} é invertida acima de $\sim 14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. É possível que a menor utilização da energia elástica em idosos aumente o gasto de sua energia metabólica para o mesmo W_{tot} . O consumo de O_2 durante a corrida a $10 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ aumentou com a idade em corredores treinados do sexo feminino (EVANS et al., 1995).

3.4.3 A assimetria contato-despregue

As quatro fases do bouncing: as diferenças com um sistema elástico

Antes de descrever a assimetria contato-despregue no aparente *bouncing* do CM em cada passo da corrida vale a pena referir que os momentos de contato e despregue podem não ocorrer durante corridas de baixa velocidade, quando a oscilação vertical do CM do corpo se dá totalmente em contato com o solo (figura 3.8). É óbvio que, neste caso, o contato com o solo não pode ser tomado como um indicador de contato e despregue quando se descreve o *bouncing* do sistema elástico. Neste caso a oscilação vertical ocorre abaixo e acima da posição de equilíbrio (onde a F_v iguala o PC e a velocidade vertical é máxima). Mesmo quando uma fase aérea ocorre durante o passo, a fração do deslocamento vertical do CM total em que o corpo está em contato com o solo S_c/S_v muda amplamente com a velocidade enquanto que a fração do deslocamento vertical abaixo e acima do ponto de equilíbrio S_{ce}/S_v , se aproxima da metade do S_v quase independente da velocidade (figura 3.7).

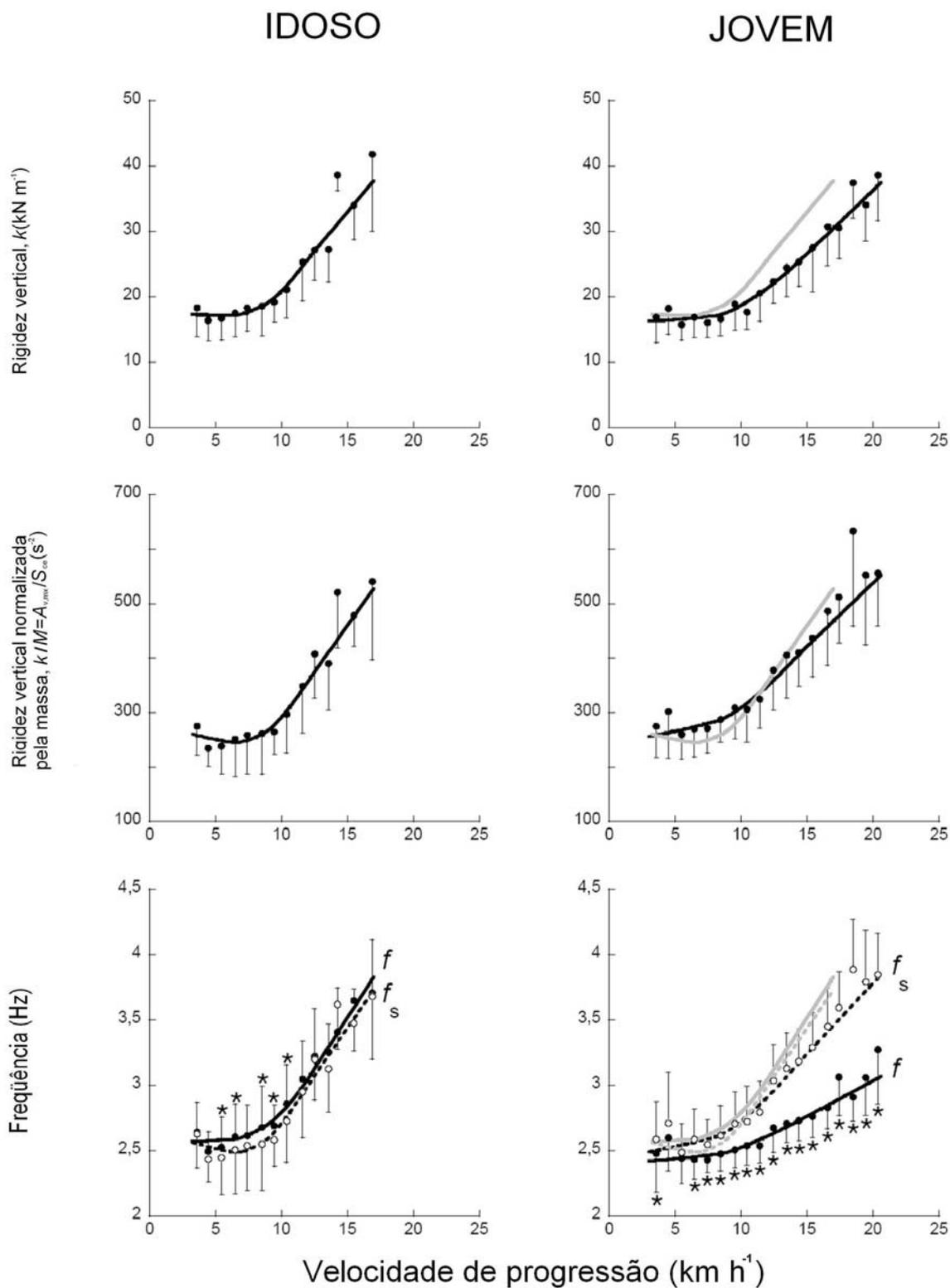


Figura 3.5 Rigidez vertical, frequência natural do sistema massa-mola e frequência do passo em função da velocidade. Enquanto que a rigidez k é maior nos idosos nas altas velocidades (painéis superiores), a rigidez vertical normalizada pela massa é similar (painéis intermediários). Estatística e outras indicações conforme figura 3.3.

Estas observações indicam que é mais adequado considerar-se 'contato efetivo' o instante no qual a F_v aumenta acima do PC (ao invés do instante em que o pé está em contato com o solo) e 'despregue efetivo' o instante em que a F_v diminui para valores menores do que o PC (ao invés do instante no qual o pé deixa o solo). A assimetria contato-despregue desaparece quando o *bouncing* do corpo, é mais corretamente dividido desta forma (ou seja, t_{ce} versus t_{ae} em vez de t_c versus t_a) (CAVAGNA et al., 1988, MCMAHON e CHENG, 1990). Ainda na figura 3.7, pode ser observado que S_c/S_v mudam mais com a velocidade do que a amplitude da oscilação, S_{ce}/S_v , ao qual atinge a metade do deslocamento vertical S_v . Exceto as velocidades muito baixas quando a fase aérea é nula ($S_c/S_v=1$: e.g. painéis superiores nas figuras 3.1 e 3.8), o deslocamento descendente enquanto o pé toca o solo é menor do que o deslocamento ascendente: particularmente nos idosos a descida balística do CM é maior do que a elevação balística (veja a linha azul pontilhada na figura 3.8).

Segundo a equação 3.4, a velocidade vertical descendente é máxima no instante do contato efetivo, e a velocidade vertical ascendente é máxima no instante do despregue efetivo. No movimento harmônico de um sistema elástico as velocidades ascendentes e descendentes máximas são iguais. Isso não é verdade na corrida humana: a velocidade máxima descendente é superior à velocidade máxima ascendente (CAVAGNA, 2006). Estes resultados mostram que a assimetria é maior em indivíduos idosos do que nos jovens: na variação normal de velocidades (3-17 km.h⁻¹), a proporção normalizada ($(V_{v,mx,down}/V_{v,mx,up})_{norm}=1,16\pm 0,09$ (n=124) nos idosos, e $1,07\pm 0,07$ (n=195) nos jovens ($p=1,26 \cdot 10^{-19}$) (tabela 3.4). Outras assimetrias são apresentadas a seguir através da análise das mudanças na energia potencial gravitacional, E_p , e energia cinética translacional, $E_k=E_{kv}+E_{kf}$, do CM corporal durante as quatro fases de oscilação do sistema em relação a posição de equilíbrio ($F_v=Mg$) (CAVAGNA, 2006). Estas fases são apresentadas na figura 3.8 a partir do topo da trajetória do CM corporal. Durante a aceleração descendente ($S_{ae,down}$, azul), a E_p diminui e a E_k aumenta indicando uma transdução de E_p em E_k , o que ocorre tanto na presença, quanto na ausência de uma fase aérea (por exemplo, na parte superior do painel esquerdo da figura 3.8). O montante desta transdução é dado pelo incremento $R_{int,down}$ da curva do $R_{int}(t)$ após o máximo de E_p .

Durante a desaceleração descendente ($S_{ce,down}$, vermelho), o trabalho externo negativo é feito para diminuir simultaneamente E_p e E_k . O trecho superior da curva

$R_{int}(t)$, correspondente à fração β do passo, mostra que não ocorre transdução entre E_p e E_k . Note-se que o pico de E_k durante o passo é atingido próximo ao início da fase de trabalho negativo, consistente com a velocidade máxima de alongamento das unidades músculo-tendões (HEGLUND e CAVAGNA, 1987).

Durante a aceleração ascendente ($S_{ce,up}$ vermelho), trabalho positivo externo é feito para aumentar simultaneamente E_p e E_k . O trecho inferior da curva $R_{int}(t)$, correspondente à fração α do passo, mostra que não ocorre transdução entre E_p e E_k . Note que, enquanto β é quase totalmente contida dentro do $S_{ce,down}$, α continua após o final do $S_{ce,up}$, ou seja, dentro da desaceleração ascendente do CM ($S_{ae,up}$, azul). Em outras palavras, a perna ainda está a exercer uma força propulsiva, a fim de acelerar o corpo a frente, embora a força vertical tenha diminuído para valores abaixo do peso corporal. Essa assimetria é maior no idoso. A proporção α/β é $1,24 \pm 0,18$ nos indivíduos idosos e $1,06 \pm 0,10$ nos indivíduos jovens ($p=4,15 \cdot 10^{-19}$, tabela 3.4).

Importante notar a origem diferente dos dois picos, $E_{k,mx,up}$ (inferior) e $E_{k,mx,down}$, (superior) alcançados durante o passo de corrida durante a elevação e descenso do CM: $E_{k,mx,up}$, se deve ao empurre para frente, enquanto $E_{k,mx,down}$ é devido à gravidade. A diferença média $E_{k,mx,down} - E_{k,mx,up} = 7,52 \pm 5,42$ nos indivíduos jovens e $9,87 \pm 5,92$ nos idosos ($p=0,0004$) indica uma maior perda da energia cinética E_{kv} no idoso adquirida durante a descida (tabela 3.4).

Durante a desaceleração ascendente do CM ($S_{ae,up}$, azul), a transdução de E_k em E_p acontece apenas na última parte da elevação, porque, como descrito acima, E_p e E_k aumentam simultaneamente durante a maior parte do $S_{ae,up}$. Na verdade, a transdução de E_k em E_p é quase nula nos idosos (figura 3.8). O incremento da curva $R_{int}(t)$ que ocorre durante a elevação, $R_{int,up}$, é inferior ao que ocorre durante a queda, $R_{int,down}$. Também esta assimetria é maior no idoso. A proporção $R_{int,down}/R_{int,up}$ nos indivíduos idosos é $2,13 \pm 1,3$ e $1,26 \pm 0,32$ nos indivíduos jovens ($p=3,33 \cdot 10^{-11}$, tabela 3.4). Este fenômeno é acompanhado por uma maior fração da elevação em contato com o solo, como indicado pela maior proporção $S_{c,up}/S_{v,up}$, nos idosos (figura 3.7). Um tempo aéreo inferior nos idosos durante a corrida em ~ 10 km.h⁻¹ foi encontrado por KARAMANIDIS e ARAMPATZIS, 2005).

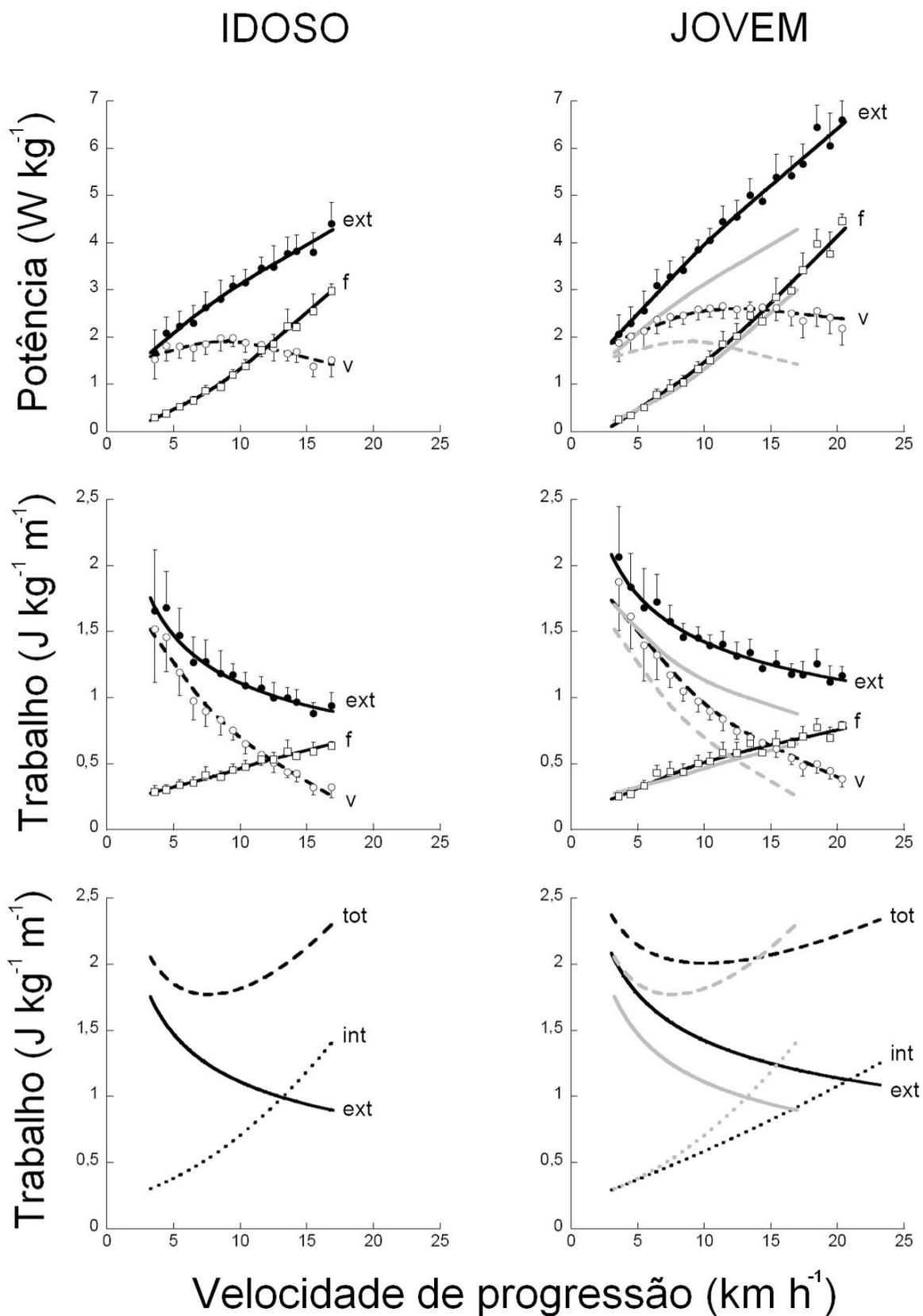


Figura 3.6 Potência e trabalho mecânico por unidade de distância. A potência e trabalho mecânico externo médio por unidade de distância (W_{ext} , círculos preenchidos) são apresentados nos painéis superiores e intermediários com seus

dois componentes: o trabalho realizado contra a gravidade (W_v , círculos abertos) e para sustentar as mudanças de velocidade a frente (W_f , quadrados abertos). Estatística e outras indicações conforme figura 3.3.

Note que, particularmente nos idosos, a transdução da E_k em E_p durante a elevação (incremento $R_{int,up}$ da curva $R_{int}(t)$, abaixo da linha horizontal pontilhada) é menor do que a transdução da E_p em E_k durante o deslocamento descendente (incrementos $R_{int,down}$ da curva $R_{int}(t)$, acima da linha horizontal pontilhada); esta assimetria é acompanhada pela elevação balística (nulo nos idosos) menor do que a descida balística. Nos trechos horizontais da curva $R_{int}(t)$ nenhuma transdução ocorre E_p e E_k e unidades músculo-tendão absorvem simultaneamente E_p e E_k (fase β), e aumentam E_p e E_k simultaneamente (fase α). Note que enquanto que a fase β é realizada durante $S_{ce,down}$, α estende-se além do $S_{ce,up}$ dentro de uma grande parte do $S_{ae,up}$ devido ao contínuo aumento da E_k . Esta assimetria também é maior nos idosos.

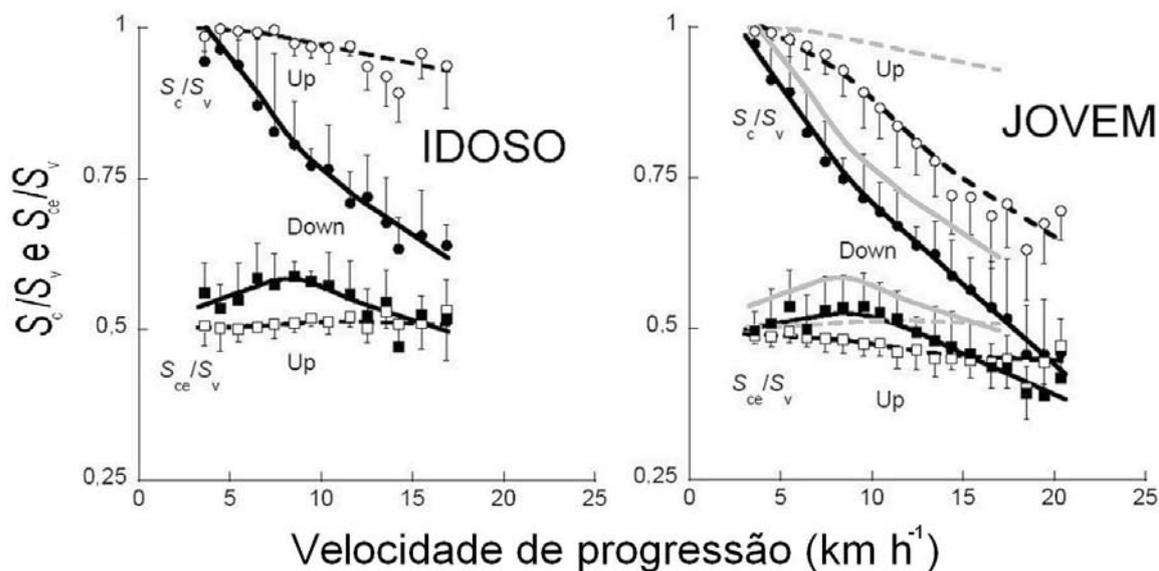


Figura 3.7 Deslocamento vertical durante contato e amplitude da oscilação do sistema massa-mola. Painel superior: idosos; painel inferior: jovens. As frações do deslocamento vertical do CM durante contato, S_c/S_v (círculos preenchidos: deslocamento descendente, círculos abertos: deslocamento ascendente), e quando a F_v é maior do que o PC, S_{ce}/S_v (quadrados preenchidos: deslocamento

descendente, quadrados abertos: deslocamento ascendente) são apresentados em função da velocidade de corrida. Estatística conforme figura 3.3.

Um trabalho externo positivo é realizado (segmentos vermelhos na figura 3.1), não só para aumentar simultaneamente E_p e E_k (fração α do passo), mas também quando ocorre transdução da E_k em E_p no final do empurre durante o alcance do platô de E_{cm} (figura 3.1). Daqui resulta que a duração de trabalho positivo t_{push} é superior à duração α ; a proporção t_{push}/α diminui com a velocidade de $\sim 1,9$ à $3-5$ km.h^{-1} para $\sim 1,1$ à $15-17$ km.h^{-1} . Da mesma forma, o trabalho externo negativo é feito (segmentos azuis na figura 3.1) não apenas para diminuir simultaneamente E_p e E_k (fração β do passo), mas também quando ocorre uma transdução de E_p em E_k no início da frenagem, durante a acentuada diminuição de E_{cm} no final de seu platô (figura 3.1). Consequentemente, a duração do trabalho negativo t_{brake} é maior do que a duração β ; a proporção t_{brake}/β diminui com a velocidade de $\sim 1,7$ à $3-5$ km.h^{-1} para $\sim 1,2$ à $15-17$ km.h^{-1} .

A duração do empurre e da frenagem estão apresentados na figura 3.9 em função da V_f . Observa-se que, tanto nos indivíduos idosos quanto nos jovens $t_{push} > t_{brake}$ até $13-14$ km.h^{-1} (tabela 3.1). A proporção é $t_{push}/t_{brake} = 1,25 \pm 0,16$ nos indivíduos idosos e $1,15 \pm 0,13$ nos indivíduos jovens ($p = 1,16 \cdot 10^{-9}$, tabela 3.4). Novamente a assimetria é maior nos indivíduos idosos.

Durante a corrida no plano a uma velocidade constante o *momentum* perdido, $\bar{F}_{brake} \cdot t_{brake}$, equivale ao *momentum* adquirido, $\bar{F}_{push} \cdot t_{push}$ (realmente na direção vertical o *momentum* perdido é ligeiramente maior que o *momentum* adquirido, porque a velocidade descendente máxima é 7-16% maior do que a velocidade ascendente máxima, tabela 3.4). Deste modo, se $t_{push} > t_{brake}$ então $\bar{F}_{push} < \bar{F}_{brake}$: ou seja, a força média durante o trabalho positivo é inferior à força média durante o trabalho negativo.

As assimetrias do *bouncing* acima descritas estão resumidas na tabela 3.4 onde é feita uma comparação entre indivíduos idosos, indivíduos jovens e um sistema elástico. Observa-se que o desvio de um sistema elástico é maior para os indivíduos idosos do que para os indivíduos jovens, isto é, o salto dos indivíduos idosos é menos "elástico" do que o dos indivíduos jovens. Note a mesma conclusão foi encontrada acerca da estimativa da energia elástica armazenada em cada passo.

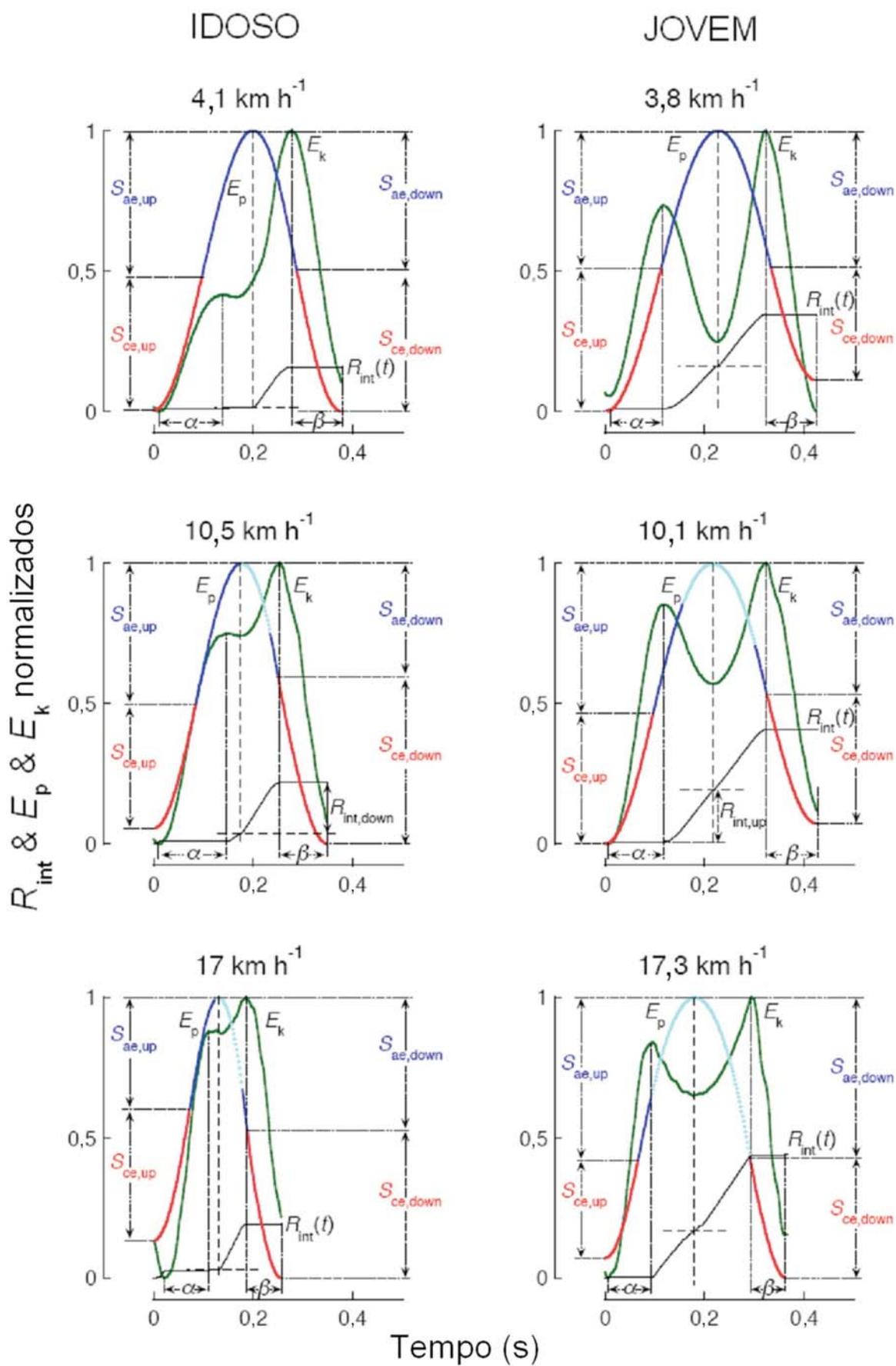


Figura 3.8 As quatro fases do *bouncing* do corpo. Painéis a esquerda: sujeito idoso, painéis a direita: sujeito jovem. em cada painel o comportamento da transdução E_p - E_k , $R_{int}(t)$ (preto), é apresentada com as mudanças simultâneas na energia potencial gravitacional, E_p , e energia cinética total, $E_k=E_{kv}+E_{kf}$, normalizada para oscilar entre zero e um. Mesmos passos da figura 1; cada painel começa e termina no valor menor da curva E_p . As cores diferentes na curva E_p distinguem as frações do passo onde a F_v exercida no solo é maior do que o PC (vermelho), e menor do que o PC (azul). As linhas contínuas de E_p indicam a fase de contato enquanto que as linhas pontilhadas E_p (azul fraco) indicam a fase aérea (ausente nos painéis superiores). As quatro fases correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração $S_{ce,up}$ (vermelho) e desaceleração $S_{ae,up}$ (azul) ascendentes, e a aceleração $S_{ae,down}$ (azul) e desaceleração descendentes $S_{ce,down}$ (vermelho). As linhas pontilhadas verticais são apresentadas nos dois picos de E_k e ocupam a fração onde a transdução E_p - E_k ocorre, conforme indicado pelos incrementos da curva $R_{int}(t)$.

Por que o bouncing do corpo é diferente daquele de um sistema elástico?

A cada passo executado, as unidades músculo-tendão são submetidas a um ciclo alongamento-encurtamento durante o contato com o solo. As unidades músculo-tendão são constituídas por duas estruturas em série que apresentam respostas diferentes durante o alongamento e encurtamento. Enquanto os tendões têm um comportamento semelhante entre o alongamento e encurtamento devido à sua pequena histerese (ALEXANDER, 2002), o músculo exerce uma maior força durante o alongamento, do que durante o encurtamento dependente da relação força-velocidade (FENN e MARSH, 1935, HILL, 1938). Este fato resulta em uma resposta diferente das unidades músculo-tendão a um ciclo alongamento-encurtamento dependente da mudança do comprimento relativo de músculo e tendão durante o ciclo (CAVAGNA, 2006).

O alongamento dos músculos em relação ao alongamento do tendão depende da rigidez do músculo em relação à do tendão; a rigidez do músculo, por sua vez, depende da sua ativação. Se a ativação é elevada, como em altas velocidades (BIEWENER, 1998) e o músculo é mantido isométrico, como alguns estudos sugerem para a corrida (KRAM e TAYLOR, 1990, BIEWENER et al., 1998,

ROBERTS et al., 1998), a maioria da mudança no comprimento será realizada pelos tendões e as características do *bouncing* se aproximarão às de um corpo elástico. Se, por outro lado a ativação muscular for baixa, uma importante fração da mudança do comprimento será realizada pelo músculo. Neste caso, a força desenvolvida durante o alongamento é esperada que exceda a que foi desenvolvida durante o encurtamento e as características do *bouncing* foram distintas à de um corpo elástico.

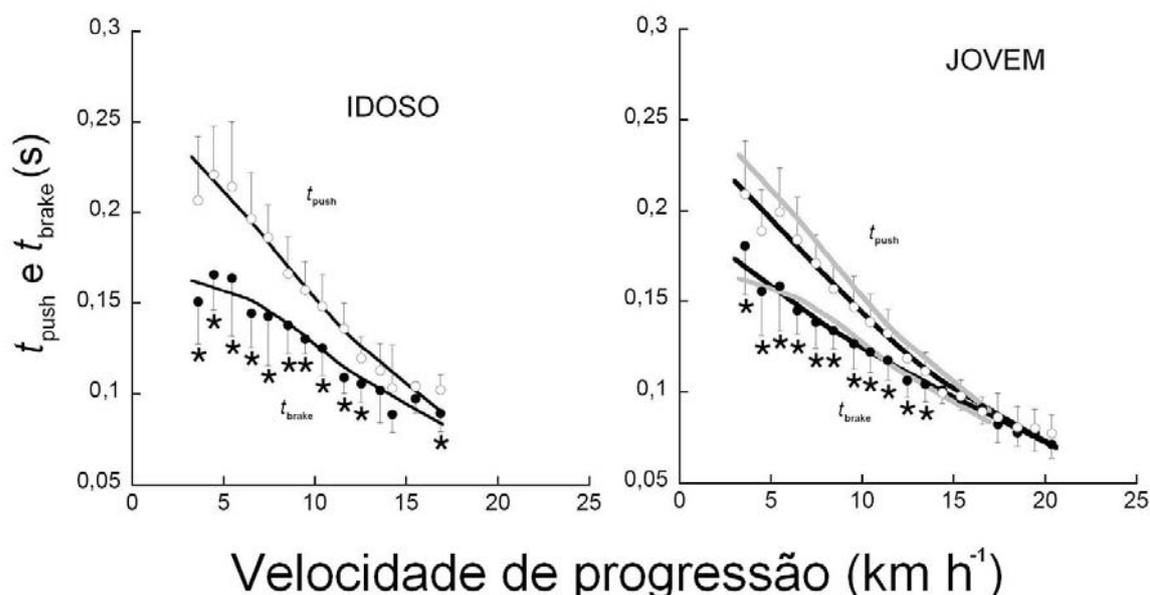


Figura 3.9 Duração do trabalho positivo e negativo. Painel superior: idosos; painel inferior: jovens. Os tempos durante o qual o trabalho externo positivo é realizado a cada passo, t_{push} (círculos abertos e barras vermelhas na figura 3.1), e trabalho externo negativo é realizado, t_{brake} (círculos preenchidos e barras azuis na figura 3.1) são apresentadas em função da velocidade de corrida. Estatística conforme figura 3.3.

Esta é possivelmente a razão pela qual a proporção t_{push}/t_{brake} (figura 3.9) é maior em velocidades baixas de corrida, quando a ativação muscular é menor e o comprimento muscular é alterado, e conseqüentemente o trabalho, sustentado por filamentos de músculos que deslizam dentro das unidades músculo-tendão é relativamente maior (CAVAGNA, 2006). Pode ser observado que a duração de trabalho externo positivo é maior do que a duração do trabalho externo negativo até a velocidade de 12-14 km.h⁻¹ (tabela 3.1) como esperado a partir da relação força-

velocidade muscular. Isto sugere que, com o aumento da velocidade, a contribuição do trabalho pelas estruturas contráteis é progressivamente substituído pela armazenagem e re-utilização de energia elástica pelos tendões. A razão t_{push}/t_{brake} é maior nos idosos (tabela 3.4).

Um corolário deste ponto de vista é que as fibras musculares curtas, aparentemente de pouca importância, ligadas em série com tendões muito longos (ALEXANDER, 2001), têm papel fundamental de modular a energia elástica armazenada nos tendões e para ajustar toda a extensão da mudança imposta à unidade músculo-tendão. Uma força muscular maior durante o alongamento do que durante o encurtamento juntamente com a perda de energia durante o ciclo alongamento-encurtamento são tanto conseqüências da relação força-velocidade do músculo e podem explicar, pelo menos qualitativamente, o conjunto dos desvios do sistema elástico (tabela 3.3).

O maior desvio de um sistema elástico encontrado nos indivíduos mais idosos é coerente com a menor força desenvolvida pelos seus músculos, o que implicaria uma mudança relativamente maior do comprimento do músculo nas unidades músculo-tendão. A segunda razão pode ser a maior diferença na força desenvolvida pelos músculos durante o alongamento relativo ao encurtamento relatado na literatura em idosos (PHILLIPS et al., 1991, OCHALA et al., 2006, VANDERVOORT et al., 1990, PORTER et al., 1997, POUSSON et al., 2001, KLASS et al., 2005).

Em conclusão, modificações na estrutura muscular, menor força e uma relação força-velocidade mais assimétrica, resultam em uma modificação da energia mecânica do CM do corpo durante a corrida. A menor força, especialmente durante trabalho positivo, explica a menor amplitude da oscilação vertical, que por sua vez é a causa do menor trabalho externo, da maior freqüência da passada e maior trabalho interno. A relação força-velocidade mais assimétrica explica a maior assimetria contato-desprege. Ambas as modificações resultam em uma menor utilização da energia elástica durante o *bouncing* do idoso.

4. PREDIZENDO V_f , CP E CUSTO ENERGÉTICO DA LOCOMOÇÃO TERRESTRE

4.1 Introdução

A dinâmica da locomoção é determinada principalmente pelas forças de reação do solo geradas de modo a re-acelerar e deslocar o corpo contra a força gravitacional em um ciclo de passada. O método para analisar o trabalho e o custo mecânico externos, usando plataformas dinamométricas foi introduzido por Cavagna e colaboradores (caminhada, CAVAGNA et al., 1963; corrida, CAVAGNA et al., 1964). Desde então, o W_{ext} tem sido investigado em diferentes condições e populações [terreno (FORMENTI et al., 2005, FORMENTI e MINETTI, 2007), crianças (CAVAGNA et al., 1983, SCHEPENS et al., 1998, SCHEPENS et al., 2001), método de locomoção (MINETTI, 1998a, ARDIGO et al., 2003), deficiência de hormônio do crescimento (MINETTI et al., 2000), gradiente de locomoção (MINETTI et al., 1993, 1994), idosos (MIAN et al., 2006, estudo atual, capítulo 3)].

Apesar de sua relevância científica, o número de laboratórios onde trabalho e custo mecânico são avaliados é limitado devido a questões metodológicas. Em especial, a aquisição da energia mecânica externa é atualmente limitada pela necessidade de espaço suficiente para posicionar plataformas de força para coletar dois passos sucessivos de modo a obter o mínimo de duas curvas de forças de reação do solo consecutivas, essenciais para esse método. Durante a corrida, há um período entre as duas curvas durante o qual, ambos os pés estão fora do solo (em velocidades normais), enquanto que durante a caminhada, esse período é substituído por uma fase de apoio duplo.

Independente se as duas curvas estão sobrepostas ou não (caminhando ou correndo, respectivamente), há ainda alguma dificuldade em obter

experimentalmente, no mínimo, duas curvas similares, de modo que a F_v média seja igual ao PC. Normalmente, mais de um terço das aquisições com indivíduos normais são rejeitadas (dados não-publicados) devido à dificuldade de caminhar ou correr em plataformas em uma velocidade constante. E, além disso, a maior parte dos *set-up's* biomecânicos são dispostos de modo que as curvas sucessivas sejam obtidas da mesma plataforma. Dados de Bastien e colaboradores mostram que duas medidas sucessivas em diferentes plataformas de força eram possíveis apenas em 10% das tentativas. Assim, medir o W_{int} realizado durante o duplo apoio é uma tarefa difícil, e essa variável, em seu máximo, representa mais de 40% do W_{ext} (BASTIEN et al., 2003).

Deste modo, o presente texto procura analisar as possibilidades de análise da biomecânica da locomoção em situações onde apenas uma plataforma de força com dimensões capazes de analisar apenas um apoio simples são disponíveis.

O objetivo desse trabalho é estabelecer uma equação capaz de prever o trabalho mecânico usando procedimentos de predição linear e otimização e checar sua validade analisando experimentos de locomoção em diferentes velocidades.

4.2 Equação do tempo de atraso

Usando a primeira lei de Newton (um corpo se move a uma velocidade constante quando a soma total das forças externas é igual a zero) temos que a F_v média exercida contra o solo durante um ciclo de passada a uma velocidade constante é igual ao PC (CAVAGNA e MARGARIA, 1966). Se somente as forças de reação do solo de um único passo são coletadas, e a simetria é assumida (KARAMANIDIS et al., 2003), o atraso de tempo entre passos (s) pode ser obtido por:

$$t_{step} = \frac{\bar{F}_{v,c} t_c}{Mg} = \frac{I_v}{Mg} \quad \text{Eq. 4.1}$$

onde t_c e $\bar{F}_{v,c}$ são a duração e a F_v média durante o fase de contato (figura 4.1), respectivamente e I_v é o impulso vertical. Essa informação é crucial se a passada completa deve ser reconstruída (no novo passo elaborado somente a força

horizontal precisa ser invertida, enquanto que a F_v precisa ser somente duplicada a partir do atraso do tempo, t_{step}).

$$FP = \frac{Mg}{2\bar{F}_{v,c}t_c} = \frac{Mg}{2I_v} \quad \text{Eq. 4.2}$$

de onde o CP (CP, m) pode ser inferido.

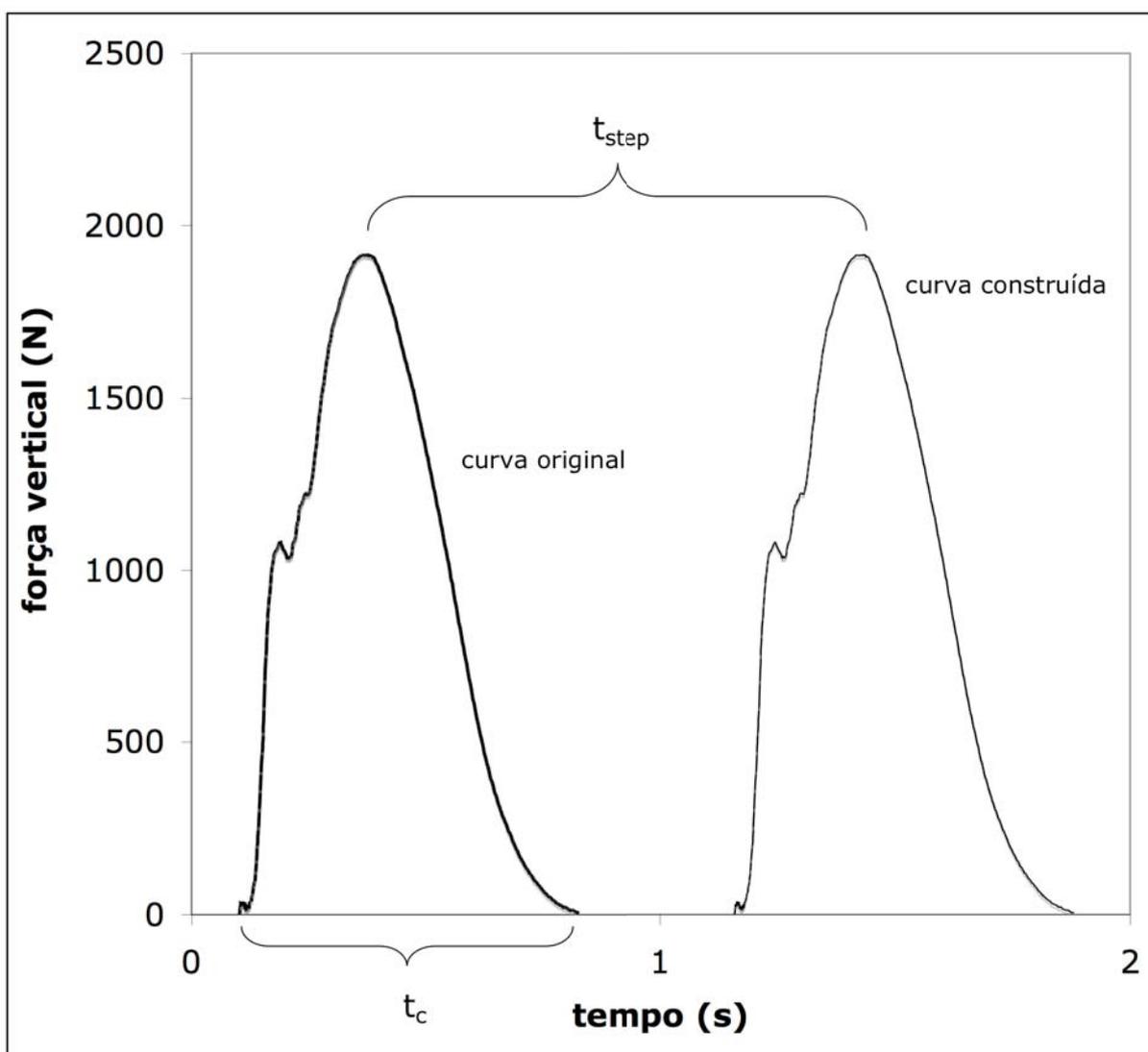


Figura 4.1 Curva original e reconstruída de componente vertical da força de reação do solo durante a corrida.

O DF (ALEXANDER e JAYES, 1980), i.e. a fração do tempo de passada no qual um único pé está no solo é,

$$DF = \frac{Mg}{2\bar{F}_{v,c}} = \frac{1}{2 \frac{\bar{F}_{v,c}}{Mg}} \quad \text{Eq. 4.3}$$

e deste modo é possível indicar se o modo de locomoção é caminhada ($DF \geq 0,5$) ou corrida ($DF < 0,5$). Até esse ponto, a única variável a ser conhecida antecipadamente é a massa corporal (kg).

4.3 Estimativa da velocidade horizontal

Enquanto pares de fotocélulas são comumente encontrados em laboratórios, por vezes a V_f não é conhecida (paleontologia, biomecânica forense, etc.). Assim FP , DF e massa podem entrar no modelo de predição de velocidade ($m \cdot s^{-1}$) com base em dados coletados previamente (NILSSON e THORSTENSSON, 1989):

$$V_f = (1,953F_{v,peak}/Mg) - (14,843I_v/Mg) + 5,415 \quad \text{Eq. 4.4}$$

onde $F_{v,peak}$ é a força de impacto vertical e I_v é impulso vertical. O erro médio da estimativa ($SEE = 0,5 \text{ dp}(1 - R^2)$) é $0,05 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$. Então, o CP pode ser obtido como V_f/FP ou

$$CP = \frac{1,953F_{v,peak} - 14,843I_v + 5,415Mg}{2\bar{F}_{v,c}} \quad \text{Eq. 4.5}$$

Apesar do alto coeficiente de regressão e baixo erro padrão da média, esse método necessita do primeiro pico vertical e assim se torna limitado, por exemplo, em humanos para corredores que apóiam o pé com o calcanhar no momento do contato. Para evitar essa limitação, foi construído um modelo de regressão linear múltipla, incluindo variáveis descritivas (MINETTI e ALEXANDER, 1997) da energética da locomoção:

$$V_f = \frac{q_{regression+} + DF_{regression} + FP_{regression}}{3} \quad \text{Eq. 4.6}$$

Para cada regressão, o método dos mínimos quadrados é usado. Enquanto que o DF e o FP são calculados (equações 4.2 e 4.3), o fator q precisa ser determinado. O fator q (também conhecido como fator de forma) oferece informações relacionadas ao formato da curva força-tempo durante a fase de apoio. Usualmente, a força vertical pode ser determinada somente com dois primeiros cossenos de uma série de Fourier (ALEXANDER, 1978):

$$F_v = x \cos(\pi / t_c) - q \cos(3\pi / t_c), \quad \text{Eq. 4.7}$$

onde x é PC e t_c é tempo de contato. A ausência de coeficientes seno indica uma simetria nas curvas força-tempo, e nestes casos, o fator q é constante. Em outras palavras, conhecendo somente o valor da F_v e sua respectiva fase, é possível encontrar o fator q . Todavia, na caminhada são freqüentemente observadas curvas assimétricas (NILSSON e THORSTENSSON, 1989), assim, incluiu-se dois coeficientes senos na equação:

$$F_v = x \cos(\pi / t_c) - q \cos(3\pi / t_c) + a_1 \sin(2\pi / t_c) - a_2 \sin(4\pi / t_c), \quad \text{Eq. 4.8}$$

onde a_1 e a_2 são constantes. Assim, usando um simples cálculo de média aritmética para o q durante o t_c nós temos:

$$q_{mean} = \frac{q_1 + q_2 + q_3 + \dots + q_n}{n}. \quad \text{Eq. 4.9}$$

Usando os valores de fator q advindos da literatura (MINETTI e ALEXANDER, 1997) construímos a seguinte equação de regressão, em situações de caminhada,

$$DF \geq 0,5 \Rightarrow q_{regression} = 2,3061q + 0,5873, \quad R=0,79, \quad \text{Eq. 4.10}$$

onde $q_{regression}$ é a V_f estimada e utilizada na equação 4.6. Para situações de corrida, o fator q não varia em função da velocidade (figura 4.2), obtendo um coeficiente

angular da equação de regressão muito baixo (0,0916), portanto em situações de corrida, o $q_{\text{regression}}$ é cancelado.

As seguintes equações (4.11, 4.12, 4.13 e 4.14) foram originadas dos dados apresentados na figura 4.3 de MINETTI (1998b). Nesta figura, as informações são valores médios (médias advindas de 22 à 42 medidas para cada velocidade e tipo de locomoção) de medidas de FP e DF, portanto as equações a seguir, apresentam valores de R subestimados, enquanto que as equações de regressão representam de modo satisfatório os dados de origem. A Vf predita pela frequência de passada, $FP_{\text{regression}}$, foi determinada para a caminhada como

$$DF \geq 0,5 \Rightarrow FP_{\text{regression}} = 2,7781FP - 1,2077, R=0,98, \quad \text{Eq. 4.11}$$

e para a corrida,

$$DF < 0,5 \quad FP_{\text{regression}} = 7,5469FP - 7,9561, R=0,90. \quad \text{Eq. 4.12}$$

A Vf predita pelo *duty factor*, $DF_{\text{regression}}$ foi determinado para a caminhada como,

$$DF \geq 0,5 \Rightarrow DF_{\text{regression}} = -12,342DF + 8,4628, R=0,99, \quad \text{Eq. 4.13}$$

e para a corrida,

$$DF < 0,5 \quad DF_{\text{regression}} = -16,912DF + 8,7422, R=0,98. \quad \text{Eq. 4.14}$$

4.4 Equação de custo energético

O atraso entre passos, t_{step} , e a Vf são cruciais para “sintetizar” toda a passada e calcular o trabalho mecânico externo e a recuperação de energia (ambos valores total (CAVAGNA e KANEKO, 1977) e instantâneo (CAVAGNA et al., 2002)).

Assim, as forças de reação do solo são integradas duas vezes para posição do CM e dados da velocidade. A primeira integração das forças horizontais e

verticais menos o PC, ambas divididas pela massa corporal resultam na aceleração do CM. A constante de integração usada para as forças ântero-posteriores foi a velocidade média de progressão. Para as forças vertical e médio-lateral, nós assumimos que as velocidades inicial e final em todo o ciclo eram iguais. A variação positiva ponto-a-ponto da E_p somada a variação positiva ponto-a-ponto da E_k durante uma passada completa resulta na energia mecânica externa total, E_{cm} (CAVAGNA e KANEKO, 1977, WILLEMS et al., 1995). Para evitar o “paradoxo do trabalho zero”, o trabalho externo é determinado somando somente os incrementos positivos da E_{cm} . Sabendo o W_{ext} e estimando o W_{int} (MINETTI, 1998b), foi calculado o W_{tot} e o custo energético (C_{tot}) da locomoção.

A velocidade horizontal foi determinada através do método de regressão linear múltipla usando como variáveis independentes os coeficientes da curva F_v (de NILSSON e THORSTENSSON, 1989). A validade cruzada das equações desenvolvidas no presente estudo foi calculada por coeficientes de regressão (R).

4.5 Discussão

O presente modelo prediz a velocidade horizontal e o custo energético da locomoção terrestre. Além disso, o modelo matemático permite estimar outros importantes parâmetros da locomoção, como a FP e o DF.

Outros modelos

Tem sido proposto que o custo energético da locomoção terrestre pode ser determinado pelo custo da produção de força para suportar o PC (KRAM e TAYLOR, 1990). Fundamentalmente, o custo de geração de força indica que a potência metabólica da locomoção é relacionada diretamente ao PC e o tempo disponível para produzir força:

$$\dot{E}_{metabolic} = \frac{c Mg}{t_c}, \quad \text{Eq. 4.15,}$$

onde c é uma constante de custo (que expressa a proporcionalidade entre taxa de dispêndio de energia normalizado pela massa e taxa de geração de força), entretanto esse modelo têm sido alvo de críticas. Resumidamente, a principal crítica é baseada em: i) a suposição que o dispêndio metabólico devido ao movimento dos membros superiores é negligenciável e; ii) a desconsideração do conceito de trabalho. O presente trabalho também mostra que levar em consideração apenas o tempo da geração de força e a força não é o bastante para determinar o custo energético da locomoção. As informações contidas no próprio comportamento da curva força vertical-tempo parecem influenciar de modo importante a determinação de parâmetros fundamentais da locomoção. Especialmente o l_v e o fator de forma q indicam um ajuste da curva de regressão linear importante para a determinação da Vf.

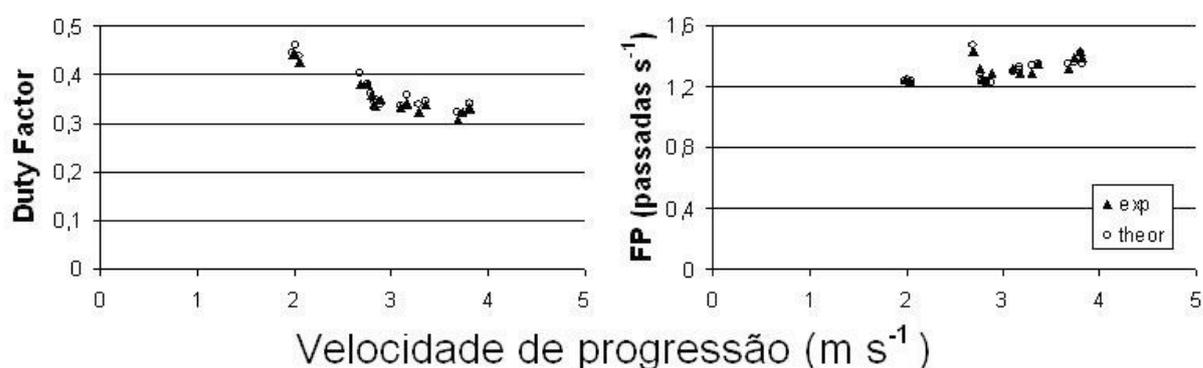


Figura 4.2 FP e DF calculados pelo presente modelo (equação 4.2, theor) e determinados experimentalmente (exp) em diferentes velocidades de progressão.

A predição da FP e DF foram comparados com os valores determinados experimentalmente em dois sujeitos (sujeitos R.R. e T.D., 1,75 e 1,70m de estatura; 78 e 84kg de massa corporal) correndo em várias velocidades de progressão. As forças de reação do solo foram registradas em uma plataforma de força AMTI à uma frequência de amostragem de 1000Hz e a Vf foi determinada quadro a quadro através de uma câmera colocada à 5m de distância da área de interesse e 1m de altura do piso. A mesma foi posta de forma a registrar o movimento no plano sagital dos sujeitos com uma frequência de amostragem de

50Hz. Um procedimento de calibração 2D foi realizado a fim de converter as informações de *pixels* para metros. As informações de posição linear foram filtradas através de um filtro passa-baixa do tipo Butterworth com frequência de corte variando entre 3 e 9Hz determinados para cada corrida através do procedimento de análise residual (WINTER, 2005). A coordenada horizontal do ponto anatômico do quadril foi utilizada para determinar a FP_{exp} , CP_{exp} e a velocidade média experimentais. A FP_{exp} foi determinada pela frequência de amostragem, f_{sample} , dividida pelo número de quadros que totalizam um ciclo de passada, n_{frames}

$$FP_{exp} = \frac{f_{sample}}{n_{frames}}. \quad \text{Eq. 4.16}$$

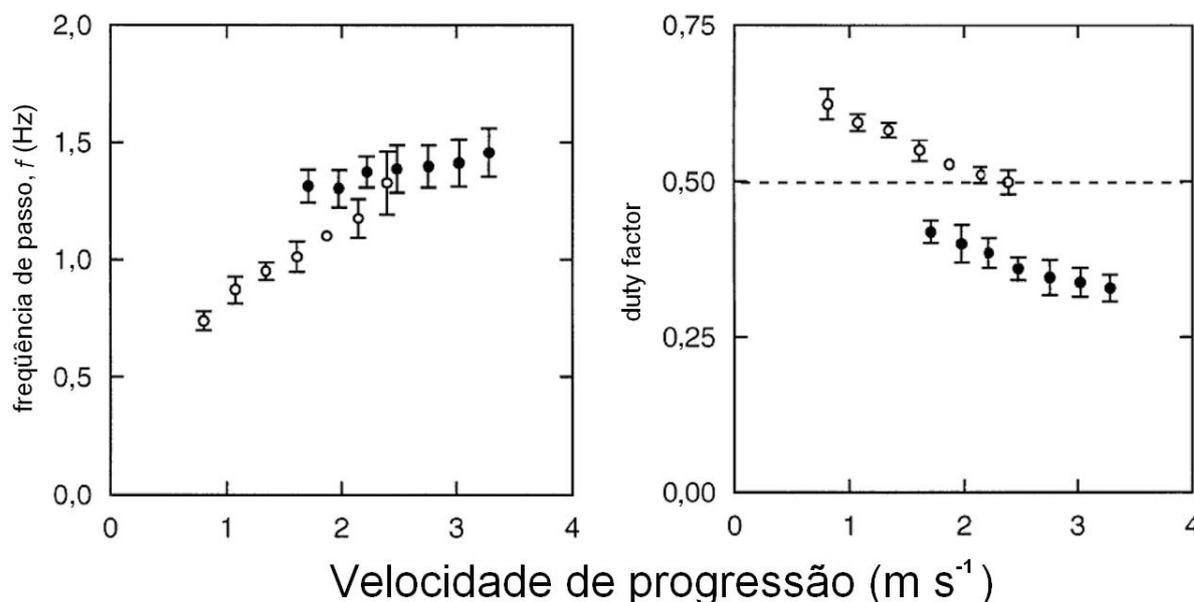


Figura 4.3 Frequência de passo, f e *duty factor* em função da velocidade de progressão. Fonte: Minetti, 1998b.

O CP_{exp} foi determinado pela posição horizontal do quadril no quadro que encerra o ciclo, $Final_{horPosition}$, diminuído pela posição horizontal do quadril no primeiro quadro, $Initial_{horPosition}$,

$$CP_{exp} = \frac{Final_{horPosition} - Initial_{horPosition}}{n_{frames}}. \quad \text{Eq. 4.17}$$

A velocidade média experimental, Vf_{exp} , foi determinada pela variação da posição horizontal durante um ciclo de passada dividida pela variação de tempo de um ciclo de passada, a partir da Eq. 4.11,

$$time = \frac{n_{frames}}{f_{sample}} = \frac{1}{FP_{\text{exp}}}, \quad \text{Eq. 4.18}$$

temos,

$$Vf_{\text{exp}} = \frac{horPosition}{time}. \quad \text{Eq. 4.19}$$

A razão entre a frequência FP experimental e teórica foi de 1,001. A razão para o *DF* foi de 0,977.

O presente modelo pode auxiliar a determinar parâmetros espaços-temporais e energéticos de animais extintos, prevendo a força de reação do solo de um único passo.

Através da análise das informações contidas em uma curva de força de reação do solo vertical pelo tempo, informações fundamentais da mecânica e energética da locomoção podem ser estimadas, em situações que a informação experimental direta não for disponível.

5. CONCLUSÃO GERAL

5.1 O custo EMG da caminhada humana

O objetivo deste estudo foi construir um modelo do custo EMG da caminhada humana. Para tanto criou-se duas abordagens: experimental e teórica, sendo que a teórica parece ter uma melhor relação com as evidências experimentais sobre a energética da locomoção humana. A estabilidade em conjunto com a atividade EMG de músculos posturais parece ser um mecanismo primário da energética da locomoção.

5.2 A mecânica da corrida de idosos

A mecânica da corrida de idosos foi comparada com a de jovens através da determinação e comparação do trabalho mecânico e de parâmetros do sistema massa-mola, especialmente usando aspectos de assimetria do mecanismo elástico de minimização de energia entre os grupos experimentais.

Os idosos produzem menos força durante a fase de trabalho mecânico positivo com uma menor oscilação vertical durante a fase aérea e menor oscilação total. Consequentemente a capacidade de armazenar e re-utilizar energia elástica

dos tendões é prejudicada contribuindo para o maior dispêndio energético neste grupo quando comparado com jovens.

5.3 Um modelamento matemático da locomoção terrestre

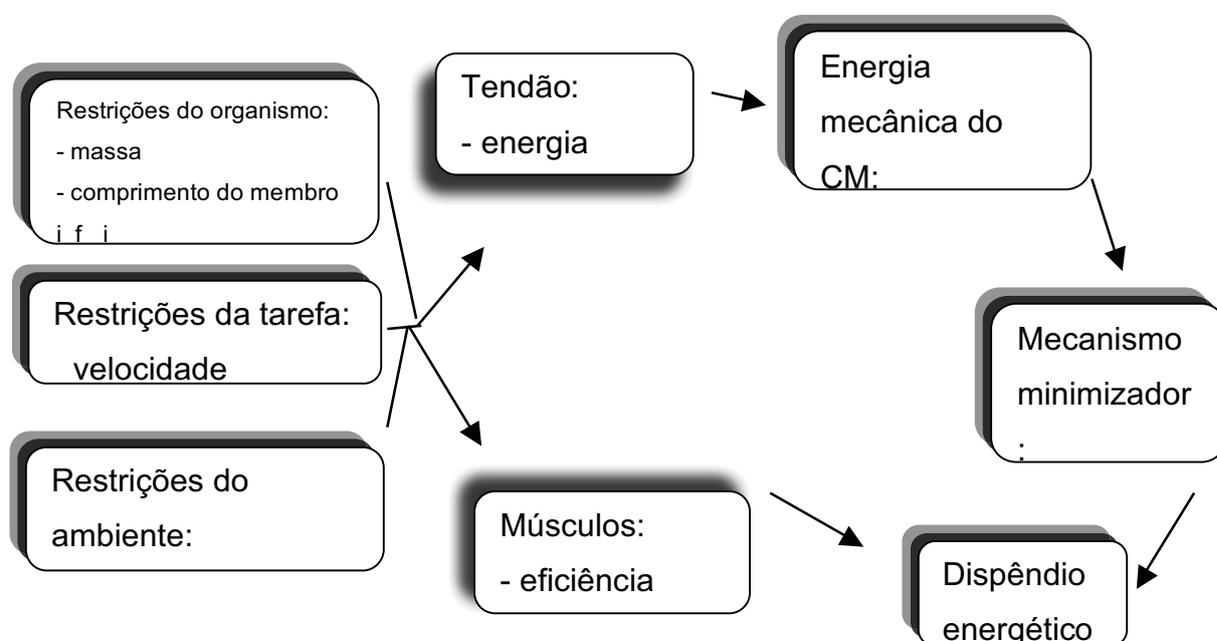
Tendo apenas as informações de uma curva força vertical *versus* tempo e a massa corporal construiu-se um modelo biomecânico de predição do CP, Vf e custo energético da locomoção terrestre. Os resultados advindos do modelamento correspondem aos parâmetros determinados experimentalmente. Laboratórios que detenham apenas uma plataforma de força, ou nas áreas onde as informações de entrada do atual modelo constituam a única fonte de dados disponível (e.g. paleontologia, biomecânica forense, etc) a predição de variáveis-chaves da locomoção podem ser realizadas com razoável acurácia.

5.4 Uma hipótese unificadora da locomoção terrestre – o *continuum* entre os mecanismos pendular e elástico

O seguinte texto representa um esforço de raciocínio, a partir dos achados da presente tese aliados ao referencial teórico abordado durante os capítulos anteriores, a fim de compreender as determinantes da locomoção humana. Mais do que oferecer uma resposta final sobre a mecânica e a energética da locomoção humana, este texto lança uma provável resposta ainda inicial acerca das determinantes envolvidas da locomoção humana.

As situações de locomoção que desafiam as noções atuais da mecânica e energética da locomoção tratadas nesta tese, nomeadamente o processo de envelhecimento e as inclinações são algumas das questões que não são todavia compreendidas pelas teorias atuais da locomoção humana, mas que a presente hipótese pretende responder. A locomoção humana é determinada, desde o ponto de vista mecânico como, uma série de ações complexas de segmentos interligados ao qual geram torques através da ativação muscular e transmissão de forças pelos tendões anexados em série aos músculos e às articulações que conectam os

segmentos. Todo este sistema é controlado pelo sistema nervoso central e periférico. Ainda assim, apesar da extrema complexidade deste tipo de movimento, conforme discutido extensivamente nas seções 2.1, 3.1 e 4.1, a corrida e a caminhada humana se caracterizam como sistemas capazes de minimizar o dispêndio energético advindo dos músculos, sistemas estes denominados de massa-mola e pêndulo invertido, respectivamente. Desde a sua introdução até os dias atuais, estes sistemas têm recebido intensas críticas da literatura abordadas em capítulos precedentes, porém, mais do que por à prova os achados principais que deram base para estes sistemas, as críticas são direcionadas às limitações dos sistemas, especialmente da forma em que foram propostos. A série de experimentos realizados primeiramente com humanos (CAVAGNA et al., 1963, 1964) e após com



animais (FEDAK et al., 1982, HEGLUND et al., 1982a, HEGLUND et al., 1982b, TAYLOR et al., 1982) demonstraram, de modo inequívoco que as curvas de energia potencial gravitacional e cinética do CM se apresentavam em fase durante a corrida/galope e em contra-fase (atraso de 180 graus) na caminhada. Deste ponto em diante, é estabelecido que durante a transição da caminhada para a corrida, os sistemas são modificados de um modo discreto, ou seja, o pêndulo invertido seria “desligado” e o sistema massa-mola acionado automaticamente.

Figura 5.1 Modelo conceitual da locomoção humana.

Este raciocínio advém dos achados de Cavagna e colegas e, além disso, da observação de parâmetros cinemáticos e cinéticos, aos quais respondem de forma discreta na mudança do tipo de locomoção, por exemplo o DF durante caminhada varia de 0,65 em baixas velocidades até 0,55 em altas velocidades de forma contínua, porém quando o sujeito faz a transição para a corrida, o DF passa para 0,4. O fator de forma “ q ” da curva de força vertical em função do tempo, também se modifica abruptamente, variando de 0,7 na caminhada para -0,1 durante corrida (ALEXANDER e JAYES, 1980). Uma justificativa para este comportamento discreto é relacionado à um tipo de locomoção pouco usada por seres-humanos, o *skipping*.

Por outro lado, evidências experimentais têm demonstrado que em algumas velocidades de caminhada parece existir um mecanismo elástico de minimização de energia (FUKUNAGA et al., 2001) denominado de sistema de “catapulta” devido à característica de baixa velocidade durante a frenagem e alta velocidade na fase de propulsão (ISHIKAWA et al., 2005, ISHIKAWA et al., 2007). Por outro lado, durante a corrida, no estudo da mecânica da corrida dos idosos foi observada uma transdução de energia cinética e potencial gravitacional em baixas velocidades, diminuindo com o aumento da velocidade (relativo ao deslocamento vertical total, capítulo 3), enquanto que a contribuição do tendão e, conseqüentemente, do componente elástico da unidade músculo-tendão aumentam (CAVAGNA, 2006). Portanto, os dois sistemas parecem não mudar através de transformações abruptas como os parâmetros anteriormente apresentados poderiam induzir, mas é notório um *continuum* de mudanças nas características mecânicas destes dois tipos de locomoção e a mudança na predominância do mecanismo minimizador parece ser o responsável pela transição de um tipo de locomoção para outro.

Para construir este modelo é necessário sabermos quanto de energia é recuperado pelos mecanismos minimizadores. A energia recuperada por via pendular é calculada como (ver capítulo 3.2.7),

$$\varepsilon_{pendular} = R_{int} \quad \text{Eq. 5.1}$$

e a energia elástica armazenada como

$$\varepsilon_{elástica} = \frac{F_{v, mx} \cdot k}{2} \quad \text{Eq. 5.2}$$

Este raciocínio leva à um modelo de minimização de energia assumido simplesmente como o somatório dos mecanismos elástico e pendular,

$$\varepsilon_{reconvertida} = \varepsilon_{pendular} + \varepsilon_{elástica} \quad \text{Eq. 5.3}$$

Assumindo como constante, o dispêndio energético sob outras formas de energia (térmica), a energia despendida para a contração dos músculos esqueléticos a fim de gerar a locomoção pode ser determinada por,

$$\varepsilon_{muscular} = \varepsilon_{metabólica} - \varepsilon_{repouso} \quad \text{Eq. 5.4}$$

e deste modo, podemos afirmar que a energia total para percorrer determinada distância é dada por,

$$\varepsilon_{total} = \varepsilon_{reconvertida} + \varepsilon_{muscular} \quad \text{Eq. 5.5}$$

e este valor em um amplo espectro de velocidades e tipos de locomoção apresente uma relação linear direta com a velocidade da locomoção (restrição da tarefa).

Mas quais os fatores que determinam este *continuum* de mecanismos minimizadores? O compromisso entre estes mecanismos (pendular e elástico) é diretamente ligado ao comportamento da energia mecânica vertical (potencial gravitacional + cinética) e da unidade músculo-tendão. E, em última análise, estas características mecânicas parecem ser moduladas por restrições do ambiente (g, inclinação), restrições da tarefa (velocidade) e restrições do organismo (massa e comprimento de membros inferiores) conforme figura 5.1.

Hipóteses levantadas com o atual modelo:

- i) A velocidade de transição deve coincidir com a mudança na predominância do mecanismo minimizador de energia.
- ii) Analisar o mecanismo pendular em diferentes velocidades de corrida.

- iii) Quando as demais restrições estão controladas, as restrições do organismo e o compromisso entre massa e comprimento de membro inferior poderiam explicar as mudanças no uso dos mecanismos pendular e elástico.
- iv) Existe uma velocidade ótima para a corrida humana.
- v) O somatório da quantidade de energia reconvertida por meio pendular e elástico somado ao dispêndio energético dos músculos deve ser altamente relacionado com a velocidade de locomoção.

5.4.1 Respondendo algumas críticas atuais

Este modelo pode explicar os resultados de GEYER et al., 2006) sobre a possibilidade de um modelo de “pêndulo-invertido carregado por uma mola” (BLICKHAN et al., 2007) ser aplicado na caminhada, devido a melhor representação da curva força tempo pelo método proposto do que pelo modelo do pêndulo-invertido. Apesar da boa representação de uma variável mecânica da locomoção, o modelo despreza uma questão central da análise da locomoção, a determinação do mecanismo minimizador de energia. Portanto apesar da coincidência da resposta de força de reação do solo vertical originada pelo modelo e a medida experimental, o modelo apenas apresenta uma possibilidade, do ponto de vista matemático, de representação do modelo teórico de *continuum* apresentado aqui.

Recentemente, uma extensa revisão de BIEWENER, 2006) analisou como as flutuações na energia mecânica do CM de animais podem ser usadas a fim de identificar os mecanismos fundamentais envolvidos na locomoção terrestre e indicou que quando são comparados os padrões mecânicos e cinemáticos de uma ampla diversidade de quadrúpedes e bípedes, padrões mais complexos emergem, observando que alguns animais menos aptos para a locomoção (*less cursorial*) podem combinar padrões mecânicos da caminhada e corrida em velocidades intermediárias ou em animais de grande tamanho (e.g. elefantes apresentam aspectos de corrida mas com um comportamento pendular entre a energia cinética e potencial gravitacional do CM). Novamente, a hipótese do *continuum* se apresenta como um forte candidato para explicar através de uma teoria simples e unificante a locomoção de vertebrados.

O que acontece nas inclinações?

Quando nos deslocamos no plano, é bem determinado que o trabalho mecânico líquido apresenta um valor muito baixo e, não é igual a zero, devido à resistência do ar e à fricção dos tecidos, mas ainda assim é comumente assumido como negligenciável (ALEXANDER, 1989), porém a energia mecânica total para movimentar o CM em relação ao ambiente externo varia durante um ciclo de passada, de modo que o somatório dos incrementos (trabalho positivo) seja igual ao somatório dos decrementos (trabalho negativo). Como observado no estudo “custo EMG da caminhada humana” (Capítulo 2) existe uma predominância de trabalho positivo em inclinações positivas e predominância de trabalho negativo em inclinações negativas (figura 5.2).

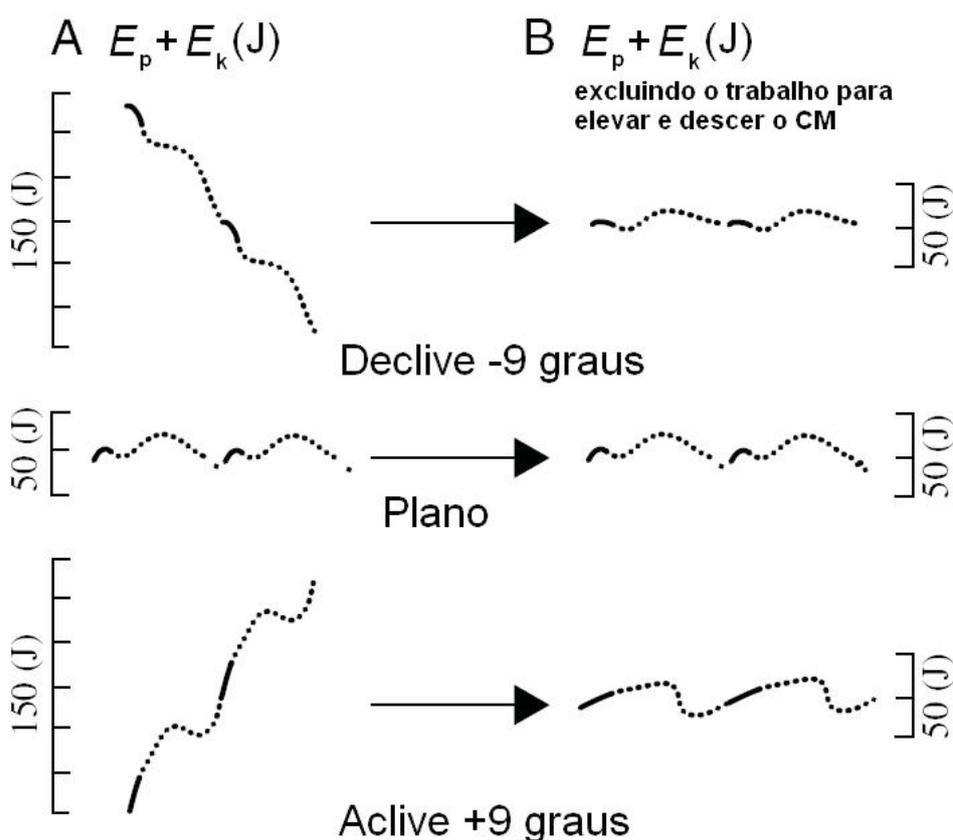


Figura 5.2 (A) Energia cinética e potencial gravitacional somadas; (B) Energia cinética e potencial gravitacional somadas, porém excluindo o trabalho líquido de elevar eu descer o centro de massa. Fonte: GOTTSCHALL e KRAM, 2006.

Portanto, o pêndulo invertido não atua como mecanismo minimizador de dispêndio energético e, não obstante a falta de evidências, é razoável supor que a energia elástica não atue de forma importante nas inclinações. Importante notar que a inexistência de um mecanismo minimizador, não significa que o modelo não contempla esta situação, apenas demonstra que devido à uma restrição severa do ambiente (inclinação extrema), o organismo não dispõe de nenhum auxílio importante para economizar energia, sobrecarregando os músculos a fim de produzir a energia necessária para manter o movimento de locomoção. Nesta situação, o dispêndio energético é dependente apenas da quantidade de ativação muscular e seus respectivos equivalentes energéticos de atividade EMG, como demonstrado no estudo do custo EMG da caminhada humana.

5.5 Propostas para futuros estudos

5.5.1 Custo EMG da caminhada humana

Testar o modelo do Custo EMG:

- em diferentes terrenos,
- em populações com patologias do sistema nervoso,
- em inclinações negativas.

5.5.2 Mecânica da corrida dos idosos

- desenvolver um modelo matemático que tenha em consideração os comportamentos diferentes entre a fase de encurtamento e alongamento das unidades músculo-tendão através de um modelo viscoelástico/hiperelástico.

- estudar o *bouncing* elástico da corrida em inclinações.
- estudar o efeito da fadiga no *bouncing* elástico da corrida humana.
- estudar o modelo massa-mola ponto-a-ponto.
- estudar o *bouncing* elástico entre sujeitos com diferentes estruturas músculo-esqueléticas (velocistas vs fundistas, obesos vs não-obesos, homens vs mulheres).

- usar os parâmetros do modelo massa-mola e as assimetrias contato-desprege de sujeitos normais para comparação com amputados e portadores de necessidades especiais com restrições na locomoção.

- estudar o bouncing elástico na corrida de velocidade de atletas de alto rendimento.

5.5.3 Modelo matemático da locomoção terrestre

Testar o modelo:

- para situação de acelerações.
- em animais extintos.

6. Referências

- ALESHINSKY, S.Y. An energy 'sources' and 'fractions' approach to the mechanical energy expenditure problem--IV. Criticism of the concept of 'energy transfers within and between links'. **J Biomech.** 19, 4: 307-309, 1986.
- ALEXANDER, R.M. Damper for bad vibrations. **Nature.** 414, 6866: 855-857, 2001.
- ALEXANDER, R.M. Energy-saving mechanisms in walking and running. **J Exp Biol.** 160, 55-69, 1991.
- ALEXANDER, R.M. Models and the scaling of energy costs for locomotion. **J Exp Biol.** 208, Pt 9: 1645-1652, 2005.
- ALEXANDER, R.M. Optimization and gaits in the locomotion of vertebrates. **Physiol Rev.** 69, 4: 1199-1227, 1989.
- ALEXANDER, R.M. **Principles of animal locomotion.** Princeton, NJ: Princeton University Press, 2003.
- ALEXANDER, R.M. Tendon elasticity and muscle function. **Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol.** 133, 4: 1001-1011, 2002.
- ALEXANDER, R.M. Vertical movements in walking and running. **Journal of Zoology.** 185, 27-40, 1978.
- ALEXANDER, R.M., JAYES, A.S. Fourier analysis of forces exerted in walking and running. **J Biomech.** 13, 4: 383-390, 1980.
- ALEXANDER, R.M., VERNON, A. Mechanics of hopping by kangaroos (Macropodidae). **Journal of Zoology.** 177, 265-303, 1975.

- ANDERS, C., WAGNER, H., PUTA, C., GRASSME, R., PETROVITCH, A., SCHOLLE, H.C. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. **J Electromyogr Kinesiol.** 17, 2: 245-252, 2007.
- ANDERSON, K.G., BEHM, D.G. Maintenance of EMG activity and loss of force output with instability. **J Strength Cond Res.** 18, 3: 637-640, 2004.
- ARDIGO, L.P., SAIBENE, F., MINETTI, A.E. The optimal locomotion on gradients: walking, running or cycling? **Eur J Appl Physiol.** 90, 3-4: 365-371, 2003.
- BASTIEN, G.J., HEGLUND, N.C., SCHEPENS, B. The double contact phase in walking children. **J Exp Biol.** 206, Pt 17: 2967-2978, 2003.
- BASTIEN, G.J., SCHEPENS, B., WILLEMS, P.A., HEGLUND, N.C. Energetics of load carrying in Nepalese porters. **Science.** 308, 5729: 1755, 2005.
- BIEWENER, A.A. Muscle-tendon stresses and elastic energy storage during locomotion in the horse. **Comp Biochem Physiol B Biochem Mol Biol.** 120, 1: 73-87, 1998.
- BIEWENER, A.A. Patterns of mechanical energy change in tetrapod gait: pendula, springs and work. **J Exp Zoolog A Comp Exp Biol.** 305, 11: 899-911, 2006.
- BIEWENER, A.A., KONIECZYNSKI, D.D., BAUDINETTE, R.V. In vivo muscle force-length behavior during steady-speed hopping in tammar wallabies. **J Exp Biol.** 201, Pt 11: 1681-1694, 1998.
- BIGLAND-RITCHIE, B., WOODS, J.J. Integrated electromyogram and oxygen uptake during positive and negative work. **J Physiol.** 260, 2: 267-277, 1976.
- BLANCO, R.E., GAMBINI, R. A biomechanical model for size, speed and anatomical variations of the energetic costs of running mammals. **J Theor Biol.** 241, 1: 49-61, 2006.
- BLAXTER, K. **Energy metabolism in animals and man.** Cambridge, UK: Cambridge University Press, 1989.
- BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. **J Biomech.** 22, 11-12: 1217-1227, 1989.
- BLICKHAN, R., SEYFARTH, A., GEYER, H., GRIMMER, S., WAGNER, H., GUNTHER, M. Intelligence by mechanics. **Philos Transact A Math Phys Eng Sci.** 365, 1850: 199-220, 2007.

- CAVAGNA, G.A. Force platforms as ergometers. **J Appl Physiol.** 39, 1: 174-179, 1975.
- CAVAGNA, G.A. The landing-take-off asymmetry in human running. **J Exp Biol.** 209, Pt 20: 4051-4060, 2006.
- CAVAGNA, G.A., DUSMAN, B., MARGARIA, R. Positive work done by a previously stretched muscle. **J Appl Physiol.** 24, 1: 21-32, 1968.
- CAVAGNA, G.A., FRANZETTI, P., FUCHIMOTO, T. The mechanics of walking in children. **J Physiol.** 343, 323-339, 1983.
- CAVAGNA, G.A., FRANZETTI, P., HEGLUND, N.C., WILLEMS, P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. **J Physiol.** 399, 81-92, 1988.
- CAVAGNA, G.A., HEGLUND, N.C., WILLEMS, P.A. Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. **J Exp Biol.** 208, Pt 12: 2333-2346, 2005.
- CAVAGNA, G.A., KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **J Physiol.** 268, 2: 467--481, 1977.
- CAVAGNA, G.A., MANTOVANI, M., WILLEMS, P.A., MUSCH, G. The resonant step frequency in human running. **Pflugers Arch.** 434, 6: 678-684, 1997.
- CAVAGNA, G.A., MARGARIA, R. Mechanics of walking. **J Appl Physiol.** 21, 1: 271-278, 1966.
- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P., MARGARIA, R. External work in walking. **J Appl Physiol.** 18, 1-9, 1963.
- CAVAGNA, G.A., SAIBENE, F.P., MARGARIA, R. Mechanical Work in Running. **J Appl Physiol.** 19, 249-256, 1964.
- CAVAGNA, G.A., THYS, H., ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **J Physiol.** 262, 3: 639-657, 1976.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., FRANZETTI, P., DETREMBLEUR, C. The two power limits conditioning step frequency in human running. **J Physiol.** 437, 95-108, 1991.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., HEGLUND, N.C. The role of gravity in human walking: pendular energy exchange, external work and optimal speed. **J Physiol.** 528, Pt 3: 657-668, 2000.

- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., HEGLUND, N.C. Walking on Mars. **Nature**. 393, 6686: 636, 1998.
- CAVAGNA, G.A., WILLEMS, P.A., LEGRAMANDI, M.A., HEGLUND, N.C. Pendular energy transduction within the step in human walking. **J Exp Biol**. 205, Pt 21: 3413-3422, 2002.
- CERRETELLI, P., VEICSTEINAS, A., FUMAGALLI, M., DELL'ORTO, L. Energetics of isometric exercise in man. **J Appl Physiol**. 41, 2: 136-141, 1976.
- DEN OTTER, A.R., GEURTS, A.C., MULDER, T., DUYSSENS, J. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. **Gait Posture**. 19, 3: 270-278, 2004.
- DOHERTY, T.J. Invited review: Aging and sarcopenia. **J Appl Physiol**. 95, 4: 1717-1727, 2003.
- DOKE, J., DONELAN, J.M., KUO, A.D. Mechanics and energetics of swinging the human leg. **J Exp Biol**. 208, Pt 3: 439-445, 2005.
- DOKE, J., KUO, A.D. Energetic cost of producing cyclic muscle force, rather than work, to swing the human leg. **J Exp Biol**. 210, Pt 13: 2390-2398, 2007.
- EVANS, S.L., DAVY, K.P., STEVENSON, E.T., SEALS, D.R. Physiological determinants of 10-km performance in highly trained female runners of different ages. **J Appl Physiol**. 78, 5: 1931-1941, 1995.
- FEDAK, M.A., HEGLUND, N.C., TAYLOR, C.R. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. II. Kinetic energy changes of the limbs and body as a function of speed and body size in birds and mammals. **J Exp Biol**. 97, 23-40, 1982.
- FENN, W.O. Work against gravity and work due to velocity changes in running. **Am J Physiol**. 93, 433-462, 1930.
- FENN, W.O., MARSH, B.S. Muscular force at different speeds of shortening. **J Physiol**. 85, 3: 277-297, 1935.
- FORMENTI, F., ARDIGO, L.P., MINETTI, A.E. Human locomotion on snow: determinants of economy and speed of skiing across the ages. **Proc Biol Sci**. 272, 1572: 1561-1569, 2005.

- FORMENTI, F., MINETTI, A.E. Human locomotion on ice: the evolution of ice-skating energetics through history. **J Exp Biol.** 210, Pt 10: 1825-1833, 2007.
- FRERIKS, B., HERMENS, H., DISSELHORST-KLUG, C., RAU, G. **The recommendations for sensor and sensor placement procedures for surface electromyography**, In: HERMENS H (editor). **European recommendations for surface electromyography**. . Enschede: Roessingh Research and Development, 1991.
- FRONTERA, W.R., SUH, D., KRIVICKAS, L.S., HUGHES, V.A., GOLDSTEIN, R., ROUBENOFF, R. Skeletal muscle fiber quality in older men and women. **Am J Physiol Cell Physiol.** 279, 3: C611-618, 2000.
- FUKUNAGA, T., KUBO, K., KAWAKAMI, Y., FUKASHIRO, S., KANEHISA, H., MAGANARIS, C.N. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. **Proc Biol Sci.** 268, 1464: 229-233, 2001.
- GARDNER-MORSE, M.G., STOKES, I.A. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. **Spine.** 23, 1: 86-91; discussion 91-82, 1998.
- GEYER, H., SEYFARTH, A., BLICKHAN, R. Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. **Proc Biol Sci.** 273, 1603: 2861-2867, 2006.
- GOTTSCHALL, J.S., KRAM, R. Energy cost and muscular activity required for leg swing during walking. **J Appl Physiol.** 99, 1: 23-30, 2005.
- GOTTSCHALL, J.S., KRAM, R. Mechanical energy fluctuations during hill walking: the effects of slope on inverted pendulum exchange. **J Exp Biol.** 209, Pt 24: 4895-4900, 2006.
- GRANATA, K.P., MARRAS, W.S. Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. **Spine.** 25, 11: 1398-1404, 2000.
- GRANATA, K.P., ORISHIMO, K.F. Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. **J Biomech.** 34, 9: 1117-1123, 2001.
- GRIFFIN, T.M., ROBERTS, T.J., KRAM, R. Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. **J Appl Physiol.** 95, 1: 172-183, 2003.
- HEGLUND, N.C. Running a-fowl of the law. **Science.** 303, 47-48, 2004.

- HEGLUND, N.C., CAVAGNA, G.A. Mechanical work, oxygen consumption, and efficiency in isolated frog and rat muscle. **Am J Physiol.** 253, 1 Pt 1: C22-29, 1987.
- HEGLUND, N.C., CAVAGNA, G.A., TAYLOR, C.R. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. III. Energy changes of the centre of mass as a function of speed and body size in birds and mammals. **J Exp Biol.** 97, 41-56, 1982a.
- HEGLUND, N.C., FEDAK, M.A., TAYLOR, C.R., CAVAGNA, G.A. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. IV. Total mechanical energy changes as a function of speed and body size in birds and mammals. **J Exp Biol.** 97, 57-66, 1982b.
- HILL, A.V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. **Proceedings of the Royal Society B.** 126, 136-195, 1938.
- HOYT, D.F., TAYLOR, C.R. Gait and the energetics of locomotion in horses. **Nature.** 292, 239-240, 1981.
- ISHIKAWA, M., KOMI, P.V., GREY, M.J., LEPOLA, V., BRUGGEMANN, G.P. Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. **J Appl Physiol.** 99, 2: 603-608, 2005.
- ISHIKAWA, M., PAKASLAHTI, J., KOMI, P.V. Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. **Gait Posture.** 25, 3: 380-384, 2007.
- KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. **J Exp Biol.** 208, Pt 20: 3907-3923, 2005.
- KARAMANIDIS, K., ARAMPATZIS, A., BRUGGEMANN, G.P. Symmetry and reproducibility of kinematic parameters during various running techniques. **Med Sci Sports Exerc.** 35, 6: 1009-1016, 2003.
- KER, R.F., BENNETT, M.B., BIBBY, S.R., KESTER, R.C., ALEXANDER, R.M. The spring in the arch of the human foot. **Nature.** 325, 7000: 147-149, 1987.
- KLASS, M., BAUDRY, S., DUCHATEAU, J. Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. **J Appl Physiol.** 99, 1: 31-38, 2005.

- KNAFLITZ, M., BONATO, P. Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamica contractions. **J Electromyogr Kinesiol.** 9, 337-350, 1999.
- KOMI, P.V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **J Biomech.** 33, 10: 1197-1206, 2000.
- KRAM, R., DOMINGO, A., FERRIS, D.P. Effect of reduced gravity on the preferred walk-run transition speed. **J Exp Biol.** 200, Pt 4: 821-826, 1997.
- KRAM, R., TAYLOR, C.R. Energetics of running: a new perspective. **Nature.** 346, 6281: 265-267, 1990.
- LAMOTH, C.J., MEIJER, O.G., DAFFERTSHOFER, A., WUISMAN, P.I., BEEK, P.J. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. **Eur Spine J.** 15, 1: 23-40, 2006.
- LAY, A.N., HASS, C.J., RICHARD NICHOLS, T., GREGOR, R.J. The effects of sloped surfaces on locomotion: an electromyographic analysis. **J Biomech.** 40, 6: 1276-1285, 2007.
- LOWE, D.A., SUREK, J.T., THOMAS, D.D., THOMPSON, L.V. Electron paramagnetic resonance reveals age-related myosin structural changes in rat skeletal muscle fibers. **Am J Physiol Cell Physiol.** 280, 3: C540-547, 2001.
- MALOIY, G.M., HEGLUND, N.C., PRAGER, L., CAVAGNA, G.A., TAYLOR, C.R. Energetic cost of carrying loads: have African women discovered an economic way? **Nature.** 319, 668-669, 1986.
- MALVILLE, N.J., BYRNES, W.C., ALLEN LIM, B., BASNYAT, R. Commercial porters of eastern nepal: health status, physical work capacity, and energy Expenditure. **Am J Hum Biol.** 13, 44-56, 2001.
- MARGARIA, R. **Sulla fisiologia e specialmente sul consumo energetico della marcia e della corsa a varia velocità ed inclinazione del terreno.** 1938.
- MARSH, R.L., ELLERBY, D.J., CARR, J.A., HENRY, H.T., BUCHANAN, C.I. Partitioning the energetics of walking and running: swinging the limbs is expensive. **Science.** 303, 5654: 80-83, 2004.

- MCMAHON, T.A., CHENG, G.C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **J Biomech.** 23 Suppl 1, 65-78, 1990.
- MIAN, O.S., THOM, J.M., ARDIGO, L.P., NARICI, M.V., MINETTI, A.E. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiol (Oxf).** 186, 2: 127-139, 2006.
- MINETTI, A.E. The biomechanics of skipping gaits: a third locomotion paradigm? **Proc Biol Sci.** 265, 1402: 1227-1235, 1998a.
- MINETTI, A.E. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. **J Biomech.** 31, 5: 463-468, 1998b.
- MINETTI, A.E., ALEXANDER, R.M. A theory of metabolic costs for bipedal gaits. **J Theor Biol.** 186, 4: 467-476, 1997.
- MINETTI, A.E., ARDIGO, L.P., SAIBENE, F. Mechanical determinants of gradient walking energetics in man. **J Physiol.** 472, 725-735, 1993.
- MINETTI, A.E., ARDIGO, L.P., SAIBENE, F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. **J Exp Biol.** 195, 211-225, 1994.
- MINETTI, A.E., ARDIGO, L.P., SAIBENE, F., FERRERO, S., SARTORIO, A. Mechanical and metabolic profile of locomotion in adults with childhood-onset GH deficiency. **Eur J Endocrinol.** 142, 1: 35-41, 2000.
- MINETTI, A.E., FORMENTI, F., ARDIGO, L.P. Himalayan porter's specialization: metabolic power, economy, efficiency and skill. **Proc Biol Sci.** 273, 1602: 2791-2797, 2006.
- MORSE, C.I., THOM, J.M., REEVES, N.D., BIRCH, K.M., NARICI, M.V. In vivo physiological cross-sectional area and specific force are reduced in the gastrocnemius of elderly men. **J Appl Physiol.** 99, 3: 1050-1055, 2005.
- NILSSON, J., THORSTENSSON, A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. **Acta Physiol Scand.** 136, 2: 217-227, 1989.
- NYMARK, J.R., BALMER, S.J., MELIS, E.H., LEMAIRE, E.D., MILLAR, S. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. **J Rehabil Res Dev.** 42, 4: 523-534, 2005.

- OCHALA, J., DORER, D.J., FRONTERA, W.R., KRIVICKAS, L.S. Single skeletal muscle fiber behavior after a quick stretch in young and older men: a possible explanation of the relative preservation of eccentric force in old age. **Pflugers Arch.** 452, 4: 464-470, 2006.
- ONAMBELE, G.L., NARICI, M.V., MAGANARIS, C.N. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. **J Appl Physiol.** 100, 6: 2048-2056, 2006.
- PHILLIPS, S.K., BRUCE, S.A., WOLEDGE, R.C. In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. **J Physiol.** 437, 63-70, 1991.
- PORTER, M.M., VANDERVOORT, A.A., KRAMER, J.F. Eccentric peak torque of the plantar and dorsiflexors is maintained in older women. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.** 52, 2: B125-131, 1997.
- POUSSON, M., LEPERS, R., VAN HOECKE, J. Changes in isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Exp Gerontol.** 36, 10: 1687-1698, 2001.
- PRILUTSKY, B.I., GREGOR, R.J. Swing- and support-related muscle actions differentially trigger human walk-run and run-walk transitions. **J Exp Biol.** 204, Pt 13: 2277-2287, 2001.
- ROBERTS, T.J., KRAM, R., WEYAND, P.G., TAYLOR, C.R. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. **J Exp Biol.** 201, Pt 19: 2745-2751, 1998.
- ROBERTS, T.J., MARSH, R.L., WEYAND, P.G., TAYLOR, C.R. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. **Science.** 275, 5303: 1113-1115, 1997.
- SAIBENE, F., MINETTI, A.E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **Eur J Appl Physiol.** 88, 4-5: 297-316, 2003.
- SCHEPENS, B., WILLEMS, P.A., CAVAGNA, G.A. The mechanics of running in children. **J Physiol.** 509 (Pt 3), 927-940, 1998.
- SCHEPENS, B., WILLEMS, P.A., CAVAGNA, G.A., HEGLUND, N.C. Mechanical power and efficiency in running children. **Pflugers Arch.** 442, 1: 107-116, 2001.

- TAYLOR, C.R. Force development during sustained locomotion: a determinant of gait, speed and metabolic power. **J Exp Biol.** 115, 253-262, 1985.
- TAYLOR, C.R., HEGLUND, N.C., MALOIY, G.M. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. I. Metabolic energy consumption as a function of speed and body size in birds and mammals. **J Exp Biol.** 97, 1-21, 1982.
- TRAPPE, S., GALLAGHER, P., HARBER, M., CARRITHERS, J., FLUCKEY, J., TRAPPE, T. Single muscle fibre contractile properties in young and old men and women. **J Physiol.** 552, Pt 1: 47-58, 2003.
- VALOUR, D., POUSSON, M. Compliance changes of the series elastic component of elbow flexor muscles with age in humans. **Pflugers Arch.** 445, 6: 721-727, 2003.
- VANDERVOORT, A.A., KRAMER, J.F., WHARRAM, E.R. Eccentric knee strength of elderly females. **J Gerontol.** 45, 4: B125-128, 1990.
- WHITE, S.G., MCNAIR, P.J. Abdominal and erector spinae muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. **Clin Biomech (Bristol, Avon).** 17, 3: 177-184, 2002.
- WILLEMS, P.A., CAVAGNA, G.A., HEGLUND, N.C. External, internal and total work in human locomotion. **J Exp Biol.** 198, Pt 2: 379-393, 1995.
- WINTER, D. **Biomechanics and motor control of human movement.** 3rd. Waterloo: John Wiley & Sons, 2005.
- WINTERS, J.M., WOO, S. **Multiple muscle systems.** Springer-Verlag, 1990.
- WOLEDGE, R.C., CURTIN, N., HOMSHER, E. **Energetic aspects of muscle contraction.** Londres: Academic Press, 1985.
- WRIGHT, S., WEYAND, P.G. The application of ground force explains the energetic cost of running backward and forward. **J Exp Biol.** 204, Pt 10: 1805-1815, 2001.
- YAMAGUCHI, G., SAWA, A., MORAN, D., RESSLER, M., WINTERS, J.M. **A survey of human musculotendon actuator parameters.** J. M. Winters. 1991.

Apêndices

A- Programa de análise EMG da caminhada: LocoEmg

Uma série de algoritmos (figuras A.1, A.2 e A.3) foram desenvolvidos em ambiente Labview versão 7.1, a fim de analisar o sinal bruto de EMG. Para tanto, informações advindas de sensores de pressão foram calculadas de forma a possibilitar as seguintes análises.

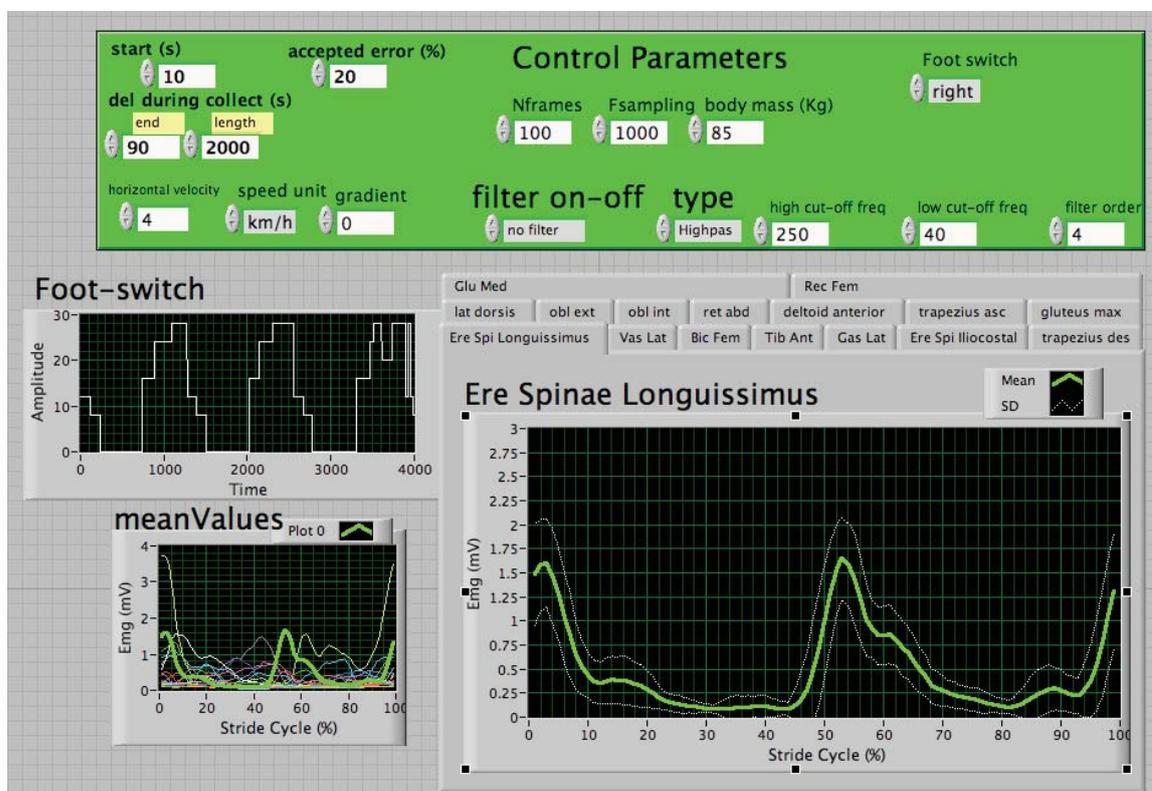


Figura A.1 Janela principal do programa LocoEmg.VI.

Este programa foi utilizado no capítulo 2, no experimento do custo EMG da locomoção em diferentes velocidades e inclinações e no experimento do custo EMG da locomoção de montanhistas Caucasianos e carregadores Nepaleses no Himalaia, Nepal. Através do uso dos sensores de pressão, foi possível calcular o tempo de passada, o tempo de vôo, o tempo de apoio, e o tempo de apoio duplo, para utilizar no desenvolvimento das abordagens experimental e teórica do custo EMG da locomoção humana.

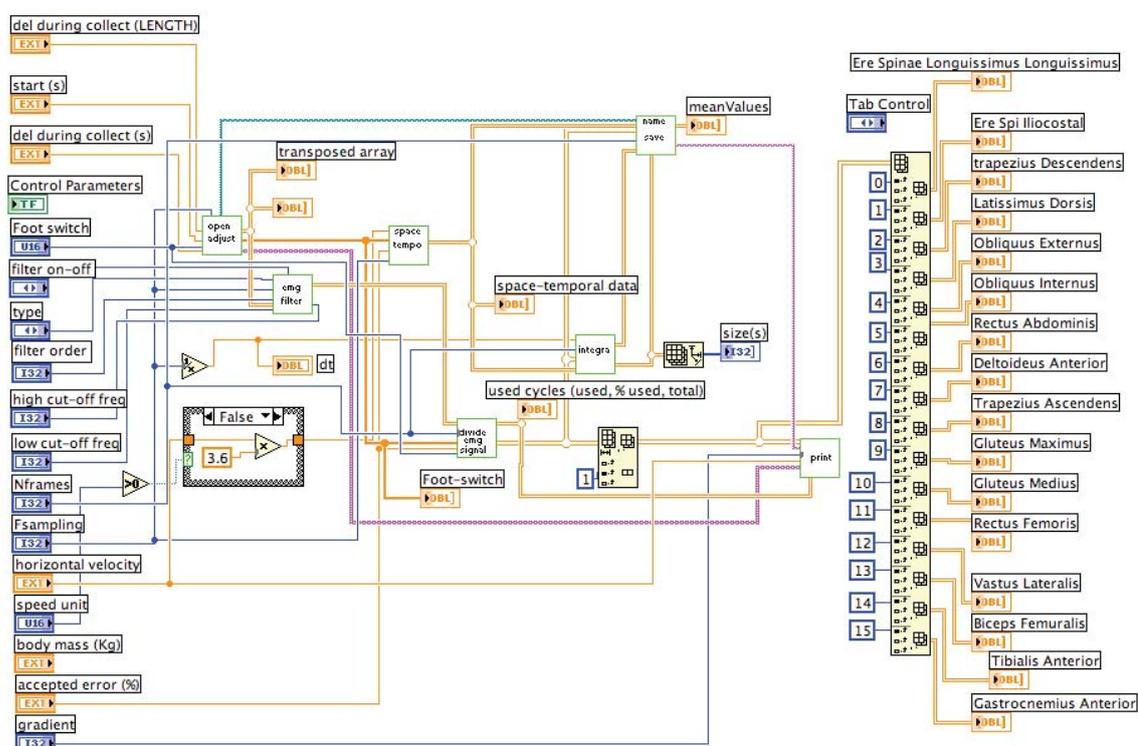


Figura A.2 Bloco de diagramas da janela principal do Programa LocoEmg.VI.

Os dados de *input* do programa foram inseridos na janela principal (figura A.1), onde no final da análise são apresentados os resultados de atividade EMG média e desvio padrão em função do percentual do ciclo de passada. O bloco de diagrama apresentado na figura A.2 mostra a estrutura geral do programa com seus algoritmos localizados nas subrotinas (quadrados verdes).

As principais subrotinas ou algoritmos de primeiro nível são i) Abre e organiza arquivo; ii) Filtra sinal EMG; iii) Calcula Variáveis Espaço-Temporais; iv) Divide Ciclos e Interpola Sinal EMG; v) Integra Sinal EMG; vi) Salva Resultados; vi) Imprime Resultados Gerais.

Na subrotina Salva resultados, *arrays* eram transformados em arquivos no formato .txt para posterior análise estatística. Os arquivos eram: variáveis espaço-temporais, valores médios interpolados para fase de apoio e balanço, valores Emg médios e desvio-padrão interpolados por ciclo de passada, e somatório das integrais Emg brutos e convertidos por Equivalentes Metabólicos de Ativação Emg.

A janela de impressão é apresentada na figura A.3.

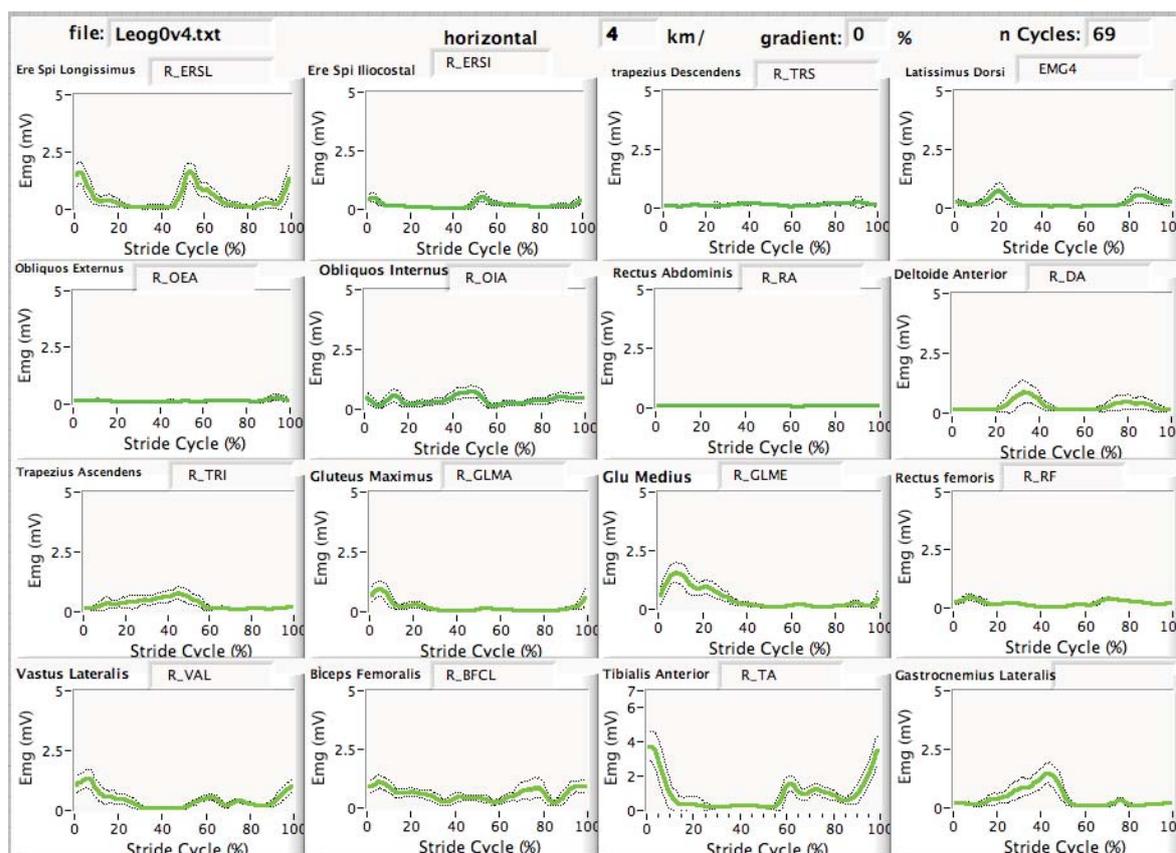


Figura A.3 Janela de Impressão para análise qualitativa e controle dos dados.

Nesta janela, os dados EMG's por músculo são apresentados através de seus valores médios e dp's em função do percentual do ciclo de passada. Informações da Vf, nome do arquivo, inclinação do terreno e número de ciclos analisados também são apresentados. Arquivos de imagem destas janelas foram elaborados e armazenados para posterior verificação dos dados.

B- Produção bibliográfica não referente à tese (não anexada)

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., TARTARUGA, M.P., COERTJENS, M., KRUEL, L.F.M. Influence of Allometry scale on relationship between running economy and kinematical parameters. **Biology of Sport**, (aceito), 2008.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., TARTARUGA, M.P., BLACK, G.L., COERTJENS, M., OLIVEIRA, A.R., KRUEL, L.F.M. Physiologic and biomechanical effects of water run training on running performance. **European Journal of Applied Physiology**, (submetido), 2008.

CORREA, T.C., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., FURLAN, E., RIBAS, R., LOSS, J.F. Mathematical model of energy cost in sprint running. **Proceedings of XXV International Symposium on Biomechanics in Sports, ISBS**, (CD), 2007.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., COERTJENS, M., TARTARUGA, M.P., DE MEDEIROS, M.H., KRUEL, L.F.M. Influence of the allometric scale on the relationship between running economy and biomechanical variables in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 39 (Supplement): S208-S209, 2007.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., DE MEDEIROS, M.H., COERTJENS, M., TARTARUGA, M.P., KRUEL, L.F.M. The relation between running economy and kinematical variables: influence of body mass in competitive runners. **Journal of Biomechanics**, 39 (Supplement 1): S631, 2006.

ILHA, J., ARAUJO, R.T., MALYSZ, T., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., ACHAVAL, M. Effects of endurance and resistance exercise training on locomotion of rats after sciatic nerve crush. **Physiological Mini Reviews**, 2 (4): 109, 2006.

ILHA, J., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., ARAUJO, R.T., METZEN, F., MALYSZ, T., CANTO, F., ACHAVAL ELENA, M., LOSS, J.F. Locomotor behaviour assessment in the rat by kinematic analysis. **Journal of Biomechanics**, 39 (Supplement 1): S507, 2006.

SCHIEHLL, P.E., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., ZINGANO, G.M., LOSS, J.F. Estimation of the quantification of the elastics loads on the jump fit circuit. **Journal of**

Biomechanics, 39 (Supplement 1): S555, 2006.

MARTINEZ, F.G., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., HERMEL, E.E.S., XAVIER, L.L., RASIA-FILHO, A.A., ACHAVAL, M. Intermediate filament expression in the medial amygdala subnuclei during postnatal development of male and female rats. **5th Forum of the Federation of European Neuroscience Societies**. Viena: FENS, 3: A155.6, 2006.

FRAGA, C.H.W., BLOEDOW, L.S., CARPES, F., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., TARTARUGA, M.P., FOLLMER, B., GUIMARÃES, A.C.S. Methodologic proposal to verify the influence of cycling on running kinematic aspects in Triathlon. **Revista Motriz**, 12 (2): 159-164, 2006.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., KRUEL, L.F.M. Deep water running: limits and possibilities to elite runners. **Brazilian Journal of Sports Medicine**, 12 (5):286-290, 2006.

PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., TARTARUGA, M.P., BLACK, G.L., COERTJENS, M., RIBAS, L.R., KRUEL, L.F.M. Comparison of the subtalar joint angle during submaximal running speeds. **Acta Ortopédica Brasileira**, 13 (2): 57-60, 2005.

C- Textos completos referentes à tese

CAVAGNA, G.A., LEGRAMANDI, M.A., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. Old men running: mechanical work and elastic bounce. **Proceedings of the Royal Society B**, 275 (1633): 411-418, 2008. 10.1098/rspb.2007.1288

CAVAGNA, G.A., LEGRAMANDI, M.A., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A. The landing-takeoff asymmetry is enhanced in old age. **Journal of Experimental Biology**, (aceito com modificações), 2008.

MINETTI, A.E., PEYRÉ-TARTARUGA, L.A., ARDIGÒ, L.P., FORMENTI, F., SUSTA,

D. Energetical and electromyographical cost of locomotion in Nepalese Porters on Himalaya. *Anais do XII Congresso Brasileiro de Biomecânica*, 88-94, 2007.

D- Parâmetros musculares

Os parâmetros musculares utilizados no estudo Custo EMG da caminhada humana, foram adquiridos de YAMAGUCHI et al. (1991) e são apresentados em detalhes nas duas figura seguintes (figuras D.1 e D.2).

MUSCULOTENDON PARAMETERS					
MUSCLE	SOURCE	VOLUME (ml)	MUSCLE PCSA (cm ²)	PENNATION ANGLE (deg)	page
rectus femoris	0-11,	80-238	8.9-42.96	5-14	734
vastus lateralis	0-3,5,7-11,14	133-514	16.48-64.41	4.5-20	738
lateral hamstrings					
medial hamstrings					
tibialis anterior	0-3,5,7-10,14	58-130	7.9-16.88	5.0-12.0	744
soleus	0-3,5,7-11,14	172-575	57.72-186.69	15.0-32.0	744
medial gastrocnemius	0-3,5,7-12,14	61-212	17.04-50.60	6.5-25.0	738
semitendinosus	0-10,12	45-212	3.12-23.27	0.0-15.0	736
biceps femoris	0-10,12,14	60-217	0.68-27.34	0.0-15.0	736
triceps surae	11	xxxx	xxxx	12.1	744
hamstrings	11	xxxx	xxxx	8.7	734
adductor longus	1-12	103-188	4.0-22.73	0-8.0	726
adductor magnus	1-3	84-222	5.93-25.52	2.5-5.0	726
gluteus maximus	1-7,9-12,14	109-288	8.10-20.20	0.0-5.0	728
gluteus medius	1-7,9-12	53-137	9.64-25.00	0.0-19.0	728
erector spinae	7,13,14	417.87-425.59	15.73-16.02	xxxx	750
internal abdominal obliques		134.5**			
external abdominal obliques	7,12	157.5**	6.85	xxxx	750
lateral gastrocnemius	0-3,5,7-11,14	38-110	8.60-14.30	5.0-17.5	740
peroneus longus	0-3,5,7-9,14	35-105	7.4-24.65	5.5-10.0	742
tensor fascia latae	1-7,9-12	25-76	2.46-8.0	0.0-2.5	736
rectus abdominis (middle)	7,12-14	316..16	2.66-10.50	xxxx	750
latissimus dorsi	7,12,16,17	339..21	5.37-12.90	xxxx	754
trapezius	7,12,14,16-18	80.30-199.92	6.45-10.60	10	756
deltoid anterior	7,12,17,14,16	88.49	4.52		752
deltoid posterior	7,12,17,14,16	75.38	3.87		752
biceps brachii	12,14-17,21,22	30.8-70.46	1.29-3.22		752
sartorius	0-12,14	105-140	1.1-2.90	0	734
ANKLE DORSO FLEXORS	SOURCE	VOLUME	MUSCLE PCSA	PENNATION ANGLE	page
tibialis anterior	0-3,5,7-10,14	130	16.88	5.0-12.0	744
ANKLE PLANTAR FLEXORS					
soleus	0-3,5,7-11,14	575	186.69	15.0-32.0	744
peroneus longus	0-3,5,7-9,14	105	24.65	5.5-10.0	742
medial gastrocnemius	0-3,5,7-12,14	212	50.6	6.5-25.0	738
lateral gastrocnemius	0-3,5,7-11,14	110	14.3	5.0-17.5	740
KNEE FLEXORS					
semitendinosus	0-10,12	212	23.27	0.0-15.0	736
biceps femoris	0-10,12,14	217	27.34	0.0-15.0	736
KNEE EXTENSORS					
rectus femoris	0-11,	238	42.96	5-14	734
vastus lateralis	0-3,5,7-11,14	514	64.41	4.5-20	738
HIP FLEXORS					
tensor fascia latae	1-7,9-12	76	8	0.0-2.5	736
sartorius	0-12,14	140	2.9	0	734
HIP EXTENSORS					
gluteus maximus	1-7,9-12,14	288	20.2	0.0-5.0	728
gluteus medius	1-7,9-12	137	25	0.0-19.0	728
HIP ADDUCTORS	SOURCE	VOLUME	MUSCLE PCSA	PENNATION ANGLE	page
adductor longus	1-12	188	22.73	0-8.0	726
adductor magnus	1-3	222	25.52	2.5-5.0	726

Figura D.1 Parâmetros musculares utilizados. Fonte: YAMAGUCHI et al., 1991.

SPINE FLEXORS					
internal abdominal obliques		134.5			
external abdominal obliques	7,12	157.5	6.85	xxxx	750
rectus abdominis (middle)	7,12-14	316.16	10.5	xxxx	750
SPINE EXTENSORS					
	SOURCE	VOLUME	MUSCLE PCSA	PENNATION ANGLE	page
erector spinae	7,13,14	425.59	16.02	xxxx	750
SHOULD ADDUCTORS					
latissimus dorsi	7,12,16,17	339.21	12.9	xxxx	754
SHOULD EXTENSORS					
deltoid posterior	7,12,17,14,16	75.38	3.87		752
SHOULD FLEXORS					
deltoid anterior	7,12,17,14,16	88.49	4.52		752
ELBOW FLEXORS					
biceps brachii	12,14-17,21,22	30.8-70.46	3.22		752
SCAP MUSCLE					
trapezius	7,12,14,16-18	199.92	10.6	10	756