

GABRIELA FISCHER

EFEITOS DA FADIGA NA MECÂNICA DA CORRIDA HUMANA

Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

UFRGS

Porto Alegre, RS, BRASIL

2010

GABRIELA FISCHER

Efeitos da Fadiga na Mecânica da Corrida Humana

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

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

**Porto Alegre
2010**

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

A COMISSÃO EXAMINADORA, ABAIXO ASSINADA, APROVA A DISSERTAÇÃO

Efeitos da Fadiga na Mecânica da Corrida Humana

ELABORADA POR

GABRIELA FISCHER

ORIENTADO POR

LEONARDO ALEXANDRE PEYRÉ TARTARUGA

COMO REQUISITO PARCIAL PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE

MESTRE EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO

COMISSÃO EXAMINADORA:

Jefferson Fagundes Loss

Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil

Marco Aurélio Vaz

Escola de Educação Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brasil

Richard A. Fariña

Facultad de Ciencias, Universidad de la República, Montevideo, Uruguay

Porto Alegre, 12 de Março de 2010.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Eliseu e Lili

Pelo exemplo de trabalho, dedicação e equilíbrio.

AGRADECIMENTOS

Este documento é a concretização de um projeto que se iniciou antes mesmo do primeiro semestre de mestrado. E para que ele fosse posto em prática, precisei de atitude e auxílio de muitas pessoas. Agradeço:

Aos meus pais Lili e Eliseu foram os grandes incentivadores e financiadores deste projeto. Dedico a vitória desta etapa a eles.

Ao mestre e orientador Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, pela oportunidade, pela confiança, incentivo, exemplo, orientação e por ter feito despertar em mim a paixão pela pesquisa científica.

Aos meus amigos e colegas da família Locomotion: Tiago, Roberto, e Queiroz pela ajuda com o projeto de seleção do mestrado.

Ao “dream team” das coletas em pleno verão: Filipe, Jorginho, Letícia, Natália, Patrícia Pantoja, Renata e Tine. Sem palavras!

À amiga e colega Clarissa Schuch pela cumplicidade, apoio, coleguismo, “good vibrations”. Ela me ajudou mais do que ela imagina!

Ao Gustavo Balbinot pelas suas artes gráficas, criatividade e discussões sobre programação.

Ao meu bolsista oficial CNPQ Jorginho e aos bolsistas não oficiais Paula e Filipe pelos finais de semana tabulando dados no LAPEX (eles achavam divertido e eu também!)

Ao grupo de Biomecânica da 222. Ao Prof. Jefferson, La Torre, Artur: o apoio deles foi fundamental pela sobrevivência do Locomotion!

Ao amigo e colega Fernandão pelas discussões sobre fadiga e auxílio na busca de sujeitos para a pesquisa.

À Paula morena e Francine pela parceria para estudos paralelos e a disponibilidade para acompanhar o grupo Locomotion.

Aos participantes do estudo pela doação e empenho nos testes.

Aos meus colegas de turma de mestrado, Artur, Maicon, Gláucia, Roberta, Matheus: horas estudando estatística e mecânica muscular sempre de bom humor!

À minha amiga italiana Cloe que foi uma pessoa fantástica no período que passei em Verona prontificando-se como bolsista estrangeira. *Grazie Mille!*

A todos os professores do programa de Pós Graduação em Ciências do Movimento Humano.

Ao pessoal da secretaria do LAPEX, Luis, Daniela, Vanessa, Rafael, Alex e Luciano pela paciência e ajuda nas incontáveis retiradas de material.

Ao pessoal da secretaria do pós Ana e André pela assistência burocrática.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE TABELAS.....	12
RESUMO.....	13
ABSTRACT.....	14
DEFINIÇÃO DE TERMOS.....	15
LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS.....	16
1 INTRODUÇÃO	18
1.1 O problema e sua importância.....	18
1.2 Hipóteses	20
1.3 Objetivos	21
1.3.1 Objetivo Geral.....	21
1.3.2 Objetivos Específicos.....	21
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Paradigmas da locomoção humana	23
2.2 Modelos massa mola	25
2.2.1 <i>Bouncing</i> elástico.....	27
2.2.2 Rigidez, a constante da mola.....	30
2.2.3 Frequência do sistema e do passo	33
2.3 Respostas dos modelos ao efeito da fadiga.....	35
2.4 Trabalho mecânico e o efeito da fadiga	37
2.5 Assimetrias contato despregue.....	41
3 MATERIAIS E MÉTODOS.....	43
3.1 Amostra	43
3.2 Considerações éticas	44
3.3 Instrumentos de coleta	44
3.3.1 Câmera de vídeo.....	44
3.3.2 Marcadores reflexivos	44
3.3.3 Calibrador.....	44
3.3.4 Plataforma de força	44
3.3.5 Kit lactato.....	45
3.3.6 Monitor de frequência cardíaca	45
3.3.7 Instrumentos para caracterização da amostra	45
3.4 Procedimentos da coleta de dados	46
3.4.1 Protocolo para caracterização da amostra	46

3.4.2	Protocolo de fadiga na corrida.....	47
3.5	Desenho experimental	49
3.6	Tratamento dos dados	50
3.6.1	Análise da fadiga	50
3.6.2	Determinação da velocidade de progressão.....	52
3.6.3	Forças de reação do solo	53
3.6.4	Duplicação do passo	54
3.6.5	Método de integração.....	55
3.6.6	Análise do <i>bouncing</i> elástico.....	57
3.6.7	Análise do trabalho mecânico.....	59
3.6.8	Análise da assimetria contato despregue	62
3.7	Tratamento estatístico	63
4	RESULTADOS.....	64
4.1	<i>Bouncing</i> elástico.....	64
4.2	Trabalho e potência	71
4.3	Assimetrias contato despregue.....	75
5	DISCUSSÃO.....	82
5.1	Oscilação vertical do <i>bouncing</i> elástico	82
5.2	Frequência do sistema e frequência de passo.....	83
5.3	Mecanismo elástico	84
5.4	Trabalho Mecânico	89
5.5	Assimetrias contato despregue na corrida humana: aparente <i>versus</i> efetiva	90
5.6	Considerações finais: esclarecendo as assimetrias	94
6	CONCLUSÃO.....	96
	REFERÊNCIAS.....	97
	APÊNDICES	
A-	Programa para determinação da velocidade de progressão: VelMedia.....	103
B-	Programa de análise da mecânica da corrida: MainProgramRun.....	104
C-	Tabelas dos p's para comparação entre velocidades de variáveis do <i>bouncing</i> elástico na situação sem fadiga e com fadiga.....	108
D-	Termo de consentimento livre e esclarecido.....	109

Lista de Figuras

Figura 2.1 Simulação da estrutura altamente rígida do pêndulo invertido (Fonte: (2003) modificado no presente estudo).....	24
Figura 2.2 Simulação da estrutura elástica do <i>bouncing</i> elástico (Fonte: (Saibene e Minetti, 2003) modificado no presente estudo).....	24
Figura 2.3 Representação esquemática do modelo massa mola. K = rigidez da mola; M = massa; V = velocidade vertical descendente; x = deslocamento descendente Fonte: (Brughelli e Cronin, 2008a).....	26
Figura 2.4 Divisão entre tempo de contato efetivo e tempo aéreo efetivo de um passo da corrida dada pela linha de equilíbrio força vertical igual força peso (PC).....	28
Figura 2.5 Deslocamento vertical (S_v), Velocidade vertical (V_v) e Aceleração vertical (a_v) do CM plotado em função do tempo de um passo da corrida de um homem à 18km/h. (Cavagna <i>et al.</i> , 1988).....	29
Figura 2.6 Deslocamento do CM e variação do comprimento da perna durante a fase de contato na corrida. Representação esquemática do modelo massa mola como uma perna-mola que forma um arco durante a fase de apoio. L é comprimento da perna; M é a massa e y é o deslocamento vertical do CM (Brughelli e Cronin, 2008a).....	31
Figura 2.7 O diagrama representa a metodologia para determinar trabalho mecânico na locomoção: trabalho externo, trabalho interno e trabalho total.....	39
Figura 3.1 Plataforma de Força triaxial.....	45
Figura 3.2 Lactímetro Accusport (Roche – EUA).....	45
Figura 3.3 Desenho esquemático da pista de corrida (linha pontilhada), trajetória realizada pelos sujeitos e equipamentos utilizados: plataforma de força e câmera de vídeo (posicionadas a 3m uma da outra).....	47
Figura 3.4 Pista indoor onde foram realizadas as corridas. Os círculos vermelhos indicam os marcadores reflexivos que foram fixados externamente ao tapete para servir de referência para localização da plataforma.....	48
Figura 3.5 Desenho esquemático do protocolo de testes que serão realizados em dois dias diferentes. Os símbolos (asterisco) representam o critério de intervalo de uma intensidade para a outra (valores de frequência cardíaca abaixo de 100 bpm).....	49
Figura 3.6 A figura apresenta o comportamento da potência mecânica média a cada 15 segundos (total de 60 s) de saltos verticais máximos realizados pelos 14 participantes do estudo. Na figura são apresentadas as linhas de tendência (polinômio de segunda ordem) para cada participante.....	51

Figura 3.7 O tempo de atraso entre as curvas (t_a) definido pelas áreas destacadas em verde e calculado pela equação modificada do equilíbrio do *Momentum*.....55

Figura 4.1 (a) Corrida sem efeito da fadiga e (b) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. Em a (i) e b (i) o período do passo é representado por T (quadrados pretos) e suas frações. A figura a (ii) e b (ii) indicam o deslocamento vertical do CM durante um passo representado por S_v (quadrados pretos) e suas frações (etc).....65

Figura 4.2 (c) Corrida sem efeito da fadiga e (d) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. Nas figuras c (i) e d (i) é apresentada a aceleração ascendente máxima ($a_{v, mx}$). Note que a $a_{v, mx}$ tende a diminuir na situação com fadiga. Nas figuras c (ii) e d (ii) apresenta-se as velocidades vertical máxima ascendente e descendente ($V_{v, mx, up}$ e $V_{v, mx, down}$) respectivamente, atingidas pelo CM durante o passo, em função da velocidade de corrida. As diferenças não são estatisticamente significativas ($p > 0,05$).....68

Figura 4.3 (e) Corrida sem efeito da fadiga e (f) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinzas sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. As figuras e (i) e f (i) mostram a rigidez vertical normalizada pela massa ($kM = a_{v, mx} / S_{ce}$) que se apresenta similar nas duas situações. As figuras e (ii), f (ii) mostram a frequência do sistema (f_s , linha pontilhada) e a frequência de passo (f , linha contínua) comportando-se de forma semelhante nas situações de baixas velocidades de corrida tanto sem quanto com efeito da fadiga. A estatística e outras indicações são as mesmas da Figura 4.1.....69

Figura 4.4 (g) Corrida sem efeito da fadiga e (h) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinzas e símbolos gráficos sobrepostos da situação com fadiga para comparação. Nas figuras g (i) e h (i) a K_{vert} é representada por círculos preenchidos. Na situação sem fadiga a K_{vert} aumenta a partir de 11 km.h^{-1} corroborando com os resultados da rigidez vertical normalizada pela massa e de frequência do sistema. Nas figuras g (ii) e h (ii) a K_{leg} (círculos abertos destacados) e a $K_{leg-McMahon}$ são plotadas em função da velocidade de progressão.....70

Figura 4.5 (i) Corrida sem efeito da fadiga e (j) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Nas figuras i (i) e j (i) o trabalho externo em função da distância W_{ext} (círculos preenchidos) é plotado com dois componentes: o trabalho feito contra a gravidade W_{extv} (círculos abertos) e o trabalho feito para sustentar as mudanças da velocidade horizontal W_{extf} (quadrados abertos). O W_{ext} apresenta uma tendência de diminuição na situação com fadiga provocada principalmente pela diminuição do W_{extv} . Nas figuras g (ii) e h (ii) trabalho mecânico total W_{tot} feito por unidade de distância (linha tracejada) é dado pela soma de W_{ext} (linha sólida) e W_{int} (linha pontilhada) que diminui e aumenta respectivamente na ordem de compensar o aumento do trabalho total ($p > 0,05$).....73

Figura 4.6 (i) Corrida sem efeito da fadiga e (j) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Nas figuras k (i) e j (i) apresenta-se a potência *push* dada através do w_{ext} dividido pelo tempo de trabalho positivo (t_{push}). Nas figuras k (ii) e j (ii) apresenta-se a potência *step* calculada através do w_{tot} feito por unidade de tempo (tempo do passo) (linha tracejada) e suas frações:

potência *step* dada pelo w_{ext} (quadrados preenchidos) e potência *step* dada pelo w_{int} (quadrados abertos).....74

Figura 4.7 (o) Corrida sem efeito da fadiga e (p) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Deslocamento vertical durante contato e amplitude da oscilação do bouncing elástico. Os deslocamentos são expressos como uma fração dos deslocamentos verticais descendente e ascendente ($S_{c,down}/S_{v,down}$, círculos preenchidos, 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 bouncing elástico: ($S_{ce,down}/S_{v,down}$, quadrados preenchidos) ($S_{ce,up}/S_{v,up}$, quadrados abertos).....75

Figura 4.8a Energia mecânica do CM corporal durante um passo da corrida indicado por velocidades acima das figuras na situação sem e com fadiga de um participante.....77

Figura 4.8b Energia mecânica do CM corporal durante um passo da corrida indicado por velocidades acima das figuras na situação sem e com fadiga de um participante.....78

Figura 4.9a Quatro fases do bouncing elástico durante um passo da corrida. Mesmo participante e velocidades da figura 4.8a.....79

Figura 4.9b Quatro fases do bouncing elástico durante um passo da corrida. Mesmo participante e velocidades da figura 4.8b. As indicações são as mesmas da figura 4.9a.....80

Figura 4.10 (m) Corrida sem efeito da fadiga e (n) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Duração de trabalho positivo e trabalho negativo. As figuras (t_{push} e t_{brake} m (i) e n (i)) apresentam a duração do trabalho positivo feito a cada passo durante a fase de empurre do pé contra o solo (círculos abertos e barras vermelhas nas figuras 8a e 8b) e o trabalho negativo feito a cada passo durante a frenagem do pé contra o solo (círculos preenchidos e barras azuis nas figuras 4.8a e 4.8b) plotados em função da velocidade de corrida.....81

Figura 5.1 Força vertical da corrida de um participante do sexo masculino, 39 anos, 80,9 kg de massa corporal, 1,76 m de altura. As curvas de força vertical sem fadiga (linha preta) e com fadiga (marcadores vermelhos) estão apresentadas em função do tempo de contato a uma velocidade $\sim 13 \text{ km/h}^{-1}$. Note que o pico de impacto é maior na situação com fadiga (1,62N xPC sem fadiga e 1,97N xPC com fadiga) ao contrário do pico de força máxima que diminui (2,56N xPC sem fadiga e 2,37N xPC com fadiga). O valor da taxa de aplicação de força também aumenta (50,66N xPC.s⁻¹ sem fadiga e 65,73N xPC.s⁻¹).....88

Figura A.1 Bloco de diagramas da janela principal do Programa *MainProgramRun*.....106

Figura A.2 Painel Frontal da janela principal do Programa *MainProgramRun*.....107

Lista de tabelas

Tabela 2.1 Mostra em valores percentuais (%) as diferenças entre protocolo de fadiga, velocidades de corrida, local onde foram realizadas as medidas, consumo de oxigênio (VO_2), trabalho externo (W_{ext}), trabalho interno (W_{int}), trabalho total (W_{tot}), comprimento de passo (L), frequência de passo (f) e tempo de contato (t_c) de quatro estudos que observaram o efeito da fadiga sobre variáveis mecânicas da corrida...	40
Tabela 3.1 Características da amostra apresentadas através da média e desvio-padrão.....	43
Tabela 3.2 Valores da média e desvio padrão da concentração de lactato sanguíneo e frequência cardíaca pré e pós saltos verticais.....	50
Tabela 4.1 Índices de significância estatística (p 's) indicando as velocidades (V 's) nos quais os pares de variáveis listadas são significativamente diferentes dentro de cada situação.....	66
Tabela 4.2 Índices de significância estatística (p 's) indicando as velocidades (Vf 's) nos quais os pares de variáveis listadas são significativamente diferentes dentro de cada situação.....	70
Tabela 5.1 A tabela mostra dados de média e desvio padrão da força vertical máxima ($F_{v,mx}$), pico de impacto (PI), taxa de aplicação de força (TAF) nas seis velocidades analisadas na situação SEM fadiga (painel superior) e na situação COM fadiga (painel inferior).....	87
Tabela 5.2 Comparação das assimetrias contato despegue entre a situação sem fadiga e com fadiga e sistema elástico.....	92

RESUMO

Na corrida humana, a demanda metabólica aumenta com o efeito da fadiga. A menor contribuição da energia elástica das unidades músculo-tendíneas, responsáveis pela propulsão, poderia explicar este fenômeno. O presente estudo analisou os efeitos da fadiga sobre parâmetros do *bouncing* elástico e sobre as assimetrias contato despregue assim como as implicações da mesma sobre o trabalho mecânico total em diferentes velocidades de corrida. Quatorze participantes corredores recreacionais (8 homens e 6 mulheres) correram em uma faixa de velocidades entre 9 e 14 km.h⁻¹ antes e depois de realizar 60 segundos de saltos verticais máximos (protocolo de fadiga). As corridas foram registradas com uma câmera de vídeo e uma plataforma de força. O processamento dos dados foi realizado utilizando um programa elaborado em *Labview* versão 8.5. Para determinar os efeitos da fadiga e da velocidade foi utilizado teste ANOVA dois fatores. A mecânica da corrida com o efeito da fadiga apresentou diferenças significativas ($p < 0,05$) tais como: menor trabalho mecânico externo e menor potência mecânica durante trabalho positivo. Esta redução pode ser atribuída à maior rigidez vertical presente na corrida com fadiga, o que diminui a deformação do corpo como um todo prejudicando o armazenamento de energia elástica. A redução da contribuição de energia elástica para o trabalho externo foi de 8%. Porém, as estratégias que determinam a escolha da frequência de passo na corrida, tanto para baixas quanto para velocidades intermediárias de corrida, foram preservadas com o efeito da fadiga. A assimetria contato despregue acentuou-se com fadiga devido à diminuição da fase de elevação balística do CM o que também explica o menor tempo aéreo com fadiga. Conclui-se que o mecanismo elástico da corrida foi prejudicado pela fadiga.

Palavras chaves: corrida, *bouncing* elástico, trabalho mecânico, fadiga.

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL – PPGCMH

Autora: Gabriela Fischer

Orientador: Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Título: Efeitos da fadiga na mecânica da corrida humana

Porto Alegre, 2010

ABSTRACT

The metabolic cost of human running is increased in fatigued situation. The lower contribution of elastic energy from muscle-tendon units responsible for propulsion could be an explanation for this phenomenon. The main purpose of this study was to analyze the effects of fatigue on parameters of the elastic bouncing, landing take-off asymmetries and their implications for total mechanical work at different running speeds. Fourteen recreational runners (8 men and 6 women) ran at speeds ranging from 9 to 14 km.h⁻¹ before and after a jumping test during 60 s (fatigue protocol). The runs were registered with a video camera and a force platform. A custom-built program, designed in *Labview 8.5*, was created to analyze the model parameters in the two situations. To determine the effects of fatigue a two-way ANOVA was used. The following differences in running mechanics were statistically significant ($p < 0.05$): lower external mechanical work and mechanical power during push time. These reductions can be ascribed to greater vertical stiffness in the fatigued state, which reduces the whole body deformation impairing the elastic energy storage. However, factors that determine the choice of step frequency, both for low and intermediate running speeds were preserved on fatigued running. The landing take-off asymmetries were accentuated with fatigue due to decreased ballistic lift phase in which also explains the lower aerial time. In conclusion, the impairments on elastic mechanism and consequent adjusts on mechanics were caused by fatigued state in human running.

Key words: running, elastic bouncing, mechanical work, fatigue.

FEDERAL UNIVERSITY OF RIO GRANDE DO SUL - PPGCMH

Author: Gabriela Fischer

Advisor: Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Title: The mechanic effects of fatigue in human running

Porto Alegre, 2010

Definição de Termos

- **Bouncing elástico:** comportamento do deslocamento vertical do CM a cada passo da corrida. Os parâmetros do *bouncing* elástico são obtidos através de um modelo físico-matemático denominado massa mola descrito no item 2.2.
- **Rigidez vertical:** é a rigidez de todo o corpo durante a corrida.
- **Rigidez da perna:** é a rigidez da perna durante a corrida.
- **Frequência de passo:** inverso do período que compreende o momento do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente momento do contato do pé contrário com o solo.
- **Comprimento de passo:** distância que compreende o ponto do contato de um pé com o solo e finaliza no subsequente ponto do contato do pé contrário com o solo.
- **Frequência de sistema:** frequência correspondente à oscilação livre ou natural de um sistema movimento harmônico simples.
- **Tempo de contato efetivo:** duração no qual a força vertical é maior do que a força peso durante um passo.
- **Tempo aéreo efetivo:** duração no qual a força vertical é menor do que a força peso durante um passo.
- **Fases do *bouncing* elástico:** deslocamento vertical do CM divididos em quatro fases: aceleração descendente, frenagem descendente (durante o tempo de contato efetivo), aceleração ascendente e frenagem ascendente (durante o tempo aéreo efetivo).
- **Tempo de trabalho negativo:** período o qual as estruturas músculo-tendíneas se alongam (contração excêntrica).
- **Tempo de trabalho positivo:** período o qual as estruturas músculo-tendíneas se encurtam (contração concêntrica).
- **Assimetria contato despregue:** tempo de trabalho positivo maior ou menor em relação ao tempo de trabalho negativo durante a corrida.
- **Trabalho mecânico externo:** trabalho realizado para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo.
- **Trabalho mecânico interno:** trabalho realizado para acelerar os segmentos em relação ao CM.

Lista de símbolos e abreviaturas

a_v	aceleração vertical do CM
$a_{v,mx}$	aceleração vertical máxima do CM
a_f	aceleração horizontal do CM
$\bar{a}_{v,ce}$	aceleração média vertical durante fase de contato efetivo
$\bar{a}_{v,ae}$	aceleração média vertical durante fase de aérea efetiva
CM	centro de massa
E_{cm}	energia mecânica do CM
E_k	energia cinética total
E_{kf}	energia cinética horizontal
E_p	energia potencial gravitacional
$E_{k,mx,down}$	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
$F_{v,mx}$	pico de força vertical
F_v	força vertical
FRS	força de reação do solo
f	frequência de passo
g	aceleração da gravidade
k	rigidez mecânica
k_{vert}	rigidez vertical do CM
k_{leg}	rigidez da perna
PC	peso corporal
P_{push}	potência mecânica média durante trabalho positivo
P_{step}	potência mecânica média durante o passo
s	segundos
S_{ae}	deslocamento vertical do CM durante tempo aérea efetivo

$S_{ae,down}$	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}
S_v	deslocamento vertical 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
$VO_{2m\acute{a}x}$	consumo máximo de oxigênio
V	velocidade de progressão horizontal do CM
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
ΔL	variao do comprimento da perna
L	comprimento do passo
W_{ext}	trabalho mecânico externo
$W_{ext,v}$	trabalho mecânico externo vertical
$W_{ext,f}$	trabalho mecânico externo horizontal
W_{int}	trabalho mecânico interno
W_{tot}	trabalho mecânico total

1 INTRODUÇÃO

1.1 O problema e sua importância

O deslocamento vertical e a frequência de oscilação do centro de massa (CM) na corrida, tomados acima e abaixo de uma posição de equilíbrio (quando a força vertical é igual ao peso corporal), descrevem uma trajetória similar aquela de um sistema elástico, sendo assim denominados *bouncing* elástico. A primeira evidência do *bouncing* elástico foi descrito por Cavagna (1964) através: (i) do comportamento das energias mecânicas do CM que durante cada passo de corrida (ou trote, ou salto) são absorvidas e sucessivamente restituídas pelos músculos como em um sistema elástico; (ii) do valor de eficiência mecânica em torno de 50% (Cavagna, 1970; Cavagna e Kaneko, 1977; Alexander, 1988). A eficiência mecânica do trabalho muscular é 25%; logo, os maiores valores de eficiência encontrados para a corrida humana, são atribuídos à participação da energia elástica (Woledge, 1985).

Desde então, vários métodos e modelos matemáticos foram desenvolvidos na tentativa de simular o *bouncing* elástico (Cavagna *et al.*, 1988; Blickhan, 1989; Mcgeer, 1990; McMahon e Cheng, 1990). O modelo físico-matemático massa mola, sem amortecimento, é geralmente o mais utilizado para descrever a trajetória do CM na corrida como uma mola que comprime na primeira metade do contato do pé com o solo armazenando energia elástica e alonga na segunda metade do contato liberando energia (Farley e Ferris, 1998; Saibene e Minetti, 2003; Brughelli e Cronin, 2008a).

Normalmente, o período do passo é dividido em tempo de contato e tempo aéreo. O tempo de contato é o período em que ocorre o acúmulo e restituição de energia elástica como descrito acima, e o tempo aéreo onde o CM realiza uma trajetória balística. Caracterizando estas duas fases, pode-se dizer que o tempo de contato é a metade da oscilação *bouncing* elástico.

Porém, segundo Cavagna *et al.*(1988), não é possível descrever o *bouncing* elástico do CM durante o trote e corridas de baixa velocidade de progressão quando se utiliza a divisão tradicional do passo. Cavagna *et al.* (1988) afirmam que se o deslocamento vertical do CM é modelado como uma simples oscilação de um sistema elástico, então deve-se esperar que a velocidade vertical mude de zero para o máximo em um tempo igual a $\frac{1}{4}$ do período de oscilação.

Portanto, Cavagna *et al.* (1988) propõem um método que divide os períodos de passo em tempo de contato efetivo (período em que a força vertical (F_v) é maior que o PC) e tempo aéreo efetivo (período em que a F_v é menor que o PC) ajustando a oscilação vertical do CM em torno destes pontos de equilíbrio.

Esta metodologia já foi utilizada para descrever como o *bouncing* elástico se comporta em diferentes velocidades de corrida humana e animal. Também como se comporta o *bouncing* com o efeito da idade frente a uma diminuição de força provocada pela perda de massa e área de secção transversa muscular (Cavagna *et al.*, 2008b). Porém, não se conhece a resposta deste modelo em relação a uma situação em que ocorre uma diminuição de força ocasionada pela fadiga muscular. A literatura concentra a maioria dos estudos sobre o parâmetro de rigidez mecânica (Dutto e Smith, 2002; Morin *et al.*, 2006; Hunter e Smith, 2007; Slawinski *et al.*, 2008), o qual, até o presente momento, não forneceu respostas unificadoras.

Além disso, uma questão que também interfere na busca de respostas é o emprego de diferentes protocolos: a principal diferença está na corrida com fadiga em esteira *versus* pista (Slawinski e Billat, 2005; Slawinski *et al.*, 2008). O outro problema é o emprego de diferentes protocolos que resultam em diferentes velocidades de corrida, tornando difícil a comparação. Geralmente, os protocolos são longos, utilizando a corrida até exaustão (Dutto e Smith, 2002; Avogadro *et al.*, 2003). Porém, existem protocolos de curta duração e alta intensidade que causam um tipo de fadiga que não está associada a fatores metabólicos (e.g. quantidade de íons de hidrogênio aumentada no plasma da miofibrila) e sim a fatores mecânicos como danos à estrutura da célula muscular (Skurvydas *et al.*, 2002). Deste modo, acredita-se que o tipo de protocolo de fadiga influencia nas respostas dos parâmetros mecânicos da corrida, sendo que o modelo de fadiga de máxima intensidade e de curta duração seria mais eficiente para comprometer o desempenho das unidades músculo-tendíneas revelando a real fraqueza da função neuromuscular.

Uma vez determinado o modelo matemático utilizado para obter as respostas do efeito da fadiga na mecânica da corrida, faz-se necessário estudar as limitações do mesmo. Recentemente Cavagna (2006) investigou possíveis adaptações músculo-tendíneas durante o contato e o despregue do pé com o solo propondo que essas estruturas atuariam de forma assimétrica nas duas fases. Esta é uma limitação já assumida nos modelos de Blickhan (1989) e McMahon (1990). Os autores propõem

uma simplificação sugerindo que a altura e a velocidade vertical do CM são os mesmos para o contato e para o despregue.

Cavagna (2006) apontou a falha no modelo demonstrando que em velocidades de progressão baixas e intermediárias de corrida o tempo de trabalho positivo foi maior em relação ao tempo de trabalho negativo sugerindo que as unidades músculo-tendíneas agem de forma diferente durante o encurtamento (trabalho positivo) e o alongamento (trabalho negativo). Contudo, em velocidades de progressão acima de 14 km.h^{-1} o tempo de trabalho positivo e negativo não foi diferente indicando que as unidades músculo-tendíneas comportam-se como uma mola com características similares durante a compressão e liberação. Comportamento similar foi observado comparando a corrida de adultos jovens e idosos. As assimetrias contato despregue foram maiores nos idosos devido à diferença da força entre alongamento e encurtamento causada pelo envelhecimento muscular (Cavagna *et al.*, 2008a). O efeito da fadiga sobre as assimetrias contato despregue é desconhecido.

Assim como para os parâmetros do *bouncing* elástico, os efeitos da fadiga sobre o trabalho mecânico parecem ainda não estar bem esclarecidos. O estudo de Avogadro *et al.* (2003) mostrou que os valores de trabalho mecânico total na corrida permaneceram inalterados após um protocolo de fadiga. A justificativa apresentada pelo autor revela que os parâmetros mecânicos sofrem ajustes na ordem de minimizar o aumento do consumo de oxigênio provocado pela fadiga.

Simplificando o conceito de fadiga muscular como a incapacidade de manutenção da força ou potência produzida para determinada atividade, as questões as quais o presente estudo se propõe resolver são: quais são as alterações mecânicas do *bouncing* elástico sofridas pela diminuição da força provocada pela fadiga? Quais as estratégias mecânicas adotadas para minimização de energia nesta situação? As assimetrias contato despregue se acentuam como no caso dos idosos?

1.2 Hipóteses

Levando em consideração que a fadiga muscular provocará uma diminuição da força é esperado que:

H₁: ajustes mecânicos ocorram nos parâmetros no *bouncing* elástico como: redução do deslocamento vertical do CM durante o passo tornando a mecânica da corrida mais rígida e menos elástica.

H₂: O trabalho mecânico total permaneça constante devido às estratégias mecânicas adotadas para compensar o aumento da demanda fisiológica.

H₃: O tempo de trabalho positivo seja maior do que o tempo de trabalho negativo em todas as velocidades de progressão analisadas devido à redução da força e conseqüentemente à menor contribuição elástica.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo Geral

Analisar os efeitos da fadiga sobre parâmetros do *bouncing* elástico e sobre as assimetrias contato despregue assim como as implicações da mesma sobre o trabalho mecânico total em diferentes velocidades de corrida.

1.3.2 Objetivos Específicos

Bouncing Elástico

- Comparar o comportamento da rigidez vertical com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar o comportamento da rigidez da perna com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar a frequência de passo com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar a frequência do sistema com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar o tempo de contato efetivo com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar o tempo aéreo efetivo com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.
- Comparar o deslocamento vertical do CM nas quatro fases do *bouncing* elástico com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida

- Comparar a aceleração vertical máxima do CM no *bouncing* elástico com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

Trabalho Mecânico

- Comparar as energias mecânicas (energia cinética vertical e horizontal, energia cinética total, energia potencial gravitacional, energia total do CM) com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar o trabalho mecânico externo com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar o trabalho mecânico interno com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar o trabalho mecânico total com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

Assimetrias contato despregue

- Comparar o tempo de trabalho positivo e tempo de trabalho negativo na fase de contato com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar o deslocamento ascendente e descendente do CM durante o contato com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar a velocidade vertical máxima ascendente e descendente do CM durante o contato com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

- Comparar a energia cinética total máxima ascendente e descendente do CM durante o contato com e sem efeito da fadiga em diferentes velocidades de corrida.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Paradigmas da locomoção humana

A característica mecânica que diferencia a caminhada da corrida humana refere-se à presença da fase aérea durante a corrida (McMahon e Cheng, 1990). Porém, em situações particulares, tais como, na corrida em percurso circular (Greene e McMahon, 1979), corrida com carga (Rome *et al.*, 2006) e corrida de idosos em baixas velocidades de progressão (V) (Cavagna *et al.*, 2008a) e corrida realizada com uma exagerada flexão dos joelhos (McMahon *et al.*, 1987) não é possível observar a fase aérea. Cavagna *et al.* (1976) propuseram um critério mais eficiente para distinguir a caminhada da corrida: a posição do CM na metade da fase de contato.

Na caminhada, próximo à metade da fase de contato, a posição do CM atinge sua altura máxima enquanto que na corrida a altura é mínima (Cavagna *et al.*, 1976). Por meio desta observação os paradigmas da locomoção foram propostos de acordo com o comportamento das energias mecânicas envolvidas no movimento.

As energias associadas ao CM corporal são: energia potencial gravitacional (E_p), energia cinética (E_k), e energia elástica (Saibene e Minetti, 2003). Através da observação do comportamento destas energias torna-se possível identificar como a dinâmica do CM minimiza o trabalho muscular e maximiza a economia na locomoção (Cavagna e Kaneko, 1977).

O modelo conceitual do *Rolling Egg* proposto por Margaria (Saibene e Minetti, 2003) auxilia no entendimento do comportamento das energias mecânicas durante a caminhada. O movimento remete a idéia de que a E_p armazenada na primeira metade do passo da caminhada onde o CM é elevado e retorna em forma de E_k durante a segunda metade do passo onde a altura do CM diminui (Alexander, 2003; Saibene e Minetti, 2003).

Estes comportamentos entre E_p e E_k acontecem em oposição de fase e, portanto com o processo de reconversão entre elas é possível minimizar a energia metabólica despendida durante a caminhada. Enquanto o *Rolling Egg* é o modelo conceitual para explicar o mecanismo de minimização de energia na caminhada, o pêndulo invertido é o modelo matemático que possibilita o cálculo do *Recovery*

(reconversão das energias) (Figura 2.1) (Cavagna *et al.*, 1963; Saibene e Minetti, 2003).

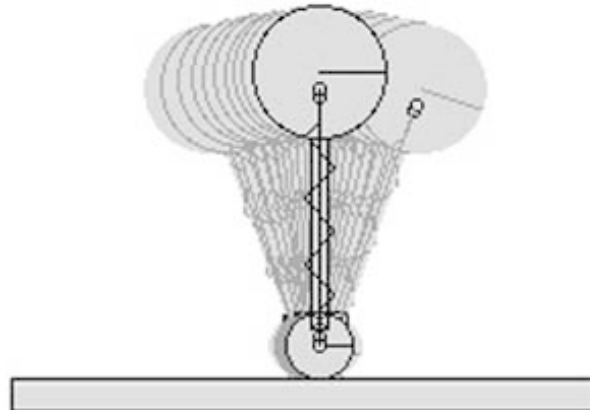


Figura 2.1 Simulação da estrutura altamente rígida do pêndulo invertido (Fonte: (Saibene e Minetti, 2003) modificado no presente estudo).

Na corrida as energias mecânicas do CM comportam-se em fase o que não permite a reconversão entre elas. Tanto a E_p quanto a E_k tem seu valor mínimo próximo a metade da fase de contato. Porém, a energia pode ser armazenada na primeira metade da fase de contato em forma de energia elástica como o resultado do alongamento de tendões e músculos. Na segunda fase de contato, parte dessa energia elástica conservada é transformada novamente em E_p e E_k através do encurtamento da unidade músculo-tendão (Figura 2.2) (Cavagna *et al.*, 1964; Cavagna *et al.*, 1976; Cavagna *et al.*, 1988).

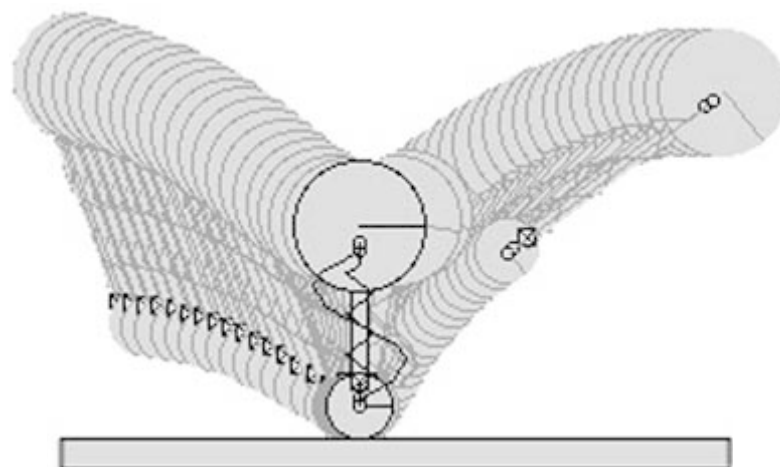


Figura 2.2 Simulação da estrutura elástica do *bouncing* elástico (Fonte: (Saibene e Minetti, 2003) modificado no presente estudo).

2.2 Modelos massa mola

Modelos matemáticos têm sido aplicados em diversas áreas da Biomecânica (Alexander, 2003). A locomoção humana é uma categoria onde modelos simples e complexos são desenvolvidos para simular padrões de comportamento das suas formas mais comuns, nomeadamente, caminhada e corrida. Estes modelos esclarecem questões da mecânica do movimento (Alexander, 1976; Blickhan, 1989; Mcgeer, 1990; McMahon e Cheng, 1990), do controle de movimento (Mcgeer, 1990; Kuo, 1999) e de desempenho esportivo (Seyfarth *et al.*, 2000). Embora os modelos sejam simplificações da realidade, muitas das respostas proporcionadas por eles não seriam possíveis de serem obtidas com experimentos em humanos (Alexander, 2003).

Os modelos massa mola estão fundamentados na parte da Física que estuda as condições de um oscilador harmônico ou das vibrações que tratam de movimentos que se repetem em ciclos em torno de uma posição de equilíbrio. Em geral as oscilações do sistema podem ocorrer de forma livre ou forçada. A oscilação livre ocorre quando o movimento é mantido por uma força restauradora, gravitacional ou elástica (Hibbeler, 1998; Chaves, 2001). A equação 2.1 apresenta a força que depende da aceleração (\ddot{x}) do corpo sendo m a massa e a força elástica que depende do deslocamento (x) do corpo sendo k a constante de rigidez:

$$m \cdot \ddot{x} + k \cdot x = 0 \quad \text{Eq.2.1}$$

A oscilação forçada é causada por uma força periódica ou intermitente aplicada ao sistema. A equação 2.2 apresenta os mesmos elementos da equação 2.1, porém possui um elemento adicional da força externa representado por (F_{ext}).

$$m \cdot \ddot{x} + k \cdot x = F_{\text{ext}} \quad \text{Eq.2.2}$$

Essas duas formas de oscilação podem ser tanto amortecidas quanto não amortecidas. As não amortecidas continuam indefinidamente, pois os efeitos de atrito são desprezados na análise. Uma vez que as forças de atrito internas e

externas estão sempre presentes, os movimentos de todos os corpos em oscilação são na realidade amortecidos.

As equações 2.3 e 2.4 apresentam os dois sistemas citados acima, porém com amortecimento representado pelo elemento $C\dot{x}$ onde a constante C é chamada de coeficiente de amortecimento.

$$m \cdot \ddot{x} + K \cdot x + C\dot{x} = 0 \quad \text{Eq.2.3}$$

$$m \cdot \ddot{x} + K \cdot x + C\dot{x} = F_{\text{ext}} \quad \text{Eq.2.4}$$

A maior parte da modelagem da mecânica da corrida humana e animal é realizada utilizando a equação 2.1 que representa um sistema de oscilação livre e não amortecido. Este modelo também será empregado no presente estudo.

Então, baseado em estudos que sugerem a participação de um componente elástico na corrida, Blickhan (1989) e McMahon e Cheng (1990) foram os primeiros autores que propuseram o modelo simples representado na Figura 2.3 para modelar a corrida e saltos: uma massa conectada à extremidade de uma mola para simular padrões mecânicos de saltos e corrida e compreender o mecanismo de minimização de energia nestes movimentos.

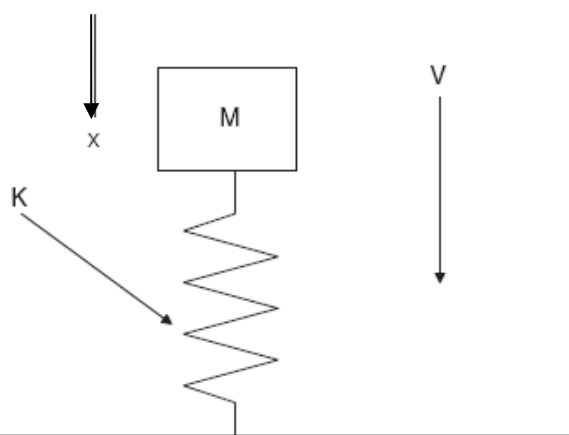


Figura 2.3 Representação esquemática do modelo massa mola. K = rigidez da mola; M = massa; V = velocidade vertical descendente; x = deslocamento descendente Fonte: (Brughelli e Cronin, 2008a)

O comportamento elástico da mola que comprime e alonga obedece a Lei de *Hooke*. Esta mola produz uma força proporcional ao deslocamento em relação ao comprimento de equilíbrio. Quando uma mola é alongada ou comprimida, a energia elástica é armazenada e liberada a. Na mecânica, a área abaixo da curva força-deslocamento durante o alongamento e encurtamento da mola é medida como energia elástica.

2.2.1 *Bouncing* elástico

Cavagna *et al.* (1988), ao estudar o mecanismo complacente do trote (cachorro), corrida (homem) e saltos (canguru), observaram que o deslocamento vertical do CM durante o passo (S_v) torna-se assimétrico a partir de $11\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ em humanos. Esta observação foi possível utilizando uma metodologia capaz de calcular o S_v em torno de pontos de equilíbrio ($F_v=PC$).

O período do passo é dividido em duas partes: uma parte quando a força vertical (F_v) exercida é maior que o peso corporal e corresponde a duração de tempo de contato efetivo (t_{ce}), e a outra parte quando a F_v exercida é menor que o peso corporal e corresponde à duração de tempo aéreo efetivo (t_{ae}) como mostra a figura 2.4.

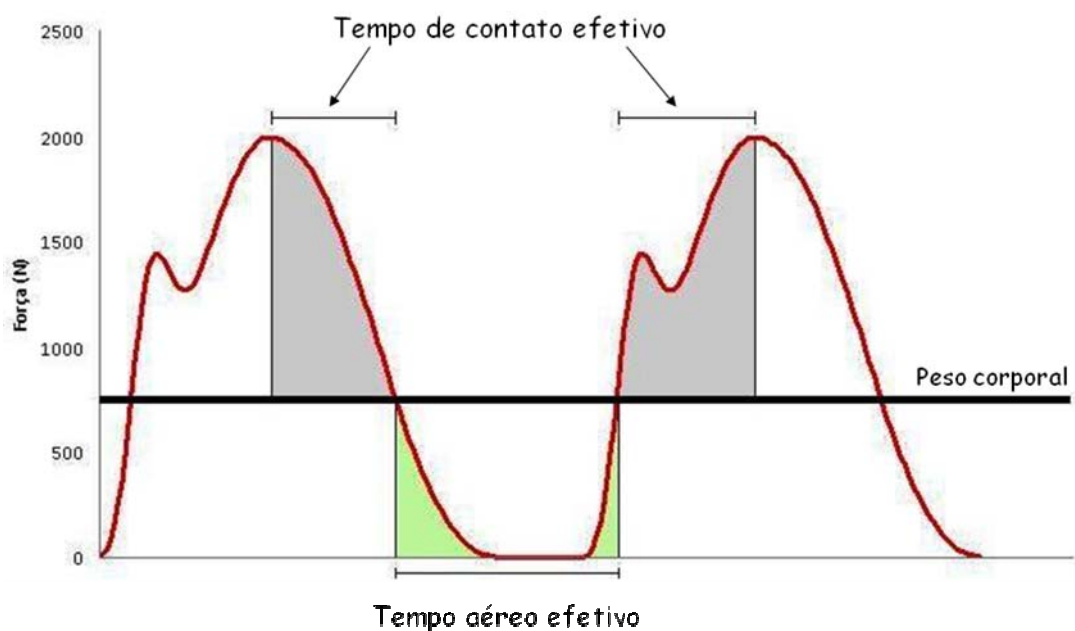


Figura 2.4 Divisão entre tempo de contato efetivo e tempo aéreo efetivo de um passo da corrida dada pela linha de equilíbrio onde a força vertical igual força peso (PC).

Se o S_v é comparado a uma simples oscilação de um sistema elástico, sugere-se que a velocidade vertical (V_v) pode mudar de zero para o máximo em um tempo correspondente a $\frac{1}{4}$ do período de oscilação. Por esta razão o período do passo divide-se em quatro intervalos limitados por instantes de V_v igual a zero, independente de o corpo estar ou não em contato com o solo.

Dois destes intervalos correspondem à frenagem descendente e aceleração ascendente do CM. A soma destes dois intervalos é, como denominado anteriormente, t_{ce} . Os outros dois intervalos correspondem à frenagem ascendente e a aceleração descendente do CM. A soma destes dois intervalos é chamada de t_{ae} (Figura 2.5).

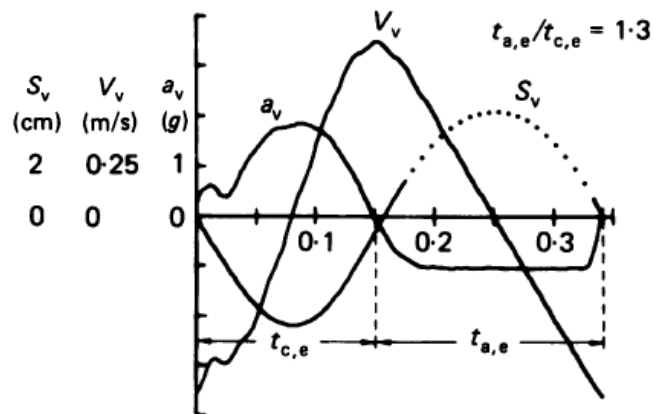


Figura 2.5 Deslocamento vertical (S_v), Velocidade vertical (V_v) e Aceleração vertical (a_v) do CM plotado em função do tempo de um passo da corrida de um homem à 18 km.h^{-1} . A aceleração vertical é zero quando a F_v é igual ao peso corporal; 1 g quando a F_v é duas vezes o peso corporal e - 1g quando a F_v é zero. A linha pontilhada indica o deslocamento do CM na fase aérea. A linha contínua indica o deslocamento durante a fase de contato. Os símbolos de t_{ce} e t_{ae} indicam os períodos onde a F_v é maior (tempo de contato efetivo) e menor (tempo aéreo efetivo) do que o peso corporal respectivamente. Nota-se que o *bouncing* é assimétrico sendo $t_{ce} < t_{ae}$ (Cavagna *et al.*, 1988).

Esta metodologia revelou que o S_v no trote e na corrida em baixas velocidades de progressão pode ser descrito como uma série contínua de oscilações verticais similares àquelas do sistema elástico. Esta conclusão não seria possível

utilizando uma análise dos passos baseada na divisão tradicional de tempo de contato (t_c) e tempo aéreo (t_a).

Nas V acima de 11 km.h^{-1} o *bouncing* elástico mostrou-se assimétrico sendo o fato atribuído ao aumento da aceleração vertical do CM (a_v) durante o t_{ce} ($1g$ a $7g$ em humanos) em altas V de corrida. Durante o t_{ae} a a_v não pode ultrapassar $1g$. Como consequência o t_{ae} aumenta para dissipar e restaurar o *Momentum* ganho durante o t_{ce} .

O *Momentum* ou momento linear é uma grandeza física dada pelo produto entre massa (m) e velocidade de um corpo (\vec{V}).

$$\vec{q} = m \cdot \vec{V} \quad \text{Eq.2.5}$$

O momento linear é uma grandeza vetorial, com direção e sentido, cujo módulo é o produto da massa pelo módulo da velocidade, e cuja direção e sentido são os mesmos da velocidade. A quantidade de movimento total de um conjunto de objetos permanece inalterada, a não ser que uma força externa seja exercida sobre o sistema. Sempre que uma força atuar em um corpo durante um tempo (t), dizemos que ele exerceu impulso sobre o corpo. Na realidade, a palavra impulso (\vec{I}) no campo da física é usada para designar uma grandeza vetorial expressa por

$$\vec{I} = \vec{F} \cdot t \quad \text{Eq.2.6}$$

Sabemos que a \vec{F} irá imprimir ao corpo uma aceleração e a velocidade irá mudar. Em outras palavras, a força exerce impulso no corpo e este impulso provoca uma variação na quantidade de movimento. Logo:

$$\begin{aligned} \vec{I} &= \Delta \vec{q} \\ \vec{F} \cdot t &= m \cdot \vec{V} \\ m \cdot \bar{a} \cdot t &= m \cdot \bar{a} \cdot t \\ \bar{a}_{v,ce} \cdot t_{ce} &= \bar{a}_{v,ae} \cdot t_{ae} \end{aligned} \quad \text{Eq.2.7}$$

A relação pode ser compreendida pela analogia de um oscilador harmônico de *bouncing* assimétrico, i.e. a duração de t_{ce} e t_{ae} deveria ser a mesma assim como o deslocamento do CM durante t_{ce} (S_{ce}) (parte inferior da oscilação vertical) e deslocamento do CM durante t_{ae} (S_{ae}) (parte superior da oscilação vertical) (i.e., $t_{ce} = t_{ae}$ e $S_{ce} = S_{ae}$) pois estão ajustados pelos pontos de equilíbrio. Assim, o *Momentum* vertical perdido e ganho durante t_{ce} deve ser igual ao *Momentum* vertical perdido e ganho durante t_{ae} . A equação 2.7 apresenta a relação de igualdade entre a aceleração média vertical na fase de contato efetivo ($\bar{a}_{v,ce}$) multiplicada pelo t_{ce} e a aceleração média vertical na fase aérea ($\bar{a}_{v,ae}$) multiplicada pelo t_{ae} .

Com o efeito do envelhecimento pôde-se observar que a igualdade entre o *Momentum* é conservada não pelo aumento de t_{ae} (que foi igual ao t_{ce} e às vezes até menor) e sim pela menor resposta da F_v e conseqüentemente uma menor $\bar{a}_{v,ce}$ empregada durante t_{ce} em V de até 17 km.h⁻¹ (Cavagna *et al.*, 2008b).

2.2.2 Rigidez, a constante da mola

A rigidez mecânica (k) é definida como a razão entre a tensão e a deformação de um corpo ou objeto (McMahon e Cheng, 1990; Cavagna *et al.*, 1991). A k pode ser medida tanto em uma única fibra muscular como também em um corpo do modelo massa mola, como citado no item 2.2. Ela pode influenciar na resposta da utilização de energia elástica das unidades músculo-tendíneas do corpo, principalmente das estruturas dos membros inferiores (Brughelli e Cronin, 2008b).

Existem na literatura três formas de calcular rigidez na corrida: a rigidez vertical do CM (K_{vert}), a rigidez da perna (K_{leg}) e a rigidez articular (K_{joint}). O cálculo é baseado no modelo massa mola e os componentes da fórmula são basicamente o pico de força vertical e a variação do deslocamento vertical do CM ou a variação do comprimento da perna durante o contato. Na Figura 2.6 são representadas as duas maneiras de estabelecer a deformação da mola: a variação de deslocamento vertical do CM mostrada pelo símbolo Δy e a variação do comprimento da perna representada pelo símbolo ΔL .

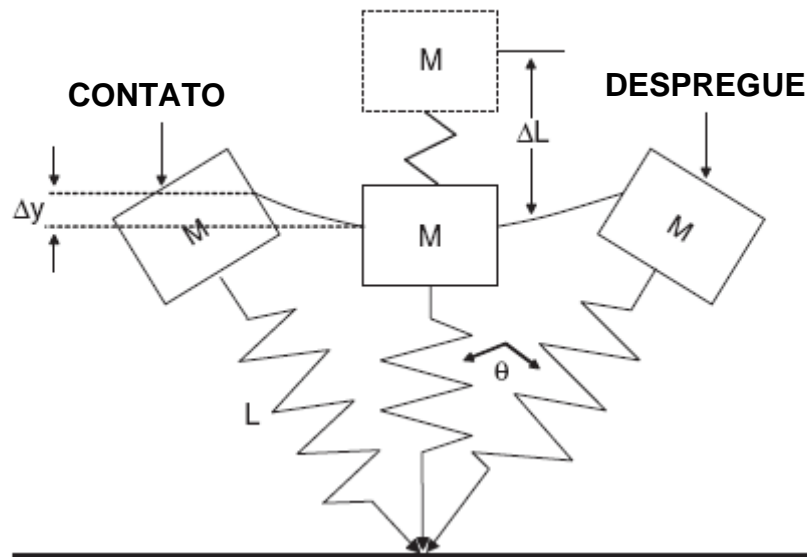


Figura 2.6 Deslocamento do CM e variação do comprimento da perna durante a fase de contato na corrida. Representação esquemática do modelo massa mola como uma perna-mola que forma um arco durante a fase de apoio. L é comprimento da perna; M é a massa e y é o deslocamento vertical do CM. (Brughelli e Cronin, 2008a).

Definir o ótimo de rigidez mecânica para o salto e para a corrida permanece um tópico de debate ainda aberto tanto para comunidade científica quanto para comunidade esportiva (Brughelli e Cronin, 2008b). O estudo de Slawinski *et al.* (2008) mostrou uma correlação inversa entre a k e custo energético reportando a idéia que corredores mais rígidos, em função de treinamentos de potência privilegiando o ciclo muscular alongamento-encurtamento, seriam mais econômicos. Ao contrário, outras situações, contribuem para uma diminuição da k e aumento do custo energético como a fadiga (Dutto e Smith, 2002; Hunter e Smith, 2007), a mudança na técnica de corrida (Komi, 1986) e o uso de uma superfície complacente (Kerdok *et al.*, 2002).

Outros estudos apontam que nem sempre maior rigidez mecânica significa aumento de desempenho. Walshe e Wilson (1997) compararam a habilidade de profundidade do salto entre sujeitos rígidos *versus* sujeitos complacentes. Foi reportado que os sujeitos complacentes obtiveram desempenho superior em alturas de aterrissagem próximas a 80 cm. O mesmo pôde ser visto no modelo de otimização de saltos longos proposto por Seyfarth *et al.* (2000): o valor de k_{leg} em

torno de $16,2 \text{ kN.m}^{-1}$ resultou na maior distância do salto enquanto que valores mais elevados de k_{leg} não resultaram em saltos mais longos.

O efeito da velocidade sobre a rigidez mecânica é outro tema que tem sido estudado na literatura. Foi observado em diversos estudos que o K_{vert} aumenta com o aumento da velocidade (Arampatzis A, 1999; Brughelli e Cronin, 2008a; 2008b). Contudo, o pico de força vertical ($F_{v,\text{mx}}$) não aumenta nos mesmos níveis da K_{vert} . Isto acontece devido à diminuição do deslocamento vertical do CM durante o contato (S_c) (Cavagna *et al.*, 1988; Cavagna *et al.*, 2005; Cavagna *et al.*, 2008a).

Em contrapartida, estudos demonstram que a K_{leg} não altera com o aumento da V (McMahon e Cheng, 1990; Farley e Gonzalez, 1996). Como o cálculo da K_{leg} é realizado com parâmetros adicionais de comprimento e ângulo da perna (Blickhan, 1989) acredita-se que com o aumento da V , o comprimento e o ângulo de varredura da perna também aumentam fazendo que a K_{leg} permaneça aproximadamente constante (Brughelli e Cronin, 2008a). Porém, em situações que a frequência de passo (f) é manipulada, a K_{leg} pode tanto aumentar como diminuir.

Isto pôde ser observado no estudo de Farley (1996) onde houve um aumento na K_{leg} quando a f foi ajustada 36% acima da frequência preferida. Segundo os autores, este aumento foi provocado pela diminuição no ângulo de varredura da perna e também pelo menor tempo de contato do pé com o solo. Quando a f foi ajustada 26% abaixo da frequência preferida foi observada uma diminuição da K_{leg} revelando que tanto o ângulo de varredura como a rigidez do modelo massa mola alteram seu comportamento devido modificações na frequência de passo.

Morin *et al.* (2007) verificaram que não só as mudanças na frequência de passo, mas também no tempo de contato são significativamente correlacionadas com as mudanças da K_{leg} . Nesta relação, surpreendeu o fato de que 90 a 96% das variações da K_{leg} podem ser explicadas pelo tempo de contato e apenas 47% pela frequência de passo, sendo a última, para os autores, um fator indireto de influência sobre a K_{leg} .

A idéia bastante consolidada de que a rigidez da perna não aumenta com a velocidade, devido ajustes mecânicos, foi colocada em questão pelo estudo de Arampatzis (1999) que mediu experimentalmente a mudança de comprimento da perna encontrando valores de $25,29 \text{ kN.m}^{-1}$ a $35,21 \text{ kN.m}^{-1}$ para velocidades de $2,61 \text{ m.s}^{-1}$ a $6,59 \text{ m.s}^{-1}$ respectivamente. O autor mesmo explica que estes valores são superiores aqueles encontrados na literatura, pois a maioria dos estudos calcula a

k_{leg} pela fórmula de McMahon&Cheng (1990), e esta, por sua vez, superestima a mudança de comprimento da perna. Logo, a rigidez da perna é influenciada pela frequência de passo, tempo de contato e pela velocidade, quando obtida experimentalmente.

2.2.3 Frequência do sistema e do passo

Comumente assume-se que durante a locomoção parâmetros são ajustados para minimizar a força, o trabalho, a potência e/ou a energia despendida. Parâmetros cinemáticos são fatores que influenciam no custo metabólico sendo a frequência e o comprimento de passo as variáveis fundamentais para alterações na economia de corrida (Hunter e Smith, 2007).

Muitos corredores escolhem livremente uma combinação de frequência e comprimento de passo (Cavanagh, 1990). Observa-se que a f escolhida, (2,6-2,8 Hz), é próxima da f onde a potência mecânica é mínima (13 km.h⁻¹) e a energia metabólica requerida também é reduzida (9 km.h⁻¹ a 16 km.h⁻¹) (Cavagna *et al.*, 1997).

Quando a corrida é modelada pelo sistema massa mola, assume-se que este provoca uma oscilação que é ajustada pela rigidez muscular. Esta oscilação é denominada frequência do sistema (f_s) e na maioria dos estudos procura-se estabelecer uma relação com a f . Na tentativa de firmar estas relações, pesquisadores (Cavagna *et al.*, 1988; Cavagna *et al.*, 1991; Cavagna *et al.*, 1997) analisaram características mecânicas de ambas as frequências e concluíram que o comportamento delas interfere diretamente no custo energético e na eficiência mecânica.

A f_s também é denominada como frequência ressonante (Dalleau *et al.*, 1998) ou frequência aparente natural do sistema (Cavagna *et al.*, 1988). Usualmente ela é determinada pelo parâmetro de rigidez e origina do modelo massa mola livre e não amortecido apresentado no item 2.2. Logo, a f_s advém da segunda derivada (aceleração, a_{MHS}) da equação de deslocamento harmônico simples (x) apresentada na equação 2.8 onde ω é a frequência angular:

$$a_{MHS} = -\omega^2 \cdot x \quad \text{Eq.2.8}$$

Substituindo os termos da fórmula é possível determinar que o sistema seja um oscilador harmônico simples cuja frequência angular (ω) pode ser expressa pela raiz da rigidez (k) dividida pela massa (m) conforme a equação 2.9 a seguir:

$$\omega = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \text{Eq.2.9}$$

Se o período do movimento angular (T) é dado pela equação 2.10:

$$T = \frac{2\tau}{\omega} \quad \text{Eq.2.10}$$

A f_s pode ser escrita como na equação 2.11:

$$f_{\text{sist}} = \frac{1}{2\tau} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad \text{Eq.2.11}$$

Em relação à comparação das frequências, Cavagna *et al.* (1988) concluíram que a f_s é igual à f somente no trote e em corridas de baixa V . Em saltos e em altas V de corrida a f_s é maior que a f . Contudo, um estudo realizado com idosos (Cavagna *et al.*, 2008b) mostrou que a f_s e a f comportaram-se de maneira similar mesmo em altas V ao contrário dos jovens que apresentaram maior f_s , mas menor f na ordem de conter o dispêndio energético.

Em 1997, Cavagna *et al.* mostraram que a f_s e a f se aproximam quando a f é livremente escolhida, ou seja, surge uma ressonância entre as duas frequências. Na Física, a frequência ressonante se refere à frequência no qual um mínimo de energia é suficiente para provocar oscilação. Na corrida humana, essa frequência fica em torno de 2 a 3 Hz a uma V média próxima de 11 km.h⁻¹.

Cavagna *et al.* (1991) concluíram que, tanto na corrida como na caminhada, a mudança na f em uma dada V tem efeito oposto à potência mecânica externa, ou seja, f aumenta e a potência mecânica externa diminui. Porém, a potência mecânica interna aumenta com o aumento da f . Neste caso a potência mecânica total

permaneceria constante. Segundo os autores a escolha da frequência de passo a uma dada V é determinada por dois fatores: (i) estabelecer ressonância entre f_s e f (ii) escolher uma f entre um limite aeróbico, ligado a potencia mecânica média do passo, e um limite anaeróbico, ligado a potência mecânica durante trabalho positivo. A primeira estratégia é adotada em baixas velocidades de corrida e é substituída pela segunda estratégia em altas velocidades de corrida (Cavagna *et al.*, 2008b).

2.3 Respostas dos modelos ao efeito da fadiga

A fadiga pode ser definida como uma incapacidade de manutenção da força ou potência produzida. (Faria *et al.*, 2005a; 2005b; Rattey *et al.*, 2006). Nas atividades de vida diária, no trabalho e no esporte ela se apresenta muitas vezes como limitante do desempenho humano e causadora de lesões em diversos níveis do sistema músculo-esquelético (Hawley e Reilly, 1997).

Historicamente, os investigadores enfocaram duas posições conceituais básicas para a fadiga: fadiga central envolve mecanismos dentro do cérebro e da medula espinhal, enquanto que a fadiga periférica inclui o neurônio motor e a fibra muscular. A maioria dos estudos aplica-se à fadiga periférica, incluindo a transmissão na junção neuromuscular, a propagação do impulso, a conexão excitação-contração, a regulação do cálcio pelo retículo sarcoplasmático, os metabólitos e interação das pontes cruzadas. (Kent-Braun, 1999; Garret, 2003).

Baseado nos conceitos clássicos de fadiga, estudos utilizam diferentes técnicas para identificar a presença e o efeito da mesma sobre características de ativação elétrica muscular (Millet *et al.*, 2002; Avogadro *et al.*, 2003; Saldanha *et al.*, 2008), variáveis cinemáticas (Nyland *et al.*, 1994; Kellis e Liassou, 2009) e cinéticas (Nummela *et al.*, 1994; Nyland *et al.*, 1994; Christina *et al.*, 2001) da corrida humana. Assim como existem várias formas de determinar a fadiga, existem muitas maneiras de provocar fadiga.

Segundo Komi (2000), protocolos com elevada intensidade de sobrecarga podem ser empregados para revelar a fraqueza neuromuscular ao invés dos testes convencionais de corrida submáxima. Ele aponta que a exaustão do ciclo muscular alongamento-encurtamento pode ser atingida após 100 a 400 repetições, de 2 a 5 minutos de saltos submáximos ou máximos causando uma redução imediata no

desempenho que pode ser parcialmente recuperada entre 1 a 2 horas após o exercício e torna a reduzir depois de 1 a 2 dias (Nicol *et al.*, 2006).

Assim como nos saltos, na corrida também se observa um padrão de repetição de alta velocidade e contrações de curta duração que induzem a queda da capacidade contrátil; logo o protocolo de saltos máximos para gerar fadiga parece ser uma opção eficaz para obter redução na tolerância do músculo em produzir força e atrasar a ativação do ciclo muscular alongamento-encurtamento (CMAE) (Komi, 2000). Segundo Nicol *et al.* (2006), exercícios de CMAE freqüentemente induzem uma redução significativa na força muscular e na produção de potência.

Um exemplo, é o teste de saltos verticais máximo durante 60 segundos, mais conhecido como teste de Bosco, que pode ser aplicado tanto para classificar o tipo de fibra muscular prevalente no sujeito (correlação do valor de potência mecânica nos primeiros 15 segundos com prevalência de fibra muscular rápida, $r = 0.86$) quanto ao protocolo de exaustão devido à sensibilidade à fadiga (correlação com diminuição da potência mecânica em 60 segundos e distribuição de fibras rápidas, $r = 0.73$) (Bosco, Komi *et al.*, 1983).

Os efeitos da fadiga sobre as variáveis do modelo massa mola, principalmente frequência (f) de passo e rigidez mecânica, foram estudadas aplicando diferentes protocolos. Dutto e Smith (2002) determinaram as mudanças na rigidez durante corrida na esteira até a exaustão voluntária. Os autores sugerem que a diminuição na f , diminuição do pico de força vertical e aumento do deslocamento vertical do CM durante o contato afetaram a rigidez. Os resultados mostram que a k_{vert} obteve uma relação mais próxima com a f ($r = 0,85$) que não se alterou (2 sujeitos), diminuiu (9 sujeitos) e aumentou (3 sujeitos) do que com pico de força ($r = -0,22$) e deslocamento do CM ($r = -0,78$).

Hunter & Smith (2007) analisaram as estratégias de minimização de energia nos parâmetros do massa mola, após uma hora de corrida na esteira em V constante. Eles encontraram, em média, diminuição da f (1% a 2%), a f_s permaneceu constante, a k_{vert} diminuiu significativamente enquanto a k_{leg} não diminuiu significativamente.

Slawinski *et al.* (2008) obtiveram respostas diferentes correlacionando as mudanças provocadas nos parâmetros do massa mola com custo energético antes, durante e depois de uma exaustiva corrida de 2000 metros. Tanto a k_{leg} quanto a k_{vert} permaneceram constantes e comprimento de passo e f também. Eles argumentam

que os parâmetros permaneceram constantes porque foram avaliados em uma pista de corrida, sugerindo que ocorrem poucas modificações mecânicas quando se avalia o final de um exercício exaustivo com intensidade controlada em comparação às avaliações feita em esteira.

Segundo Williams *et al.* (1991), inúmeros estudos compararam a biomecânica da corrida em esteira *versus* pista encontrando respostas contraditórias. Então, na pista, os efeitos da fadiga sobre variáveis mecânicas são diferentes daqueles observados na esteira. De fato, na esteira, estudos que analisam o efeito da fadiga sobre a mecânica da corrida geralmente induzem a um aumento no comprimento de passo e diminuição da frequência de passo sendo o primeiro associado ao aumento do tempo de contato (Gazeau *et al.*, 1997; Avogadro *et al.*, 2003; Borrani *et al.*, 2003).

Ainda existem os estudos sobre fadiga na corrida que não controlam a velocidade sendo as modificações mecânicas atribuídas à redução da V. Como é o caso de um estudo com corridas de curta duração. Neste estudo (Morin *et al.*, 2006) foram realizados quatro *sprints* de 100 metros com intervalo de 2 minutos para descanso. Durante os três *sprints* a k_{vert} (20,6%) e f (8,03%) diminuíram significativamente em relação aos valores do primeiro 100 metros. Esses achados podem ser explicados pela diminuição da V média (7%) e máxima (10%) que apresentaram alta correlação positiva com os parâmetros. A k_{leg} e a força vertical mantiveram-se constantes. Elliott & Ackland (1981), ao invés de *sprints*, investigaram os efeitos da fadiga durante 10.000 m de corrida e encontraram mudanças significativas como redução do comprimento de passo e maior ângulo da perna com a vertical e mudanças não significativas na frequência de passo, no deslocamento vertical do CM e na posição do tronco. Porém, como a velocidade reduziu de 5,5 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ para 5,0 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, as mudanças não puderam ser atribuídas somente à fadiga.

2.4 Trabalho mecânico e o efeito da fadiga

O trabalho mecânico em locomoção geralmente baseia-se na interpretação da primeira lei da Termodinâmica que considera trabalho mecânico como a variação de energia mecânica. Existem três técnicas para determinar trabalho mecânico: medida da potência muscular sobre as articulações; análise das mudanças de energia em um número finito de segmentos corporais e de seus movimentos em relação ao

ambiente externo; e análise das mudanças de energia do CM de todo o corpo relativo ao ambiente externo (solo) denominado trabalho externo (W_{ext}) e dos segmentos corporais em relação ao CM denominado trabalho interno (W_{int}). Através dos três métodos é possível obter um valor de energia total do corpo, contudo o terceiro método apresenta mais vantagens em revelar características fundamentais da mecânica e energética da locomoção (Willems *et al.*, 1995).

Através da análise cinemática do movimento (videografia) e da análise cinética (dinamometria) é possível calcular as energias do CM. Em 1930, Fenn calculava a trajetória do CM utilizando a cinematografia. Diretamente das imagens eram calculados os ângulos dos segmentos e posições lineares dos centros segmentares, além das velocidades lineares e angulares dos mesmos em relação ao ombro e quadril (Latash, 2001). A análise feita nos dias de hoje, dependendo da tecnologia, é automática e instantânea, fornecendo a trajetória, a velocidade e aceleração do CM corporal total e do CM dos segmentos em relação ao CM corporal.

Para o cálculo do W_{ext} existe um método alternativo que envolve a integração das forças de reação do solo (FRS) (Cavagna, 1975) medidas em plataforma de força durante a fase de contato do pé com o solo, para obter velocidade e deslocamento vertical e horizontal do CM. O W_{int} pode ser medido utilizando a análise de movimento dos segmentos corporais ou ser estimada por equações propostas na literatura (Cavagna *et al.*, 1997; Minetti, 1998).

O trabalho total (W_{tot}) da locomoção é comumente definido pela soma do W_{ext} e W_{int} que são considerados como duas variáveis separadas. Isto é o resultado de uma interpretação do teorema de König que afirma que a E_k de um sistema multiarticulado pode ser dividida em duas partes: E_k advinda das mudanças de velocidades lineares e angulares dos segmentos em relação ao CM (referencial local) e E_k advinda da velocidade vertical e velocidade horizontal do CM em relação ao ambiente (referencial global) (Figura 2.7).

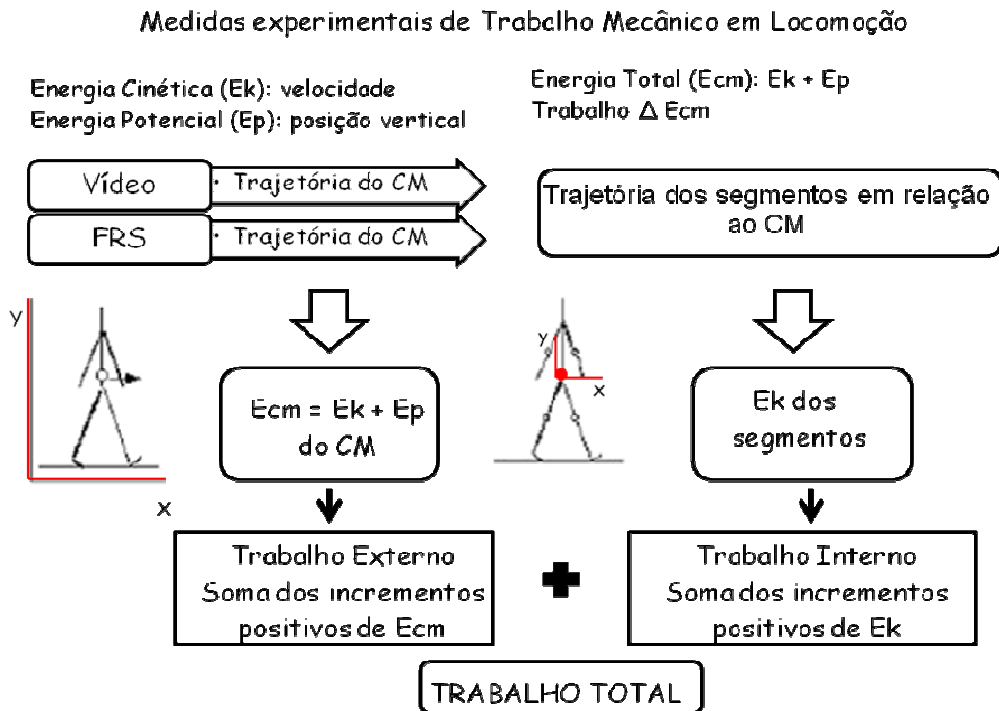


Figura 2.7 O diagrama representa os caminhos metodológicos para determinar trabalho mecânico na locomoção: trabalho externo, trabalho interno e trabalho total.

Enquanto na caminhada o trabalho externo avaliado é realmente o trabalho feito pelos músculos, na corrida ele acaba sendo superestimado. Isso é devido à impossibilidade de quantificar a contribuição da energia elástica. Assim sendo, parte do aumento e decréscimo da energia mecânica total na corrida não acontece pelas contrações musculares concêntricas (trabalho positivo) e excêntricas (trabalho negativo), mas pelo ciclo alongamento-encurtamento dos tendões. Desta forma, a energia elástica desenvolve um papel crucial ao somar-se com as outras duas formas de energia nesse sistema (Cavagna e Kaneko, 1977; Willems *et al.*, 1995; Saibene e Minetti, 2003).

Cavagna *et al.*(1964), (1997) relatam que o comportamento constante ou decrescente do trabalho externo vertical ($W_{ext,v}$) com o aumento da V deve-se a uma limitação anatômica e funcional das estruturas corporais, particularmente dos membros inferiores. Ao contrário, o trabalho externo horizontal ($W_{ext,f}$) aumenta por uma necessidade de sustentar a atividade muscular exigida durante o impacto do pé contra o solo. Ao encontro desta informação o estudo (Cavagna *et al.*, 2008b) que comparou a corrida de jovens e idosos verificou que o $W_{ext,v}$ decresceu mais nos idosos com o aumento da V enquanto que o $W_{ext,f}$ foi semelhante. A manutenção do

$W_{ext,f}$ pôde ser explicada pelo aumento da frequência de passo nos idosos para manter a mesma V comparada aos jovens.

O comportamento clássico do W_{ext} é diminuir e do W_{int} é aumentar com o aumento da V de corrida. Sabe-se que na corrida do idoso o W_{tot} é maior do que o dos jovens em maiores V devido à maior f e trabalho mecânico interno assumidos por esta população. Ao contrário da resposta obtida sobre o comportamento do W_{tot} entre idosos e jovens as respostas do comportamento do W_{tot} pela presença de fadiga ainda não estão muito esclarecidas.

Hipóteses foram testadas motivadas pelas interações entre fatores biomecânicos e fisiológicos, sugerindo que as variações de energia mecânica seriam responsáveis pelo o aumento de custo energético observado após o terceiro minuto do limiar supra-lático do exercício. Esse aumento, segundo as hipóteses, estaria relacionado ao aumento de trabalho mecânico total. Porém, os autores observaram que o trabalho mecânico total permanecia inalterado e atribuíram este achado aos ajustes mecânicos provocados pela fadiga (Candau *et al.*, 1998; Avogadro *et al.*, 2003; Borrani *et al.*, 2003).

Tabela 2.1 A tabela mostra em valores percentuais (%) as diferenças entre protocolo de fadiga, velocidade de corrida, local onde foram realizadas as medidas, consumo de oxigênio (VO_2), trabalho externo (W_{ext}), trabalho interno (W_{int}), trabalho total (W_{tot}), comprimento de passo (L), frequência de passo (f) e tempo de contato (t_c) de quatro estudos que observaram o efeito da fadiga sobre variáveis mecânicas da corrida.

Estudo	Protocolo/Vel	Local	VO_2	W_{ext}	W_{int}	W_{tot}	L	f	t_c
Borrani et al. 2002	95% VO_2 de pico 19 km.h ⁻¹	esteira	+11,4	-0,8	-3,5	-	+2,1	-2	-2,6
Avogadro et al. 2003	90% VO_2 16,4 km.h ⁻¹	esteira	+5	-	-	-3	-	-3	+4
Slawinski et al. 2005	95% VO_2 17,6 km.h ⁻¹	pista	+5	-	+9,7	-	+1	+1	-
Candau et al. 1998	V recorde de 3.000 m/16,30 km.h ⁻¹	esteira	+5	+23,3	-	+17	-	-1,8	-

O estudo de Slawinski e Billat (2005) parece ser mais esclarecedor, pois avalia as modificações do trabalho interno frente à situação de fadiga na corrida e o faz em

pista; assim, seus achados contrariam quase todas as variáveis analisadas nos estudos apresentados na Tabela 2.1. Os autores encontraram um aumento tanto no custo energético quanto no W_{int} com a exaustão, porém estes efeitos não apresentaram uma correlação significativa. Dessa forma, eles atribuíram o aumento de W_{int} às mudanças das configurações geométricas dos segmentos corporais que depende da experiência de cada corredor. Assim, corredores não treinados apresentaram aumento de 20% no W_{int} com fadiga enquanto que corredores treinados aumentaram somente 4%.

Na Tabela 2.1 nota-se que o padrão mecânico adotado para corridas com fadiga avaliadas em esteira provocam um aumento de comprimento de passo e diminuição da frequência de passo (Slawinski *et al.*, 2008). É possível notar que o único estudo que demonstra um aumento da f pós fadiga, em velocidade constante, é aquele realizado em pista. Esses fatores interferem diretamente nos resultados de trabalho mecânico não permitindo conclusões, até o presente momento, das estratégias adotadas na mecânica da corrida com fadiga.

2.5 Assimetrias contato despregue

O modelo massa mola assume alguns pressupostos, sendo um deles o comportamento simétrico da perna durante o contato e o despregue. De fato, sabe-se que a perna não se comporta exatamente como uma mola perfeitamente linear, principalmente pelas assimetrias observadas entre aceleração, velocidade e deslocamento vertical do CM (Cavagna *et al.*, 1988) e do comportamento das unidades músculo-tendíneas em baixas V de corrida (Cavagna, 2006).

Uma das formas efetivas de observar as assimetrias contato despregue é através da diferença de tempo de trabalho positivo e tempo de trabalho negativo. Cavagna (2006) determinou que a corrida em baixas V requer um tempo maior para a produção de trabalho positivo em comparação com o tempo de produção de trabalho negativo. Em um estudo que comparou as assimetrias contato despregue entre jovens e idosos essa diferença ficou mais evidente (Cavagna *et al.*, 2008a). Essas assimetrias podem ser explicadas pelas diferentes respostas das unidades músculo-tendíneas a cada passo.

Na corrida, as unidades músculo-tendíneas são submetidas a um ciclo alongamento-encurtamento a cada fase de contato. As unidades são compostas por

duas estruturas que apresentam diferentes respostas ao ciclo: o tendão que se comporta de forma similar entre as duas fases e os músculos que, segundo a relação força-velocidade, exercem maior força durante o alongamento do que no encurtamento (Cavagna *et al.*, 2008a).

As diferenças entre a força excêntrica e concêntrica deveriam aumentar com a V, porém resultados mostram que na corrida acontece o contrário. Foi analisado que próximo a 14 km.h⁻¹ (jovens) os tempos de trabalho positivo e negativo começam a ficar próximos. Este comportamento foi explicado devido à diminuição da mudança de comprimento das fibras musculares (deslizamento dos filamentos) sugerindo que o trabalho feito pelos músculos na unidade músculo-tendínea, em baixas V de corrida, vai progressivamente sendo substituído, com o aumento da V, pela deformação dos tendões (Cavagna, 2006).

Este achado vai ao encontro de que as fibras musculares trabalham isometricamente em altas V de corrida sendo o gasto energético atribuído ao custo de geração de força (Kram e Taylor, 1990) e não ao trabalho feito por elas. Desta forma, a mudança de comprimento aconteceria no tendão sendo que esta estrutura trabalharia de forma simétrica entre o contato e o despregue, concordando com a premissa de um modelo massa mola ideal.

Contudo, a predominância do sistema elástico a partir de 13 km.h⁻¹ é uma característica encontrada em indivíduos jovens. Nos idosos, o modelo elástico não parece ser o mais adequado para explicar o comportamento das estruturas contráteis e elásticas. Acredita-se que a maior diferença na força entre alongamento e encurtamento causada pelo envelhecimento muscular e a menor força produzida implica na maior mudança de comprimento dos músculos relativo aos tendões (Cavagna *et al.*, 2008a).

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Amostra

A amostra foi composta por 14 corredores (8 homens e 6 mulheres). As características da amostra estão apresentadas na Tabela 3.1. O tamanho da amostra foi determinado através do cálculo amostral no programa *Winpipe*, onde foi adotado um nível de significância de 0,05 e um poder de 90%. O cálculo foi realizado com base no estudo de Cavagna *et al.* (2008b) devido à semelhança com as avaliações que foram realizadas neste estudo.

Para participar do estudo os corredores deveriam treinar no mínimo três vezes na semana com volume médio 30 km semanais, possuir experiência mínima de 1 ano em competições de corrida de 5 e 10 km e não apresentarem lesões músculo-esqueléticas. Os sujeitos foram convidados a participar do estudo através de comunicação verbal e, atendendo aos critérios de inclusão, compareceram em datas e horários pré-estabelecidos.

As variáveis de idade, comprimento de membro inferior, frequência cardíaca máxima e volume de treinamento não apresentaram diferença significativa ($p > 0,05$) entre os sexos.

Tabela 3.1 Características da amostra apresentadas através da média e desvio-padrão.

Variáveis	Média	DP
Idade (anos)	29,43	±4,88
Altura (m)	1,72	±7,89
Massa corporal (kg)	70,55	±11,30
Comprimento de mi (cm)*	87,75	±4,54
Percentual de Gordura (%)	16,46	±8,14
FC _{max} (bpm)	188,58	±6,46
VO _{2max} (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	49,48	±5,42
Treinamento (km.semana ⁻¹)	34,4	±13,23

* membro inferior

3.2 Considerações éticas

Todos os participantes da pesquisa assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido contendo informações pertinentes ao experimento e assegurando também sua privacidade (Apêndice D). O estudo está registrado (número 2008025) no Comitê de Ética e Pesquisa da Pró-reitoria da Pesquisa na UFRGS aprovado em 09/04/2009, reunião n° 47 e ata n° 127 (Apêndice E).

3.3 Instrumentos de coleta

3.3.1 Câmera de vídeo

Foi utilizada uma câmera de vídeo (*JVC GR-DVL 9800 – JVC Company of América, Wayne, New Jersey, USA*) conectada a um computador modelo *INSPIRON 1525 Dell*. A taxa de amostragem da câmera foi de 25 Hz.

3.3.2 Marcadores reflexivos

Para identificar os pontos anatômicos trocânter maior, côndilo lateral, maléolo lateral, calcâneo e quinto metatarso do lado esquerdo do corpo foram utilizados marcadores esféricos de isopor com 1 cm de diâmetro revestidos com fita reflexiva.

3.3.3 Calibrador

Foi utilizado um calibrador bidimensional de 148 cm de altura e 98 cm de largura.

3.3.4 Plataforma de força

Os dados de FRS foram registrados por uma plataforma de força (60x60 cm) *AMTI* (modelo OR5) mostrada na Figura 3.1 ligadas a um microcomputador Pentium III, 900 Mhz, através de um condicionador de sinais *AMTI* e um conversor analógico-digital de com uma taxa de amostragem de 500Hz para a aquisição dos dados cinéticos da corrida.

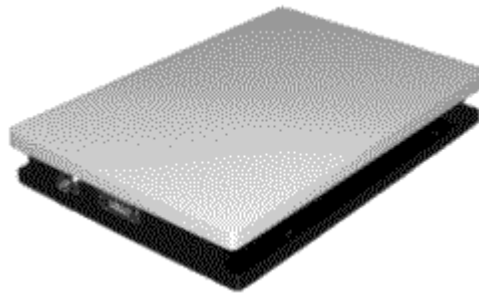


Figura 3.1 Plataforma de Força triaxial *AMTI* modelo OR5.

3.3.5 Kit lactato

Para a coleta de lactato sanguíneo foi utilizado um lactímetro *Accusport* (Roche –EUA) como mostra a Figura 3.2, 40 Fitas e 40 lancetas descartáveis *Accusport* (Roche –EUA).



Figura 3.2 Lactímetro *Accusport* (Roche – EUA).

3.3.6 Monitor de frequência cardíaca

Durante o protocolo de coleta os sujeitos utilizaram um monitor de frequência cardíaca da marca *Polar* Modelo FS1.

3.3.7 Instrumentos para caracterização da amostra

- Circuito de espirometria aberta (*Medical Graphics CPX/D, Arizona, EUA*) que permite a análise do consumo de oxigênio e a liberação de gás carbônico.
- Esteira Ergométrica *INBRAMED 10200 ATL*
- Fita métrica *Fisiomed* (0.05mm)
- Plicômetro Científico *CESCORF* (sensibilidade de 0,1mm)

- Balança e Estadiômetro Filizola série 3134

3.4 Procedimentos da coleta de dados

A coleta de dados aconteceu no Laboratório de Pesquisa do Exercício LAPEX-ESEF-UFRGS. Foram dois dias de coleta. No primeiro dia foram realizados consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$) para classificar o nível de aptidão cardiorrespiratória dos participantes e o restante das medidas de caracterização da amostra. Depois de no mínimo 72 horas foi realizado o protocolo de corrida com e sem efeito de fadiga.

3.4.1 Protocolo para caracterização da amostra

No primeiro dia foram medidas todas as variáveis para caracterização da amostra (massa corporal, estatura, comprimento de membro inferior, dobras cutâneas e consumo máximo de oxigênio).

A medida de dobras cutâneas seguiu a norma internacional que recomenda que todas as coletas sejam feitas no lado direito do corpo. As dobras medidas nas mulheres foram tricipital, supra ilíaca e coxa. As dobras medidas nos homens foram torácica, abdominal vertical e coxa (Pollock, 1993).

Seguindo o protocolo, o indivíduo iniciou o protocolo de teste máximo com V de 7 $km.h^{-1}$ permanecendo o nível de inclinação da esteira de 1% durante todo o teste. Foram realizados aumentos progressivos na velocidade da esteira de 1 $km.h^{-1}$ a cada 60 s. O término do teste foi determinado por decisão voluntária do executante ou quando foram observados os seguintes critérios: 1) valor máximo de frequência cardíaca estimada atingido ($220-idade$); 2) aumento do VO_2 conforme o aumento da velocidade da esteira; 3) e taxa de troca respiratória maior que a razão de 1,15 (Howley *et al.*, 1995).

3.4.2 Protocolo de fadiga na corrida

No segundo dia de teste os sujeitos executaram um protocolo de corrida que foi desenvolvido da seguinte maneira: primeiro foram colocados marcadores reflexivos nos pontos anatômicos: trocânter maior, côndilo lateral, maléolo lateral, calcâneo e 5° metatarso (todos do lado esquerdo). O sujeito foi encaminhado para uma sala onde uma pista de formato retangular de aproximadamente 30 metros foi preparada. O desenho esquemático da pista está apresentado abaixo na Figura 3.3.

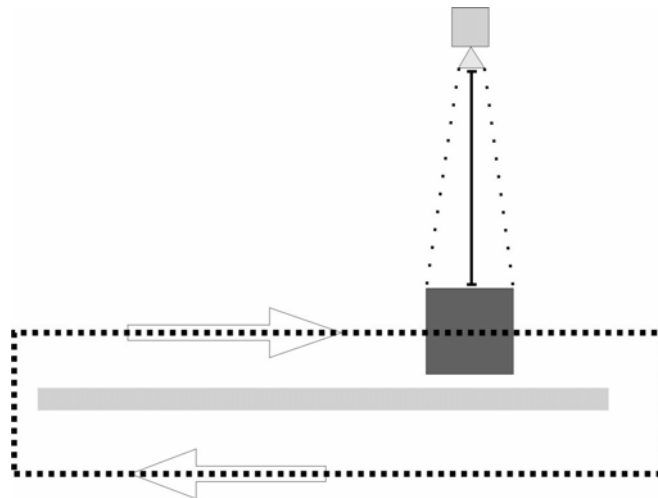


Figura 3.3 Desenho esquemático da pista de corrida (linha pontilhada), trajetória realizada pelos sujeitos e equipamentos utilizados: plataforma de força e câmera de vídeo (posicionadas ~ 3m uma da outra).

No percurso da pista estava uma plataforma de força fixa ao chão, porém ela estava invisível ao participante para que o equipamento não influenciasse na técnica de corrida. Para identificar a localização da plataforma para o controle dos acertos do contato do pé com a mesma foi fixado na borda externa do tapete dois marcadores reflexivos (Figura 3.4). Esta indicação serviu principalmente para identificar visualmente quando o pé era apoiado completamente sobre a plataforma de força.

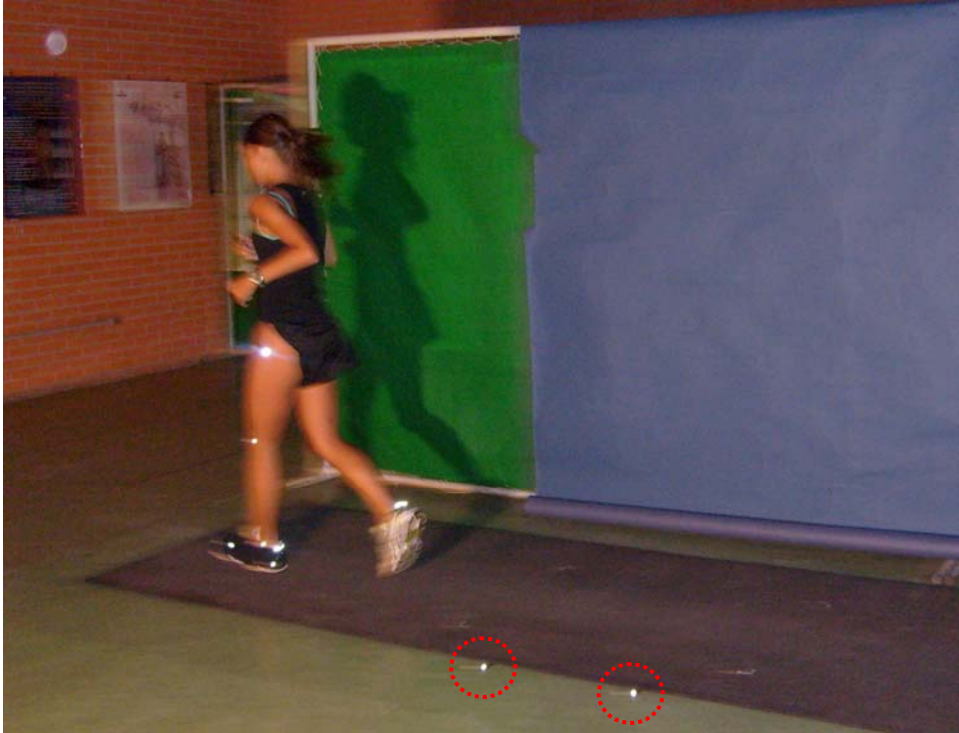


Figura 3.4 Pista indoor onde foram realizadas as corridas. Os círculos vermelhos indicam os marcadores reflexivos que foram fixados externamente ao tapete para servir de referência para localização da plataforma.

Depois da familiarização, o indivíduo foi instruído a correr trinta voltas em três diferentes intensidades. As intensidades foram divididas em velocidade auto selecionada (preferida do sujeito), velocidade mais rápida que a preferida e velocidade mais lenta que a preferida. Estas intensidades foram quantificadas em um segundo momento através da análise cinemática que determinou a velocidade média de progressão de cada sujeito. Os vídeos foram registrados com uma câmera tendo o eixo óptico posicionado perpendicular ao plano sagital do movimento de modo que capturasse a imagem de três passos no sujeito durante a corrida.

A ordem das intensidades foi sorteada antes do indivíduo iniciar o teste para não influenciar nos resultados. Entre as intensidades o sujeito permaneceu em repouso até que sua frequência cardíaca atingir valores abaixo de 100 batimentos por minuto (bpm) (Rotstein *et al.*, 2005). A percepção subjetiva de esforço do participante também era levada em consideração entre as intensidades de corrida.

Terminada as noventa voltas, foi coletada uma amostra de sangue retirado do lóbulo da orelha para análise da concentração de lactato sanguíneo.

Imediatamente após a coleta de sangue o sujeito executou o protocolo de saltos. O protocolo (Bosco, Luhtanen *et al.*, 1983) de fadiga utilizado consistiu em um teste de saltos verticais máximos consecutivos. Foi recomendado ao participante saltar o mais alto possível utilizando a técnica de saltos contra movimento flexionando os joelhos aproximadamente a 90 ° durante 60 segundos.

Terminado o teste de saltos foi coletada uma nova amostra de sangue (2 minutos depois).

Finalizando o protocolo o participante repetiu as 30 voltas na pista em cada intensidade (90 voltas) na mesma ordem antes da execução dos saltos. O intervalo entre as trocas de intensidades foram de no máximo 60 segundos.

3.5 Desenho experimental

A Figura 3.5 abaixo apresenta o desenho experimental dos dias de coleta de dados para caracterização da amostra e para o protocolo de fadiga na corrida.

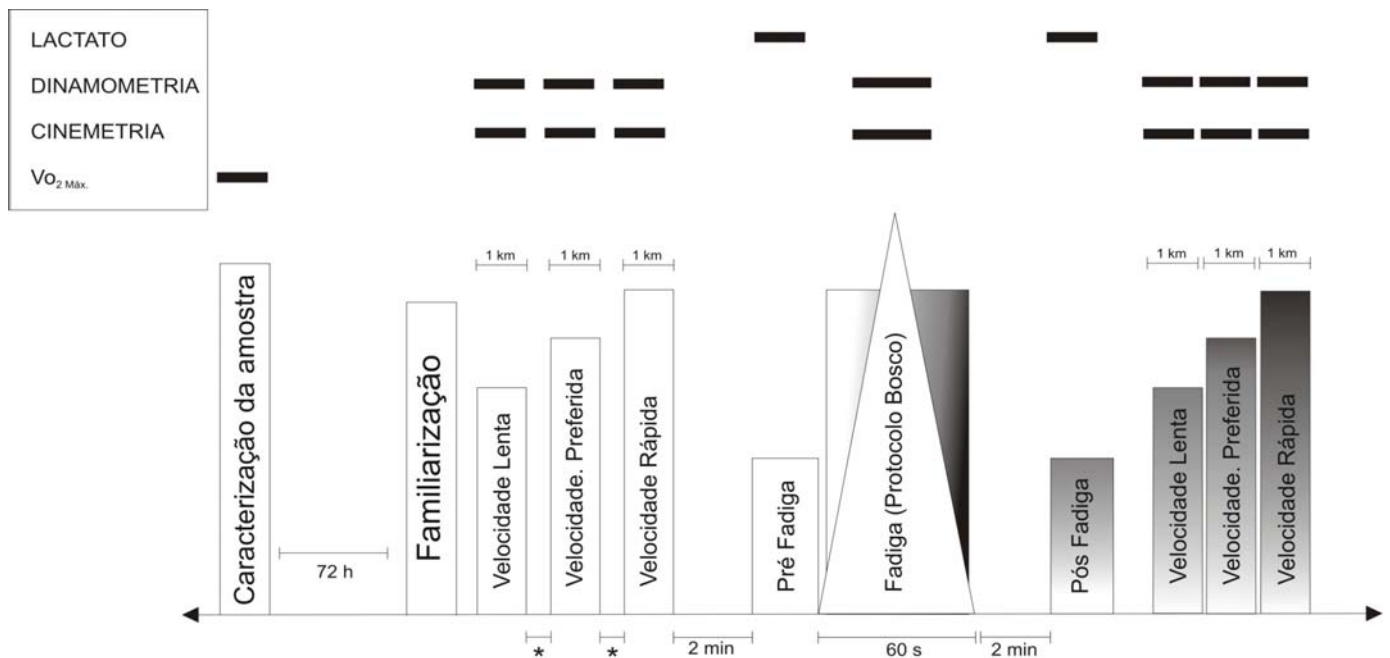


Figura 3.5 Desenho esquemático do protocolo de testes que foram realizados em dois dias diferentes. Os símbolos (asterisco) representam o critério de intervalo de uma intensidade para a outra (valores de frequência cardíaca abaixo de 100 bpm).

3.6 Tratamento dos dados

3.6.1 Análise da fadiga

A análise da fadiga foi feita de duas formas: uma durante a coleta através de marcador metabólico (nível de lactato sanguíneo) e a outra posterior à coleta com a determinação da potência mecânica média dos saltos verticais.

Durante a coleta foram retiradas pequenas quantidades de sangue do lóbulo da orelha do participante antes e depois do protocolo de fadiga. O intervalo para a coleta de sangue foi de 2 minutos, tanto pré salto, quanto pós salto, sendo este intervalo sugerido por Avogadro *et al.*(2003). Com os resultados instantâneos da concentração de lactato sanguíneo foi possível determinar se o indivíduo iniciou algum processo de fadiga na situação pré salto. A Tabela 3.2 abaixo apresenta os valores de média e desvio padrão da concentração de lactato sanguíneo e frequência cardíaca pré e pós saltos verticais dos 14 participantes do estudo.

Tabela 3.2 Valores da média e desvio padrão da concentração de lactato sanguíneo e frequência cardíaca pré e pós saltos verticais.

Controle	PRÉ FADIGA		PÓS FADIGA	
	Média	DP	Média	DP
Lactato sanguíneo (mmol.l ⁻¹)	3,10	±1,19	5,38	±1,63
Frequência Cardíaca (bpm)	119	±12	135	±17

Caso o valor de concentração de lactato ultrapassasse 4 mmol.l⁻¹ (na situação pré salto o participante seria excluído das análises.) A concentração fixa de 4 mmol.l⁻¹ (Heck *et al.*, 1985) foi adotada simplesmente para o controle instantâneo, assim como a frequência cardíaca, para assegurar que durante a primeira fase do teste sem fadiga a carga imposta respeitaria a predominância do metabolismo aeróbio como fonte de energia.

A análise da potência mecânica média (\overline{W}) entre os primeiros e últimos 60 segundos dos saltos foi considerado o principal marcador de fadiga neste estudo (equação 3.1) (Ver item 2.3 e Bosco *et al.* (1983) para aprofundamento).

$$\overline{\dot{W}} = \frac{g^2 \cdot t_v \cdot 60}{4 \cdot n \cdot (60 - t_v)} \quad \text{Eq.3.1}$$

Onde g é a aceleração da gravidade, t_v é o tempo de voo total dos 60 s e n é o número de saltos. O tempo de voo foi determinado pela análise de vídeo multiplicando o número de *frames* pelo delta tempo do período de voo. Estes valores foram somados para cada bloco de 15 s. O número de saltos também foi determinado através da análise do vídeo.

A Figura 3.6 mostra o comportamento da potência mecânica média a cada 15 segundos de saltos verticais máximos realizados pelos 14 participantes do estudo. A fadiga foi constatada pela diminuição significativa entre as potências tomadas no primeiro bloco de 15 s e último bloco de 15 s ($p < 0,05$).

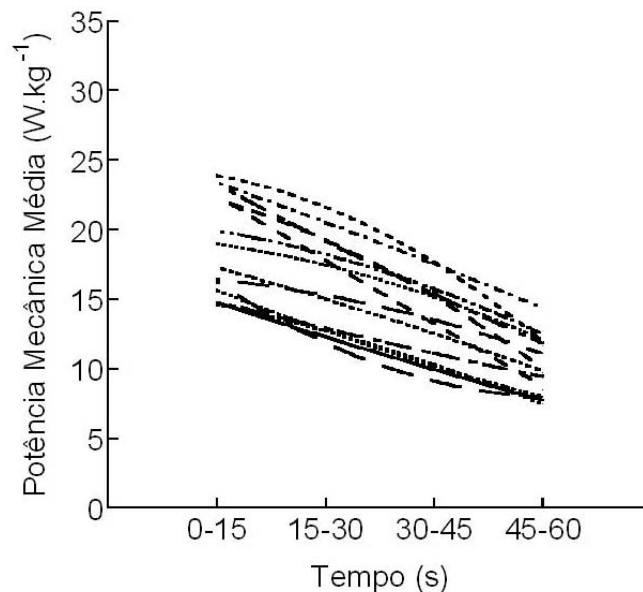


Figura 3.6 A figura apresenta o comportamento da potência mecânica média a cada 15 segundos (total de 60 s) de saltos verticais máximos realizados pelos 14 participantes do estudo. Na figura são apresentadas as linhas de tendência (polinômio de segunda ordem) para cada participante.

A opção de utilizar saltos para geração de fadiga se justifica pela similaridade com o movimento dos membros inferiores durante a corrida, os quais apresentam

ciclos de contração excêntrica e concêntrica sucessivas a cada toque do pé com o solo. Esta combinação de contrações é caracterizada por Komi (2000) como ciclo muscular alongamento-encurtamento que é a causa geradora da participação de energia elástica para a produção de potência mecânica. Bosco (1983) mostrou no seu estudo que a potência mecânica medida no protocolo de saltos foi três vezes maior que a potência medida no teste de *Wingate* atribuindo esta diferença a maior contribuição de energia elástica nos movimentos de salto.

Protocolos de fadiga de alta intensidade e curta duração causam uma redução imediata no desempenho que pode ser parcialmente recuperada entre 1 a 2 horas após o exercício e torna a reduzir depois de 1 a 2 dias. (Nicol *et al.*, 2006). De acordo com esta afirmação, é possível dizer que os participantes não recuperaram durante a situação pós salto, pois o tempo médio de duração desta fase foi de 17,17 \pm 3,02 minutos.

3.6.2 Determinação da velocidade de progressão

Os vídeos foram digitalizados com o programa *Dvideow (Digital Video for Biomechanics for Windows, UNICAMP, CAMPINAS, BRASIL)*. Foi digitalizado o ponto do quadril (trocânter maior) para determinar a velocidade média de progressão do sujeito somente quando o participante acertava todo o pé na plataforma.

Foi realizada a reconstrução bi-dimensional das imagens já digitalizadas e com este procedimento ocorreu a reconstrução das coordenadas adimensionais em coordenadas métricas. Os arquivos reconstruídos para o cálculo da V forneceram uma matriz de três colunas, a primeira referente ao número do quadro da imagem, a segunda ao eixo x e a terceira ao eixo y e número de linhas que foi determinado pelo número de quadros digitalizados.

Estes arquivos foram processados em uma rotina construída em *Matlab* versão 7.4 (Apêndice A) para determinar a V e a diferença em percentual da velocidade instantânea entre dois passos. Só foram consideradas as tentativas em que a diferença entre a velocidade instantânea do primeiro contato não ultrapassou 15% da velocidade instantânea do contato subsequente do pé com o solo, pois a V não constante interfere nos resultados de trabalho mecânico.

As velocidades variaram de um mínimo de $8,67 \text{ km.h}^{-1}$ para um máximo de $14,44 \text{ km.h}^{-1}$. As velocidades foram agrupadas em intervalos de $8,50 \text{ km.h}^{-1}$ a $9,50 \text{ km.h}^{-1}$; $9,51 \text{ km.h}^{-1}$ a $10,50 \text{ km.h}^{-1}$ e assim por diante tanto na situação sem fadiga quanto na situação com fadiga. As velocidades médias de progressão obtidas foram de 9 km.h^{-1} a 14 km.h^{-1} . Este método foi utilizado baseado no estudo de Cavagna et al.(2008b).

3.6.3 Forças de reação do solo

A plataforma de força registrou FRS vertical, ântero-posterior e médio lateral durante cada intensidade de corrida (preferida, mais rápida, mais lenta), ou seja, cada arquivo gerado deveria possuir 30 sinais de força se o indivíduo acertasse 30 toques do pé na plataforma. Porém, esta situação jamais ocorreu e para o controle da velocidade e a sua respectiva FRS foram adotados os seguintes critérios (i) durante a coleta a análise visual realizada por uma pessoa registrava se o toque na plataforma tinha sido realizado somente com a parte anterior, posterior do pé, sem sinal ou com todo o pé como desejado. Assim, quando o arquivo foi aberto no SAD 32 já havia uma avaliação qualitativa que era facilmente percebida pelo aspecto da curva conforme o contato do pé com a plataforma ou pela vibração no sinal percebida quando o indivíduo não tocava a plataforma (ii) re-análise dos vídeos e confirmação das condições observadas durante a coleta classificando cada tentativa como, toque posterior, toque anterior, todo o pé ou sem sinal.

Anterior à seleção das curvas, os sinais foram processados na rotina em *Matlab* versão 7.4 para obtenção do sinal de força em Newtons e em seguida foram filtrados com frequência de corte determinada através de análise residual proposta por Winter (2005) também em *Matlab* versão 7.4. Os frequências de corte determinadas por este processo matemático foram de 62,66 Hz e 57,24 Hz para os sinais de força horizontal e força vertical respectivamente. Feito isso, as curvas foram recortadas no programa SAD 32, salvas com o número correspondente ao número da tentativa e tabuladas com a respectiva velocidade de progressão.

Cada curva selecionada foi convertida para um arquivo em formato de texto e processada em uma rotina construída em *Labview* versão 8.2 (Apêndice B). Os dados de *input* da rotina inseridos automaticamente foram força vertical, força horizontal, matriz do comprimento da perna e os inseridos manualmente velocidade

de progressão, PC e comprimento de membro inferior. Através dos algoritmos construídos foi possível determinar os parâmetros do *bouncing* elástico, das assimetrias contato despegue e valores de trabalho mecânico.

As variáveis cinéticas da FRS tais como: pico de impacto, força vertical máxima taxa de aplicação da força foram determinadas conforme a descrição localizada no Apêndice B.

3.6.4 Duplicação do passo

Devido a limitações metodológicas quanto ao tamanho da plataforma de força não foi possível registrar sinais de dois contatos consecutivos. Então se duplicou, matematicamente, a curva de FRS vertical e horizontal de um contato do pé com o solo. Com as curvas duplicadas, foi necessário aplicar uma equação para determinar qual o tempo de atraso entre duas curvas duplicadas de FRS vertical e horizontal. Foi inserido entre as curvas o tempo aéreo calculado através da equação do equilíbrio do *Momentum*. A equação original está expressa no item 2.2.1 (equação 2.7). Para determinar tempo aéreo a equação é descrita da seguinte maneira:

$$\bar{a}_{v,ce} t_{ce} = (A_{\alpha} + (g.t_a)) \quad \text{Eq.3.2}$$

Onde $\bar{a}_{v,ce} t_{ce}$ é o momento do contato efetivo, A_{α} é a área (mostrada em verde na Figura 3.7) obtida pela multiplicação do módulo aceleração média abaixo da posição de equilíbrio da fase ascendente ($\bar{a}_{ae,up}$) e da fase descendente ($\bar{a}_{ae,down}$) pelo respectivo tempo ($t_{ae,up}$) e ($t_{ae,down}$), g é a aceleração da gravidade 9.81m.s^{-2} , e t_a é o tempo aéreo.

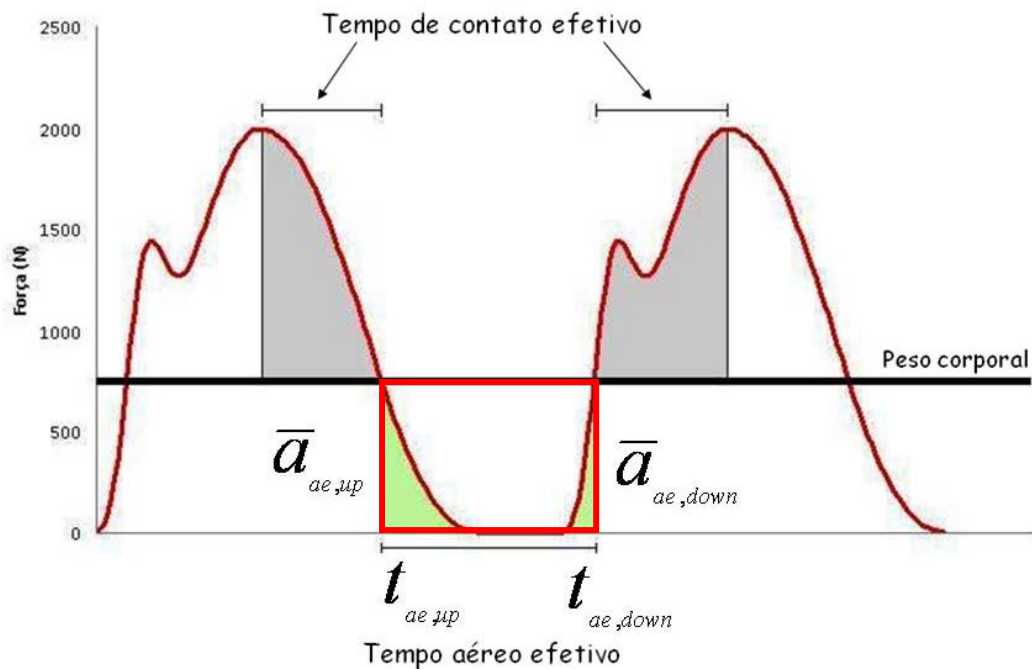


Figura 3.7 O tempo de atraso entre as curvas (t_a) definido pela área destacadas em vermelho e calculado pela equação modificada do equilíbrio do *Momentum*.

Uma vez determinado o t_a e verificado se as partes estão equilibradas através da igualdade do *Momentum*, insere-se o t_a entre as curvas de FRS vertical e horizontal. Assim o tempo de passo estará determinado e poderá iniciar-se o método de integração.

3.6.5 Método de integração

Para a determinação da aceleração, velocidade, deslocamento do CM corporal na corrida durante um passo, utilizou-se o método proposto por Cavagna (1975). Os limites da integração foram definidos entre a aceleração vertical máxima da primeira curva até a aceleração vertical máxima da segunda curva. Nestes pontos sabe-se que a constante de integração para velocidade vertical é igual a zero (Cavagna, 1975).

A aceleração vertical (a_v) foi determinada pela diferença entre FRS vertical e o peso corporal (PC) dividida pela massa corporal (m) como mostra a equação 3.3.

$$F_v - PC = m.a_v \quad \text{Eq.3.3}$$

A aceleração horizontal (a_f) foi determinada pela FRS horizontal dividida pela massa corporal (m) representada pela equação 3.4 abaixo:

$$F_f = m.a_f \quad \text{Eq.3.4}$$

As acelerações foram integradas em função do tempo ($dt=0,002$) para determinar velocidade vertical V_v e velocidade horizontal V_f do CM conforme a equação 3.5 e 3.6, respectivamente: (o C corresponde à constante de integração da velocidade horizontal sendo esta a velocidade linear média da corrida).

$$V_v = \frac{1}{m} \int (F_v - P) dt \quad \text{Eq.3.5}$$

$$V_f = \frac{1}{m} \int F_f dt + C \quad \text{Eq.3.6}$$

A integral da V_v determinou o deslocamento vertical do CM S_v como mostra a equação 3.7:

$$S_v = \int V_v dt \quad \text{Eq.3.7}$$

Tanto para velocidade quanto para o deslocamento vertical do CM calculados pelo método de integração foi estabelecido um *drift* de 10% entre o resultado do início e do fim das curvas. Assim foram analisadas 67 corridas sem fadiga e 77 corridas com fadiga.

3.6.6 Análise do *bouncing* elástico

Deslocamento Vertical do CM

De acordo com o período do passo (T) o deslocamento vertical do CM (S_v) pode ser dividido em duas partes: quando a FRS é maior que o PC (t_{ce} e S_{ce}), quando a FRS é menor que o PC (t_{ae} e S_{ae}) (Cavagna *et al.*, 1988). Estas duas partes são determinadas acima e abaixo dos pontos de equilíbrio do *bouncing* elástico quando a FRS é igual ao PC.

O período do passo e o deslocamento vertical também foram divididos da forma tradicional: durante tempo de contato (t_c e S_c) e durante tempo aéreo (t_a e S_a).

Os critérios para dividir $T=t_{ce}+t_{ae}=t_c+t_a$ e $S_v=S_{ce}+S_{ae}=S_c+S_a$ estão baseados nos registros da plataforma de força e no processo matemático de integração descritos detalhadamente no Apêndice A.

Rigidez Vertical

A k_{vert} , na equação 3.8, foi definida por onde $F_{v,mx}$ é a força vertical máxima aplicada durante o contato do pé com o solo e ΔS_c é a variação do deslocamento do CM durante o contato. A unidade de medida é dada por $N.m^{-1}$:

$$k_{vert} = \frac{F_{v,mx}}{\Delta S_c} \quad \text{Eq.3.8a}$$

Rearranjando a fórmula para análise da rigidez vertical normalizada pela massa em relação aos pontos de equilíbrio segundo Cavagna (1988) tem-se:

$$k_{vert} = \frac{a_{v,mx}}{\Delta S_{ce}} \quad \text{Eq.3.8b}$$

A k_{vert} é obtida pela inclinação da relação entre aceleração vertical máxima ($a_{vmáx}$) e deslocamento vertical que corresponde à amplitude de oscilação do CM no

período de tempo de contato efetivo (S_{ce}), i.e da posição de equilíbrio ($a_v = 1g$) para máxima deformação.

Rigidez da Perna

O cálculo da k_{leg} é obtido pela fórmula mostrada na equação 3.9:

$$k_{leg} = \frac{F_{v,mx}}{\Delta L} \quad \text{Eq.3.9}$$

Onde $F_{v,mx}$ é o pico de força vertical e ΔL é a variação de comprimento da perna obtida experimentalmente (Arampatzis A, 1999). Os pontos anatômicos foram trocânter maior e maléolo lateral. A digitalização foi realizada do primeiro toque do pé contra o solo até o último momento do despregue. As descrições da posição da câmera de vídeo e taxa de amostragem e processamento das imagens são as mesmas descritas no item 3.7.2. Através de algoritmos na rotina Labview definiu-se a distância entre estes dois pontos e foi determinado a ΔL .

A compressão da perna também foi descrita como uma função do deslocamento vertical do CM, do comprimento da perna e do ângulo de ataque (Mcmahon e Cheng, 1990). Assumindo simetria entre o contato e o despregue, o ângulo de ataque pode ser substituído pela velocidade de progressão horizontal e o tempo de contato. Logo, a equação 3.10 para estimar a variação do comprimento (ΔL) da perna é:

$$\Delta L = S_c + L_o(1 - \cos \theta) \quad \text{Eq.3.10}$$

Onde S_c é o deslocamento vertical do centro de massa durante o contato, L_o é a comprimento de membro inferior e o θ é o ângulo de ataque dado pela equação 3.11:

$$\theta = \sin\left(\frac{V \cdot t_c}{2 \cdot L_o}\right) \quad \text{Eq.3.11}$$

Onde V é a velocidade de progressão horizontal, t_c é o tempo de contato.

Frequência de passo

A frequência de passo (f) foi estimada pela equação proposta por Peyré Tartaruga (2008).

$$f = \frac{PC}{\overline{F}_v \cdot t_c} = \frac{PC}{I_v} \quad \text{Eq.3.12}$$

Então, PC é o peso corporal, \overline{F}_v é a força vertical média e t_c é o tempo de contato sendo I_v o impulso vertical.

Frequência do sistema

A f_s foi calculada através da fórmula 3.13 (Cavagna *et al.*, 1988) que advém do parâmetro: o de rigidez e está também descrita no item 2.2.3.

$$f_s = (a_{v\max} / s_{ce})^{0.5} / 2\pi \quad \text{Eq.3.13}$$

3.6.7 Análise do trabalho mecânico

A E_{kv} e a E_{kf} foram calculadas através dos valores de velocidade vertical (V_v) e horizontal (V_f) obtidos pela integração da a_v e a_f . A soma da variação dos incrementos positivos da parte de trabalho positivo (fase positiva) resultou na E_k como mostra a equação 3.14:

$$\begin{aligned} E_{kv} &= 0.5(m \cdot V_v^2) \\ E_{kf} &= 0.5(m \cdot V_f^2) \\ E_k &= (+\Delta E_{kv}) + (+\Delta E_{kf}) \end{aligned} \quad \text{Eq.3.14}$$

A E_p foi calculada através dos valores de deslocamento vertical do CM obtido pela dupla integral multiplicado pela massa e pela aceleração da gravidade. O trabalho positivo contra a gravidade foi dado pela soma dos incrementos de E_p (equação 3.15):

$$E_p = m \cdot g \cdot S_v + \Delta E_p \quad \text{Eq.3.15}$$

A energia mecânica total (equação 3.16) foi obtida somando instante por instante das energias cinética vertical e horizontal e potencial gravitacional:

$$E_{cm} = E_p + E_{kv} + E_{kf} \quad \text{Eq.3.16}$$

Logo, o trabalho mecânico para elevar e acelerar o CM em relação ao ambiente externo foi a soma dos incrementos positivos de energia total. (E_{cm}). As frações de trabalho mecânico externo vertical ($W_{ext,v}$) e trabalho mecânico externo horizontal ($W_{ext,f}$) também foram calculadas. Isto representa o trabalho positivo produzido a cada passo para manter o movimento do CM em um plano sagital (equação 3.17).

$$W_{ext} = \Delta E_{cm} \quad \text{ou} \quad \text{Eq.3.17}$$

$$W_{ext} = W_{ext,v} + W_{ext,f}$$

Foram calculados valores positivos de variação de energia resultando em trabalho positivo e valores negativos de variação de energia resultando em trabalho negativo. A unidade de medida do trabalho mecânico é $J \cdot kg^{-1} \cdot m^{-1}$. Em uma corrida realizada com velocidade perfeitamente constante a razão entre valores absolutos de trabalho positivo e negativo feito entre o passo deveria ser igual a um. Os valores obtidos neste estudo foram: sem fadiga ($W_{ext,v}^+ / W_{ext,v}^-$) = $1,03 \pm 0,01$; ($W_{ext,f}^+ / W_{ext,f}^-$) =

)=1,16±0,24; (W_{ext}^+ / W_{ext}^-)=1,07±0,09; com fadiga ($W_{ext,v}^+ / W_{ext,v}^-$)=1,03±0,02; ($W_{ext,f}^+ / W_{ext,f}^-$)=1,06±0,09; (W_{ext}^+ / W_{ext}^-)=1,04±0,03.

O trabalho mecânico interno foi estimado através da fórmula (3.18) de Cavagna (1997), onde V é a velocidade média de progressão horizontal e f é a frequência de passo.

$$0.140 \cdot 10^{-0.200L} \cdot V \cdot f \quad \text{Eq.3.18}$$

O trabalho mecânico total foi calculado (equação 3.19):

$$W_{tot} = |W_{ext}| + |W_{int}| \quad \text{Eq.3.19}$$

onde o W_{tot} é o resultado da soma do módulo de trabalho mecânico externo com o módulo de trabalho mecânico interno.

Baseado no raciocínio que o *bouncing* assimétrico faz aumentar o trabalho externo por minuto para manter o movimento do CM, mas envolve menor frequência de passo, ou seja, menor trabalho interno por minuto para conter o aumento de trabalho mecânico total por minuto, Cavagna (1991) propôs os cálculos da potência mecânica média durante a produção de trabalho positivo (P_{push}) e da potência mecânica média durante o passo (P_{step}). Utilizando estas equações foi possível estudar a frequência de passo que minimiza a potência mecânica total. Os resultados apresentados neste estudo foram obtidos apenas utilizando a frequência de passo livremente escolhida para cada velocidade, diferente do estudo de Cavagna (1991) que manipulou as frequências de passo. Portanto, o objetivo de apresentar os cálculos de P_{push} e P_{step} é enfatizar as estratégias de minimização de trabalho mecânico total feito em unidade de tempo em situação natural comparada com uma situação extrema: fadiga. A P_{step} foi determinada pela equação 3.20 onde W_{ext} é o trabalho mecânico externo e T é o período do passo. A P_{step} também foi calculada pelo trabalho mecânico interno e total.

$$P_{\text{step}} = \frac{W_{\text{ext}}}{T} \quad \text{Eq.3.20}$$

A potência mecânica média durante trabalho positivo (P_{push}) foi determinada pela fórmula 3.21 onde W_{ext} é o trabalho mecânico externo e t_{push} é a duração de trabalho positivo.

$$P_{\text{push}} = \frac{W_{\text{ext}}}{t_{\text{push}}} \quad \text{Eq.3.21}$$

3.6.8 Análise da assimetria contato despregue

Duração do tempo de trabalho positivo e duração do tempo de trabalho negativo respectivamente: t_{brake} é determinado pelo período da FRS do contato inicial até o período onde a força vertical é máxima (zero ao máximo) e t_{push} : determinado pelo período onde a força vertical é máxima até o despregue (máximo ao zero).

Os cálculos de energia mecânica advêm dos registros feitos na plataforma de força descritos acima bem como a velocidade vertical e deslocamento vertical da fase ascendente e descendente do CM. Para o cálculo das assimetrias utilizando estas variáveis foram determinadas as razões entre:

- $V_{\text{vmx,down}}/V_{\text{vmx,up}}$: que é a velocidade vertical máxima do CM da fase descendente dividida pela velocidade vertical máxima do CM da fase ascendente.
- $E_{\text{k,mx,down}}/E_{\text{k,mx,up}}$: que é o pico de energia cinética (E_k) do CM da fase descendente dividida pelo pico de energia cinética (E_k) do CM da fase ascendente
- S_c/S_v : que é deslocamento vertical do CM durante o contato dividido pelo deslocamento vertical do CM durante o passo
- S_{ce}/S_v : que é o deslocamento vertical do CM durante o contato efetivo ($F_v > PC$) dividido pelo deslocamento vertical do CM durante o passo.

3.7 Tratamento estatístico

Utilizou-se estatística descritiva e inferencial para a análise dos dados. O programa usado para o tratamento estatístico foi SPSS versão 13.0.

A análise exploratória indicou normalidade dos dados pelo teste de *Shapiro Wilk*. Uma vez observada uma distribuição normal ($p > 0,05$) foram utilizadas média, desvio padrão e valores percentuais para os resultados.

Para testar as diferenças das características da amostra entre os sexos foi utilizado um teste “t” de *student* independente.

Para comparação entre variáveis do *bouncing* elástico, como por exemplo, t_{ce} versus t_{ae} , S_{ce} versus S_{ae} e frequência do passo versus frequência do sistema com e sem fadiga; e ainda para comparar a potência mecânica média a cada bloco de 15 s dos saltos verticais foi utilizado teste “t” de *student* para amostras pareadas com $\alpha = 0,05$.

Para testar o efeito da fadiga e o efeito da velocidade sobre todas as velocidades analisadas foi realizada uma análise de variância ANOVA de dois fatores e a identificação específica das diferenças com teste *post-hoc de Bonferroni*. Não foi verificada interação fadiga*velocidade ($p > 0,05$) em nenhuma das variáveis analisadas.

4 RESULTADOS

A primeira parte do capítulo Resultados apresenta as características do *bouncing* elástico sem e com fadiga: nas variáveis de tempo, deslocamento vertical, aceleração vertical máxima, picos de velocidade vertical máxima, rigidez vertical normalizada pela massa, frequência do sistema e de passo e rigidez vertical e da perna.

A segunda parte corresponde a medidas de trabalho mecânico feito por unidade de distância (trabalho externo, interno e total do CM) e a medidas de trabalho mecânico feito por unidade de tempo (potência média do trabalho positivo e potência média do passo) sem e com efeito da fadiga.

A terceira e última parte mostra as energias mecânicas do CM e do deslocamento vertical que evidenciam as assimetrias contato desprege da corrida humana.

Os valores de significância são apresentados ao longo do texto. Os valores do p calculado para as variáveis as quais a diferença foi significativa com e sem fadiga bem como as variáveis que apresentaram efeito da velocidade são apresentados no Apêndice C, Tabela C.1.

4.1 *Bouncing* elástico

Parte inferior e superior do *bouncing* elástico

O período do passo (Figura 4.1; T ; a (i) e b (i)) e o deslocamento vertical do centro de massa durante cada passo (Figura 4.1; S_v ; a (ii) e b (ii)) são dados em função da velocidade de corrida sendo os mesmos representados pelos quadrados pretos e suas respectivas frações que correspondem à parte inferior do *bouncing* elástico (t_{ce} e S_{ce} , círculos vermelhos) e a parte superior (t_{ae} e S_{ae} , círculos azuis). As frações tomadas durante a fase de contato (t_c e S_c , linhas pontilhadas vermelhas) e durante a fase aérea (t_a e S_a , linhas pontilhadas azuis) são apresentadas para simples comparação. Do ponto de vista temporal, o *bouncing* elástico foi simétrico, até a velocidade de 12 km.h^{-1} ($t_{ce}=t_{ae}$) ($p>0,05$) e assimétrico nas velocidades de 13 km.h^{-1} e 14 km.h^{-1} ($t_{ce}<t_{ae}$) ($p<0,05$) para situação sem fadiga. Com fadiga, na velocidade de 9 km.h^{-1} , observou-se uma assimetria inversa ($t_{ce}>t_{ae}$) ($p>0,05$).

As frações do tempo de passo (T), tempo de contato (t_c), tempo de contato efetivo (t_{ce}) e tempo aéreo efetivo (t_{ae}) não apresentaram diferença significativa com a fadiga, exceto o tempo aéreo (t_a) que apresentou $p < 0,05$.

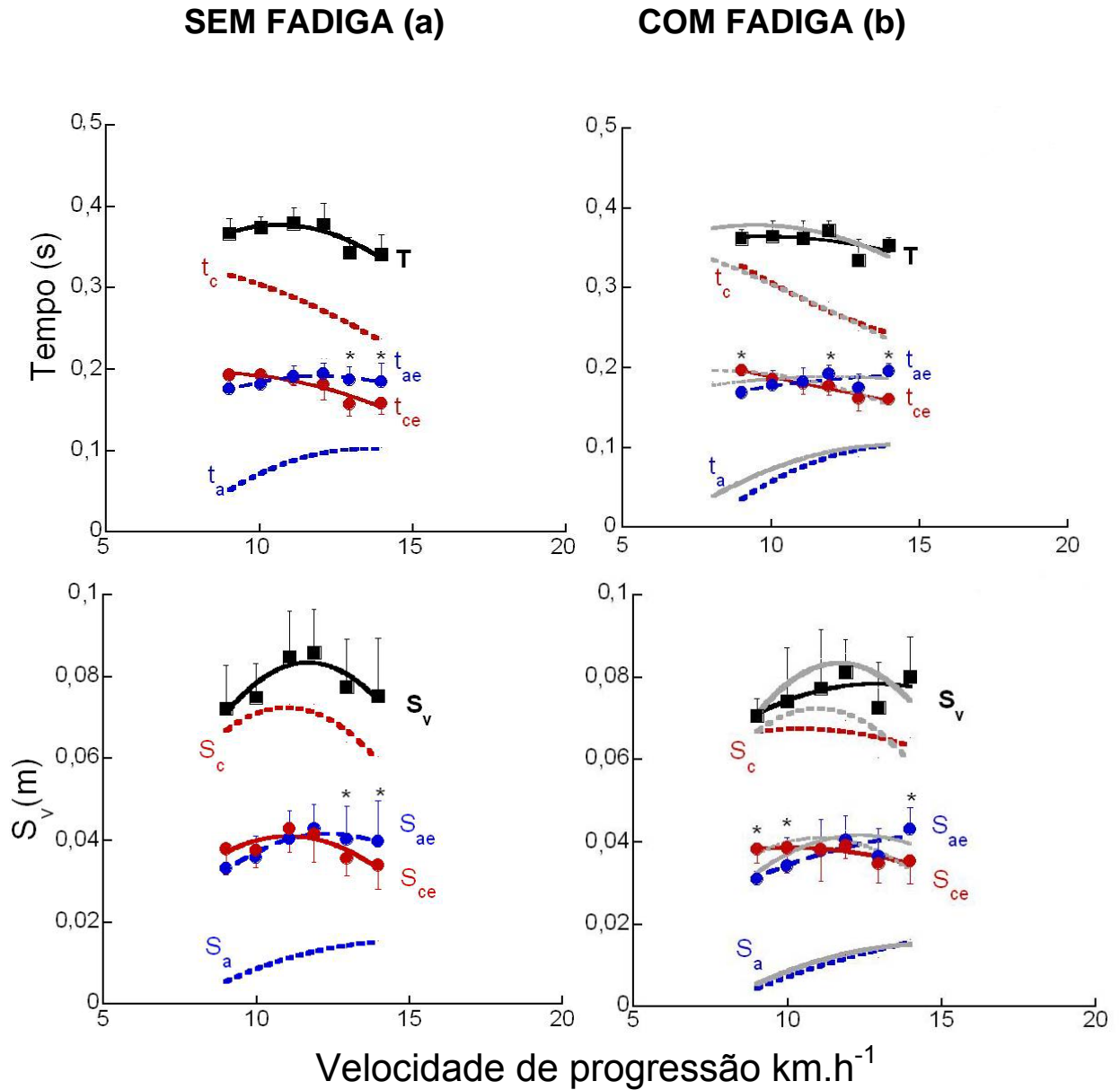


Figura 4.1 (a) Corrida sem efeito da fadiga (b) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. Em a (i) e b (i) o período do passo é representado por T (quadrados pretos) e suas frações. A figura a (ii) e b (ii) indicam o deslocamento vertical do CM durante um passo representado por S_v (quadrados pretos) e suas frações. Os círculos vermelhos indicam a duração do tempo de contato efetivo quando a força de reação do solo vertical é maior que o peso corporal (t_{ce}), e o deslocamento durante esta fase (S_{ce} , representa a amplitude de oscilação do bouncing elástico). Os círculos azuis indicam a duração do tempo aéreo efetivo quando a força de reação do solo vertical é menor que o peso corporal (t_{ae}) e o deslocamento vertical durante esta fase. As linhas pontilhadas vermelhas representam o tempo de contato (t_c) e o deslocamento vertical (S_c) durante o mesmo. As linhas pontilhadas azuis representam o tempo aéreo (t_a) e o

deslocamento vertical (S_a) durante o mesmo. As barras verticais indicam o desvio-padrão da média de cada velocidade. Os asteriscos denotam diferença significativa com $\alpha=0,05$ para a comparação entre variáveis de um mesmo grupo de velocidade (valores de p 's na tabela 4.1). As linhas desenhadas sobre as figuras têm o objetivo de serem apenas um guia para os olhos. Note que o t_{ce} nas situações com e sem fadiga foi aproximadamente o mesmo.

Amplitude do deslocamento vertical

O deslocamento vertical do centro de massa a cada passo da corrida S_v (Figura 4.1; S_v ; a (ii) e b (ii)) atinge o máximo em velocidades intermediárias o que parece ser menor em situação de fadiga. Na velocidade de 11 km.h^{-1} o S_v atinge o máximo (0,09 m) e sofre uma redução de aproximadamente 9% com o efeito da fadiga, porém não significativa ($p>0,05$). A aceleração ascendente máxima do CM ($a_{v,mx}$) (Figura 4.2; $a_{v,mx}$; c (i) e d (i)) e o pico de velocidade vertical máxima ascendente ($V_{v,mx,up}$) (Figura 4.2; $V_{v,mx}$; c (ii) e d (ii)) não apresentaram diferenças significativas ($p>0,05$).

Frequência de sistema e frequência de passo

De acordo com o *bouncing* elástico da corrida o tempo de contato efetivo (t_{ce}) representa a metade do período da oscilação de um sistema elástico. Logo, t_{ce} semelhantes entre a corrida com e sem fadiga sugerem que a frequência do sistema e também rigidez vertical normalizada pela massa serão semelhantes. A Figura 4.3 ($kM=a_{v,mx}/S_{ce}$; c (i) e d (i)) mostra a rigidez vertical normalizada pela massa nas situações sem e com fadiga respectivamente. É possível observar a similaridade de comportamento entre as duas situações. Na mesma figura a rigidez vertical normalizada pela massa ($kM=a_{v,mx}/S_{ce}$) apresenta um comportamento constante até 12 km.h^{-1} ($p>0,05$) (note que t_{ce} e t_{ae} se mantêm semelhantes até esta velocidade) e depois apresenta um aumento significativo devido o aumento da velocidade de progressão ($p<0,05$, Tabela C.1 Apêndice). Este comportamento pode ser visto de maneira mais acentuada na situação sem fadiga. A Figura 4.3 (f ; c (ii) e d (ii)) mostra a frequência de passo e frequência do sistema plotadas em um único gráfico. Observa-se que na situação sem fadiga a frequência do sistema é significativamente maior que a frequência de passo a partir de 11 km.h^{-1} e a partir de 10 km.h^{-1} na situação com fadiga. Na situação sem fadiga, nas baixas velocidades de corrida, onde $t_{ce}=t_{ae}$ a frequência de passo é igual à frequência do sistema (Cavagna *et al.*,

1988). O contrário acontece a partir de 11 km.h⁻¹ quando $t_{ce} < t_{ae}$ e a frequência do sistema é significativamente maior que a frequência de passo. Na situação com fadiga, embora os resultados apontem uma tendência de simetria entre t_{ce} e t_{ae} e S_{ce} e S_{ae} (Figura 4.1; b (i) e b(ii)) a condição de semelhança entre frequência do sistema e frequência de passo ocorreu somente a 9 e a 10 km.h⁻¹.

Tabela 4.1 Índices de significância estatística (p 's) indicando as velocidades (V 's) nos quais os pares de variáveis listadas são significativamente diferentes dentro de cada situação.

V Km h ⁻¹	SEM FADIGA			COM FADIGA		
	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
9	0,053	0,074	0,961	0,001	0,008	0,160
10	0,386	0,513	0,330	0,208	0,001	0,138
11	0,491	0,112	0,059	0,488	0,884	0,004
12	0,061	0,564	0,007	0,006	0,423	0,001
13	0,006	0,026	0,001	0,070	0,227	0,004
14	0,022	0,047	0,006	0,001	0,001	0,001

Rigidez vertical e rigidez da perna

O cálculo de rigidez vertical, baseado no modelo massa mola ($K_{vert} = F_{v,mx} / \Delta S_c$) é apresentado na Figura 4.4 (k_{vert} e (i) e f (i)) sem e com fadiga respectivamente. Nota-se que na primeira situação a K_{vert} não apresenta diferenças significativas entre as velocidades até 11 km.h⁻¹ ($p > 0,05$). Com fadiga a K_{vert} foi significativamente maior independente da velocidade ($p < 0,05$ Tabela C, Apêndice). Os valores da k_{leg} experimental e da $k_{leg-McMahon}$ foram significativamente diferentes somente na situação com fadiga nas velocidades de 12 km.h⁻¹, 13 km.h⁻¹ e 14 km.h⁻¹ ($p < 0,05$ Tabela 4.2) (Figura 4.4 g (ii) e h (ii)). Não foi observado efeito da velocidade de progressão sobre a k_{leg} experimental ($p > 0,05$ Tabela C, Apêndice). Para a $k_{leg-McMahon}$ foi encontrado $p < 0,05$ quando avaliado o efeito da velocidade, porém não foram identificadas diferenças específicas.

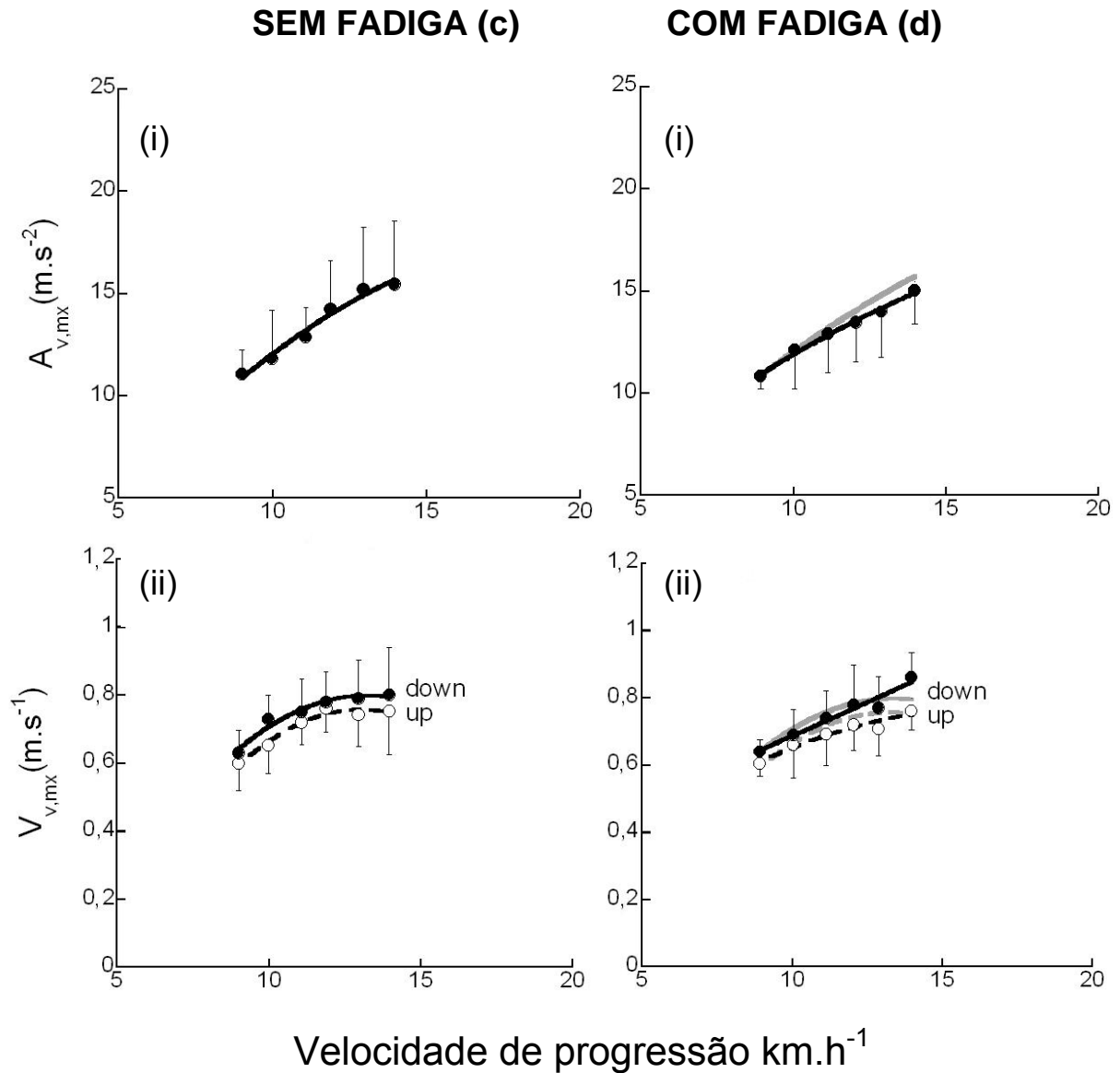


Figura 4.2 (c) Corrida sem efeito da fadiga (d) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. Nas figuras c (i) e d (i) é apresentada a aceleração ascendente máxima ($a_{v, mx}$). Nas figuras c (ii) e d (ii) apresenta-se as velocidades vertical máxima ascendente e descendente ($V_{v, mx, up}$ e $V_{v, mx, down}$) respectivamente, atingidas pelo CM durante o passo, em função da velocidade de corrida. As diferenças com e sem fadiga não são estatisticamente significativas ($p > 0,05$).

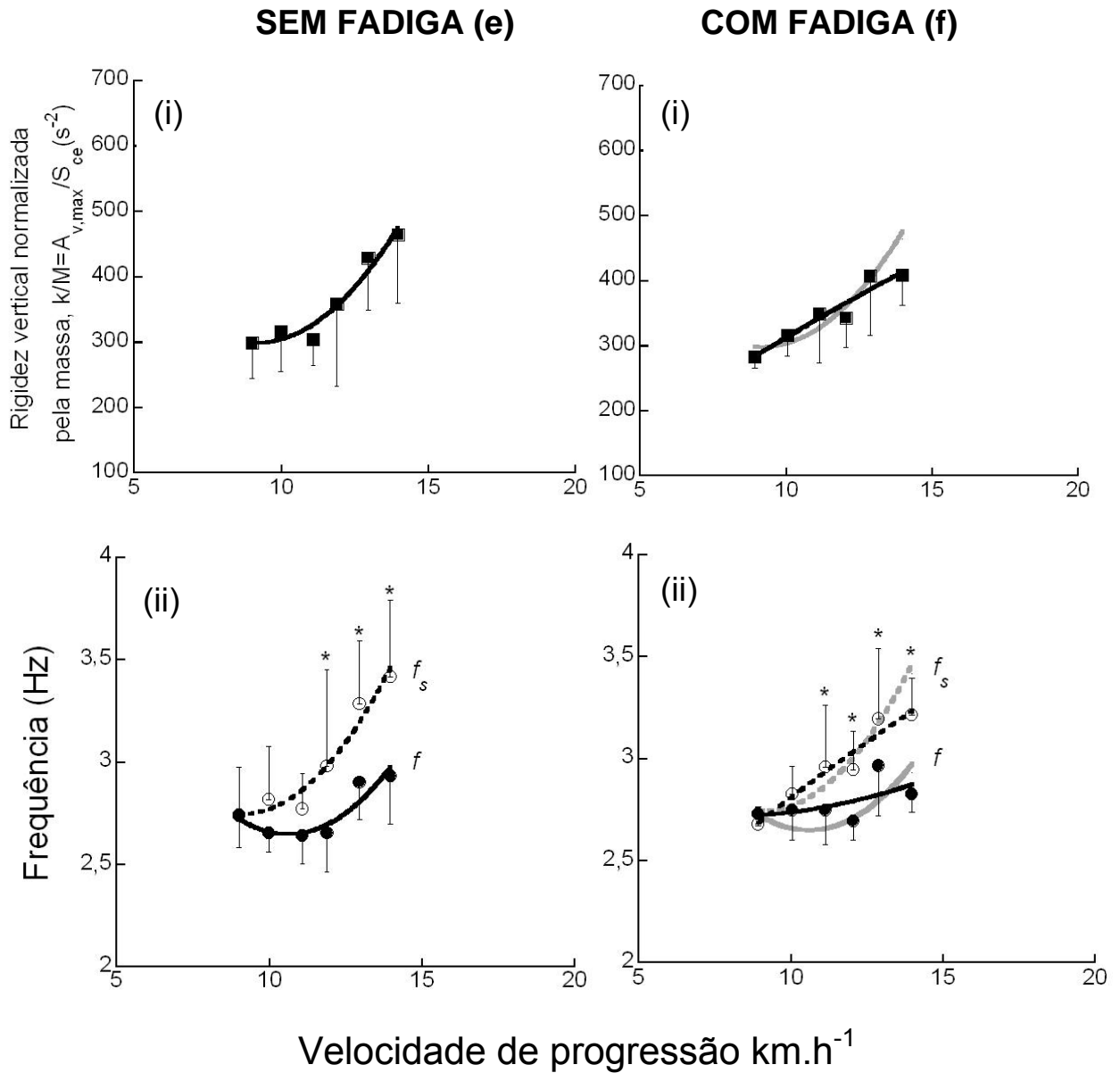


Figura 4.3 (e) Corrida sem efeito da fadiga (f) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza sobrepostas da situação sem fadiga para comparação. As figuras e (i) e f (i) mostram a rigidez vertical normalizada pela massa ($kM=A_{v,max}/S_{ce}$) que se apresenta similar nas duas situações. As figuras e (ii), f (ii) mostram a frequência do sistema (f_s , linha pontilhada) e a frequência de passo (f , linha contínua) comportando-se de forma semelhante nas situações de baixas velocidades de corrida tanto sem quanto com efeito da fadiga. A estatística e outras indicações são as mesmas da Figura 4.1.

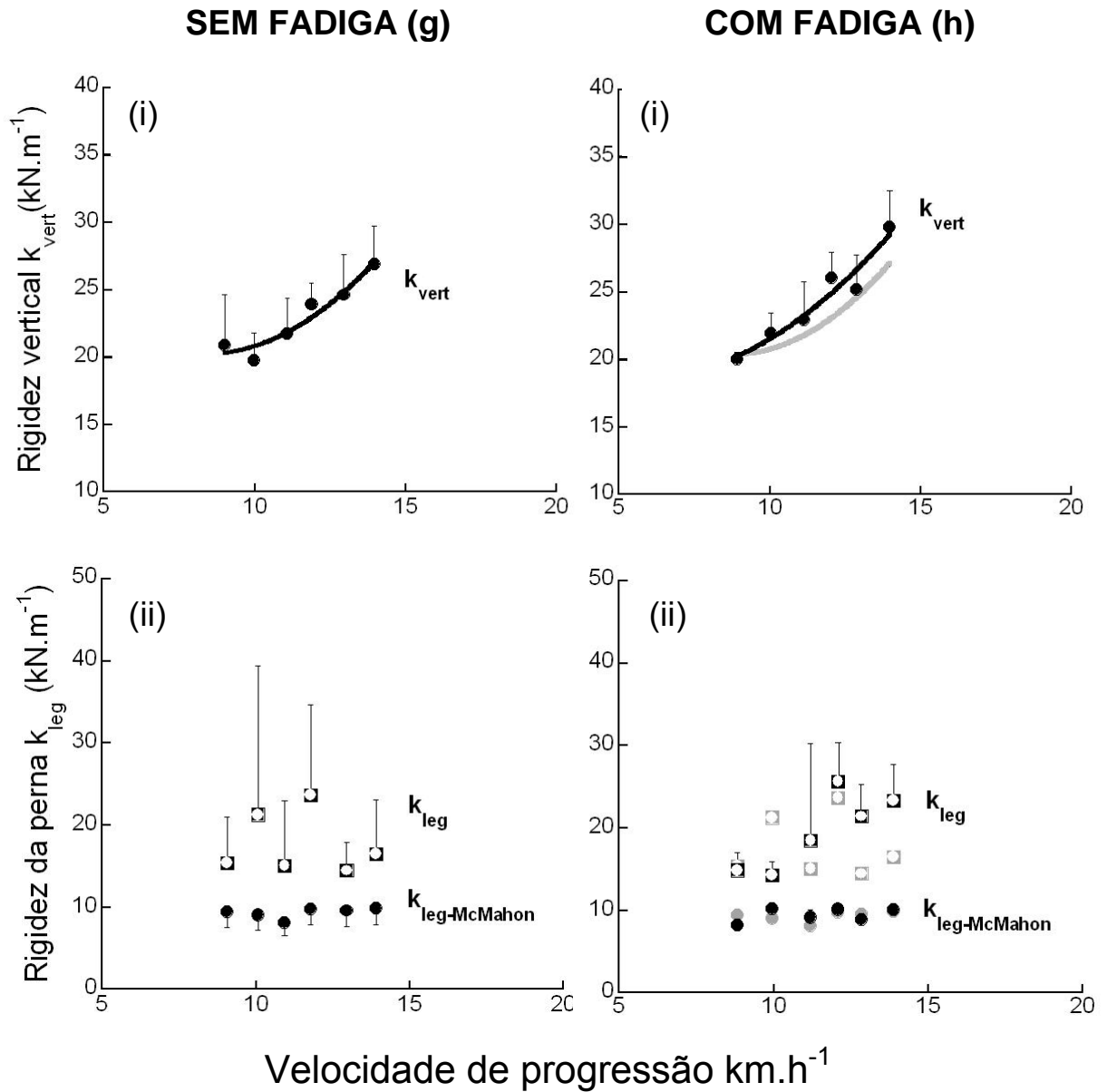


Figura 4.4 (g) Corrida sem efeito da fadiga (h) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza e símbolos gráficos sobrepostos da situação com fadiga para comparação. Nas figuras g (i) e h (i) a K_{vert} é representada por círculos preenchidos. Nas figuras g (ii) e h (ii) a K_{leg} (círculos abertos destacados) e a $K_{\text{leg-McMahon}}$ são plotadas em função da velocidade de progressão.

4.2 Trabalho e potência

Trabalho mecânico

O W_{ext} normalizado pela massa e por unidade de distância realizado para sustentar o movimento do CM do corpo no plano sagital é apresentado na Figura 4.5 (W_{ext} g (i) e h (i)) em função da velocidade de corrida. Nota-se que com o aumento da velocidade de progressão aumenta o trabalho realizado para sustentar as mudanças de velocidade na direção horizontal. Nas duas situações (sem e com fadiga) o W_{extf} comporta-se de maneira semelhante. O trabalho feito contra a gravidade (W_{extv}) diminui com o aumento da velocidade de progressão e apresenta uma ligeira diminuição na situação com fadiga. Conseqüentemente, observa-se diminuição significativa do W_{ext} na situação com fadiga ($p < 0,05$ Tabela C, Apêndice). A Figura 4.5 (W_{tot} g (ii) e h (ii)) mostra que o W_{tot} por unidade de distância ($W_{\text{tot}} = W_{\text{ext}} + W_{\text{int}}$) é compensado entre as duas situações. O trabalho positivo feito para elevar e acelerar o centro de massa em relação ao ambiente externo (W_{ext}) é menor com fadiga, porém o trabalho feito para acelerar os membros em relação ao CM não apresentou aumento significativo com a fadiga ($p > 0,05$).

Tabela 4.2 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 situação.

V_f Km h^{-1}	SEM FADIGA k_{leg} vs $k_{\text{leg-McMahom}}$	COM FADIGA k_{leg} vs $k_{\text{leg-McMahom}}$
9	0,133	0,187
10	0,467	0,213
11	0,132	0,126
12	0,050	0,001*
13	0,166	0,001*
14	0,227	0,002*

Potência *push* e Potência *step*

A Figura 4.6 (P_{push} k (i) e l (i)) apresenta o trabalho positivo feito contra a gravidade dividido pelo tempo de trabalho positivo (t_{push}). A P_{push} não pôde ser calculada pelo W_{int} , pois como esta variável foi estimada não foi possível separar trabalho positivo e trabalho negativo. Como esperado, observou-se uma diminuição significativa ($p < 0,05$ Tabela C, Apêndice) da P_{push} na situação com fadiga, devido principalmente a diminuição de W_{ext} . Para compensar esta diminuição é possível notar na Figura 4.6 (P_{step} k (i) e l (i)) que a P_{step} , em suas frações, (potência mecânica total (\dot{W}_{tot}) externa (\dot{W}_{ext}) e interna (\dot{W}_{int}) durante o passo) apresenta um comportamento similar ao trabalho mecânico por unidade de distância. Assim como para o trabalho mecânico externo, foi observada uma diminuição significativa na P_{step} quando calculada pelo W_{ext} ($p < 0,05$ Tabela C, Apêndice).

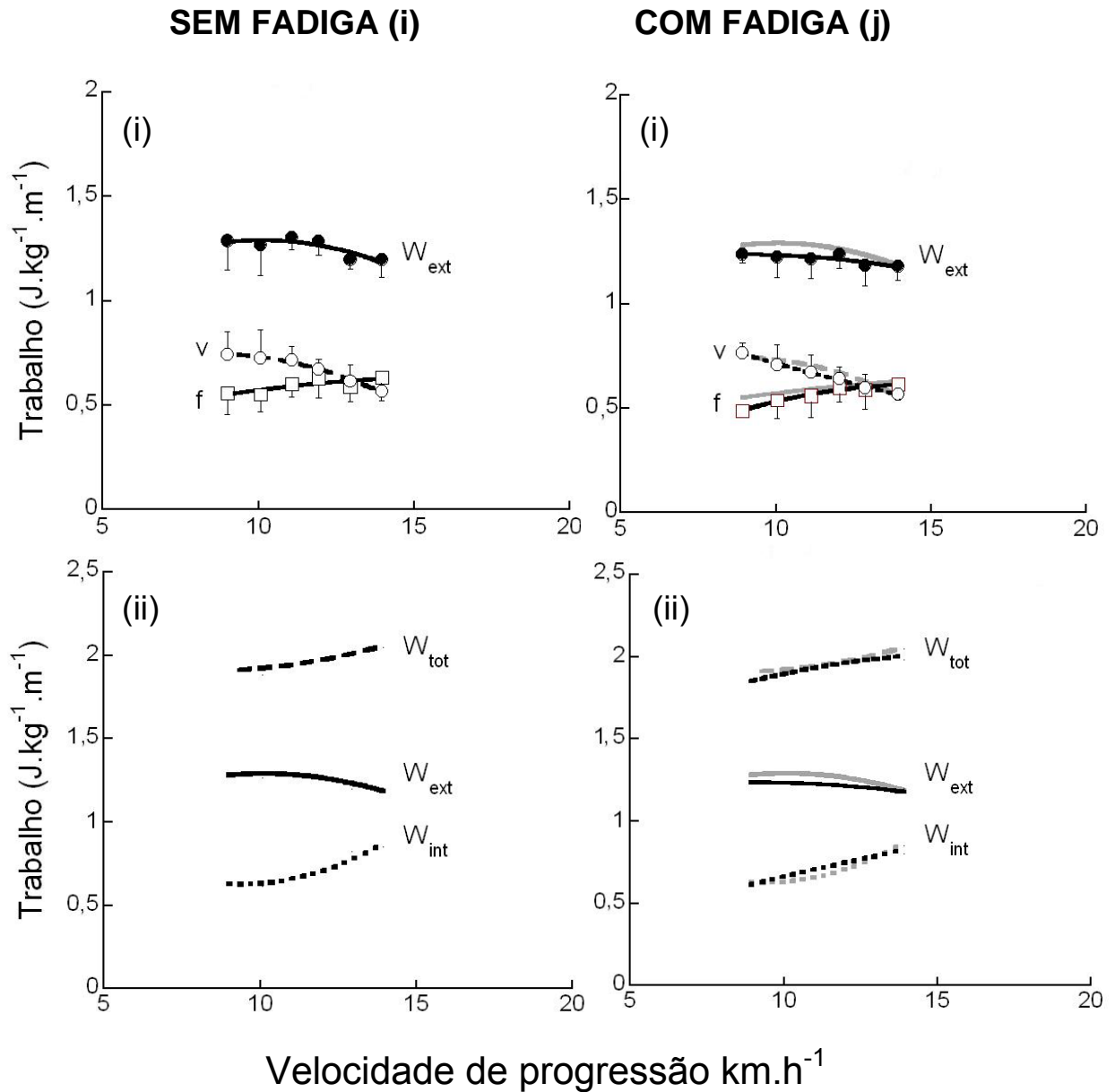


Figura 4.5 (i) Corrida sem efeito da fadiga (j) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Nas figuras i (i) e j (i) o trabalho externo em função da distância W_{ext} (círculos preenchidos) é plotado com dois componentes: o trabalho feito contra a gravidade W_{extv} (círculos abertos) e o trabalho feito para sustentar as mudanças da velocidade horizontal W_{extf} (quadrados abertos). Nas figuras g (ii) e h (ii) trabalho mecânico total W_{tot} feito por unidade de distância (linha tracejada) é dado pela soma de W_{ext} (linha sólida) e W_{int} (linha pontilhada).

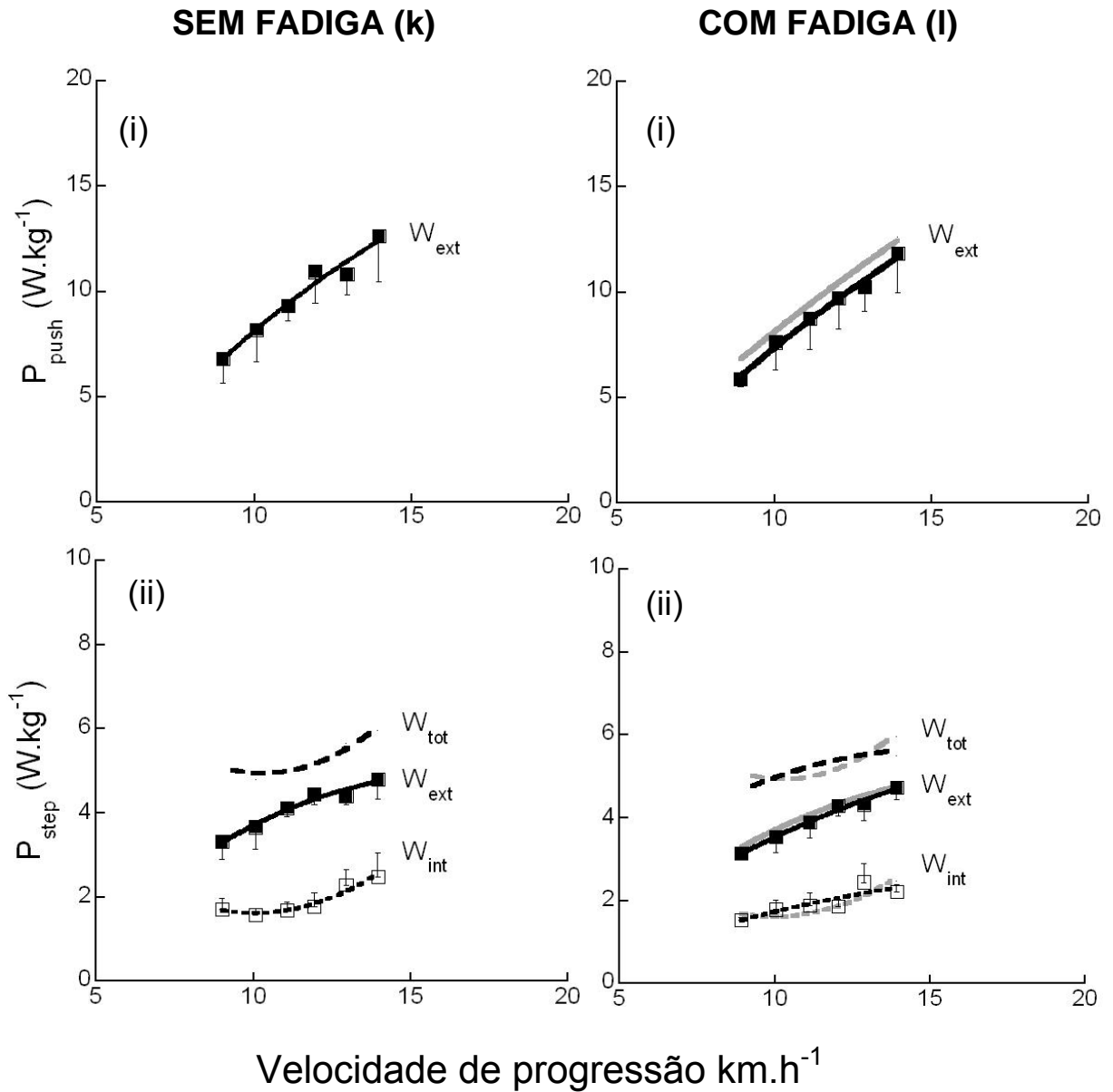


Figura 4.6 (i) Corrida sem efeito da fadiga (j) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Nas figuras k (i) e j (i) apresenta-se a potência *push* dada através do w_{ext} dividido pelo tempo de trabalho positivo (t_{push}). Nas figuras k (ii) e j (ii) apresenta-se a potência *step* calculada através do w_{tot} feito por unidade de tempo (tempo do passo) (linha tracejada) e suas frações: potência *step* dada pelo w_{ext} (quadrados preenchidos) e potência *step* dada pelo w_{int} (quadrados abertos).

4.3 Assimetrias contato despregue

Assimetrias contato - despregue: evidências no comportamento das energias mecânicas e no deslocamento vertical do CM durante o contato

O modelo massa mola da corrida humana assume que o CM corporal, durante o contato, atua como uma mola que comprime e alonga com o mesmo deslocamento e a mesma velocidade vertical. Assim, assume-se que a unidade músculo-tendínea trabalha da mesma forma entre o alongamento e o encurtamento. Porém, o desvio deste modelo simétrico pode ser observado através do comportamento das energias mecânicas do CM (E_k) e pela diferença entre tempo de trabalho positivo (t_{push}) e trabalho negativo (t_{brake}) apresentado na Figura 4.8 a e 4.8 b (barras horizontais) e na Figura 4.10. Outras evidências, em relação às energias e S_v do CM, podem ser vistas na figuras 4.9 a, 4.9b e 4.7. As figuras 4.9 a e 4.9 b apresentam as energias E_p e E_k normalizadas.

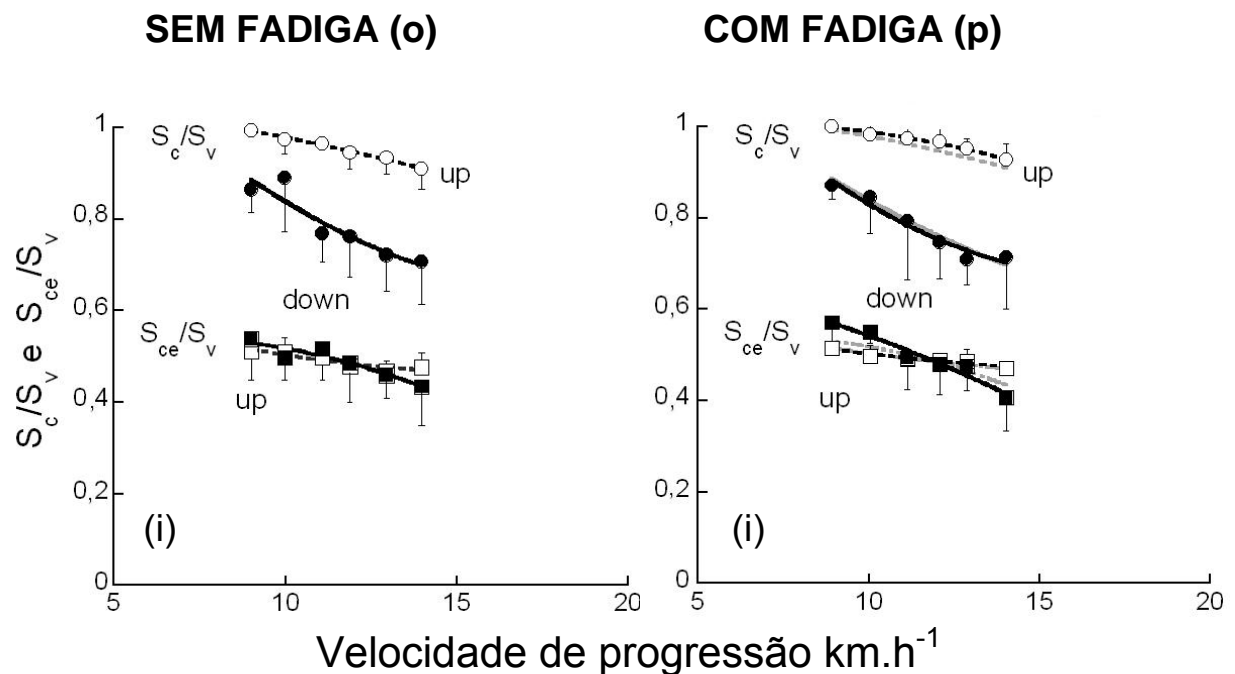


Figura 4.7 (o) Corrida sem efeito da fadiga (p) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Deslocamento vertical durante contato e amplitude da oscilação do bouncing elástico. Os deslocamentos são expressos como uma fração dos deslocamentos verticais descendente e ascendente ($S_{c,down}/S_{v,down}$, círculos preenchidos, 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 bouncing elástico: ($S_{ce,down}/S_{v,down}$, quadrados preenchidos) ($S_{ce,up}/S_{v,up}$, quadrados abertos).

As assimetrias contato despregue aparecem em todas as velocidades apresentadas, porém parece existir uma diminuição destas conforme aumenta a velocidade de corrida principalmente pela diminuição do $S_{c,up}$ e pela menor diferença entre os picos de E_k . Na situação com fadiga, ao contrário, a fase de $S_{c,up}$ tende a ser maior, acontecendo praticamente até o pico de E_p mostrando-se assim mais assimétrica. Os deslocamentos verticais do CM traçados na Figura 4.7 reforçam esta relação. Os deslocamentos são expressos como uma fração dos deslocamentos verticais descendente e ascendente ($S_{c,down}/S_{v,down}$, círculos preenchidos, e $S_{c,up}/S_{v,up}$, círculos abertos). A razão $S_{c,up}/S_{v,up}$ aumentou significativamente com a fadiga ($p < 0,05$ Tabela C, Apêndice) demonstrando que a assimetria contato despregue acentuou-se com a fadiga.

Na mesma figura é apresentada a fração do deslocamento vertical realizado pela amplitude da oscilação do bouncing elástico: ($S_{ce,down}/S_{v,down}$, quadrados preenchidos) ($S_{ce,up}/S_{v,up}$, quadrados abertos). Quando a fase aérea é nula todo o deslocamento vertical acontece em contato com o solo e $S_c/S_v=1$. Esta razão não sofreu efeito da fadiga.

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) (Figura 4.7). Em outras palavras, quando ocorre o despregue do pé em relação ao solo o CM está mais elevado do que no momento em que o pé entra em contato com o solo novamente. Assim a fase balística de elevação também modifica-se. O deslocamento vertical do CM da fase ascendente ($S_{a,up}$) diminuiu significativamente com o efeito da fadiga (Figura 4.9 a e b) ($p < 0,05$, Tabela C, Apêndice).

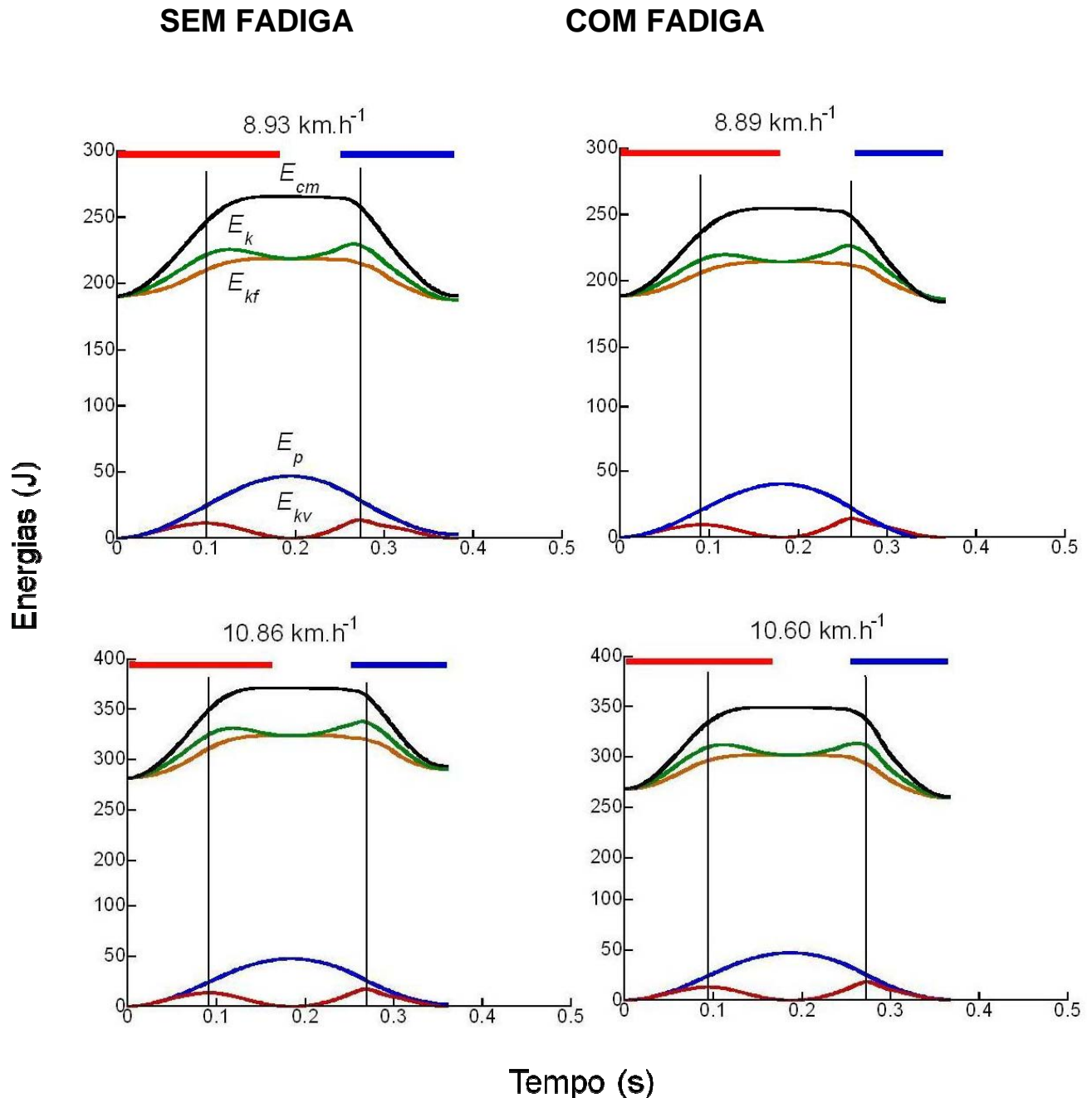


Figura 4.8a Energia mecânica do CM corporal durante um passo da corrida indicado por velocidades acima das figuras, na situação sem e com fadiga de um participante (sexo feminino, 37 anos, 61,7 kg de massa corporal, 1,65 m de altura). Em cada painel são mostradas a energia potencial gravitacional (E_p , azul), a energia cinética vertical (E_{kv} , vermelho), a energia cinética horizontal (E_{kf} , marrom), a energia cinética no plano sagital ($E_k = E_{kv} + E_{kf}$, verde), e a energia total do CM corporal no plano sagital ($E_{cm} = E_p + E_k$, preto). As energias foram obtidas dos sinais de FRS e o método está descrito no capítulo 3. Os limites correspondem ao mínimo valor atingido por E_p . As barras horizontais indicam o tempo de contato durante o passo. O tempo de trabalho positivo (incrementos de E_{cm}) é indicado pelo vermelho enquanto que o tempo de trabalho negativo é indicado pelo azul. O espaço entre as barras horizontais indica o tempo aéreo. Nota-se que o trabalho positivo é maior que o trabalho negativo e a E_p é menor na situação com fadiga para ambas as velocidades (velocidades $\sim 9 \text{ km.h}^{-1}$ a redução da E_p foi 14%) e que o tempo de passo também diminui. As linhas verticais apontam os picos de E_{kv} . Percebe-se uma proximidade entre os picos de

E_k e E_{kv} durante o deslocamento descendente ao contrário do máximo de E_{kv} durante deslocamento ascendente do CM.

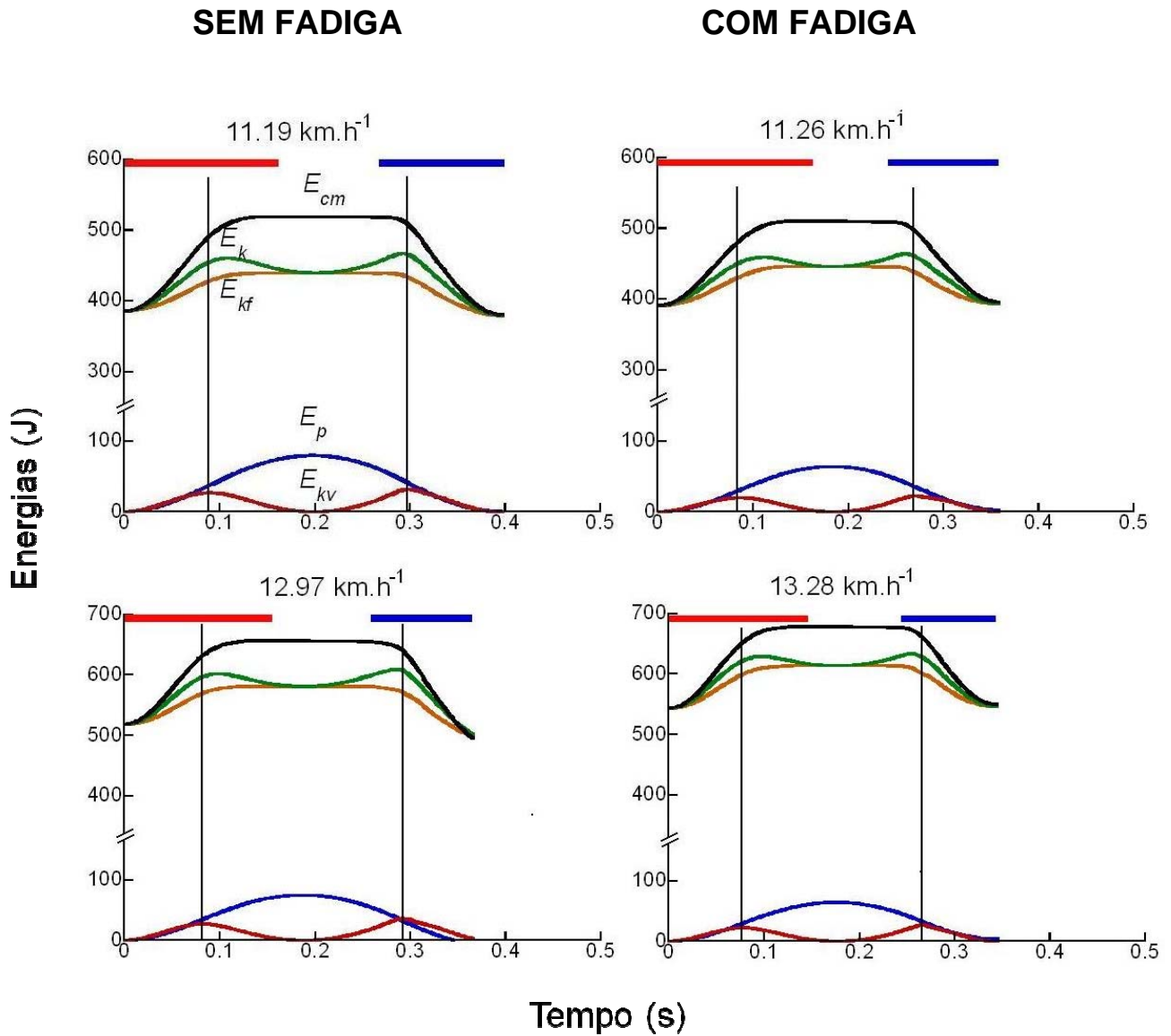


Figura 4.8b Energia mecânica do CM corporal durante um passo da corrida indicado por velocidades acima das figuras, na situação sem e com fadiga de um participante (sexo masculino, 39 anos, 80,9 kg de massa corporal, 1,76 m de altura). As indicações são as mesmas da Figura 4.8a. Nota-se que o trabalho positivo é maior que o trabalho negativo e a E_p é menor na situação com fadiga para ambas as velocidades (velocidades ~ 13 km.h⁻¹ a redução da E_p também foi de 14%) e que o tempo de passo também diminui.

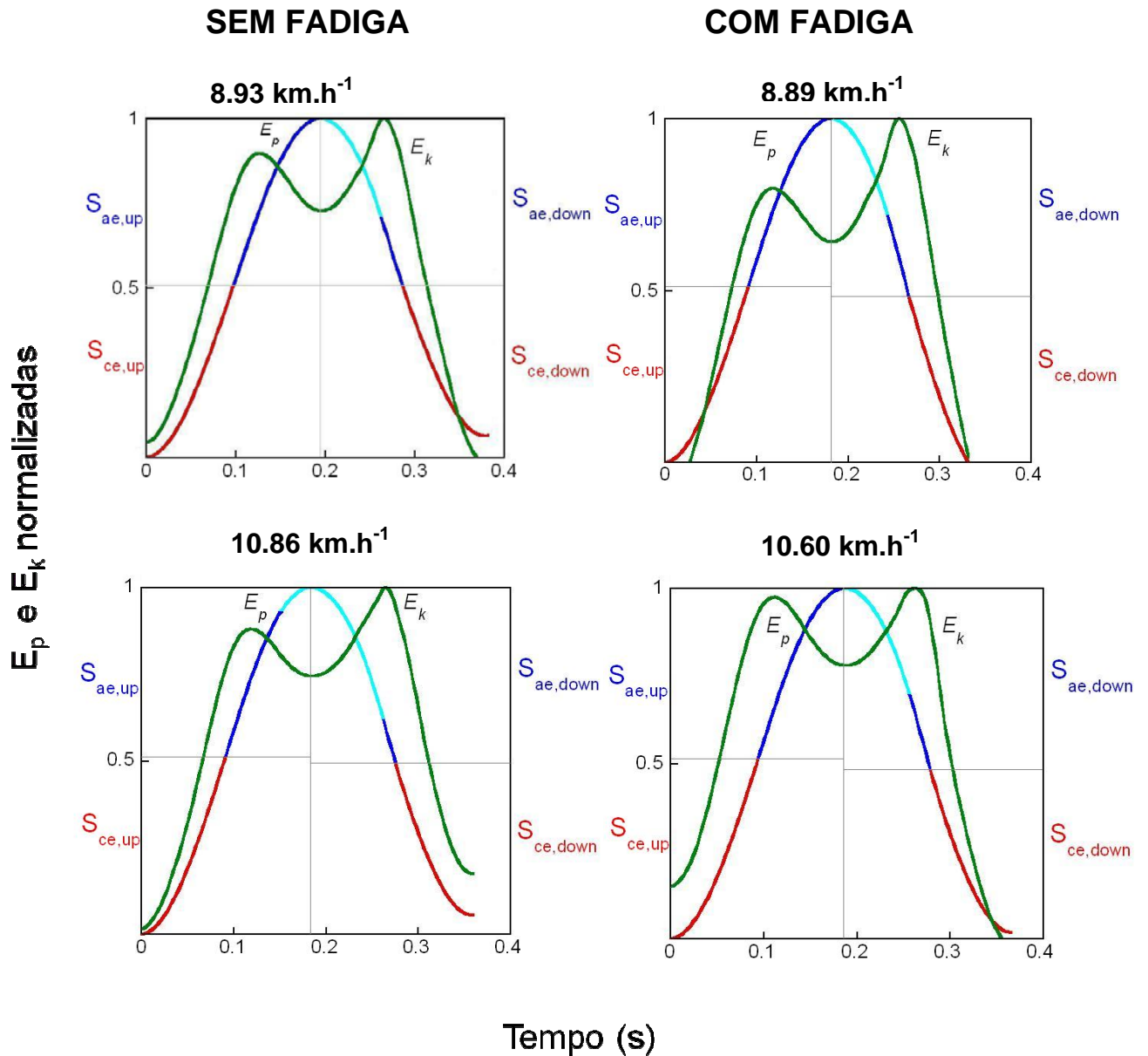


Figura 4.9a Quatro fases do bouncing elástico durante um passo da corrida. Mesmo participante e velocidades da figura 4.8a. São ilustradas com as mudanças na energia potencial gravitacional, E_p e energia cinética, $E_k = E_{kv} + E_{kf}$ (verde) normalizadas para uma oscilação entre zero e um. As cores da curva de E_p distinguem as frações do passo quando a F_v exercida é maior que o PC (vermelha) e menor que o peso corporal (azul). A linha azul escuro indica a fase de contato do pé com o solo enquanto que a linha azul claro indica a fase aérea. As quatro fases correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração ascendente do CM $S_{ce,up}$ (vermelho), frenagem ascendente do CM $S_{ae,up}$ (azul), aceleração descendente do CM $S_{ae,down}$ (azul) e frenagem descendente $S_{ce,down}$ (vermelho). As linhas que formam quadrantes sobre as figuras auxiliam na distinção de cada fase. As assimetrias contato despregue podem ser visualizados: (i) pelo menor movimento balístico da elevação em relação ao maior movimento balístico da queda; (ii) o pico de E_k ($E_{k_{mx,down}}$) maior na queda do que na elevação

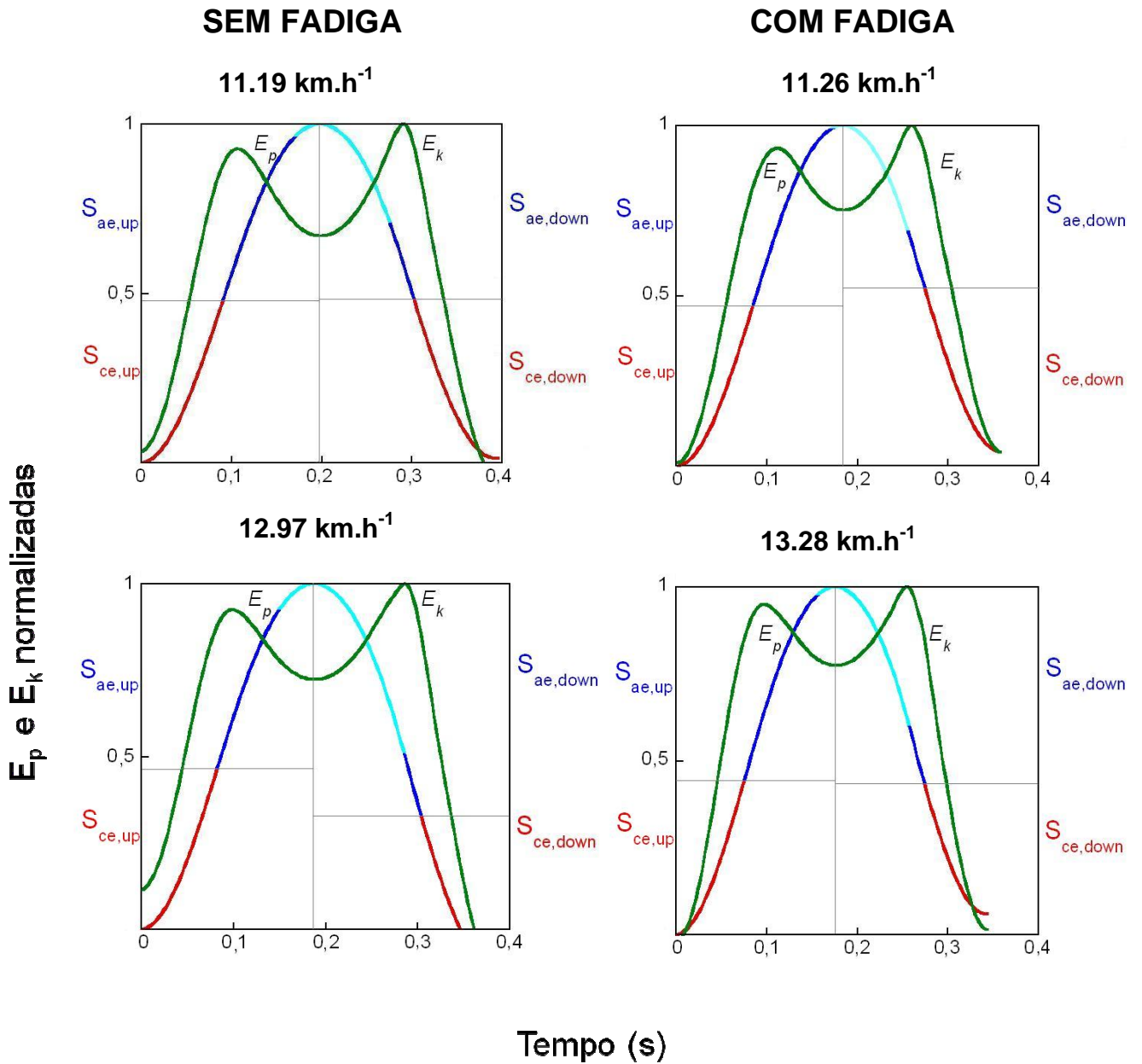


Figura 4.9b Quatro fases do bouncing elástico durante um passo da corrida. Mesmo participante e velocidades da figura 4.8b. As indicações são as mesmas da figura 4.9a.

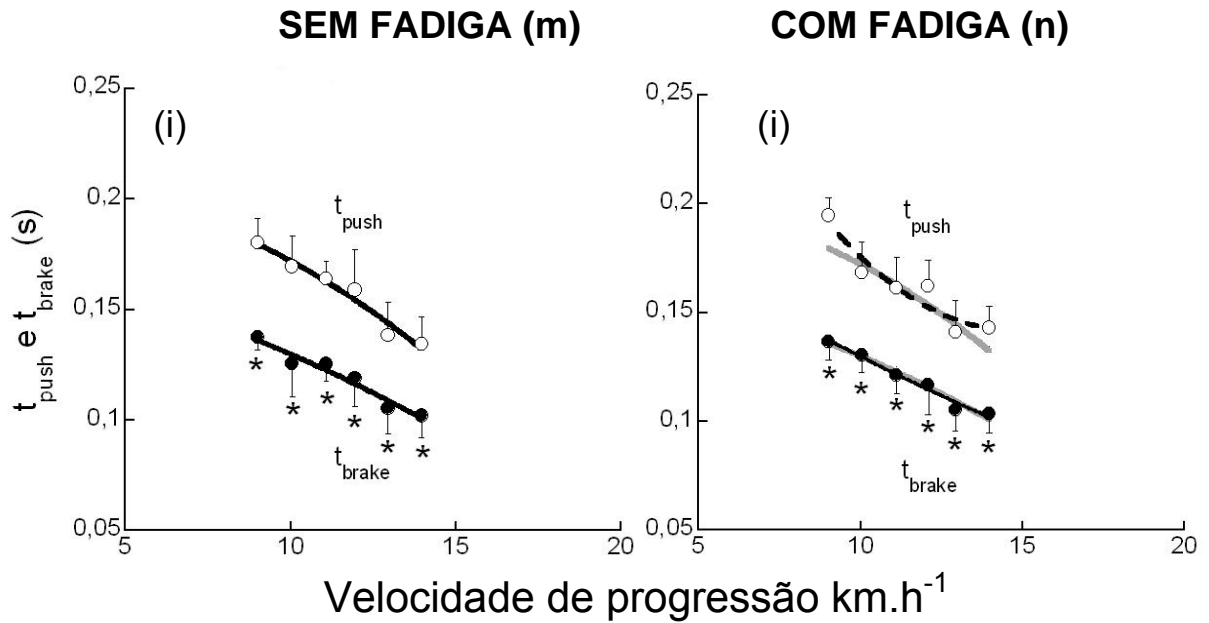


Figura 4.10 (m) Corrida sem efeito da fadiga (n) Corrida com efeito da fadiga, com linhas cinza na situação com fadiga para comparação. Duração de trabalho positivo e trabalho negativo. As figuras (t_{push} e t_{brake} m (i) e n (i)) apresentam a duração do trabalho positivo feito a cada passo durante a fase de empurre do pé contra o solo (círculos abertos e barras vermelhas nas figuras 4.8a e 4.8b) e o trabalho negativo feito a cada passo durante a frenagem do pé contra o solo (círculos preenchidos e barras azuis nas figuras 4.8a e 4.8b) plotados em função da velocidade de corrida. Nota-se que a duração de trabalho positivo é claramente maior que a duração de trabalho negativo em todas as velocidades analisadas (os asteriscos indicam $p < 0,05$. Esse resultado aponta uma assimetria contato despegue presente até a velocidade de $14 km.h^{-1}$. O t_{push} e t_{brake} não sofreram efeito da fadiga ($p > 0,05$).

5 DISCUSSÃO

5.1 Oscilação vertical do *bouncing* elástico

O CM do corpo oscila verticalmente acima e abaixo de uma posição de equilíbrio durante a corrida humana. Esta posição de equilíbrio é encontrada quando a força de reação vertical iguala a força peso, deste modo, dividindo o passo de corrida em duas fases, nomeadamente fase superior e fase inferior da oscilação do CM. Durante a corrida de baixa velocidade, a duração da fase inferior da oscilação do CM é igual à duração da fase superior ou, em outras palavras, do ponto de vista temporal, o *bouncing* é simétrico. A oscilação vertical da corrida humana passa a ser assimétrica (duração da parte superior do deslocamento vertical do CM maior que a duração da parte inferior) a partir de 11 km.h⁻¹ para manter o equilíbrio entre o *Momentum* ($\bar{a}_{v,ce} t_{ce} = \bar{a}_{v,ae} t_{ae}$). Esta assimetria é decorrente de um ajuste a partir da maior força produzida durante a fase inferior da oscilação do CM. De fato, durante esta fase a componente vertical da força média produzida contra o piso ultrapassa a força gravitacional, enquanto que durante a fase superior da oscilação, a força que atua no CM não ultrapassa a força gravitacional (Cavagna *et al.*, 1988).

Em adultos jovens a assimetria entre t_{ce} e t_{ae} e S_{ce} e S_{ae} foi observada entre 8 e 10 km.h⁻¹ (Cavagna *et al.*, 2008b). Em outro estudo Cavagna *et al.*, (1988) observaram assimetria na corrida humana a partir de 11 km.h⁻¹. No presente estudo, a assimetria ocorreu a partir de 12 km.h⁻¹ ($p < 0,05$, tabela 4.1). Analisando situações extremas, como o efeito da idade, foi possível notar que o t_{ce} e t_{ae} e S_{ce} e S_{ae} foram simétricos em idosos até a velocidade de 17 km.h⁻¹ apresentando, inclusive, em uma longa faixa de velocidades uma assimetria inversa, ou seja, $t_{ce} > t_{ae}$ e $S_{ce} > S_{ae}$. Esta situação revela quanto a diminuição da força pelo efeito da idade compromete o *bouncing* elástico e conseqüentemente o mecanismo elástico na corrida do idoso (Cavagna *et al.*, 2008b).

Com a fadiga observa-se um padrão menos intenso. Enquanto que a diferença entre a aceleração vertical máxima é de 75 % entre indivíduos jovens e idosos para velocidades entre 15 e 17 km.h⁻¹ (Cavagna *et al.*, 2008b), a diferença entre as situações sem e com fadiga para a velocidade onde foi observada assimetria (9 km.h⁻¹) foi somente 3 %.

Note que na velocidade mais baixa ocorre a assimetria inversa ($t_{ce} > t_{ae}$ e $S_{ce} > S_{ae}$), porém, após surge uma faixa de simetria entre t_{ce} e t_{ae} e S_{ce} e S_{ae} e a 14 km.h^{-1} surge a situação de assimetria ($t_{ce} < t_{ae}$ e $S_{ce} < S_{ae}$, Figura 4.1).

Como explicado anteriormente, a assimetria é uma consequência do aumento da aceleração vertical média da fase de contato efetivo que aumenta ultrapassando $1g$, enquanto que a aceleração vertical média da fase aérea efetiva não pode aumentar além de $1g$. Como o t_{ce} diminui com a velocidade de corrida a consequência é o aumento do t_{ae} . Esta condição pode ter sido preservada na velocidade de 13 km.h^{-1} possivelmente devido à diminuição da força aplicada, deste modo mantendo a $\bar{a}_{v,ae}$ semelhante à $\bar{a}_{v,ce}$ e um bouncing simétrico.

5.2 Frequência do sistema e frequência de passo

Quando o deslocamento vertical do CM oscila de forma simétrica ($t_{ce} = t_{ae}$) a frequência do passo (f) é igual a frequência do próprio sistema elástico (f_s), determinada pela rigidez e massa corporal através da equação que define a frequência de um movimento harmônico simples (item 2.2.3). Assumindo esta condição, espera-se que a semelhança ocorra também com a rigidez mecânica, ou seja, a baixas velocidades de corrida humana a frequência de passo e a rigidez vertical normalizada pela massa também deveriam permanecer constantes.

A condição observada na situação sem fadiga (constante até 12 km.h^{-1} , $p > 0,05$) está de acordo com o conceito exposto acima, demonstrado tanto pelo parâmetro de rigidez vertical normalizada pela massa quanto pela frequência de passo e do sistema (Figura 4.3). O resultado também está de acordo a afirmação de que a maior aproximação entre frequência de passo livremente escolhida e frequência do sistema ocorre em velocidades inferiores a 11 km.h^{-1} (Cavagna *et al.*, (1997). Acredita-se que a ressonância entre as duas cria um mecanismo de armazenamento de energia, requerendo o mínimo de energia metabólica de “entrada” e máxima eficiência mecânica. Esses parâmetros somente se modificam a partir de 12 km.h^{-1} através de um aumento da frequência do sistema em proporção maior que o acréscimo na frequência de passo. Isso pode ser explicado pelo aumento da aceleração vertical média da fase de contato efetivo que excede $1g$ e consequentemente t_{ae} excede t_{ce} e a frequência de passo, $f = 1 \cdot (t_{ce} + t_{ae})^{-1}$, torna-se

menor que a frequência do sistema $f_s = 1 \cdot (2 \cdot t_{ce})^{-1}$. Cavagna *et al.* (1991) afirmam que esta estratégia é adotada para conter o aumento da potência mecânica média do passo (P_{step}) limitada aerobicamente. Em outras palavras, é mais econômico correr com longos saltos ou maior comprimento de passo, sendo esta uma estratégia mais conveniente para diminuir o consumo de oxigênio requerido em baixas e moderadas velocidades de corrida, sendo sustentado pelo sistema anaeróbico e pela potência mecânica de trabalho positivo (P_{push}) (Figura 4.6).

Porém, na situação com fadiga em que a P_{push} está prejudicada 8 % em média ($p < 0,05$) (Figura 4.6) quais estratégias podem ser observadas? A primeira estratégia observada seria o aumento da frequência de passo. Porém, o presente estudo não mostrou diferença significativa da frequência de passo com e sem fadiga. No caso dos idosos a frequência de passo é igual ou maior que a frequência do sistema mesmo em altas velocidades, ou seja, os idosos não adotam maior comprimento de passo mesmo em intermediárias e altas velocidades de corrida (Cavagna, Legramandi *et al.*, 2008b). Ao contrário com fadiga, observa-se a estratégia de limitar o consumo de oxigênio adotando uma frequência de passo menor que a frequência do sistema já a partir de $10 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$.

Portanto, pode-se dizer que as estratégias que determinam a escolha da f , a uma determinada velocidade de corrida que são: (i) ressonância entre frequência de passo e frequência do sistema (geralmente adotada em baixas e moderadas velocidades de corrida) (ii) minimização da P_{step} e P_{push} adotando uma menor frequência de passo em velocidades a partir de $13 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ (para limitar o sistema aeróbico) são preservadas mesmo com o efeito da fadiga.

5.3 Mecanismo elástico

Os cálculos de rigidez mecânica do *bouncing* elástico representam as propriedades da mola do movimento vertical do corpo e da perna. Logo, é possível inferir se a corrida está sendo mais ou menos elástica, não necessariamente pela medida direta das propriedades elásticas dos músculos e tendões.

O modelo teórico (modelo massa mola) e as simulações (corrida humana) apresentadas por Cavagna *et al.*, (1988), Blickhan (1989) e McMahon e Cheng (1990) apresentam como a rigidez vertical (k_{vert}) e a rigidez da perna (k_{leg}) comportam-se com a velocidade de progressão na corrida. Está bem estabelecido

na literatura que a k_{vert} aumenta a partir de velocidades moderadas, como a partir de 11 km.h^{-1} , conforme mostram os dados do presente estudo (Figura, 4.4). Enquanto isso, a k_{leg} permanece constante devido aos ajustes dos componentes da fórmula (eq.3.11) como aumento do pico de força vertical ($F_{v,\text{mx}}$) e aumento da variação de comprimento da perna (ΔL), mesmo em condições de fadiga (Morin, Jeannin *et al.*, 2006). A rigidez da perna (k_{leg}) apresentou $p < 0,05$, porém não foram diagnosticadas as diferenças específicas.

Dutto e Smith (2002) apresentam valores de k_{leg} de $9,3 \text{ kN.m}^{-1}$ sem fadiga e 9 kN.m^{-1} com fadiga para uma velocidade média de 14 km.h^{-1} . Os resultados do presente estudo coincidem com os valores encontrados no estudo de Dutto e Smith (2002): $k_{\text{leg-McMahon}} \text{ teórica} = 9,31 \pm 0,63 \text{ kN.m}^{-1}$ sem fadiga e $9,34 \pm 0,82 \text{ kN.m}^{-1}$ com fadiga (média e *DP* de $n=67$ corridas e $n=77$ corridas respectivamente em velocidades de 9 km.h^{-1} a 14 km.h^{-1} , Figura 4.4).

Contrariando a afirmação acima, Arampatzis (1999) diz que a k_{leg} é influenciada pela velocidade de corrida. O autor acredita que esta influência não é observada pelo método de cálculo da $k_{\text{leg-McMahon}} \text{ teórica}$, pois a variação do comprimento da perna (eq. 3.11) é superestimada. Assim parece ser claro porque a $k_{\text{leg-McMahon}} \text{ teórica}$ não aumenta com a velocidade. Através de um método experimental, Arampatzis (1999) mediu a variação do comprimento da perna e observou um aumento significativo da k_{leg} . No atual estudo, ao contrário, não foi observado um aumento significativo da k_{leg} com o aumento da velocidade. Isso pode ser explicado pela diferença entre o método experimental empregado para medir a variação do comprimento da perna. Enquanto Arampatzis calculou a mudança de comprimento entre o ponto do quadril e o ponto do joelho e entre o ponto do joelho e o ponto do tornozelo, neste estudo foi calculada somente a mudança de comprimento entre quadril e tornozelo o que pode ter superestimado os valores da mudança de comprimento da perna.

Brughelli e Cronin (2008a) também apontam que a k_{vert} é sempre maior que a k_{leg} durante a corrida devido à variação do comprimento da perna ser maior que o deslocamento vertical do CM. Assim, o denominador da K_{vert} é sempre menor que o denominador da k_{leg} e a k_{vert} é sempre maior que a k_{leg} na progressão horizontal (Figura 2.6, Item 2.2.2).

Outra crítica em relação à equação da $k_{\text{leg-McMahon}} \text{ teórica}$ é que além do uso da medida de membro inferior incorrer em alto grau de erro ($\sim 1 \text{ cm}$), se utiliza a

medida de tempo de contato, enquanto que a relação inversa com o sistema massa mola é dada pelo tempo de contato efetivo (Peyre-Tartaruga, 2008).

Os valores de K_{vert} encontrados no estudo de $19,74 \pm 2,05 \text{ kN.m}^{-1}$ e $26,89 \pm 2,87 \text{ kN.m}^{-1}$ em velocidades de 9 km.h^{-1} a 14 km.h^{-1} estão de acordo com a literatura: Ferris *et al.*, (1999) encontraram 18 kN.m^{-1} para uma velocidade de $10,80 \text{ km.h}^{-1}$ e Dutto e Smith (2002) $23,5 \text{ kN.m}^{-1}$ para velocidade de 14 km.h^{-1} . Contudo, o aumento observado nos valores de k_{vert} com o efeito de fadiga não é uma resposta consolidada na literatura. Acredita-se que a diferença dos tipos de protocolo de fadiga pode ser o fator que influencia no comportamento da k_{vert} . Provavelmente o estresse determinado pelo teste de saltos de 60 s desenvolvido no presente estudo, determinou um aumento na k_{vert} , através de um estímulo maior às unidades músculo-tendão, especialmente maior do que no teste de corrida em velocidade constante (80 % do $\text{VO}_{2\text{max}}$) até a exaustão, desenvolvido por Dutto e Smith (2002). Outro fator que contribui para diferentes respostas da k_{vert} são as modificações mecânicas observadas entre o protocolo desenvolvido em pista e o protocolo desenvolvido em esteira (Slawinski, Heubert *et al.*, 2008).

Além disso, uma maior k_{vert} com o efeito da fadiga pode ser explicada da seguinte maneira: embora não significativas, as mudanças para um menor pico de força vertical e um menor deslocamento vertical do CM durante o contato ocasionado pela fadiga provocaram uma menor deformação do sistema massa mola e menor aproveitamento da energia elástica armazenada. Isto pode ser notado com os cálculos estimados a seguir: a uma velocidade de 13 km.h^{-1} a variação de aceleração vertical máxima atingida na situação sem fadiga foi de $15,22 \pm 3,04 \text{ m.s}^{-2}$. Na mesma velocidade, a variação de aceleração vertical máxima atingida na situação com fadiga foi de $13,99 \pm 2,23 \text{ m.s}^{-2}$. Os valores de $F_{\text{v,max}}$ resultaram em $1,580 \text{ kN}$ sem fadiga e $1,509 \text{ kN}$ para situação com fadiga. A k_{vert} atingida foi de $24,60 \text{ kN.m}^{-1}$ sem fadiga e $24,93 \text{ kN.m}^{-1}$ com fadiga (Figura 4.4). Assumindo uma deformação do corpo determinado pela variação do deslocamento vertical do CM durante o contato, o alongamento máximo seria (de zero a força máxima vertical): $(1,580/24,60)=0,064 \text{ m}$ na situação sem fadiga e $(1,509/24,93)=0,060 \text{ m}$ na situação com fadiga. Esta comparação quando realizada entre indivíduos jovens e idosos é de $0,063 \text{ m}$ e $0,039 \text{ m}$ respectivamente (Cavagna, Legramandi *et al.*, 2008b).

Visto que a energia potencial gravitacional e a energia cinética do CM estão em fase durante a corrida e que existe uma máxima deformação do sistema quando

a força vertical é máxima, a energia elástica armazenada a cada passo pode ser calculada utilizando somente a $F_{v,mx}$, como $(1580 \times 0,064)/2 = 51,80\text{J}$ sem fadiga e $(1509 \times 0,060)/2 = 46,54\text{J}$ com fadiga. O trabalho externo contra a gravidade feito a cada passo é $98,14\text{J}$ sem fadiga e $95,47\text{J}$ com fadiga. Logo a contribuição elástica estimada para o trabalho externo feito a cada passo seria: $(51,80/98,14)=0,53$ e $(46,54/95,47)=0,49$, respectivamente.

Estes cálculos estimados indicam uma redução de 8% no mecanismo elástico da corrida humana provocado pela fadiga do ciclo muscular alongamento-encurtamento. Como já mencionado anteriormente, o envelhecimento parece afetar em maior escala a contribuição elástica (em torno de 20%). Assim, a menor quantidade de energia elástica, utilizada como a energia independente da energia química produzida pela contração muscular, poderia provocar o aumento do consumo de oxigênio na situação de fadiga na corrida (Candau, Belli *et al.*, 1998; Borrani, Candau *et al.*, 2003; Slawinski, Heubert *et al.*, 2008).

Evidências de que exercícios tipo alongamento-encurtamento provocam resistência ao alongamento, ou seja, menor deformação da estrutura músculo-tendínea, foi relatada por Komi (2000). Isto pôde ser observado pelo progressivo incremento do pico de impacto e queda na força vertical máxima durante um protocolo onde os sujeitos realizavam sucessivos movimentos de saltos em um trenó para altura de elevação submáxima.

Tabela 5.1 A tabela mostra dados de média e desvio padrão da força vertical máxima ($F_{v,mx}$), pico de impacto (PI), taxa de aplicação de força (TAF) nas seis velocidades analisadas na situação SEM fadiga (painel superior) e na situação COM fadiga (painel inferior).

$V's (k.m^{-1})$	$F_{v,mx} (N \times PC)$	PI (N \times PC)	TAF(N.s $^{-1}$)
9	2,14 \pm 0,12	1,33 \pm 0,19	39,07 \pm 07,50
10	2,21 \pm 0,24	1,42 \pm 0,24	42,58 \pm 14,92
11	2,31 \pm 0,14	1,50 \pm 0,27	53,41 \pm 10,63
12	2,45 \pm 0,24	1,53 \pm 0,34	51,39 \pm 24,56
13	2,55 \pm 0,31	1,74 \pm 0,28	61,75 \pm 18,38
14	2,58 \pm 0,32	1,93 \pm 0,30	69,08 \pm 20,81

$V's (k.m^{-1})$	$F_{v,mx} (N \times PC)$	PI ($N \times PC$)	TAF ($N.s^{-1}$)
9	$2,10 \pm 0,06$	$1,38 \pm 0,20$	$43,83 \pm 07,94$
10	$2,21 \pm 0,19$	$1,43 \pm 0,17$	$44,88 \pm 09,44$
11	$2,34 \pm 0,18$	$1,57 \pm 0,23$	$54,62 \pm 11,51$
12	$2,37 \pm 0,20$	$1,63 \pm 0,33$	$53,41 \pm 14,63$
13	$2,42 \pm 0,24$	$1,86 \pm 0,19$	$63,98 \pm 08,65$
14	$2,53 \pm 0,17$	$1,96 \pm 0,46$	$71,12 \pm 25,16$

No presente estudo, as características da força vertical com e sem fadiga seguem o padrão descrito acima (Tabela 5.1 e Figura 5.1).

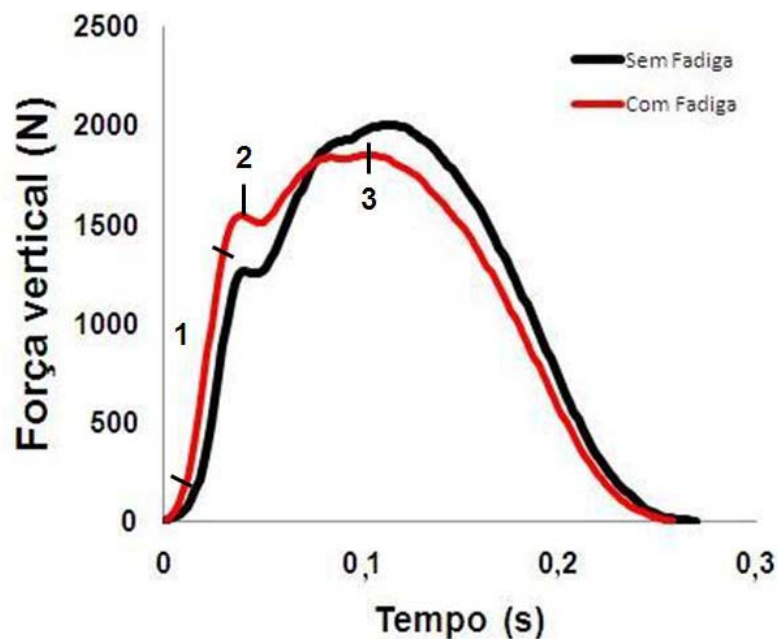


Figura 5.1 Força vertical da corrida de um participante do sexo masculino, 39 anos, 80,9 kg de massa corporal, 1,76 m de altura. As curvas de força vertical sem fadiga (linha preta) e com fadiga (linha vermelha) estão apresentadas em função do tempo de contato a uma velocidade $\sim 13 \text{ km/h}^{-1}$. Note que o pico de impacto (indicação número 2 na figura) é maior na situação com fadiga ($1,62 \text{ N xPC}$ sem fadiga e $1,97 \text{ N xPC}$ com fadiga) ao contrário do pico de força máxima (indicação número 3 na figura) que diminui ($2,56 \text{ N xPC}$ sem fadiga e $2,37 \text{ N xPC}$ com fadiga). O valor da taxa de aplicação de força (indicação número 1 na figura) também aumenta ($50,66 \text{ N xPC.s}^{-1}$ sem fadiga e $65,73 \text{ N xPC.s}^{-1}$).

A diminuição na capacidade contrátil devido a sobrecargas repetidas de alongamento combinada à fadiga metabólica pode fazer com que o sistema neuromuscular regule a rigidez músculo-tendínea através do incremento do nível de pré-ativação. Então se espera que o incremento resultante do pico de impacto

induza a um ciclo de deterioração pela menor tolerância ao estiramento, produzindo uma perda de recuo elástico. Pela deterioração do mecanismo elástico, há um incremento necessário da produção de trabalho positivo, o que causa dificuldades agudas na manutenção do desempenho (Komi, 2000).

5.4 Trabalho Mecânico

O trabalho mecânico externo, interno e total (obtidos somando os valores absolutos de trabalho externo e interno) normalizados por unidade de distância e massa corporal na corrida sem e com fadiga, são apresentados em função da velocidade de progressão na Figura 4.5. Em relação ao trabalho externo (W_{ext}), sabe-se que este tende a diminuir com o aumento da velocidade e o trabalho interno (W_{int}) tende a aumentar com o aumento da velocidade. Estes conceitos podem ser compreendidos partindo do ponto que o trabalho externo, que é o trabalho feito para acelerar e elevar o CM em relação ao ambiente externo, sofre influência direta do deslocamento vertical do CM, logo das variações de energia potencial do trabalho positivo a cada passo da corrida. O trabalho interno, por sua vez, é o trabalho que resulta da aceleração dos membros em relação ao CM. Este possui influência da frequência de passo adotada na corrida humana.

Dada estas relações, qual será o efeito fadiga no resultado de trabalho mecânico total? A hipótese apresentada seria uma compensação entre os componentes do trabalho mecânico total (W_{tot}) para conter o aumento da demanda fisiológica (Avogadro, Dolenc *et al.*, 2003). Os resultados obtidos concordam com a hipótese, uma vez que o W_{tot} não apresentou diferença significativa. Observa-se uma diminuição do W_{ext} , enquanto que o W_{int} , por sua vez, não apresentou mudança significativa. Mesmo assim os componentes refletem uma tendência de contrabalançar a produção de trabalho mecânico.

Avogadro *et al.* (2003) esperava que o aumento do consumo de oxigênio com fadiga fosse reflexo de um aumento de trabalho mecânico para sustentar o exercício. Contudo, concordando com o resultado do presente estudo, o trabalho mecânico total não foi diferente entre as situações sem e com fadiga. Estes resultados também estão de acordo com os achados de Borrani *et al.* (2003).

O comportamento reverso entre W_{ext} e W_{int} não pode ser observado, pois ele geralmente acontece em altas velocidades de corrida (acima de 20 km.h⁻¹ para

adultos jovens). Para indivíduos idosos, devida à alta frequência de passo assumida, o comportamento reverso entre W_{ext} e W_{int} pode ser visto a partir de $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ (Cavagna, Legramandi *et al.*, 2008b).

Portanto, a diminuição do W_{ext} e da P_{push} pode ser atribuída à menor contribuição da energia elástica (-8%) observada pelo aumento da K_{vert} . A frequência de passo e conseqüentemente o W_{int} não modificaram com a fadiga. O W_{tot} permaneceu constante.

5.5 Assimetrias contato despregue na corrida humana: aparente *versus* efetiva

O estudo das assimetrias contato despregue permite compreender as limitações do modelo massa mola já assumidas por Blickhan (1989): (i) a perna é mais rígida no momento da aterrissagem do que no momento do despregue; (ii) animais em geral não possuem uma velocidade similar entre contato e despregue como assumido no modelo; (iii) O despregue é feito com a perna estendida enquanto que o contato é feito com a perna flexionada.

Mas antes de descrever as assimetrias contato despregue, é importante ressaltar que utilizando a divisão tradicional do passo referindo-se especificamente a fase de contato existe a possibilidade da fase aérea não ocorrer a baixas velocidades de corrida (ou em corridas em inclinações ou com carga). Ou seja, antes do despregue o indivíduo já estará realizando contato subsequente do pé contrário. Neste caso, seria conveniente dividir o deslocamento vertical do CM acima e abaixo da posição de equilíbrio (onde a F_v iguala ao PC e a velocidade vertical é máxima) considerando assim um despregue efetivo e um contato efetivo a fim de descrever o *bouncing* elástico durante a corrida humana. Mesmo com a presença de fase aérea durante o passo, a fração do deslocamento vertical do CM realizada durante o tempo de contato (S_c/S_v) muda com a velocidade enquanto que a fração do deslocamento vertical realizada durante contato efetivo (abaixo da posição de equilíbrio) S_{ce}/S_c se aproxima da metade do S_v e parece não ter influência da velocidade (Figura 4.7).

Nota-se que nas baixas velocidades a fração S_c/S_v é igual a 1 e que o deslocamento vertical do CM durante o contato na fase ascendente ($S_{c,up}$) é maior que o deslocamento vertical do CM durante o contato na fase descendente ($S_{c,down}$)

(Figura 4.7). Esta assimetria contato despregue aparente já demonstra o desvio do modelo simétrico massa mola. É possível observar na Figura 4.9a e 4.9b na curva de energia potencial dividida pelas cores que diferenciam as quatro fases do *bouncing* elástico tomadas acima e abaixo da posição de equilíbrio, que durante a fase aérea (azul claro) a elevação ($S_{a,up}$) é menor que a queda ($S_{a,down}$). Então se pode dizer que a posição do CM no momento do despregue é mais alta em relação à posição do CM no momento do contato do pé com o solo.

Essa aparente assimetria contato despregue acentua-se de maneira significativa na situação com fadiga observada pela variável $S_{c,up}/S_{v,up}$. Nota-se o aumento do deslocamento vertical do CM na fase ascendente ($S_{c, up}$), isto é, a fase balística da elevação praticamente desaparece ($S_{a,up}$) pois o indivíduo só abandona o solo quando já está na fase balística da queda (Figura 4.9a e 4.9b). A diminuição da variável $S_{a,up}$ foi significativa ($p < 0,05$, Tabela C, Apêndice). Comportamento semelhante foi observado na população idosa (Cavagna, Legramandi *et al.*, 2008b).

Dividindo a oscilação vertical do CM pelas quatro fases do *bouncing* elástico, a velocidade vertical do CM muda de zero para o máximo em um período igual a $\frac{1}{4}$ do período de oscilação. Assim a velocidade ascendente vertical máxima ($V_{v,mx,up}$) que acontece no momento do despregue efetivo e a velocidade descendente vertical máxima ($V_{v,mx,down}$) que acontece no momento do contato efetivo de um sistema elástico perfeito deveriam ser iguais. Isso não acontece na corrida humana. A velocidade máxima descendente é maior que a velocidade máxima ascendente. Na Tabela 5.2, apresenta-se a variação normal de velocidades (9 a 14 km.h⁻¹), a proporção normalizada de $V_{v,mx,down}/V_{v,mx,up}$ para situação sem fadiga $1,07 \pm 0,04$ (n=67 corridas) e para situação com fadiga $1,08 \pm 0,03$ (n=77 corridas). A diferença não foi significativa entre as situações.

Tabela 5.2 Comparação das assimetrias contato despegue entre a situação sem fadiga e com fadiga e sistema elástico.

	SEM FADIGA	COM FADIGA	ELÁSTICO
$V_{v,mx,down}/V_{v,mx,up}$	1,07±0,04	1,08±0,03	1
t_{push}/t_{brake}	1,33±0,04	1,34±0,06	1
$E_{k,mx,down}/E_{k,mx,up}$	1,01±0,01	1,07±0,04	1
$E_{k,mx,down} - E_{k,mx,up}$	3,74±1,73	4,07±1,20	0

Valores representam a média e desvio-padrão ($\pm dp$) de $N=67$ corridas sem fadiga e $N=77$ corridas com fadiga. Amplitude de velocidades de 9 a 14 km.h⁻¹.

A assimetria contato despegue também pode ser observada pelo comportamento das energias mecânicas do CM, mas antes é importante ressaltar o comportamento das mesmas durante um passo da corrida (Figuras 4.8a e 4.8b). Na corrida, a energia cinética horizontal (E_{kf}) e a energia potencial gravitacional (E_p) diminuem e aumentam simultaneamente durante o passo. Deve-se, todavia notar que a energia potencial E_p aumenta durante a primeira parte da fase aérea graças a uma diminuição da energia cinética vertical (E_{kv}), e se reduz durante a segunda parte da fase aérea enquanto se transforma novamente em E_{kv} . Após o contato do pé com o solo (barra horizontal azul que representa trabalho negativo (Figuras 4.8a e 4.8b) há um comportamento descendente do CM com simultânea frenagem do movimento implicando em uma diminuição da energia mecânica total do CM (E_{cm}).

Na fase de trabalho negativo, a fim de absorver a energia mecânica total do CM a estrutura músculo-tendínea deforma-se através de um alongamento vigoroso permitindo um acúmulo de energia mecânica elástica. Na fase subsequente, a mesma estrutura se encurta produzindo trabalho positivo. É possível observar que o tempo de trabalho positivo (t_{push}) é maior que o tempo de trabalho negativo (t_{brake}). Observa-se tanto na situação sem fadiga quanto na situação com fadiga que o $t_{push} > t_{brake}$ (Figura 4.10). A proporção é $t_{push}/t_{brake}=1,33\pm 0,04$ sem fadiga e $1,34\pm 0,06$ com fadiga. Esta assimetria tem sido explicada como uma consequência da relação força-velocidade muscular, resultando em um potencial maior de produção de força durante trabalho negativo (alongamento após contato) e menor força durante trabalho positivo (encurtamento antes do despegue). Porém, à velocidades mais

altas de corrida parece acontecer algo que contraria a relação força-velocidade muscular.

Segundo Cavagna *et al.* (2006; 2008b; 2008a; 2009) acima de $14 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ $t_{\text{push}} \sim t_{\text{brake}}$, pois o aumento da ativação muscular é tão grande que o músculo passa atuar em isometria e a deformação entre alongamento e encurtamento é assumida pelos tendões. Nesta fase, a estrutura músculo-tendínea funcionaria semelhante à um sistema massa mola ideal, devido às características de estresse e tensão do tendão, no qual 93% da energia cinética armazenada durante alongamento do tendão é reutilizado em forma de energia cinética reutilizada durante encurtamento sucessivo, com apenas 7% de dissipação em forma de calor (Alexander, 2002). Assim, em altas velocidades de corrida, a assimetria contato despregue tende a desaparecer. Infelizmente a faixa de velocidades avaliada no presente estudo não nos permite observar este comportamento. A diferença entre t_{push} e t_{brake} com e sem fadiga não foi significativa.

Cavagna e Legramandi (2009) também acrescentam que a relação força-velocidade não seria a única teoria para explicar a assimetria contato despregue da corrida. Os autores testaram a hipótese que os diferentes braços de momento entre o calcanhar e o tornozelo comparado com o tornozelo e os dedos dos pés durante a fase de contato poderiam ser uma plausível explicação para a assimetria contato despregue da corrida humana e lançou a questão: o que causa a assimetria contato despregue na corrida humana? O motor (sistema muscular), a máquina (sistema de alavancas ósseas) ou ambos? A resposta foi sempre na mesma direção ($t_{\text{push}} > t_{\text{brake}}$) mesmo os animais (cangurus, ema, perus, cachorro grande e pequeno, carneiro e ovelha) apresentando distintas geometrias de sistemas de alavancas, massa corporal, frequência de passo e técnica de aterrissagem com a parte digital. Ou seja, o comportamento do 'motor' observado através da teoria da relação força-velocidade muscular explica as assimetrias contato despregue mesmo em situações onde a 'máquina' é diferente. Portanto, os resultados encontrados no presente estudo, para velocidades baixas e intermediárias de corrida, podem ser aplicadas para humanos com diferente estatura e conformação corporal.

Os picos de energia cinética da fase descendente ($E_{k,mx,down}$) e de energia cinética na fase ascendente ($E_{k,mx,up}$) (também apresentam-se como uma forma de notar a assimetria contato despregue) (Figura 4.9a e 4.9b) A fração $E_{k,mx,down}/E_{k,mx,up}$ mostra resultados de $1,01 \pm 0,01$ sem fadiga e $1,07 \pm 0,04$ e a diferença média de

$E_{k,mx,down} - E_{k,mx,up}$ de $3,74 \pm 1,73$ sem fadiga e $4,07 \pm 1,20$. A assimetria contato despregue da energia cinética não apresentou diferença significativa.

Deste modo, é possível inferir que as assimetrias contato despregue demonstram mudanças significativas com o efeito da fadiga no parâmetro de deslocamento vertical do CM durante fase aérea ($S_{a,up}$), ou seja, com fadiga o indivíduo possui menor fase balística de elevação.

Os picos de velocidade e energia cinética do CM, os tempos de trabalho positivo e trabalho negativo não foram significativamente diferentes com o efeito da fadiga. A força vertical máxima não diminuiu de forma significativa com a fadiga e este pode ter sido o motivo o qual não se observaram diferenças mais acentuadas nos demais parâmetros das assimetrias contato despregue. Logo, a redução da força vertical máxima de forma tendencial também não alterou a relação força velocidade do músculo.

Isto é coerente com a relação torque-velocidade medida em situação de fadiga. Spendiff *et al.* (2002) demonstraram que a relação torque-velocidade permanece intacta após um protocolo de fadiga nas quatro velocidades avaliadas no estudo ($0,52$; $1,05$; $2,09$ e $3,14 \text{ rad.s}^{-1}$) embora a magnitude do pico de torque e torque médio diminua. Por outro lado, o efeito da idade determina mudanças permanentes e estruturais do músculo comprometendo de modo mais intenso a força. De fato, a curva de força-velocidade muscular mostra uma assimetria maior entre potencial de produção de força durante trabalho positivo e negativo em ratos idosos do que em ratos jovens, especialmente devido à diminuição de força durante trabalho positivo, com uma manutenção da força durante trabalho negativo (Phillips, Bruce *et al.*, 1991).

5.6 Considerações finais: esclarecendo as assimetrias

Apresentamos aqui dois tipos de assimetrias que ocorrem durante a corrida humana: a assimetria do *bouncing* elástico que se refere ao comportamento adotado pelo deslocamento vertical do CM apresentando uma oscilação do CM da parte superior (durante t_{ae}) maior que a oscilação do CM da parte inferior (durante t_{ce}) a velocidades a partir de 11 km.h^{-1} .

Considerando a assimetria contato despregue nota-se que ela age exatamente ao contrário, ou seja, quando maior a F_v , menor são as diferenças entre

o contato e o despregue. Como dito anteriormente, a variação de comprimento do músculo ou do tendão depende da rigidez de cada um, isto é, a estrutura de menor rigidez será a mais alongada na fase de trabalho negativo. Com o aumento da velocidade o nível de rigidez se torna maior no músculo do que no tendão, e as assimetrias contato despregue desaparecerem devido às características mecânicas do tendão (Alexander, 1988).

Efeitos como a idade e a fadiga afetam ambas as assimetrias, tornando o *bouncing* elástico simétrico mesmo em maiores velocidades de corrida principalmente pela diminuição da F_v e as assimetrias contato despregue mais evidentes pelo maior desvio de um sistema elástico ideal e maior aproximação à relação força-velocidade do músculo.

6 CONCLUSÃO

A mecânica da corrida com o efeito da fadiga modelada pelo bouncing elástico mostrou diferenças significativas como: menor trabalho mecânico externo e menor potência mecânica de trabalho positivo. Esta redução pode ser atribuída à maior rigidez vertical encontrada na corrida com fadiga, o que prejudica a deformação vertical do corpo como um todo e pode influenciar na diminuição da contribuição energia elástica. A redução de contribuição de energia elástica para o trabalho externo na corrida com fadiga foi de 8%. Porém, as estratégias que determinam a escolha da frequência de passo na corrida, tanto para velocidades baixas quanto para velocidades intermediárias foram preservadas com fadiga. A assimetria contato despegue acentuou-se com fadiga quando observada a diminuição da fase de elevação balística do CM. Isso também explica o menor tempo aéreo com efeito da fadiga. De acordo com ambas as assimetrias, conclui-se que o mecanismo elástico da corrida humana foi prejudicado pela fadiga.

Referências

- Alexander, M. R. Mechanics of bipedal locomotion, v.1. 1976. 493-504 p. (Perspectives in experimental biology)
- _____. Elastic mechanisms in animal movement. Cambridge. 1988. 141 p.
- Alexander, R. M. Tendon elasticity and muscle function. Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol, v.133, n.4, Dec, p.1001-11. 2002.
- _____. Modelling approaches in biomechanics. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci, v.358, n.1437, Sep 29, p.1429-35. 2003.
- Arampatzidis a, B. G., Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running.
- . J Biomech., v.32, n.12, p.1349-53. 1999.
- Avogadro, P., A. Dolenc, *et al.* Changes in mechanical work during severe exhausting running. Eur J Appl Physiol, v.90, n.1-2, Sep, p.165-70. 2003.
- Blickhan, R. The spring-mass model for running and hopping. J Biomech, v.22, n.11-12, p.1217-27. 1989.
- Borrani, F., R. Candau, *et al.* Does the mechanical work in running change during the VO2 slow component? Med Sci Sports Exerc, v.35, n.1, Jan, p.50-7. 2003.
- Bosco, C., P. V. Komi, *et al.* Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.51, n.1, p.129-35. 1983.
- Bosco, C., P. Luhtanen, *et al.* A simple method for measurement of mechanical power in jumping. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.50, n.2, p.273-82. 1983.
- Brughelli, M. e J. Cronin. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness : modelling and recommendations for future research. Sports Med, v.38, n.8, p.647-57. 2008a.
- _____. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. Scand J Med Sci Sports, v.18, n.4, Aug, p.417-26. 2008b.
- Candau, R., A. Belli, *et al.* Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.77, n.6, May, p.479-85. 1998.
- Cavagna, G. A. Elastic bounce of the body. J Appl Physiol, v.29, n.3, Sep, p.279-82. 1970.
- _____. Force platforms as ergometers. J Appl Physiol, v.39, n.1, Jul, p.174-9. 1975.

_____. The landing-take-off asymmetry in human running. J Exp Biol, v.209, n.Pt 20, Oct, p.4051-60. 2006.

_____. The two asymmetries of the bouncing step. Eur J Appl Physiol, Sep 1. 2009.

Cavagna, G. A., P. Franzetti, *et al.* The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. J Physiol, v.399, May, p.81-92. 1988.

Cavagna, G. A., N. C. Heglund, *et al.* Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. J Exp Biol, v.208, n.Pt 12, Jun, p.2333-46. 2005.

Cavagna, G. A. e M. Kaneko. Mechanical work and efficiency in level walking and running. J Physiol, v.268, n.2, Jun, p.467--81. 1977.

Cavagna, G. A. e M. A. Legramandi. The bounce of the body in hopping, running and trotting: different machines with the same motor. Proc Biol Sci, v.276, n.1677, Dec 22, p.4279-85. 2009.

Cavagna, G. A., M. A. Legramandi, *et al.* The landing-take-off asymmetry of human running is enhanced in old age. J Exp Biol, v.211, n.Pt 10, May, p.1571-8. 2008a.

_____. Old men running: mechanical work and elastic bounce. Proc Biol Sci, v.275, n.1633, Feb 22, p.411-8. 2008b.

Cavagna, G. A., M. Mantovani, *et al.* The resonant step frequency in human running. Pflugers Arch, v.434, n.6, Nov, p.678-84. 1997.

Cavagna, G. A., F. P. Saibene, *et al.* External work in walking. J Appl Physiol, v.18, Jan, p.1-9. 1963.

_____. Mechanical Work in Running. J Appl Physiol, v.19, Mar, p.249-56. 1964.

Cavagna, G. A., H. Thys, *et al.* The sources of external work in level walking and running. J Physiol, v.262, n.3, Nov, p.639-57. 1976.

Cavagna, G. A., P. A. Willems, *et al.* The two power limits conditioning step frequency in human running. J Physiol, v.437, Jun, p.95-108. 1991.

Cavanagh, P. R. Biomechanics of Distance Running. Champaign. 1990. 362 p.

Chaves, A. S. Física - Curso Básico para estudantes de ciências físicas e engenharias, v.1 Mecânica. 2001

Christina, K. A., S. C. White, *et al.* Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running. Hum Mov Sci, v.20, n.3, Jun, p.257-76. 2001.

Dalleau, G., A. Belli, *et al.* The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.77, n.3, Feb, p.257-63. 1998.

Dutto, D. J. e G. A. Smith. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. Med Sci Sports Exerc, v.34, n.8, Aug, p.1324-31. 2002.

Elliott, B. A., T. Biomechanical effects os fatigue on 10,000 meter running technique. Research Quartely for Exercise and Sport, v.52, n.2, p.160-166. 1981.

Faria, E. W., D. L. Parker, *et al.* The science of cycling: factors affecting performance - part 2. Sports Med, v.35, n.4, p.313-37. 2005a.

_____. The science of cycling: physiology and training - part 1. Sports Med, v.35, n.4, p.285-312. 2005b.

Farley, C. T. e D. P. Ferris. Biomechanics of walking and running: center of mass movements to muscle action. Exerc Sport Sci Rev, v.26, p.253-85. 1998.

Farley, C. T. e O. Gonzalez. Leg stiffness and stride frequency in human running. J Biomech, v.29, n.2, Feb, p.181-6. 1996.

Ferris, D. P., K. Liang, *et al.* Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. J Biomech, v.32, n.8, Aug, p.787-94. 1999.

Garret, J. K., D.T. A Ciência do Exercícios e dos Esportes. Porto Alegre: Artmed. 2003

Gazeau, F., J. P. Koralsztein, *et al.* Biomechanical events in the time to exhaustion at maximum aerobic speed. Arch Physiol Biochem, v.105, n.6, Oct, p.583-90. 1997.

Greene, P. R. e T. A. McMahan. Running in circles. Physiologist, v.22, n.6, Dec, p.S35-6. 1979.

Hawley, J. A. e T. Reilly. Fatigue revisited. J Sports Sci, v.15, n.3, Jun, p.245-6. 1997.

Heck, H., A. Mader, *et al.* Justification of the 4-mmol/l lactate threshold. Int J Sports Med, v.6, n.3, Jun, p.117-30. 1985.

Hibbeler, R. C. Mecânica - Dinâmica: LTC - Livros Técnicos e Científicos Editora S.A. 1998

Howley, E. T., D. R. Bassett, Jr., *et al.* Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. Med Sci Sports Exerc, v.27, n.9, Sep, p.1292-301. 1995.

Hunter, I. e G. A. Smith. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. Eur J Appl Physiol, v.100, n.6, Aug, p.653-61. 2007.

Kellis, E. e C. Liassou. The effect of selective muscle fatigue on sagittal lower limb kinematics and muscle activity during level running. J Orthop Sports Phys Ther, v.39, n.3, Mar, p.210-20. 2009.

Kent-Braun, J. A. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. Eur J Appl Physiol Occup Physiol, v.80, n.1, Jun, p.57-63. 1999.

Kerdok, A. E., A. A. Biewener, *et al.* Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. J Appl Physiol, v.92, n.2, Feb, p.469-78. 2002.

Komi, P. V. Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. Int J Sports Med, v.7 Suppl 1, Jun, p.10-5. 1986.

_____. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. J Biomech, v.33, n.10, Oct, p.1197-206. 2000.

Kram, R. e C. R. Taylor. Energetics of running: a new perspective. Nature, v.346, n.6281, Jul 19, p.265-7. 1990.

Kuo, A. D. Stabilization of lateral motion in passive dynamic walking. Internacional Journal Robotics Reseach, v.18, p.917-930. 1999.

Latash, M. L. Classics in movement science. Champaign: Human Kinetics. 2001. 450 p.

Mcgeer, T. Passive bipedal running. Proc R Soc Lond B Biol Sci, v.240, n.1297, May 22, p.107-34. 1990.

Mcmahon, T. A. e G. C. Cheng. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? J Biomech, v.23 Suppl 1, p.65-78. 1990.

Mcmahon, T. A., G. Valiant, *et al.* Groucho running. J Appl Physiol, v.62, n.6, Jun, p.2326-37. 1987.

Millet, G. Y., R. Lepers, *et al.* Alterations of neuromuscular function after an ultramarathon. J Appl Physiol, v.92, n.2, Feb, p.486-92. 2002.

Minetti, A. E. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. J Biomech, v.31, n.5, May, p.463-8. 1998.

Morin, J. B., T. Jeannin, *et al.* Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. Int J Sports Med, v.27, n.2, Feb, p.158-65. 2006.

Morin, J. B., P. Samozino, *et al.* Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. J Biomech, v.40, n.15, p.3341-8. 2007.

Nicol, C., J. Avela, *et al.* The stretch-shortening cycle : a model to study naturally occurring neuromuscular fatigue. Sports Med, v.36, n.11, p.977-99. 2006.

Nummela, A., H. Rusko, *et al.* EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. Med Sci Sports Exerc, v.26, n.5, May, p.605-9. 1994.

Nyland, J. A., R. Shapiro, *et al.* Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. J Orthop Sports Phys Ther, v.20, n.3, Sep, p.132-7. 1994.

Peyre-Tartaruga, L. A. Energética e mecânica da caminhada e corrida humana com especial referência à locomoção em plano inclinado e efeitos da idade. Universidade Federal de Porto Alegre, Porto Alegre, 2008. 136 p.

Phillips, S. K., S. A. Bruce, *et al.* In mice, the muscle weakness due to age is absent during stretching. J Physiol, v.437, Jun, p.63-70. 1991.

Pollock, M. W., J.H. Exercícios na saúde e na doença: avaliação e prescrição para a prevenção e reabilitação. São Paulo: Médica e Científica Ltda. 1993

Rathey, J., P. G. Martin, *et al.* Contralateral muscle fatigue in human quadriceps muscle: evidence for a centrally mediated fatigue response and cross-over effect. Pflugers Arch, v.452, n.2, May, p.199-207. 2006.

Rome, L. C., L. Flynn, *et al.* Biomechanics: rubber bands reduce the cost of carrying loads. Nature, v.444, n.7122, Dec 21, p.1023-4. 2006.

Rotstein, A., O. Inbar, *et al.* Preferred transition speed between walking and running: effects of training status. Med Sci Sports Exerc, v.37, n.11, Nov, p.1864-70. 2005.

Saibene, F. e A. E. Minetti. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. Eur J Appl Physiol, v.88, n.4-5, Jan, p.297-316. 2003.

Saldanha, A., M. M. Nordlund Ekblom, *et al.* Central fatigue affects plantar flexor strength after prolonged running. Scand J Med Sci Sports, v.18, n.3, Jun, p.383-8. 2008.

Seyfarth, A., R. Blickhan, *et al.* Optimum take-off techniques and muscle design for long jump. J Exp Biol, v.203, n.Pt 4, Feb, p.741-50. 2000.

Skurvydas, A., V. Dudoniene, *et al.* Skeletal muscle fatigue in long-distance runners, sprinters and untrained men after repeated drop jumps performed at maximal intensity. Scand J Med Sci Sports, v.12, n.1, Feb, p.34-9. 2002.

Slawinski, J., R. Heubert, *et al.* Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. J Strength Cond Res, v.22, n.3, May, p.930-6. 2008.

Slawinski, J. S. e V. L. Billat. Changes in internal mechanical cost during overground running to exhaustion. Med Sci Sports Exerc, v.37, n.7, Jul, p.1180-6. 2005.

Spendiff, O., N. T. Longford, *et al.* Effects of fatigue on the torque-velocity relation in muscle. Br J Sports Med, v.36, n.6, Dec, p.431-5. 2002.

Walshe, A. D. e G. J. Wilson. The influence of musculotendinous stiffness on drop jump performance. Can J Appl Physiol, v.22, n.2, Apr, p.117-32. 1997.

Willems, P. A., G. A. Cavagna, *et al.* External, internal and total work in human locomotion. J Exp Biol, v.198, n.Pt 2, Feb, p.379-93. 1995.

Williams, K. R. S., R. Agruss, C. Changes in distance running kinematics with fatigue. International Journal of Sport Biomechanics, v.7, p.138-162. 1991.

Winter, D. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. New Jersey. 2005

Woledge, R. C. Energetics Aspects of Muscle Contraction. London: Academic Press. 1985

Apêndices

A- Programa para determinação da velocidade de progressão: VelMedia

%done by leo e gabi, 23/03/2009

close all;
clear all;

```
fsamp=50; % frecuencia de muestreo(Hz)
dt=1/fsamp; % Período
fcut=6; % frecuencia de corte
order=5; % orden del polinomio
g=9.8; % aceleracon de la gravedad (m/seg^2)
h=msgbox('Carrega o arquivo da velocidade, please!');
waitfor(h)
[diretorio,archivo]=CARREGA('*.*2D');
%h=msgbox('Archivo de cinematria 2D ');
%waitfor(h)
%[diretorio,archivo]=carrega('*.*2D'); % ojo!! si esta guardado el "carrega con minuscula o mayuscula.
cinematicafdd=Levideow(diretorio,archivo);
```

```
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
disp('Es necesario digitalizar, al menos, dos (2) cuadros (frames) despues del ultimo "touch". El primer cuadro
digitalizado debe ser el del primer "touch"')
disp('Si fuiste boludo y no guardaste asi la digitalizacion, hazelo de nuevo!!!!')
FrameA=input('Frame A (contacto previo a la plataforma) ');
FrameB=input('Frame B (contacto en la plataforma) ');
FrameC=input('Frame C (contacto posterior a la plataforma) ');
disp('diferencia= Vmedia del frameA al (frameB-1)-Vmedia frameB a frame C');
```

%tira NAN'S DO ARQUIVO DA GABI

```
cinematicafd(:,:)=cinematicafdd(FrameA:FrameC,1:3);
% filtrage de datos de cinematica
```

```
cinematicafddd=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematicafd); %datos del lado derecho filtrados
```

```
[nl nc]=size(cinematicafddd);
```

```
%Vstep1=((cinematicafddd(FrameB-FrameA,2))-(cinematicafddd(1,2)))/((FrameB-FrameA)*100*dt);
%Vstep2=((cinematicafddd(nl,2))-(cinematicafddd(FrameB-FrameA,2)))/((FrameC-FrameB)*100*dt);
```

```
Vfinal=((cinematicafddd(nl,2))-(cinematicafddd(nl-1,2)))/(dt*100);
Vinicial=((cinematicafddd(2,2))-(cinematicafddd(1,2)))/(dt*100);
```

```
Difabs=(Vfinal-Vinicial); %diff absoluta em m/s (positivo quando em acel, negativo quando em desacel)
Difrel=100-(100*Vinicial/Vfinal); % diff percentual entre 1a e 2a step (positivo quando em acel, negativo quando
em desacel)
```

```
Vmedms=((cinematicafddd(nl,2))-(cinematicafddd(1,2)))/(dt*nl*100);
Vmed=3.6*Vmedms;
```

```
FP=1/(nl*dt);
```

```
CP=Vmedms/FP;
```

```
Cstep=CP/2;
```

```
Fstep=FP*2;
```

```
dados= [Vmed FP CP Cstep Difrel];
save 'dados.txt' dados -ascii;
```

B- Programa de análise da mecânica da corrida: MainProgramRun

Uma série algoritmos foi desenvolvida em *Labview* versão 8.5 a fim de analisar parâmetros da mecânica da corrida. As Figuras A.1 e A.2 mostram respectivamente o bloco de diagramas e a janela principal denominada de painel frontal. A rotina é composta por sub-rotinas denominadas como segue:

Open Adjust: abre e separa as curvas de FRS vertical e horizontal e abre a matriz de pontos da trajetória do trocânter e do maléolo de um contato do pé com o solo.

Kinetic: calcula e determina a variáveis cinéticas da corrida como pico de impacto, força vertical máxima e taxa de aplicação de força. Para o cálculo da taxa de aplicação de força definiu-se um intervalo entre 10 % a 90 % da curva até o pico de impacto (Christina *et al.*, 2001).

Double and Trims: prepara as curvas de força vertical e horizontal para a integração. Nesta sub-rotina duplica-se as curvas, recorta-se as curvas ordenando as partes em: primeiro o sinal correspondente ao trabalho positivo feito contra o solo e segundo o sinal correspondente ao trabalho negativo feito contra o solo. Então se calcula o tempo aéreo pela equação 3.2 apresentada no item 3.6.4. Inserido o tempo aéreo entre as curvas inicia-se o processo matemático de integração.

Elastic Bouncing: ocorre uma dupla integração da curva de força vertical e horizontal de um passo (conforme os limites de integração descritos no item 3.6.5) e com as acelerações, velocidades e deslocamentos é possível determinar as variáveis do bouncing elástico. Abaixo são apresentados critérios que dividem o S_v e suas frações. O critério para dividir os deslocamentos ($S_{v,up}$ e $S_{v,down}$) foi o valor máximo de S_v . A amplitude será definida pela diferença entre o valor máximo e mínimo. O deslocamento do CM durante a fase de contato (S_c) será definido limitando posições (*index*) conhecidas da matriz S_v onde existe contato com o solo. O valor de S_c será a média entre o deslocamento vertical do CM na fase ascendente do contato ($S_{c,up}$) e o deslocamento vertical do CM na fase descendente do contato

($S_{c,down}$). Os critérios para definir os deslocamentos verticais dos pontos de equilíbrio serão:

- deslocamento vertical ascendente do CM durante S_{ce} ($S_{ce,up}$): limita o vetor de dados onde a posição do elemento é zero até onde a V_v é máxima positiva ($V_{vmx,up}$).
- deslocamento vertical ascendente do CM durante S_{ae} ($S_{ae,up}$): limita o vetor de dados onde a V_v é máxima positiva ($V_{vmx,up}$) até onde o deslocamento vertical do CM é máximo.
- deslocamento vertical descendente do CM durante S_{ae} ($S_{ae,down}$): limita o vetor de dados onde o deslocamento vertical do CM é máximo e V_v é máxima negativa ($V_{vmx,down}$).
- deslocamento vertical descendente do CM durante S_{ce} ($S_{ce,down}$): limita o vetor de dados onde a V_v é máxima negativa ($V_{vmx,down}$) até a posição do último elemento do vetor.

Mechanical Energy Work neste processo são calculadas as energias do CM com aplicação direta das fórmulas e determinado o trabalho mecânico total e suas frações. O trabalho mecânico foi calculado como a variação dos incrementos positivos de energia. Também foram determinadas algumas variáveis das assimetrias contato despregue

Rigidez da perna K_{leg} : cálculo da rigidez da perna teórica e experimental como descrito no item 3.6.6.

C- Tabela dos valores de p's do efeito da fadiga e da velocidade sobre as variáveis da mecânica da corrida.

Variáveis	Fadiga
Trabalho Mecânico Externo (W_{ext})	F(1) 7,030; p=0,009
Potência Mec. de trabalho positivo (P_{push})	F(1) 9,132; p=0,003
Potência Mec. média do passo (P_{step})	F(1) 4,874; p=0,029
Razão entre deslocamento ascendente do contato e do passo ($S_{c,up}/S_{v,up}$)	F(1) 5,933; p=0,016
Deslocamento vertical da fase aérea ($S_{a,up}$)	F(1) 4,941; p=0,028
Tempo aéreo (t_a)	F(1) 6,600; p=0,011
Rigidez vertical ($kN.m^{-1}$)	F(1) 7,960; p=0,006

Variáveis	Velocidade
Rigidez vertical normalizada pela massa K/M	F(5) 11,614; p=0,001
Rigidez vertical $kN.m^{-1}$ (k_{vert})	F(5) 23,247; p=0,001
Rigidez da perna teórica $kN.m^{-1}$ ($k_{legMcMahon}$)	F(5) 2,624; p=0,041
Rigidez da perna exp $kN.m^{-1}$ (k_{leg})	F(5) 1,633; p=0,178

D- Termo de consentimento livre e esclarecido

Termo de consentimento

A análise da mecânica da corrida pode revelar aspectos importantes da técnica e da influência na energética da locomoção. A melhora no desempenho pode ser observada quando a técnica de corrida é aprimorada juntamente com o treinamento de variáveis fisiológicas. A fadiga pode ser caracterizada por uma incapacidade de manter a potência muscular ao longo de uma tarefa. Ela afeta a técnica e conseqüentemente o rendimento do corredor. Analisar se há e quais as diferenças na mecânica da corrida com e sem efeito da fadiga é o objetivo deste estudo.

A pesquisa será desenvolvida no Lapex – ESEF – UFRGS e convida para participar como amostra para este estudo sujeitos que praticam corrida com frequência de treino de no mínimo três vezes na semana e experiência mínima de um ano em competições de corrida de 5 e 10 km.

A metodologia consistirá:

- 1° Preparação do sujeito
- 2° Circuito de corrida sem efeito fadiga: 3 km em 3 diferentes velocidades
- 3° Análise de lactato sanguíneo
- 5° Protocolo de fadiga
- 4° Análise de lactato sanguíneo
- 6° Circuito de corrida com efeito fadiga: 3 km em 3 diferentes velocidades

Para estabelecer o nível de condicionamento cardiorrespiratório dos sujeitos será realizado um teste de esforço máximo com ergoespirometria direta em dias anteriores ao teste.

Alguns desconfortos poderão ser provocados pela realização dos exercícios físicos ou pelos procedimentos necessários para a realização da pesquisa:

- dor muscular nas coxas, cansaço físico, fadiga durante e após a realização dos exercícios físicos;
- falta de ar devido a realização do esforço físico;
- sensação de sufocamento, sensação de garganta seca e dificuldade de respirar devido a utilização da máscara utilizada na coleta de gases;

É assegurado o direito ao voluntário de não participar ou se retirar do estudo, a qualquer momento, sem que lhe represente qualquer tipo de prejuízo. Pode, portanto, o avaliado terminar ou interromper os testes em qualquer momento sob seu critério. É assegurada também a confidencialidade e privacidade às informações coletadas (bem como a garantia do esclarecimento a qualquer dúvida).

Pelo presente Termo de Consentimento Informado, declaro que fui esclarecido (a) de forma clara, livre de qualquer forma de constrangimento e coerção: dos objetivos, da justificativa, dos procedimentos os quais serei submetido, dos riscos, desconfortos e benefícios do presente estudo.

Telefones para contato: Gabriela Fischer (autora): (0XX51) 3029-4415 ou (0XX51) 96874125

Telefone do Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS para quaisquer problemas referentes à participação no estudo, ou caso sentir que haja violação dos meus direitos (0XX51) 3308-3629.

- não realizar exercício 24h antes dos testes
- não ingerir bebida alcoólica 24h antes dos testes
- não ingerir bebida com estimulante 2h antes dos testes (café, chimarrão, chá preto, coca-cola, etc)
- não utilizar descongestionante nasal 4h antes dos testes

Data ____/____/____.

Nome e assinatura do Voluntário: _____