

ANÁLISE MECÂNICA E METABÓLICA DA TRANSIÇÃO ENTRE A CAMINHADA
E A CORRIDA

Ricardo Sartorato

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS
PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Carlos Gomes de Oliveira, D.Sc.

Prof. Wallace David Monteiro, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2008

SARTORATO, RICARDO

Análise Mecânica e Metabólica da Transição entre a Caminhada e a Corrida [Rio de Janeiro] 2008.

XXVI, 147 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ, M.Sc., Engenharia Biomédica, 2008)

Dissertação - Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE

1. Transição da Caminhada para a Corrida.
2. Ergoespirometria. 3. Eletromiografia.
4. Acelerometria.

I. COPPE/UFRJ II. Título (série).

*“Duas coisas são infinitas: o universo e a estupidez humana; e eu não estou certo quanto
ao universo”*

(Albert Einstein, físico alemão que desenvolveu a teoria da relatividade e ganhador do
prêmio Nobel de física em 1921)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a meus pais, os responsáveis em me ensinar, desde a infância, o significado e a importância de ter uma visão crítica e analítica sobre a vida. Obrigado.

AGRADECIMENTOS

Inúmeras são as pessoas que me ajudaram na conclusão deste trabalho. Por mais que me esforce para lembrar de todas, certamente esquecerei de algumas, que, mesmo com pequenas contribuições, foram muito importantes para que este trabalho chegasse ao fim. Porém, gostaria de destacar as inestimáveis ajudas dos Prof. Carlos Gomes de Oliveira e Prof. Jurandir Nadal, orientadores desta dissertação, que pacientemente ajudaram na minha formação.

Ao Prof. Sandro Sperandei, meus sinceros agradecimentos por suas colaborações e amizade desde os tempos da faculdade e por ter sido um dos principais responsáveis pela minha iniciação acadêmica. Além disso, recaiu mais uma vez sobre suas mãos a “árdua” tarefa de ler a primeira versão deste trabalho.

Ao Prof. Alexandre Lima dos Santos que, apesar da distância deste trabalho acadêmico, se desdobrou para que nossa empresa crescesse, mesmo com minha falta de tempo.

A minha querida Ana Karina que, com muita paciência e carinho, esteve sempre a disposição para me ajudar nos momentos mais difíceis.

Aos amigos de turma Isabela Miller, Rodrigo Leite, Felipe, Álvaro, Viviane, Ricardo Darze, Hatus Vianna e tantos outros que experimentaram comigo esta intensa experiência de vida que é o mestrado.

Aos integrantes dos laboratórios de Biomecânica e Fisiologia do Exercício, do Instituto de Educação Física e Desportos, que cederam equipamentos, local e ajuda para as coletas dos dados.

Um agradecimento especial ao Dr. Paulo Maurício Lima da Silva, que esteve presente em todos os testes de esforço máximo e participou da triagem e anamnese inicial para avaliação da saúde dos indivíduos testados.

A meu pai, Aloísio Sartorato, que, mais uma vez, ajudou-me na correção gramatical de um trabalho escrito por mim.

Por fim, muito obrigado a todos os indivíduos que gentilmente participaram da coleta dos dados.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE MECÂNICA E METABÓLICA DA TRANSIÇÃO ENTRE A CAMINHADA E A CORRIDA

Ricardo Sartorato

Março/2008

Orientador: Jurandir Nadal, D.Sc.

Programa: Engenharia Biomédica

Verificou-se o efeito das permanências em velocidades próximas à da transição caminhada-corrída – TCC ($\pm 10\%$ da velocidade de transição – VT) sobre as ondas de choque, que ocorrem na tíbia e na coluna lombar (L3), e sobre os sinais mioelétricos captados nos músculos tibial anterior (TA), vasto lateral do quadríceps (VL) e eretores da coluna (EC). Avaliaram-se, também, as possíveis mudanças no modelo teórico que descreve a TCC como sendo um efeito da minimização do consumo energético, quando normalizado em relação ao valor do $\dot{V}O_{2\text{máx}}$. No primeiro dia de coleta mediu-se, em 12 indivíduos ativos e saudáveis (30 ± 5 anos; $\text{IMC} = 23,2 \pm 3,9 \text{ kg/m}^2$), a VT e o $\dot{V}O_{2\text{máx}}$, por meio de protocolos individualizados em esteira ergométrica. No segundo dia, os indivíduos caminhavam e corriam em etapas de cinco minutos a 90%, 100% e 110% da VT, onde eram registrados os dados da eletromiografia (EMG), acelerometria e ergoespirometria, antes e sob regime permanente (RP). Os resultados indicaram que a VT média era de $6,9 \pm 0,48$ km/h e o $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ de $58,3 \pm 5,4$ ml/kg/min. A TCC energeticamente ótima ocorreu entre 100% e 110% da VT e a corrida exibiu taxas de carga significativamente superiores à caminhada ($p < 0,05$), especialmente ao nível de L3. VL e EC aumentavam sua ativação EMG ($p < 0,05$) conforme a velocidade aumentava e a forma de deslocamento mudava de caminhada para a corrida. O músculo TA exibiu um padrão significativamente maior ($p < 0,05$) durante a caminhada a 110% da VT, em relação a todas as demais velocidades avaliadas, independente da forma de locomoção. Conclui-se que aparentemente não existe uma forma de deslocamento mais vantajosa do ponto de vista energético para as velocidades avaliadas e que a dinâmica do consumo de energia, segundo a metodologia usada, não se modificou em relação aos modelos já descritos na literatura. Por fim, parece que a maior ativação EMG do TA possa estar relacionada com a TCC.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Masters of Science (M.Sc.)

METABOLICAL AND MECHANICAL ANALYSIS OF THE WALK TO RUN
TRANSITION

Ricardo Sartorato

March/2008

Advisor: Jurandir Nadal, D.Sc.

Department: Biomedical Engineering

It was investigated the effect of maintaining constant speeds around the walk-run transition – WRT ($\pm 10\%$ of transition speed – TS) upon the shock wave, throughout the tibia and lumbar spine (L3), and upon the myoelectric waves taken on tibialis anterior (TA), vastus lateralis of quadriceps (VL) and spinal erectors (SE). It was already tested the possible changes in the theoretic model that describes the WRT caused by a reduction of energy expenditure, when normalized in relation of the $\dot{V}O_{2max}$. On the first collect day, it were taken, in 12 active and healthy subjects (age = 30 ± 5 ; BMI = 23.2 ± 3.9 kg/m²), the TS and the $\dot{V}O_{2max}$, using individualized protocols for treadmill. On the second day, the subjects walked and ran on five minutes stages at 90%, 100% and 110% of TS and had collect the electromyography (EMG), accelerometry and ergospirometry data, before and after the permanent regime (PR). The results indicated that average TS was 6.9 ± 0.48 km/h and the $\dot{V}O_{2max}$ equal to 58.3 ± 5.4 ml/kg/min. The optimized energetic WRT occurs at 100% and 110% of TS and the running exhibits load rates significantly higher compared to walking ($p < 0.05$), specially at the level of L3. The activation of VL and SE increased ($p < 0.05$) with the speed and with the changes in the locomotion mode (i.e. walk to run). TA muscle exhibits a significantly higher pattern during the walking at 100% of TS ($p < 0.05$), comparing to all the others speed studied, independently of the locomotion mode. The conclusion indicates, apparently, that does not exist a locomotion mode more economic, in the energetic point of view, for the tested velocities and the dynamic of energy expenditure, analyzed for this methodology, did not change in relation to others models already described in the literature. Finally, it appears that the higher TA EMG activity is related with WRT.

ÍNDICE

Folha de rosto	i
Ficha catalográfica.....	ii
Epígrafe	iii
Dedicatória	iv
Agradecimentos	v
Resumo	vi
Abstract.....	vii
Índice de tabelas.....	x
Índice de quadros	xiv
Índice de figuras.....	xv
Índice de equações	xx
Lista de símbolos e nomenclatura.....	xxi
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
1.1. O problema	1
1.2. Objetivos	4
1.3. Justificativa	4
1.4. Delimitações	5
1.5. Limitações.....	5
1.6. Questões a investigar.....	5
1.7. Hipóteses.....	6
CAPÍTULO II – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1. A locomoção humana.....	8
2.1.1. Transição entre a caminhada e a corrida (TCC)	13
2.1.2. Consumo energético na locomoção	27
2.1.3. Ação muscular na locomoção	31
2.1.4. Forças de reação durante a locomoção	36
2.2. Modelando a locomoção humana.....	39
2.2.1. Predição da velocidade de transição (VT).....	42
2.3. Métodos de análise	45
2.3.1. Eletromiografia (EMG)	45
2.3.2. Acelerometria (ACM).....	50
2.3.3. Ergoespirometria (ERG).....	52
2.4. Lesões associadas à locomoção.....	55
CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS.....	59
3.1. Tipo de pesquisa	59
3.2. Amostra.....	59
3.3. Critérios de inclusão.....	60
3.4. Protocolo experimental e logística dos testes	60
3.5. Medindo a VT	63
3.6. Medindo o $\dot{V}O_{2\text{máx}}$	63
3.7. Monitoração eletromiográfica	66

3.8. Monitoração das acelerações	67
3.9. Monitoração da captação de O ₂	69
3.10. Processamentos dos sinais	69
3.11. Análise das variáveis.....	71
CAPÍTULO IV – RESULTADOS	73
4.1. VT e o $\dot{V}O_2$	73
4.2. Ondas de choque.....	76
4.3. Eletromiografia (EMG).....	87
CAPÍTULO V – DISCUSSÃO.....	101
5.1. Velocidade de transição (VT).....	101
5.2. $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ e $\dot{V}O_{2rel}$	106
5.3. Protocolo Experimental.....	107
5.4. Consumo de energia ($\dot{V}O_2$).....	113
5.5. Taxas de carga	115
5.6. Eletromiografia – médias coerentes	121
5.7. Eletromiografia – valores de pico	125
5.8. Desencadeadores da TCC	126
5.9. Regime permanente e o teste de esforço.....	126
CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO.....	128
Referências	129
Anexos.....	139
1.1. Anexo A – Aprovação do comitê de ética	139
1.2. Anexo B – Termo de consentimento livre e esclarecido	140
1.3. Anexo C – Questionário “Par-Q” adaptado.....	142
1.4. Anexo D – Código para determinação do escore físico.....	143
1.5. Anexo E – Dados brutos	144

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1	Principais variações angular ou linear das articulações dos MIs envolvidas com a marcha (caminhada)	12
Tabela 2	Exemplos de fórmulas para determinação do consumo energético.....	30
Tabela 3	Exemplo da atividade eletromiográfica dos principais músculos dos MMII durante uma caminhada (adaptado de Sutherland, 2001, pág. 64). As caixas de cor preta representam o pico da atividade muscular normalizada (adaptado de Perry, 2005a). CI = contato inicial; RC = resposta a carga; AM = apoio médio; AT = apoio terminal; PB = pré-balanço; BI = balanço inicial; BM = balanço médio; BT = balanço terminal.	34
Tabela 4	Comuns variáveis de resposta na ergoespirometria (adaptado de Silva <i>et al.</i> , 1998).....	54
Tabela 5	Média (desvio padrão) e valores mínimo-máximo de variáveis antropométricas nos indivíduos avaliados	59
Tabela 6	Velocidades iniciais em km/h para o teste de esforço.....	64
Tabela 7	Procedimentos estatísticos realizados.....	72
Tabela 8	Valores % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ utilizado nas velocidades % VT para a caminhada (cam) e corrida. (cor) dos 12 indivíduos avaliados	73
Tabela 9	Comparações entre os valores % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$. Diferenças significativas verificadas pelo teste <i>post hoc</i> de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo % VT. Em cinza escuro, as análises repetidas.....	74
Tabela 10	Média (DP) e mínimo-máximo das taxas de carga (g/ms) medidas na tíbia e em L3 para todas as velocidades % VT.....	76

Tabela 11

Comparações entre os valores de aceleração na tíbia antes e sob RP para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareadas no mesmo %VT, antes e sob RP..... 78

Tabela 12

Comparações entre as acelerações na tíbia, combinadas antes e sob RP. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo %VT 79

Tabela 13

Comparações entre os valores de aceleração em L3, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 81

Tabela 14

Comparações entre as acelerações em L3, combinadas antes e sob RP. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo %VT 82

Tabela 15

Comparações entre os valores de aceleração na tíbia e em L3, antes do RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *..... 84

Tabela 16

Comparações entre os valores de aceleração na tíbia e em L3 sob RP para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *..... 85

Tabela 17

Média (desvio padrão) e máximo mínimo das médias dos valores no contato inicial e os valores médios em todo o CM, em microvolts, da ativação mioelétrica, nas diferentes etapas do procedimento experimental, antes e sob RP..... 90

Tabela 18

Comparações entre os valores normalizados das médias RMS do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 91

Tabela 19

Comparações entre os valores normalizados das médias RMS do músculo vasto lateral, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 93

Tabela 20

Comparações entre os valores normalizados das médias RMS dos músculos eretores da coluna, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 95

Tabela 21

Comparações entre os valores normalizados dos picos EMGs do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 97

Tabela 22

Comparações entre os valores normalizados dos picos EMGs do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. 99

Tabela 23

Valores médios (desvio) de referência da VT em alguns dos estudos verificados na literatura. h = homens; m = mulheres; ? = não consta à informação. [1] VT calculada como média de diversos protocolos; [2] adolescentes entre 11 e 15 anos de idade. 101

Tabela 24

Comparação da metodologia para verificação da VT entre alguns estudos. cam = caminhada; cor = corrida; NR = não realizado; ? = não consta à informação; [1] não foi reportado como a VT calculada foi obtida; F = Froude 102

Tabela 25

Médias (DP) das velocidades de transição (km/h) obtidas de cinco tentativas sucessivas, repetidas em dois dias distintos, de 14 homens e duas mulheres, em esteira ergométrica. A metodologia para a avaliação da VT foi similar ao deste estudo. Dados não publicados 103

Tabela 26

Valores aproximados de $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ (ml/kg/min) de sedentários e atletas, para ambos os sexos (adaptado de McArdle *et al*, 1998, pág 191) 106

Tabela 27

Comparação dos valores % $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ utilizado na VT para a caminhada (cam) e corrida (cor) entre o atual estudo e Mercier *et al.* (1994). 107

Tabela 28

Comparação da metodologia do protocolo experimental na análise da TCC entre alguns estudos (parte 1). cam = caminhada; cor = corrida; EMG = eletromiografia; ACM = acelerometria; TEM = teste de esforço máximo; CE = consumo de energia ($\dot{V}O_2$); VCM = variáveis cinemáticas (e.g. filmagem); VC = variáveis cinéticas (e.g. plataforma de força); VA = variáveis antropométricas; FP = frequência de passadas; E = protocolo por estágios de aumento de velocidade; C = protocolo contínuo de aumento de velocidade; direta = da menor velocidade para a maior; indireta = da maior velocidade para a menor; alternada = alternou entre a cam e a cor; NR = não realizado; ? = não consta à informação 111

Tabela 29

Estudos que incluíam a verificação da VT e a análise do $\dot{V}O_2$ em seus métodos. NA = não avaliado; ND = não disponível 114

Tabela 30

Médias (desvio-padrão) das taxas de carga (g/ms) do presente estudo (cinza claro) e Hwang (2006). 116

Tabela 31

Razão entre as taxas de carga avaliadas na tibia e em L3, para as velocidades %VT..... 121

ÍNDICE DE QUADROS

Quadro 1

Indicações gerais de interrupção do teste de esforço, segundo o ACSM..... 65

Quadro 2

Normas do SENIAM 8 para fixação dos eletrodos 66

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1	Divisões do ciclo da marcha (retirado de Viel <i>et al.</i> , 2001 pág. 18)	10
Figura 2	Divisões do ciclo da marcha, segundo Perry (2005a pág. 8)	10
Figura 3	Custo metabólico para cavalos de deslocarem caminhando, trotando e galopando. Os histogramas mostram como um dos cavalos selecionou sua própria velocidade, enquanto se deslocava sobre o solo. As velocidades auto-selecionadas coincidem com a energeticamente ótima para cada forma de locomoção (retirado de Hoyt e Taylor, 1981).....	14
Figura 4	Representação teórica do consumo energético (determinado pela captação de O ₂) entre a caminhada e a corrida. O vale da curva representa a velocidade de menor consumo energético para a caminhada, sendo normalmente relatado na literatura em torno de 4,3 km/h. O círculo indica o momento em que ocorre igual captação de O ₂ entre a caminhada e a corrida, cerca de 7,9 km/h. Adaptado de Usherwood e Bertram (2003).....	17
Figura 5	Períodos médios de ativação muscular do íliaco (IL), psoas (PS), sartório (AS), reto femoral (RF) e tensor da fáscia lata (TF). T _{su} representa a duração da fase de apoio. As linhas pontilhadas são as médias do percentual do CM para a flexão do quadril de todos os indivíduos avaliados. Adaptado de Anderson <i>et al.</i> (1997).....	35
Figura 6	Dinâmica da força de reação sobre o solo gerada pela caminhada com os pés descalços (adaptado de Whittle, 1999).....	37
Figura 7	Modelo do pêndulo invertido aplicado à caminhada. Este modelo reflete as trocas de energia entre a EnC em EnP, e vice-versa, no deslocamento do CMC (adaptado de Farley e Ferris, 1998).	39
Figura 8	Modelo da mola aplicado à corrida (superior). Este modelo reflete o armazenamento da EnC e da EnP em energia elástica, sendo reutilizada na segunda metade do CM. Na parte inferior são apontadas as diferenças no θ e Δ para as corridas em alta velocidade e em baixa velocidade (adaptado de Farley e Ferris, 1998).)	40

Figura 9	Exemplos de sinais EMG: a) dados brutos; b) após sofrer retificação; c) analisado pela técnica do envelope linear; d) analisado pela técnica da integral da eletromiografia (adaptado de Kamen, 2004).....	49
Figura 10	Diagrama esquemático de um ACM do tipo “ <i>strain-gauge</i> ” (à esquerda) e o dispositivo piezoelétrico utilizado neste estudo (à direita).	50
Figura 11	Organograma contendo os fatores relacionados com lesões em corredores (adaptado de Hreljac <i>et al.</i> , 2000).....	57
Figura 12	Forma típica das diferentes etapas da coleta de $\dot{V}O_2$, durante um teste de transição nas velocidades %VT, de um único indivíduo. Os vales representam as recuperações ativas de caminhada de três min em 4,5 km/h. Os seis platôs representam a ordem do teste ao longo do tempo caminhada a 100%, corrida a 100%, corrida a 90%, corrida a 110%, caminhada a 110%, caminhada a 90%	61
Figura 13	A: esteira ergométrica eg700.2 (Ecafix, São Paulo) usada para os testes de esforço máximo e durante o procedimento experimental da TCC. B: bucal usado para a análise dos gases	62
Figura 14	Forma típica de um teste de esforço máximo, onde a seta da esquerda ressalta a resposta do $\dot{V}O_2$ ao aumento abrupto da demanda de O_2 no início do exercício e a seta da direita demonstra a capacidade de absorção máxima do $\dot{V}O_2$ durante o teste, e logo em seguida, sua recuperação ativa com caminhada. A região aproximadamente linear entre as setas representa o predomínio do sistema aeróbio na contribuição da produção de energia necessária ao deslocamento na esteira (Martin e Coe, 1997)	65
Figura 15	A: eletrodos nos eretores da coluna; B: no tibial anterior; C: no vasto lateral do quadríceps femural; D: fixação dos cabos	67
Figura 16	Os círculos mostram a local e a montagem dos acelerômetros na coluna e na tibia	68

Figura 17	À esquerda, a aparelhagem usada para a captação dos sinais e, à direita, o programa desenvolvido em LabView para registro dos sinais	68
Figura 18	As figuras do lado esquerdo demonstram o padrão dos músculos TA, VL no domínio do tempo (s) e as figuras do lado direito mostram os sinais no domínio da frequência, antes da filtragem do ruído em 60 Hz e seus harmônicos	70
Figura 19	Comparação da VT obtida pelo cálculo do número F e experimentalmente para os indivíduos deste estudo	73
Figura 20	Diagramas de dispersão (<i>box plots</i>) dos valores de $\dot{V}O_{2rel}$ coletados para cada etapa do procedimento experimental. Nesta figura foram excluídos os valores <i>outliers</i> encontrados na análise exploratória dos dados	74
Figura 21	Valores médios para o $\% \dot{V}O_{2máx}$ em cada etapa do RP, com seus respectivos intervalos de confiança de 95%. A linha-ponto-linha representa o momento teórico onde ocorre o cruzamento do consumo de $\% \dot{V}O_{2máx}$ entre a caminhada e a corrida.....	75
Figura 22	Exemplo do padrão dos sinais de acelerometria coletados na tíbia e em L3, enquanto o indivíduo caminhava com velocidade 10% acima da VT. Os picos representam o momento de maior aceleração, ocorridos quando o pé tocava o solo	76
Figura 23	<i>Box plot</i> dos valores médios das taxas de carga na tíbia e em L3, nas diferentes velocidades %VT (90, 100 e 110). □ sob RP; ■ antes do RP. Os <i>boxes</i> representam os quartis 25, 50 e 75.....	77
Figura 24	Média e desvio padrão das acelerações na tíbia, para cada etapa do procedimento experimental, antes e sob RP. Não houve diferenças significativas.....	79
Figura 25	Média e desvio padrão das acelerações na tíbia, combinadas antes e sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas	80

Figura 26	Média e desvio padrão das acelerações em L3, para cada etapa do procedimento experimental, antes e sob RP. Não houve diferenças significativas.....	82
Figura 27	Média e desvio padrão das acelerações em L3 combinadas antes e sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas	83
Figura 28	Média e desvio padrão das acelerações em L3 e na tíbia, para cada etapa do procedimento experimental, antes do RP. Não houve diferenças significativas	84
Figura 29	Média das acelerações em L3 e na tíbia, combinadas antes do RP, para cada etapa %VT. A figura à direita demonstra as acelerações em L3, enquanto se corria antes do RP, e na tíbia, enquanto se caminhava antes do RP. A figura da esquerda mostra seu oposto. * diferenças significativas.....	85
Figura 30	Média e desvio padrão das acelerações em L3 e na tíbia, para cada etapa do procedimento experimental, sob RP. Houve diferença significativa apenas para a corrida a 110% da VT.....	86
Figura 31	Média das acelerações em L3 e na tíbia combinadas sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas.....	86
Figura 32	Exemplo do padrão dos sinais EMGs, no domínio do tempo, dos músculos avaliados.....	87
Figura 33	<i>Box plots</i> dos valores RMS do EMG, em microvolts (μV), dos músculos estudados, para cada etapa do procedimento. As figuras do lado esquerdo representam as coletas antes do RP e, à direita, sob o RP. Os círculos pretos exibem os valores <i>outliers</i>	88
Figura 34	<i>Box plots</i> dos valores das médias RMS do EMG dos músculos estudados, para cada etapa do procedimento. As figuras do lado esquerdo representam as coletas antes do RP e, à direita, sob o RP. Os círculos pretos exibem os valores <i>outliers</i>	89
Figura 35	Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo tibial anterior, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.....	92

Figura 36	Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo vasto lateral, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas	94
Figura 37	Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo eretor da coluna, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas	96
Figura 38	Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado do músculo tibial anterior, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas	98
Figura 39	Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado do músculo vasto lateral, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas	100
Figura 40	Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado dos músculos eretores da coluna, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas	100
Figura 41	Diferença média da velocidade de TCC de 14 homens e duas mulheres, em cinco tentativas sucessivas, em esteira ergométrica (dados não publicados).	104

ÍNDICE DE EQUAÇÕES

(1)	Relação da permuta respiratória (RPR).....	27
(2)	Quociente respiratório (QR).....	27
(3)	Número de Froude (F).....	42
(4)	Velocidade de transição (VT)	42
(5)	Potência em watts na VT (P_{VT}).....	44
(6)	Volume de O ₂ máximo ($\dot{V}O_{2máx}$).....	63
(7)	Velocidade final (VF).....	64

LISTA DE SIGLAS, UNIDADES DE MEDIDA E NOMENCLATURAS

- % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ – percentual relativo ao $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$
% VT – velocidade percentual à velocidade de transição
ACM(s) – acelerômetro(s), acelerometria
ACSM – *American College of Sports Medicine*
ADA – *American Diabetes Association*
ADP – adenosina difosfato
Ag/AgCl – prata/cloreto de prata
AgCl – cloreto de prata
AMR – amplitude média retificada
ATP – adenosina trifosfato
C7 – 7ª vértebra cervical
cam – caminhada
cam100 – caminhada na VT
cam110 – caminhada a 10% acima da VT
cam90 – caminhada a 10% abaixo da VT
CM – ciclo da marcha
CMC – centro de massa corporal
cor – corrida
cor100 – corrida na VT
cor110 – corrida a 10% acima da VT
cor90 – corrida a 10% abaixo da VT
CVM – contração muscular voluntária máxima
DP – desvio padrão
EC – eretores da coluna
EL – envelope linear
EMG(s) – eletromiográfica(s), eletromiografia
EnC – energia cinética
EnP – energia potencial gravitacional
ERG - ergoespirometria
F – número de Froude ($F = \frac{v^2}{c \cdot g}$)
FC – frequência cardíaca
Hg – mercúrio
I – intervalo entre os instantes 10% imediatamente antes e depois do valor do pico das acelerações que correspondiam ao momento de contato inicial do pé contra o solo
IE – integral eletromiográfica
IE – integral EMG
IMC – índice de massa corporal (= massa / (altura²)) em kg/m²
L1 – 1ª vértebra lombar
L3 - 3ª vértebra lombar
M – massa corporal em kg
MC – média coerente
MI(s) – membro(s) inferior(es)

n – número de indivíduos que compõe a amostra

O₂ – oxigênio

QR – quociente respiratório

RMS – raiz quadrada da amplitude média

RP – regime permanente ou estado de equilíbrio

RPR – relação da permuta respiratória

SENIAM – *Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*

TA – tibial anterior

TC – taxa(s) de carga, definida como a razão entre o valor do pico de aceleração e I

TCC – transição caminhada-corrída

V – velocidade

$\dot{V}CO_2$ – volume de gás carbônico submáximo absorvido durante uma determinada atividade física e expresso em l/min.

VL – vasto lateral do quadríceps femural

$\dot{V}O_2$ – volume de oxigênio submáximo absorvido durante uma determinada atividade física e expresso em l/min

$\dot{V}O_{2máx}$ – potência aeróbia máxima, ou volume máximo de oxigênio absorvido durante uma determinada atividade física e normalmente expresso em l/min ou quando relativo a massa

corporal em ml/kg/min. Também pode ser expresso como $\dot{V}O_{2pico}$, uma vez que o valor relatado como máximo foi derivado do pico da captação de O₂, em um teste de esforço.

$\dot{V}O_{2rel}$ – volume de oxigênio relativo a massa corporal, em kg, e expresso em ml/kg/min

VT(s) – velocidade(s) de transição

X – versus

μV – microvolts (= 1E-6 volts)

bpm – batimentos cardíacos por minuto

cal – grama-caloria

cal/kg/min – grama-caloria por quilograma por minuto

cm – centímetros

cm/s – velocidade em centímetros por segundo

dB – decibéis

g – gravidade (9,8m/s² ao nível do mar) ou, no caso de medida de massa, gramas

g/ms – aceleração em gravidade (9,8m/s²) por milisegundos

h – hora(s)

Hz – Hertz

kcal – quilograma-caloria (= 1000 cal)

kg – massa em quilogramas

km – quilômetros

km/h – velocidade em quilômetros por hora

l/min – litros por minuto

m – comprimento em metros

m/min – velocidade em metros por minuto

m/s – velocidade em metros por segundo

min – minuto(s)

ml/kg/min – mililitros por quilograma por minuto
mm – comprimento em milímetros
mv – milivolts (= 1E-3 volts)
mV/pC – milivolts (= 0,001 volt) por picocoulomb (= 1,000165E-12 coulomb)
s – segundo(s)
w – watts

ANOVA para medidas repetidas – Análise de variância compara as médias em, pelo menos, mais de dois grupos de medidas repetidas nos mesmos indivíduos. Este procedimento usa as características do modelo linear geral para realizar seus cálculos (Dawson e Trapp, 2003).

Cadência da marcha (frequência) – número de passos ou passadas em um intervalo de tempo definido (tipicamente passos/min ou passadas/min) (Rose e Gamble, 1998).

Calorimetria indireta – procedimento para avaliar o consumo de energia, medindo-se o ritmo (consumo) de O₂ (VO₂) de um indivíduo (ACSM, 2003).

Ciclo da marcha – seqüência de eventos sucessivos e regulares para o deslocamento do corpo, sobre um intervalo de tempo (Rose e Gamble, 1998).

Comprimento da passada (amplitude) – distância percorrida (em cm) durante o tempo de dois toques do mesmo pé.

Comprimento do passo na marcha – distância entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio (tipicamente a referência são os calcanhares no momento em que este entra em contato com o solo).

Escala de Borg – É uma escala desenvolvida de forma a possibilitar estimativas confiáveis e válidas do esforço percebido (Borg, 2000).

Fase aérea – também conhecida como fase de duplo balanço, é definida como o momento do ciclo da marcha onde não existe o contato de ambos os pés no solo (Diedrich e Warren, 1995).

Fase de apoio duplo – também conhecida como duplo contato, sendo definido como o momento onde ambos os pés encontram-se em contato com o solo (Perry, 2005).

Fase de apoio simples – também conhecido como apoio unipodal, sendo definida como o momento em que apenas um dos pés encontra-se em contato com o solo, enquanto o outro está elevado fora do solo, em fase de balanço (Perry, 2005).

Fase de balanço – também conhecida como fase de oscilação, sendo definida como o momento em que um dos pés encontra-se fora do solo, determinando o avanço do membro (Perry, 2005).

Filtro Butterworth de ordem N – $|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}}$

Histerese – significa que a resposta de um sistema depende de seu passado. Durante a fase de carregamento (caminhada para corrida, no caso da locomoção) de um sistema, é produzida uma resposta diferente do seu descarregamento (corrida para caminhada) (Almeida e Costa, 2000). No caso da transição, a histerese faz com que a velocidade da caminhada para a corrida seja maior do que a usada na corrida para caminhada (Usherwood e Bertram, 2003).

In vivo – observação em condições naturais (Merriam-Webster, 2003).

Intervalo de confiança de 95% – intervalo de valores que tem a probabilidade de 95% de conter o verdadeiro valor da população (Triola, 1998).

Kolmogorov-Smirnov de uma amostra – testa a normalidade de dados observados em relação a uma distribuição cumulativa-normal teórica (Daniel, 1999).

Marcha humana – padrão cíclico de movimentos corporais que se repete indefinidamente a cada passo (Rose e Gamble, 1998).

Outliers – valores extremos provavelmente decorrentes de erros ou anomalias. Podem ser definidos como erros que excedem em mais de 1,5 D (*outlier* moderado) ou 3 D (*outlier* severo) os quartis 25 e 75. D é igual à diferença entre o quartil 75 menos o quartil 25 (Triola, 1998).

Post hoc Tukey – procedimento estatístico usado após a verificação pela ANOVA, para determinação das diferenças estatísticas de todas as combinações em pares das amostras estudadas (Dawson e Trapp, 2003).

A significância do teste é verificada por:
$$\frac{|\bar{y}_i - \bar{y}_j|}{\sqrt{\frac{s^2}{2} \left(\frac{1}{n_i} + \frac{1}{n_j} \right)}} \geq q_{\alpha, k, v}$$

Regime permanente – ou estado de equilíbrio fisiológico das variáveis analisadas (Perry, 2005b). Neste estudo, considerou-se que após o terceiro minuto, dentro do procedimento experimental, o indivíduo já estaria em regime permanente.

Reprodutibilidade – característica de uma medida que é repetida. Atkinson e Nevill (1998) consideram três principais formas de quantificar a reprodutibilidade. São elas: variação dentro do indivíduo, mudança na média e correlação reteste.

Teorema de Nyquist – para que um sinal original possa ser reconstruído, a partir de uma seqüência de amostras obtidas, é necessário que a freqüência de amostragem seja, pelo menos, duas vezes superior à máxima freqüência presente no sinal (Perry, 2005b).

Velocidade de marcha – é a média de velocidade atingida depois de aproximadamente três passos completos, expressa em cm/s ou m/min.

Velocidade de transição (ou TCC) energeticamente ótima – velocidade na qual a forma de deslocamento adotada (em humanos, caminhada ou corrida) é aquela que consome menos energia.

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1.1. O PROBLEMA

A locomoção é uma função básica e fundamental de inúmeros seres vivos que habitam a Terra. Graças ao deslocamento gerado pela locomoção, é possível otimizar uma série de funções essenciais à sobrevivência, tais como: busca por alimentos, por parceiros para reprodução e fuga situações perigosas. Conseqüentemente, parece natural e oportuno que, devido à sua importância, a locomoção dos seres humanos logo se tornaria foco do interesse e observação. Na Grécia antiga (500-300 anos AC), filósofos já analisavam e descreviam o movimento humano (Lorini *et al.*, 1992 in Andriacchi e Alexander, 2000), porém, sem usar em suas análises o modelo experimental de pesquisa.

Foi apenas em 1836 que os irmãos Weber (Andriacchi e Alexander, 2000) reportariam um dos primeiros estudos quantitativos sobre a locomoção, abandonando os antigos e simplistas modelos observacionais. Em 1897, foram realizadas as primeiras medidas de consumo energético em animais, enquanto corriam (Roberts *et al.*, 1998). Mais tarde, durante a segunda grande guerra mundial, houve a necessidade de aumentar a compreensão sobre a locomoção humana, com o intuito de tratar os veteranos de guerra (Andriacchi e Alexander, 2000).

Certamente, devido a sua complexidade, a locomoção precisa ser quantificada para ser estudada e, particularmente, com o avanço da informática, novas metodologias puderam ser desenvolvidas. O novo conhecimento, gerado com a aquisição das novas tecnologias, possui, na atualidade, diversas aplicações que abrangem desde o campo militar até as mais diversas áreas da saúde. Contudo, ainda existem muitas questões a serem elucidadas (Andriacchi e Alexander, 2000; Monteiro e Araújo, 2001).

Especialmente aos profissionais da área da saúde, a locomoção, sob a forma de caminhada e corrida, é aplicada como uma forma não dispendiosa e de fácil acesso para o tratamento e prevenção de doenças e estados mórbidos (McArdle *et al.*, 1998). São esperadas melhorias para indivíduos com: diabetes (ADA, 2003), hipertensão (Pollock *et al.*, 2000), cardiopatias (Williams *et al.*, 2002), osteoporose (Swezei, 1996), lombalgias (McGill 1998), câncer (McTiernan, 2003), obesidade, entre outras (Nieman, 1999).

Adicionalmente, indivíduos saudáveis também se beneficiam da caminhada e da corrida, sendo esperados diversos benefícios na qualidade de vida, como a diminuição da mortalidade por qualquer causa e do estresse, aumento da densidade mineral óssea, etc (ACSM, 2003). Além disso, as mesmas doenças que são beneficiadas pelo tratamento com a caminhada e a corrida, também podem ter seu desenvolvimento retardado ou prevenido (ACSM, 2003).

Com a prescrição sistemática da caminhada e da corrida, podemos esperar diversas adaptações fisiológicas, entre elas: melhorias na potência aeróbia, aumento da densidade dos capilares sanguíneos, do tamanho do ventrículo esquerdo do coração e das células musculares do tipo I, das mitocôndrias celulares, das enzimas intracelulares creatina-fosfoquinase, mioquinase, das reservas intracelulares de adenosina trifosfato (ATP), creatina-fosfato (CP), glicogênio e triglicerídeos, dos hormônios opiáceos, como a β -endorfina e da força do tendão e ligamentos, bem como diminuição do percentual de gordura (Wilmore e Costill, 1999; Kraemer, 2000). Entretanto, a amplitude com que ocorrem estas mudanças depende da forma como a atividade é conduzida além do próprio genótipo do indivíduo.

Para a prescrição da caminhada e da corrida, tanto para populações de indivíduos saudáveis quanto enfermos, é necessário estabelecer uma série de variáveis fundamentais. A prescrição destas variáveis deve ser criteriosa e individual, já que possuem associação com o grau de obtenção das melhorias que as atividades proporcionam. Variáveis como: duração, intensidade, frequência semanal e local de execução das atividades, devem ser considerados individualmente no momento da prescrição. Segundo o *American College of Sports Medicine* (ACSM, 1998), a frequência de 3 a 5 vezes na semana, intensidade entre 55% e 65% até 90% dos batimentos cardíacos máximos, com duração entre 20 e 60 min são recomendados para a maioria dos indivíduos. Combinar todas estas variáveis para alcançar o efeito desejado, adequando as necessidades e particularidades de cada indivíduo, é uma tarefa difícil.

Outra decisão de igual importância, porém menos discutida, é estabelecer que modalidade de deslocamento é mais adequada ao indivíduo que busca os benefícios da locomoção. Esta seleção torna-se fundamental, uma vez que é possível se deslocar em uma ampla faixa de velocidade, tanto caminhando como correndo. As questões surgem quanto

às vantagens que haveria em usar uma forma de locomoção em detrimento da outra e em qual velocidade. Da mesma forma, seriam importantes os aspectos fisiológicos e biomecânicos associados à escolha de uma destas formas de deslocamento? Muitas pesquisas foram realizadas nestas direções e para responder a estas perguntas foi necessário considerar inicialmente que, no momento em que se atinge uma determinada velocidade crítica, ocorre o fenômeno de transição, aparentemente espontâneo, entre a caminhada e a corrida (Diedrich e Warren, 1995; Raynor *et al.*, 2002).

Monteiro (2003) cita três hipóteses para a transição entre caminhada e corrida (TCC). Uma das mais aceitas na literatura é a minimização do gasto energético (Hreljac, 1993). Segundo seus defensores, a TCC ocorreria para tornar a locomoção mais econômica do ponto de vista energético. Uma segunda hipótese sugere que a TCC surgiria como uma tentativa de minimizar os estresses impostos pelos impactos do deslocamento. A terceira, por sua vez, propõe que interações de aspectos fisiológicos, biomecânicos e de estabilidade motora podem ser as responsáveis pela TCC (Diedrich e Warren, 1995; Monteiro, 2003).

Apesar de já ter sido verificado em cavalos (Hoyt e Taylor, 1981), a minimização do consumo de energia parece não se comportar da mesma forma em humanos (Minneti *et al.*, 1994; Monteiro, 2001). A exata velocidade onde o consumo de energia da corrida é inferior ao da caminhada parece não coincidir com a TCC espontânea na maior parte dos estudos avaliados.

Quanto ao aspecto de minimização dos impactos, estudos revelam uma relação direta entre a amplitude da aceleração e da taxa de carga, gerada no contato inicial do pé com o solo, e lesões no aparelho locomotor (Ferber *et al.*, 2002; Hreljac, 1993; Ogon *et al.*, 1999). Neste sentido, Hwang (2006), utilizando dois diferentes modelos propostos na literatura, de Hreljac (1995) e Prilusky e Gregor (2001), mediu as ondas de choque induzidas na tíbia e na coluna vertebral durante a TCC e observou que nenhuma das variáveis explicava o fenômeno por ambos os modelos.

Ao alterar-se a velocidade de locomoção, as variáveis fisiológicas têm um período de adaptação até que seja atingido um regime permanente (RP) ou estado de equilíbrio (ACSM, 2003). Entretanto, as metodologias desenvolvidas nos estudos da TCC utilizam testes de curtos intervalos de tempo, em que o indivíduo caminha e corre em velocidades próximas à da TCC. Este fato constitui uma possível limitação para a compreensão dos

efeitos das permanências nas velocidades próximas à da transição sobre as acelerações corporais. Além disso, estudos que avaliam a TCC por meio da minimização do consumo energético se utilizam da captação de valores absolutos de oxigênio (O_2) na construção de seus modelos (Beaupied *et al.*, 2002; Hreljac, 1993; Raynor *et al.*, 2002), não atentando para possíveis alterações nas respostas relacionadas, quando relativas ao valor máximo do volume de oxigênio ($\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$). Este fato aponta para a importância de estudar o efeito da utilização do teste de esforço máximo no modelo que norteia a hipótese de minimização do consumo energético na TCC.

1.2. OBJETIVOS

O objetivo geral desta dissertação foi estudar a TCC por meio das técnicas de acelerometria, eletromiografia e ergoespirometria.

Particularmente, verificou-se o efeito das permanências em velocidades próximas à da TCC sobre as ondas de choque, que ocorrem na tíbia e na coluna lombar (L3) e sobre os sinais mioelétricos captados nos músculos tibial anterior, vasto lateral do quadríceps e eretores da coluna. Avaliaram-se, também, as possíveis mudanças no modelo teórico da minimização do consumo energético, quando normalizado em relação ao valor do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$.

1.3. JUSTIFICATIVA

Inicialmente, este é um trabalho que dá continuidade à dissertação de Hwang (2006). Acrescentou-se à metodologia experimental adotada no trabalho anterior, as análises ergoespirométricas e o RP às variáveis estudadas nas velocidades em que são realizadas as coletas. Pretende-se, com isso, aumentar o conhecimento do comportamento e a interação das cargas mecânicas e aspectos fisiológicos durante a caminhada e a corrida, em velocidades próximas da transição. As informações geradas auxiliarão o entendimento do fenômeno da TCC em seres humanos.

Espera-se também que surjam aplicações e questionamentos para novos estudos e à interpretação e prescrição da caminhada e corrida em populações, tanto de indivíduos saudáveis, como em enfermos.

1.4. DELIMITAÇÃO

Este estudo delimitou-se a investigar indivíduos jovens, saudáveis, praticantes de atividades físicas e que não demonstrassem qualquer anormalidade ou inadequação em suas marchas.

1.5. LIMITAÇÕES

O número de participantes foi limitado em algumas análises em função da complexidade do modelo experimental.

Todas as análises foram realizadas com os indivíduos calçados, o que pode afetar a economia do movimento e, conseqüentemente, os valores coletados de consumo de O₂. Além disso, o uso de calçados pode alterar a amplitude da aceleração no calcanhar, quando se corre em esteira (Stacoff e Luethi, 1986). Como os calçados utilizados nos testes eram de diferentes modelos para cada indivíduo, especula-se que possam existir alterações nos picos da aceleração medidos na tíbia e na coluna lombar.

O estudo foi conduzido com o auxílio de uma esteira ergométrica, permitindo melhor e maior controle sobre as variáveis. Contudo, Nigg *et al.* (1995) propõem que transferir as conclusões da corrida sobre a esteira para o solo pode levar a conclusões inadequadas sobre a cinemática aplicada neste último ambiente. Logo, a utilização da esteira também pode alterar as variáveis controladas por este estudo.

1.6. QUESTÕES A INVESTIGAR

O presente estudo investigou os seguintes aspectos relacionados à transição entre a caminhada e a corrida:

- Como o ato de caminhar ou correr, acima e abaixo da velocidade de transição (VT), pode modificar o consumo de O₂.
- Como se comporta a dinâmica do consumo de O₂ durante a caminhada e a corrida, acima e abaixo da VT, quando normalizada pelo $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$.
- Que efeito tem o caminhar ou correr, acima e abaixo da VT, nos impactos medidos por acelerômetros na tíbia e coluna lombar.
- Se existe diferença entre as medidas de aceleração realizadas antes e sob o RP.
- Se existe diferença nas medidas de aceleração da tíbia para a coluna lombar.
- A resposta eletromiográfica dos músculos eretores da coluna, vasto lateral do quadríceps e tibial anterior, durante a caminhada e a corrida acima e abaixo da VT.
- Se existe diferença eletromiográfica antes e sob o RP, usando como parâmetro o ciclo da marcha.
- Como se relacionam os achados eletromiográficos, de acelerometria e do consumo de O₂.

1.7. HIPÓTESES

A literatura demonstra que o consumo de O₂ é diretamente proporcional ao consumo energético durante as atividades físicas aeróbias, como são os casos da caminhada e da corrida próximas a VT (ACSM, 2003). Observando a dinâmica do consumo de O₂ para a caminhada e para a corrida, verifica-se que existe um momento, no decorrer do aumento da velocidade, onde um indivíduo que mantém a caminhada em detrimento da corrida apresenta valores de consumo de O₂ maiores que os usados na corrida. Contudo, os valores usados nestes cálculos são baseados nos valores absolutos do $\dot{V}O_2$ captado. Especula-se que, se estes indivíduos fizessem um teste de esforço máximo previamente à coleta de dados, e se fosse refeita a dinâmica do consumo do O₂, porém, com os valores relativos ao $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, o modelo poderia mudar, acrescentando nova informação.

Os impactos corporais, avaliados pelas acelerações, podem ter valores diferenciados para cada modalidade de locomoção. Espera-se que a corrida tenha maiores magnitudes de impacto, mesmo em velocidade mais lentas, como avaliado pelo estudo de Hwang (2006).

Porém, quando adicionado o RP à velocidade, espera-se que os movimentos cíclicos da caminhada e da corrida possam alterar os resultados, ou por estabilizar os movimentos, reduzindo conseqüentemente variações aleatórias durante a locomoção, ou aumentando estas variações pela fadiga (Williams, 2000).

A onda de propagação do choque, medida pela aceleração na tíbia e na coluna, aparentemente é amortecida à medida que se propaga do membro inferior para a cabeça (Whittle, 1999). Espera-se que adicionar o RP à metodologia não cause alteração nesta variável.

A eletromiografia sofre alterações quando ocorre a TCC (Farley e Ferris, 1998). Contudo, espera-se que com a introdução do RP possam ocorrer outras alterações nos sinais mioelétricos, por influência da fadiga ou do aprendizado.

Quando analisadas em conjunto, estas hipóteses descritas podem ajudar na construção de um modelo diferenciado para explicar a TCC.

CAPÍTULO II – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Foram pesquisados os seguintes termos no *Medline/Pubmed* (www.pubmed.com): *Caloric, Calories, Energetic factors, Energy expenditure, Gait transition, Human gait, Human locomotion, Metabolic Cost, Preferred stride frequency, Running, Running mechanics, Run-walk, Run-walk-transition, Stride Transitions, Trop-gallop, Walking, Walk-run-transition*. Estes termos foram combinados para obter maior sensibilidade e especificidade na seleção de artigos. Tais termos foram pesquisados apenas nos títulos e/ou resumos dos artigos indexados no *Medline/Pubmed*, sendo limitados às datas entre 1966 até a última atualização desta revisão, em março de 2008. Foram selecionados ainda artigos clássicos por meio de referências cruzadas, livros, capítulos de livros, assim como teses específicas sobre o tema.

2.1. A LOCOMOÇÃO HUMANA

A locomoção humana, na fase adulta, é de característica bípede e parece ser uma combinação de instinto e aprendizado (Inman *et al.*, 1998). Apesar de ser um movimento notadamente semelhante entre os indivíduos, apresentando um padrão interindividual bem definido, existem marcantes diferenças de uma pessoa para outra. Um mesmo indivíduo pode apresentar sua forma de locomoção básica alterada apenas por influência de parâmetros psicológicos. Portanto, ao estudar a locomoção ou marcha humana, é necessário medir as médias dos deslocamentos apresentados pelos segmentos corporais para construir um modelo padrão básico.

Este padrão é conhecido como ciclo da marcha (CM) ou simplesmente marcha, sendo definido como padrão cíclico de movimentos corporais que se repetem indefinidamente a cada passo ou passada (Inman *et al.*, 1998; Martin *et al.*, 2000; Perry, 2005a). O entendimento do que acontece durante a marcha é realizado em um ciclo completo, uma vez que é suposto que todos os ciclos subsequentes são semelhantes. O objetivo final da marcha é a translação do corpo, resultante das complexas interações dos movimentos angulares dos segmentos corporais.

Durante a marcha, podemos definir um período em que um dos membros inferiores (MIs) encontra-se em contato com o solo, conhecido como apoio simples. O MI que não mantém contato com o solo encontra-se, por sua vez, no período de balanço, que, após completar seu deslocamento à frente, entra em contato com o solo. Conseqüentemente, este MI torna-se a nova perna de apoio, permitindo que a outra se desloque à frente. O período quando ambos os membros estão em contato com o solo é conhecido como duplo apoio. Conforme aumenta a velocidade de deslocamento, os períodos de apoio tornam-se cada vez mais freqüentes (aumento na cadência) e as amplitudes de deslocamento dos MIs cada vez maiores, até que o indivíduo inicia a corrida. A corrida, por sua vez, possui uma importante característica que a diferencia da caminhada, que é a existência de uma fase onde nenhum dos MIs tem contato com o solo, conhecida como fase de duplo balanço ou fase aérea (Inman *et al.*, 1998; Perry, 2005a).

A velocidade, a cadência ou freqüência e a amplitude da passada são livremente determinados e auto-selecionados na caminhada diária (Martin *et al.*, 2000), ocorrendo uma intensa alteração destes parâmetros para se adaptar às exigências ambientais. De um modo geral, o comprimento da passada oscila entre 80% a 120% do comprimento do MI, ao longo das velocidades de caminhada e corrida (Alexander, 2004).

Nilson e Thortensson (1987 *apud* Williams, 2000) observaram que indivíduos eram capazes de caminhar de 3,6 km/h a 10,7 km/h, exibindo desde 25 passadas/min, como menor freqüência possível, a 143 passadas/min, no máximo. Entre as variações de velocidade de corrida (5,4 km/h a 28,6 km/h), os indivíduos podiam correr com freqüências tão baixas quanto 33 passadas/min até o máximo 214 passadas/min. Os mecanismos por trás deste grande conjunto de combinações não estão claros, apesar de muitos fatores poderem ser considerados. Saibene e Minetti (2003) relatam que, para cada velocidade de caminhada ou corrida, parece existir uma freqüência de passada ideal, sendo selecionada individualmente para reduzir o consumo de energia do deslocamento.

Durante a caminhada de aproximadamente 4,8 km/h, o período de apoio simples dura cerca de 40% do ciclo completo da marcha, enquanto o período de balanço, aproximadamente 40%. O apoio duplo conta com cerca de 20% do CM (Inman *et al.*, 1998; Perry, 2005a) (Figura 1).

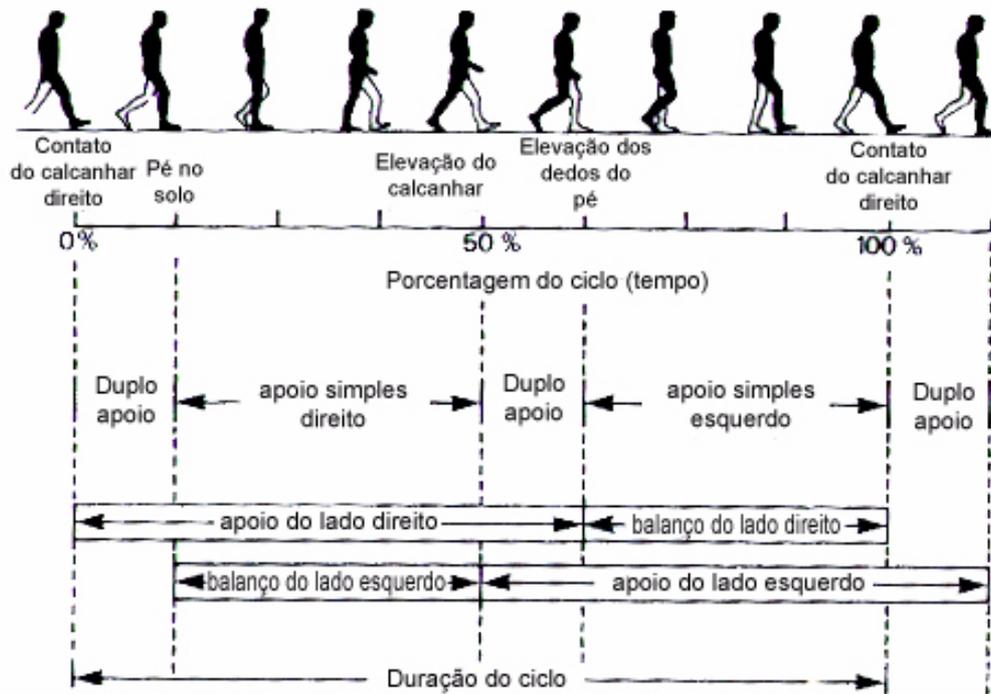


Figura 1 – Divisões do ciclo da marcha (retirado de Viel *et al.*, 2001 pág. 18).

Perry (2005a) descreve o CM subdividido em oito diferentes fases, que podem ser dispostas hierarquicamente em um organograma (Figura 2). A divisão do CM, nesta maior quantidade de fases, dá-se em razão dos diferentes objetivos funcionais que podem ser caracterizados. Analisando desta maneira, por exemplo, o apoio duplo pode ser subdividido em dois momentos no CM, sendo 10% na resposta à carga e 10% no pré-balanço

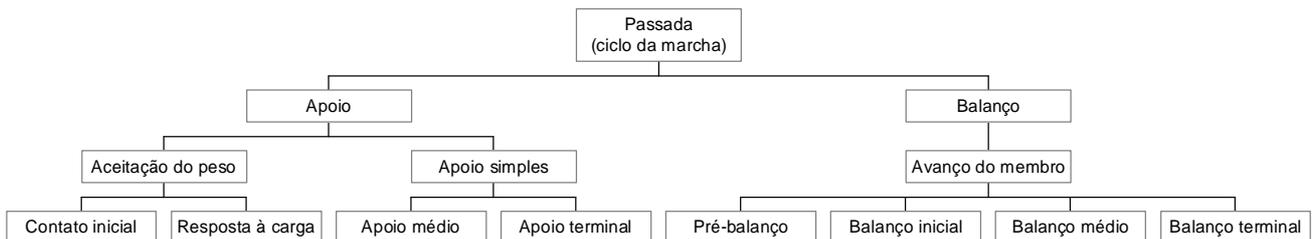


Figura 2 – Divisões do ciclo da marcha, segundo Perry (2005a pág. 8)

A locomoção quadrúpede é inerentemente estável, pois o centro de massa corporal (CMC) está dentro da base de apoio a qualquer momento. Contudo, a locomoção bípede é

estaticamente instável na maior parte do CM, uma vez que seu CMC encontra-se fora da base de sustentação (o pé) em 80% do tempo (Winter, 1991 *apud* Patla e Sparrow, 2000).

Durante a marcha, o CMC se desloca sobre o MI que mantém contato com o solo, ocorrendo movimentos simultâneos em outras regiões, relacionados entre si de forma sistemática. Um deles é a aceleração e a desaceleração que o CMC sofre a cada CM. Quando um dos MI entra em contato com o solo, o CMC sofre uma desaceleração, mas, logo em seguida ao passar sobre o MI de apoio sobre o solo, o corpo acelera-se. Concomitantemente, quando o CMC desacelera-se, ocorre uma diminuição de sua altura vertical, ocorrendo o oposto, quando estiver acima do MI que mantém contato com o solo. A oscilação vertical esperada, durante a caminhada de um indivíduo saudável, é cerca de 5 cm e marca o momento onde a energia potencial é máxima em relação à energia cinética. Reciprocamente, no período de duplo apoio, ocorre o inverso (Inman *et al.*, 1998; Perry, 2005a).

A magnitude do deslocamento do CMC no plano sagital pode ser considerada com uma das principais diferenças entre a caminhada e a corrida. Enquanto na caminhada o joelho encontra-se praticamente estendido no momento em que o CMC passa pelo MI que está em contato com o solo, na corrida ocorre uma flexão mais pronunciada desta articulação. Estas alterações fazem com que o CMC encontre-se mais elevado na caminhada, quando comparado com a corrida (Farley e Ferris, 1998), em um mesmo indivíduo. Além disso, quando o CMC se encontra apoiado sobre apenas um dos MIs, ocorrem movimentos compensatórios da pelve, que se inclina lateralmente e sofre rotação. Por sua vez, os membros superiores realizam deslocamentos em fase contrária aos realizados na pelve e nos MIs, ajudando, desta forma, a manter progressão em linha reta e diminuindo o gasto energético do deslocamento (Inman *et al.*, 1998; Perry, 2005a).

A magnitude com que estes movimentos angulares ocorrem com o decorrer do deslocamento, é, normalmente, determinada pelo aumento da velocidade. O resultado final da marcha pode ser percebido pela análise do CMC no plano sagital que, durante o movimento, realiza uma suave curva senoidal no sentido do plano horizontal de progressão do deslocamento (Inman *et al.*, 1998; Perry, 2005a).

A Tabela 1 descreve os ângulos ou deslocamentos exibidos pelas principais articulações (ou segmentos corporais) envolvidos no complexo da marcha.

Tabela 1 – Principais variações angular ou linear das articulações dos MIs envolvidas com a marcha (caminhada).

Articulações	Movimento	Plano	Fase ou % do CM	Deslocamento angular ou linear
Joelho ^{a, b}	flexão	sagital	de apoio	15°
Joelho ^b	flexão	sagital	balanço	60°
Joelho ^b	rotação	transverso	ciclo completo	7°
Pelve ^c	Translação (desvio lateral)	frontal	50% do ciclo	5 cm
Pelve ^c	Translação (elevação)	frontal	ciclo completo	4,5-5 cm
Pelve ^{a, b}	rotação	transverso	50% do ciclo	4°-10°
Pelve ^b	rotação (inclinação anterior)	sagital	50% do ciclo	4°
Pelve ^{a, b}	flexão lateral (queda da pelve)	frontal	50% do ciclo	5°-7°
Quadril ^{b, c}	extensão	sagital	ciclo completo	10°-15°
Quadril ^{b, c}	flexão	sagital	ciclo completo	25°-37°
Tornozelo ^a	flexão	sagital	ciclo completo	10°
Tornozelo ^b	extensão	sagital	ciclo completo	2°-23°
Tornozelo ^{b, c}	pronação	frontal	10% do apoio	12°
Tornozelo ^c	supinação	frontal	1% do apoio	2°

^a Inman *et al.*, 1988; ^b Perry, 2005a; ^c Viél *et al.*, 2001.

2.1.1. TRANSIÇÃO ENTRE A CAMINHADA E A CORRIDA (TCC)

A TCC é caracterizada por uma abrupta mudança no padrão da coordenação utilizada pelo corpo (Hanna *et al.*, 2000). Conforme aumentamos a velocidade de caminhada, ocorre um aumento na frequência e no comprimento da passada, diretamente proporcional ao aumento da velocidade, sendo que o limite do comprimento é alcançado primeiro (Hanna *et al.*, 2000). Como consequência ocorre, de forma aparentemente espontânea, uma súbita mudança na forma de locomoção que resulta na corrida.

Uma das formas de diferenciar a caminhada da corrida é pela presença da fase de duplo balanço ou fase aérea. Medindo o tempo em que um dos pés está em contato com solo e o dividindo pelo tempo em que este não mantém contato com o solo, pode-se determinar uma fração do CM conhecida como fator de trabalho (“*duty factor*”). Quando o fator de trabalho encontra-se acima de 0,5, considera-se que o indivíduo está caminhando, pois, no mínimo em 50 % do tempo do CM, o MI mantém contato com o solo. Porém, frações menores que 0,5 apontam para a presença da fase aérea, ou seja, o indivíduo está correndo (Hanna *et al.*, 2000). Caminhadas lentas exibem fator de trabalho de 0,7, enquanto caminhadas rápidas apresentam valores entre 0,5 e 0,55 (Alexander 2004).

Laurent e Pailhous (1986 *apud* Williams, 2000) observaram que ambas as medidas de frequência e amplitude de passada estão diretamente relacionadas com a velocidade da locomoção, porém sendo uma independente da outra. Estes autores propuseram que é a velocidade, e não a frequência de passada ou a amplitude, que determina o parâmetro crítico para a TCC. Em concordância, Driedrich e Warren (1995) indicaram que a velocidade de transição (VT) crítica da caminhada para a corrida acontece ao redor de 7,9 km/h, preferencialmente, sem que haja um valor bem definido de amplitude ou frequência de passada. Então, se a velocidade for o parâmetro pelo qual a locomoção se organiza, deve haver mecanismos no sistema nervoso central que atuam no controle ativo das alterações nas frequências e amplitudes de passada (Williams, 2000).

Para animais como o cavalo, a velocidade auto-selecionada de locomoção, caminhando, trotando ou galopando é aparentemente determinada segundo o menor consumo de energia usado no deslocamento (Hoyt e Taylor, 1981) (Figura 3). O animal,

uma vez que uma determinada velocidade crítica tenha sido alcançada, naturalmente mudará sua forma de locomoção por outra mais econômica.

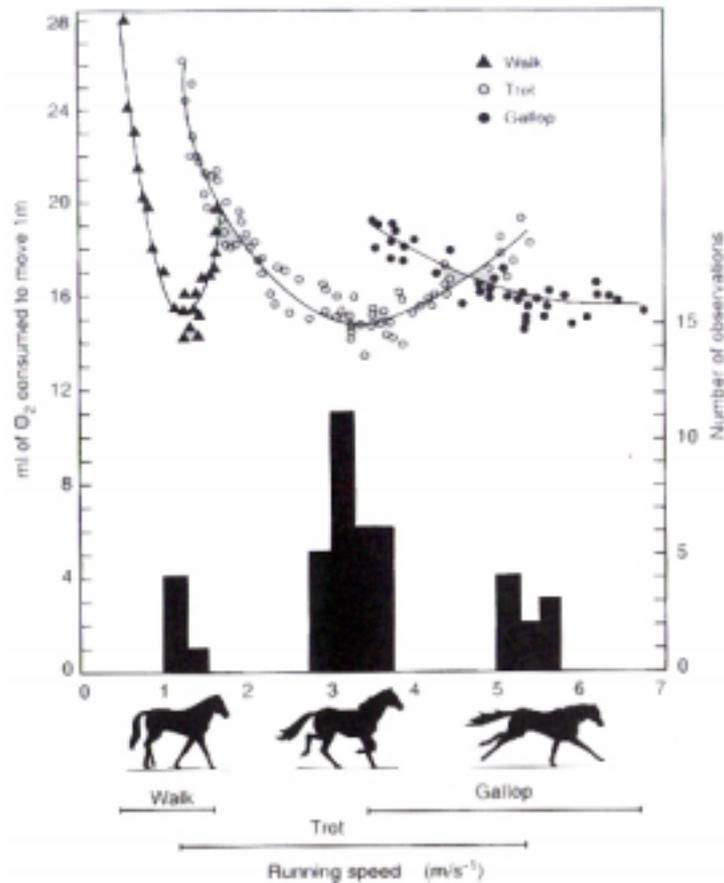


Figura 3 – Custo metabólico para cavalos se deslocarem caminhando, trotando e galopando. Os histogramas mostram como um dos cavalos selecionou sua própria velocidade, enquanto se deslocava sobre o solo. As velocidades auto-selecionadas coincidem com a energeticamente ótima para cada forma de locomoção (retirado de Hoyt e Taylor, 1981).

Griffin *et al.* (2004) avaliaram a velocidade de caminhada para trote de nove cavalos adultos, em uma esteira ergométrica. Os resultados indicaram que o fator de trabalho, durante a caminhada para o trote, foi aproximadamente 0,35 para todos os cavalos. Isto sugere que o ponto em que era trocada, espontaneamente, uma forma de locomoção para outra coincidia com a VT energeticamente ótima. Aparentemente, para os cavalos desse estudo, a transição da caminhada para trote ocorreu como um resultado das informações dos sensores corporais, visando à redução de energia usada no deslocamento.

Seria intuitivo pensar que movimentos sub-máximos, cíclicos e em RP sejam organizados centralmente no cérebro de forma a visar à minimização do consumo energético, conforme proposto por Williams (2000). Logo, da mesma maneira que em cavalos, seres humanos parecem exibir um comportamento similar, no que diz respeito à economia de energia para o deslocamento, pois, para cada velocidade auto-selecionada de locomoção, parece haver uma frequência e amplitude de passada que resulta em um menor consumo energético (Cavanagh e Williams, 1982 *apud* Patla e Sparow, 2000; Williams, 2000). Contudo, como a TCC não se organiza ao redor de uma frequência ou amplitude de passada bem definida, mas sim ao redor de uma velocidade crítica, esta hipótese não parece ser verdadeira.

A amplitude da velocidade de caminhada auto-selecionada para o deslocamento no plano horizontal varia de 2,4 km/h a 6,0 km/h, variando principalmente com a idade dos indivíduos testados (Perry, 2005b). Já a VT avaliada *in vivo* ocorre dentro de uma estreita faixa de velocidade (Usherwood e Bertram, 2003), entre 6,4 km/h e 8,9 km/h (Saibene e Minetti, 2003). Esta faixa de velocidade pode ser atribuída a fatores metodológicos que influenciam suas medições, tais como a taxa de aumento da velocidade na esteira, as variadas magnitudes de acelerações usadas no aumento da velocidade, a amostra selecionada pelo estudo, etc (Saibene e Minetti, 2003; Thortensson e Roberthson, 1987).

Rotstein *et al.* (2005) investigaram se a VT de corredores e não corredores diferiam. A VT espontânea para não corredores foi de 7,2 km/h e de 7,5 km/h para corredores, não ocorrendo diferenças significativas, o que reforça a teoria que a VT espontânea, aparentemente, não depende do *status* físico do indivíduo.

Em contrapartida, Beaupied *et al.* (2003) estudaram o possível efeito que o treinamento físico exerce sobre a VT. A amostra foi dividida em três grupos formados por indivíduos não treinados, corredores velocistas e corredores de longas distâncias (cinco indivíduos em cada grupo). Mediu-se a VT seguindo um protocolo específico para esteira ergométrica e verificou-se que o treinamento pode, de fato, surtir algum efeito sobre a VT escolhida. Nesse estudo, os corredores velocistas e os de longa distância exibiam VTs inferiores aos não treinados. Aparentemente, a influência do condicionamento físico sobre a VT não é completamente compreendida. Mais uma vez, questões metodológicas parecem ser responsáveis pelos resultados específicos de cada estudo.

Falls e Humphrey (1976) ao estudar o custo energético da caminhada e da corrida, verificaram que não existe diferença entre o consumo energético de mulheres jovens em relação aos homens, desde que o gasto de energia seja expresso por unidade da massa corporal do indivíduo. Por outro lado, Saibene e Minetti (2003) perceberam em seus achados que as mulheres, em comparação aos homens, transitavam da caminhada para a corrida mais tardiamente. Este fato ainda não foi esclarecido.

Dentro da faixa de velocidades auto-selecionadas para TCC pelos seres humanos, ou seja, nas velocidades próximas a VT, o consumo energético é aproximadamente igual para ambas as formas de locomoção (Thortensson e Roberthson, 1987). Segundo Perry (2005b), apenas acima de 8,0 km/h a corrida torna-se mais eficiente do ponto de vista energético. Este dado é reforçado pelo estudo de Greiwe e Kohrt (2000), onde foi avaliada a caminhada em velocidades acima de 8 km/h. Os resultados mostraram taxas idênticas ou maiores do consumo de energia em relação ao “*jogging*”. Associado a este consumo energético maior, estavam igualmente mais elevados na caminhada a frequência cardíaca (FC), a escala de Borg e o lactato sangüíneo.

Em função de existir uma faixa de velocidade onde o consumo de energia é aproximadamente igual, tanto para a caminhada como para a corrida, associados com os primeiros estudos animais que indicaram a ocorrência da VT em função da economia energética, surgiram estudos em humanos com o intuito de testar esta hipótese.

A curva de consumo de energia da caminhada (Figura 4) pode ser modelada segundo uma função quadrática, onde o mínimo representa a velocidade de caminhada normalmente auto-selecionada pelos indivíduos (Saibene e Minetti, 2003). O valor exato da velocidade de caminhada, onde ocorre o menor consumo de energia, pode variar entre os indivíduos, sendo que o tamanho corporal exerce grande influência sobre este valor (Farley e Ferris, 1998). A máxima velocidade de caminhada possível, que indivíduos saudáveis e ativos conseguem manter, é de 10,7 km/h, segundo Hreljac *et al.* (2001).

Comparando-se o consumo de energia na corrida, para uma mesma distância, o total de energia despendida é praticamente constante em todas as velocidades em que este modo de locomoção é possível (Figura 4). Aparentemente, o motivo pelo qual o consumo de energia na corrida se mantém desta forma, ao longo de uma ampla faixa de velocidade de deslocamento, é o crescente aproveitamento da energia elástica pelos músculos e tendões à

medida que a velocidade aumenta. Isto também explicaria o motivo de uma determinada combinação ótima de frequência e amplitude de passada demonstrada por cada indivíduo durante a corrida (Hanna *et al.*, 2001).

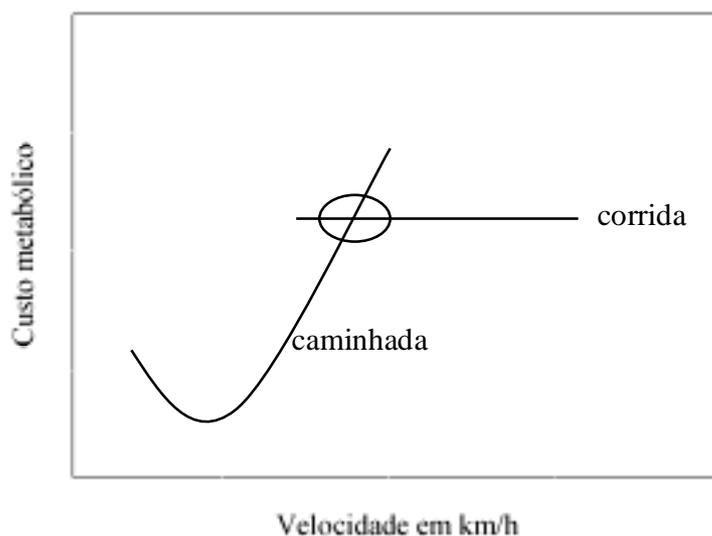


Figura 4 – Representação teórica do consumo energético (determinado pela captação de O_2) entre a caminhada e a corrida. O vale da curva representa a velocidade de menor consumo energético para a caminhada, sendo normalmente relatado na literatura em torno de 4,3 km/h. O círculo indica o momento em que ocorre igual captação de O_2 entre a caminhada e a corrida, cerca de 7,9 km/h. Adaptado de Usherwood e Bertram (2003).

Quando adicionado o fator inclinação, tanto positiva como negativa ao deslocamento horizontal, o modelo da Figura 4 permanece aproximadamente similar, conforme estudo de Minetti *et al.* (1994). Estes autores pesquisaram a VT em diferentes inclinações de esteira e encontraram que, quando inclinada negativamente a -15 %, a TCC ocorria mais tarde (~ 8 km/h) e mais cedo quando inclinada positivamente (~ 6,5 km/h). O consumo energético mínimo na caminhada em diferentes inclinações (-45% e +45%) foi de $3,6 \pm 1,1$ km/h, não havendo um mínimo energético para a corrida (Minetti *et al.*, 2002). Com inclinações negativas de 10%, o consumo energético se reduzia tanto na caminhada como na corrida. Entretanto, quando se caminhava abaixo de -40% e corria abaixo de -20%, o consumo energético aumentava.

Minneti *et al.* (2003) desenvolveram uma esteira computadorizada que respondia à atitude do indivíduo em acelerar, desacelerar ou manter o ritmo. Aparentemente, a

velocidade auto-selecionada, tanto de caminhada como de corrida, diminuía quando se aumentava a inclinação e o oposto ocorria quando esta era reduzida.

Margaria *et al.* (1963) também observaram que a dinâmica do consumo de energia da caminhada mais lenta à corrida mais rápida, mantinha uma dinâmica similar ao longo de diversas inclinações. Conjuntamente, estes dados suportam o conceito de que o modelo de consumo de energia para a caminhada e para a corrida não se altera, mesmo quando adicionadas inclinações positivas ou negativas.

Contudo, é questionável que tais dados obtidos de estudos realizados em esteira ergométrica possam ser reproduzidos na locomoção no solo. Apesar de a esteira oferecer um ambiente controlado e conveniente ao desenvolvimento de estudos, existem aparentes diferenças, em relação ao solo, entre a amplitude de movimento do quadril, o ângulo máximo de flexão do quadril, o tempo na fase de apoio, além da frequência de passada utilizada (Alton, 1998). Somado a isto, ao ar livre existem outros fatores que modificam o consumo de energia, como, por exemplo, o atrito com o ar. Correr a 21 km/h (velocidade de um maratonista profissional) corresponde a aumentar o consumo energético em 8%, enquanto correr a 36 km/h (velocidade de um velocista profissional) eleva o consumo de energia em até 16% (Saibene e Minetti, 2003).

A teoria da minimização do consumo energético como razão para que o indivíduo transite da caminhada para a corrida, prevê que, quando ocorre o cruzamento do consumo de energia entre as duas formas de locomoção, a TCC ocorre em função da ineficiência energética da caminhada. Assim pode-se definir a VT energeticamente ótima, como aquela na qual a TCC ocorre exatamente no momento em que a corrida se torna mais eficiente, do ponto de vista energético, que a caminhada.

Mercier *et al.* (1994) ao medirem o $\dot{V}O_2$, a FC, o comprimento de passada e a frequência de passada em velocidades acima, abaixo e na VT ($VT \pm 1,0$ km/h), verificaram que nas velocidades acima da VT a caminhada fornecia, em relação à corrida, valores significativamente maiores para o $\dot{V}O_2$ e FC. Resultados similares foram obtidos quando realizada a mesma análise, porém para a corrida abaixo da VT, em relação à caminhada na mesma velocidade. O valor de $\dot{V}O_2$ e a FC não diferia significativamente durante a VT para ambas as formas de locomoção. Entretanto, a diferença das velocidades acima e abaixo da

VT foi de 2,0 km/h, o que pode sugerir um erro na interpretação deste resultado. Talvez, uma diferença menor entre as velocidades acima e abaixo da VT não apresentasse diferença significativa.

Por outro lado, Tesh *et al.* (2002), ao investigarem a diferença entre a VT energeticamente ótima e a espontânea, em um grupo de adolescentes, perceberam que a velocidade energeticamente ótima era maior que a espontânea. Também verificaram que após a TCC, o gasto de energia correndo era maior do que caminhando na velocidade imediatamente abaixo. Portanto, aparentemente a TCC não ocorreu como forma a reduzir o consumo de energia.

De um modo geral, a medida direta da VT é menor do que aquela onde ocorre o cruzamento da captação de O₂ da caminhada para a corrida, o que leva a questionar a teoria da minimização energética. Segundo dados de Hreljac (1993), a VT espontânea é de 7,4 km/h, contra a velocidade de 8,0 km/h onde ocorre o cruzamento das curvas de consumo de O₂ na caminhada e na corrida. Conseqüentemente, correr na VT é mais dispendioso energeticamente que caminhar, o que indica que a VT e o ponto energeticamente ótimo não coincidem, conforme observado por Rotstein *et al.* (2005).

Usherwood e Bertram (2003) determinaram, em sujeitos saudáveis, o custo metabólico para a locomoção, por meio da captação de O₂, enquanto deslocavam-se a uma velocidade constante, por 5 a 7 min. Entre seus achados, foi novamente verificado que a velocidade preferida de transição estava abaixo da velocidade onde o gasto energético se iguala entre caminhar e correr. Associado a isto, os valores atribuídos pelos sujeitos para a percepção do esforço, através da escala de Borg, foram significativamente maiores na caminhada, durante a TCC, que correndo na VT. Estes dados sugerem que a TCC não ocorreu como uma forma de reduzir o consumo de energia do deslocamento.

Portanto, em princípio, o mecanismo desencadeador da TCC, que seria determinado pela economia de energia, não foi verificado experimentalmente (Hreljac *et al.*, 2001). Os estudos citados nesta revisão indicam que a TCC ocorre em velocidade significativamente inferior àquela energeticamente ótima. Assim a TCC não ocorre unicamente devido à minimização do consumo energético, pois esta hipótese não explica completamente os mecanismos envolvidos (Prilutsky e Gregor, 2001).

A partir destes trabalhos, deve-se supor que existam outros desencadeadores da TCC em humanos, associados à minimização do consumo energético. Hanna *et al.* (2000) citam que o gatilho da TCC pode não ser unicamente baseado no consumo energético, uma vez que a TCC pode ocorrer devido a outros parâmetros como a estabilidade postural e/ou sobrecarga no sistema musculoesquelético. Inclusive, sugeriram que estruturas sensórias perceptíveis a alongamento (sistema proprioceptivo), posicionadas nos tendões, músculos e articulações, possam ter importantes implicações como desencadeador da TCC. Outros autores sugeriram que a VT pode ser determinada pela experiência prévia do indivíduo, combinada com o *feedback* dos receptores periféricos (Hreljac *et al.*, 2001).

Há ainda pesquisadores que supõem que fatores comportamentais seriam possíveis desencadeadores para a TCC (Saibene e Minetti, 2003). Neste sentido, a atenção cognitiva também parece influenciar a VT, como verificado por Daniels e Newell (2003). Em seu estudo, 12 homens caminharam e correram em esteira ergométrica, enquanto resolviam mentalmente exercícios de aritmética, divididos em dois níveis de dificuldade. A VT aumentou para os dois grupos, quando comparada com o primeiro dia de coleta, onde não eram realizadas quaisquer tarefas mentais (7,7 km/h com os cálculos, contra 7,3 km/h). Este resultado embasa a hipótese de que reter o foco de atenção cognitiva para alguma tarefa desconcentra os sujeitos em relação às “pistas” fisiológicas que o corpo envia para desencadear a VT. Entretanto, mais evidências são necessárias para compreender melhor a influência de fatores comportamentais sobre a VT humana.

Movimentos repetitivos, como é o caso da locomoção, podem ser descritos segundo a teoria sinérgica, que descreve e prevê características da TCC (Hanna *et al.*, 2000). O primeiro exemplo de movimento repetitivo, analisado segundo esta teoria, foi a dinâmica de pressionar e afastar o máximo possível os dedos indicador e halux (Kelso, 1984 *apud* Hanna *et al.*, 2000).

Se for solicitado a um indivíduo realizar esta dinâmica em ambas as mãos, porém fora de fase (enquanto em uma das mãos os dedos estarão sendo pressionados, na outra, estarão afastados), será possível manter este movimento corretamente, desde que seja realizado em baixas frequências. Caso a frequência desta dinâmica seja aumentada, haverá uma frequência limite, onde, subitamente (em um ciclo apenas) e espontaneamente, ocorrerá uma mudança no padrão de coordenação. Em altas frequências, manter a

coordenação de ambas as mãos em fase, ou seja, os dedos pressionando e afastando simultaneamente, é mais estável e preferido. Um comportamento similar aos dedos poderia ocorrer na TCC de humanos (Seay *et al.*, 2006).

Pesquisas anteriores demonstraram que a locomoção próxima à VT (tanto para a caminhada como para a corrida) exhibe um aumento na variabilidade da coordenação dos MIs, o que suporta as teorias que prevêem a TCC como uma mudança de fase, em função da falta de equilíbrio gradualmente maior até a TCC (Seay *et al.*, 2006). Entretanto, Seay *et al.* (2006) não verificaram aumentos significativos na coordenação intra- e inter-MIs, até que ocorresse a TCC, levando-os a questionar a aplicabilidade da teoria sinérgica, em especial a dinâmica dos dedos, aos modelos de TCC em humanos.

Caldwee *et al.* (2000) sugeriram que a TCC ocorre para efetuar ou melhorar a estabilidade do sistema locomotor, sendo esta ainda mais importante quando necessária em grandes proporções, como na corrida em terrenos irregulares. Entretanto, estes autores apontam que, nos experimentos até então realizados, não foi imposta uma alta instabilidade.

Na revisão de literatura de Kao *et al.* (2003), os autores identificaram a hipótese de que, logo após a TCC, ocorreria uma diminuição na variabilidade da coordenação intramembro. Entretanto, durante a TCC, e sua forma inversa (corrida para a caminhada), foi verificado que o desvio-padrão do ângulo de flexão do joelho e do quadril, relativo à mesma fase do ciclo da marcha, não aumentou antes ou após a TCC (Kao *et al.*, 2003). Este achado não suporta a teoria que relaciona a TCC à coordenação intra-membro inferior.

Por outro lado, Brisswalker e Mottet (1996), ao avaliarem a caminhada e a corrida de 10 sujeitos em velocidades acima e abaixo da VT, indicaram um aumento significativo na variabilidade da duração da passada antes da TCC para o modo de locomoção livremente escolhido. Este aumento poderia configurar um possível desencadeador para a TCC.

Portanto, as teorias vigentes sobre o papel da coordenação na TCC ainda carecem de mais estudos, uma vez que os atuais estudos demonstram aparente contradição.

Associando as teorias da perda de estabilidade às da minimização do consumo energético, Sparrow *et al.* (2000), suportam a hipótese de que se locomover a uma frequência de passada mais lenta ou mais rápida que a espontânea pode gerar perda no equilíbrio dinâmico, o que estaria associado a um maior consumo de energia (Sparrow *et al.*

2000). Este maior consumo de energia, por sua vez, poderia desencadear a TCC. Entretanto, como já descrito, faltam evidências que comprovem a hipótese da perda do equilíbrio.

Sob o ponto de vista mecânico, a TCC deveria surgir como uma maneira de reduzir o estresse imposto às estruturas corporais, tais como: ossos, tendões e músculos (Saibene e Minetti, 2003). Assim, baseados nos estudos realizados com cavalos, sugeriu-se que a TCC ocorria como forma de minimizar os impactos gerados pela locomoção. Farley e Taylor (1991) observaram que cavalos transportando cargas transitavam em velocidades inferiores às avaliadas sem o sobrepeso. Contudo, experimentos que avaliavam a correlação da massa corporal com a VT em humanos não encontraram VTs mais baixas para os indivíduos de maior massa corporal (Hanna *et al.*, 2001).

Cinematicamente, a TCC ocorre quando o MI que toca o solo tem suas articulações do joelho e quadril mais flexionadas que durante as prévias passadas caminhando. Deste ponto de vista, uma condição de aterrissagem alterada parece contribuir para desencadear da TCC (Segers *et al.*, 2007c). Entretanto, os ajustes cinemáticos não constituem necessariamente uma tentativa de diminuir a magnitude dos impactos. Um dos possíveis critérios na seleção do ajuste cinemático ótimo é a necessidade de minimizar o custo energético, o que poderia conflitar com a necessidade de minimizar os impactos (Derrick e Mercer, 2004).

Conseqüentemente, a despeito de alguns estudos animais indicarem que a força de reação vertical e o estresse ósseo poderiam desencadear a TCC, esta teoria mecânica ainda não foi demonstrada em humanos (Hreljac, *et al.*, 2001).

Uma outra teoria associa a TCC a fatores de prevenção de fadiga muscular. Hreljac (1995) sugeriu que a TCC ocorria na tentativa de prevenir o uso exagerado da musculatura dorsiflexora do tornozelo, que é usada na capacidade máxima ou quase máxima durante uma caminhada rápida. Associado a isto, foi verificado que correr abaixo da VT requer mais trabalho dos músculos do que caminhar e, inversamente, caminhar acima da VT requer mais trabalho dos músculos do que correr. Isto sugere que o gasto de energia mecânica muscular pode ser um importante determinante da TCC (Sasaki e Neptune, 2006a).

Entretanto, Hrealjac *et al.* (2001) observaram que em baixas velocidades de corrida, os músculos dos MIs são ativados bem abaixo do seu potencial máximo e, mesmo o gasto energético na corrida abaixo da VT sendo maior que na caminhada, a TCC ocorre. Seus resultados apontaram para a grande diminuição da ativação do tibial anterior após a TCC, sendo que nos demais músculos estudados (vasto lateral, gastrocnêmio, bíceps femoral e glúteo máximo), a ativação muscular tendeu a aumentar com o aumento da velocidade de caminhada, especialmente após a TCC. Logo, para estes autores, a ativação acentuada do tibial anterior poderia desencadear a TCC.

Segers *et al.* (2007a) investigaram a influência da fadiga muscular exercida sobre o tibial anterior na TCC. Seus resultados indicaram que a ativação eletromiográfica do tibial anterior era maior antes da VT e diminuía logo após iniciada a corrida. Depois da introdução de fadiga, induzida no tibial anterior dos indivíduos testados, ocorreu uma diminuição da VT, indicando que este músculo pode ser um dos desencadeadores para a TCC.

Para Neptune e Sasaki (2005) a TCC pode ser determinada em função da produção de força prejudicada que os flexores plantares (gastrocnêmio e sóleo) exibem durante a fase de duplo apoio, no momento em que ocorre a elevação do calcanhar. Sua hipótese era que se a produção de força dos flexores diminuísse próximo à TCC, apesar do aumento da ativação muscular, uma diminuição correspondente das forças de reação no solo também seriam esperadas. Este foi o resultado encontrado, o que ressalta a importância do papel que as propriedades intrínsecas do pé possuem nas estratégias neuromotoras específicas usadas na TCC.

No estudo de Prilutsky e Gregor (2001), sete indivíduos caminharam e correram nas velocidades percentuais a VT de 55%, 70%, 85%, 100%, 115%, 130% e 145%, sendo realizado o registro eletromiográfico dos músculos tibial anterior, sóleo, gastrocnêmio medial, vasto medial, reto femoral, bíceps femoral e glúteo máximo. A ativação eletromiográfica dos músculos estudados que realizam flexão das articulações às quais estão relacionados (tibial anterior, bíceps femoral e reto femoral), foi significativamente menor na corrida que na caminhada para as velocidades percentuais de 115, 130 e 145. A ativação dos músculos que realizam a extensão foi menor durante a caminhada do que durante a corrida. Estes resultados suportam a hipótese de que a VT seria determinada por

um aumento na percepção do esforço, gerado pela ativação aumentada dos músculos tibial anterior, reto femural e posteriores de coxa, antes da TCC. Aparentemente, o aumento da ativação destes músculos ocorre para satisfazer a maior necessidade de energia para mover o MI que balança durante a caminhada prévia à TCC. Pode ser ainda que o desencadeador da TCC seja a maior percepção do esforço, ocasionada pela maior ativação dos músculos sóleo, gastrocnêmios e vastos do quadríceps, que ocorre durante a corrida antes da TCC, quando comparado com a caminhada na mesma velocidade.

Outra forma de analisar a TCC é pela sensação subjetiva de esforço, utilizando a escala de Borg. Esta escala foi desenvolvida de forma a possibilitar estimativas confiáveis e válidas do esforço percebido (Borg, 2000). Hreljac *et al.* (2001) verificaram que na VT, mesmo com o consumo de energia sendo maior na corrida que na caminhada, a percepção do esforço se mostrou menor na corrida. O elevado esforço percebido na caminhada, imediatamente antes da TCC, pode ser devido ao somatório da percepção do esforço percebido centralmente com aquela localizada em algum ponto do corpo. No caso da VT, como o esforço local cai grandemente após a TCC, em função da menor ativação do tibial anterior, o indivíduo consegue perceber esta mudança. Isto acontece mesmo com a corrida não sendo mais vantajosa do ponto de vista energético, pois nesta forma de locomoção ocorre um pronunciado aumento do consumo de energia nos músculos dos MIs usados na corrida, com exceção do tibial anterior.

Os dados de Prelutsky e Gregor (2001) corroboram os de Hreljac *et al.* (2001), ao indicar que o esforço percebido é menor durante a corrida após a TCC do que durante a caminhada antes da TCC. Igualmente, Rotstein *et al.* (2005) verificaram que correr na VT resulta em menor índice na escala de esforço percebido, comparado com a caminhada na mesma velocidade. Talvez, como já indicado por Thortensson e Roberthson (1987), a percepção subjetiva identifique que mudar de uma forma de locomoção para outra leva a uma situação mais confortável, baseado nas experiências prévias, combinadas com informações dos receptores periféricos e com a atividade do sistema de controle central da locomoção.

Entretanto, existem indícios de que a escala de esforço percebido permanece constante em torno da VT, tanto para a caminhada como para a corrida (Daniels e Newell, 2003).

Aparentemente, uma série de questões metodológicas pode afetar a VT aferida. Hanna *et al.* (2001), em sua revisão, citam que foram encontradas diferenças na VT quando realizados testes com diferentes manipulações nos protocolos experimentais, alterando, por exemplo, a direção da velocidade (caminhada para corrida, corrida para caminhada), local de aferição (esteira ou solo) e os procedimentos utilizados para o aumento da velocidade. Além destes, pode-se acrescentar o transporte de peso adicional (próximos às extremidades dos membros) e a inclinação da esteira/solo como outros fatores que afetam a VT aferida.

Outro aspecto importante de estudo da VT é sua reprodutibilidade. Hanna *et al.* (2001) compararam a VT de 42 indivíduos em três ocasiões diferentes (inter-dias). A primeira e a segunda medição foram separadas por dois dias de diferença, enquanto da segunda para a terceira, a diferença foi aumentada para uma semana. O protocolo para verificação da VT estabeleceu a velocidade inicial utilizada como 4,0 km/h, sendo realizado incrementos de 0,3 km/h a cada 20 s até 10 km/h. Os resultados mostraram que os indivíduos transitaram em $7,7 \pm 0,7$ km/h e que não houve diferença significativa entre as ocasiões das avaliações.

Monteiro (2003), ao comparar os valores da VT obtidas em três dias, observou que não ocorria diferença significativa entre as tentativas distintas, apresentando um coeficiente de correlação intraclasse de 0,92. Entretanto, apesar dos altos valores de correlação inter-dias, não foram encontrados estudos que avaliassem a reprodutibilidade intra-dia.

A direção da velocidade (acelerando ou desacelerando), também pode afetar a VT aferida, apresentando histerese. Esta histerese faz com que a VT seja maior da caminhada para a corrida do que a da corrida para caminhada (Usherwood e Bertram, 2003). Entretanto, este fenômeno não é completamente entendido e nem sempre verificado experimentalmente. Segundo Prilutsky e Gregor (2001), as teorias que explicam os possíveis gatilhos que desencadeiam a TCC falham em explicar a TCC inversa, ou seja, da corrida para a caminhada.

Uma característica comum entre a TCC direta e inversa é que em ambas pode ser identificado, na VT, um aumento exponencial do comprimento e da frequência de passada. Antes e depois da VT, o comprimento da passada e a frequência apresentam comportamentos lineares para ambas as formas de TCC (Segers *et al.*, 2006).

Em uma investigação sobre a quantidade de histerese observada em diferentes tipos de protocolos, percebeu-se que a VT foi significativamente maior quando havia mudanças contínuas de velocidade do que quando acrescentadas a este protocolo inclinações de 10 e 15%. Porém, a quantidade de histerese não variou significativamente entre os protocolos ou entre condições de inclinação dos protocolos. No protocolo em que as mudanças de velocidade não eram contínuas, a quantidade de histerese parecia estar relacionada com a diferença de velocidade usada a cada incremento. Por outro lado, no protocolo de mudanças contínuas de velocidade a quantidade de histerese estava relacionada com a taxa de aceleração da esteira (Hreljac, 2007).b

Segers *et al.* (2007a), após induzirem fadiga muscular sobre o tibial anterior, perceberam que não havia diferenças na VT avaliada, durante a TCC inversa. Como a fadiga alterou a VT na sua forma direta (caminhada para corrida), isto sugere que diferentes motivos são responsáveis para a ocorrência da TCC direta e inversa.

Aparentemente, múltiplos objetivos são maximizados durante a locomoção bípede, ao contrário da locomoção quadrúpede que pode ser explicada pela minimização do consumo energético (Patla e Sparow, 2000). A TCC não é um evento contínuo e suave e, quando observada segundo padrões cinéticos e cinemáticos, não há clareza no que pode desencadeá-la. Inicialmente, o gatilho seria energético, mas isso não foi demonstrado em humanos que preferem transitar em velocidades que não são energeticamente ótimas (Farley e Ferris, 1998). De igual maneira, a teoria mecânica também não foi demonstrada em humanos (Hreljac, *et al.*, 2001). Dado a sua natureza complexa, é difícil que exista um único determinante para a VT (Daniels e Newell, 2003).

O que determina a TCC ainda não está completamente compreendido (Rotstein *et al.*, 2005). O que se sabe até o momento sugere que a TCC é desencadeada por inúmeros mecanismos, e que depende inclusive do protocolo de mensuração da VT. Além disso, parece haver um crescente aumento da importância do papel que fatores psicológicos exercem na TCC.

2.1.2. CONSUMO ENERGÉTICO NA LOCOMOÇÃO

A energia produzida pelo corpo durante um movimento é uma indicação geral da ativação da taxa metabólica (Rose e Gamble, 1998). Esta energia é produzida a partir dos alimentos ingeridos e, por meio de longas reações bioquímicas nas diferentes vias metabólicas, transformada em uma unidade bioquímica funcional para a liberação de energia, a adenosina trifosfato (ATP). Quando esta é convertida em adenosina difosfato (ADP) a energia é finalmente liberada para interagir com outras moléculas (McArdle, 1998; Perry, 2005b). Pode-se calcular esta produção de energia diretamente por um calorímetro, ou estimá-la indiretamente por meio de trocas gasosas respiratórias. A calorimetria direta é a técnica mais precisa para determinação do consumo energético (Amorim e Gomes, 2003; Perry, 2005b). Entretanto, esta técnica é muito dispendiosa e complexa, tornando-se inviável para muitos laboratórios.

Por outro lado, o valor de O_2 consumido pela respiração, expresso absolutamente em l/min, ou relativamente por ml/kg/min, é uma boa forma de avaliar indiretamente o consumo energético corporal (Rose e Gamble, 1998; Viel *et al.*, 2001), desde que as vias aeróbias sejam as principais envolvidas nos processos de produção de energia (Perry, 2005b). Pode-se também estimar o consumo energético de um indivíduo pela relação da permuta respiratória (RPR). A RPR pode ser definida como (ACSM, 2003):

$$RPR = \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2} \quad (1)$$

onde, $\dot{V}CO_2$ é o volume de gás carbônico liberado pela respiração e $\dot{V}O_2$ o volume de oxigênio utilizado.

A RPR é uma medida ventilatória que reflete a troca de gases entre os pulmões e o sangue. Entretanto, o ideal para o cálculo do consumo energético seria conhecer a utilização dos substratos de liberação de energia na respiração celular. O quociente respiratório (QR) estima troca dos gases ao nível celular, sendo dada por:

$$QR = \frac{\dot{V}CO_{2,cel}}{\dot{V}O_{2,cel}} \quad (2)$$

onde, $\dot{V}CO_{2cel}$ é o volume de gás carbônico utilizado pela célula e $\dot{V}O_{2cel}$ o volume de oxigênio utilizado pela célula.

Durante o exercício físico intenso, em função do tamponamento do ácido lático e da hiperventilação, o RPR pode ultrapassar o valor de 1,0, enquanto isso jamais aconteceria para o QR, estimado entre 0,7 e 1,0 (ACSM, 2003). Quando o QR não é conhecido estimava-se o valor de 5 kcal liberadas por cada litro de O_2 consumido por minuto (ACSM, 2003; Perry, 2005b).

Durante o trabalho físico, o homem aproveita cerca de 30% da energia química liberada pelo ATP para a produção de movimento. O restante da energia liberada é transformado em calor (Alberts *et al.*, 1999). O ser humano, quando caminha em velocidade subjetivamente confortável, usa cerca de 24% da energia liberada para produzir este movimento (Perry, 2005b). Quando se caminha em velocidade mais baixa que esta, tal eficiência cai para valores de até 14% (Perry, 2005b). Ao ficar de pé, aumenta-se o consumo de energia em até 25% em comparação à posição sentada (Perry, 2005b). Ao iniciar a marcha, o consumo de energia sobe abruptamente, podendo ser influenciado pelo terreno onde o indivíduo se desloca (grama, areia, solo, neve, esteira ergométrica, superfícies ásperas etc), indumentária usada (tênis, bota, bolsa etc), inclinação da superfície (positiva, negativa ou neutra) e imobilização ou deficiência em articulações e membros (Perry, 2005b; Rose e Gamble, 1998; Viel *et al.*, 2001). O gênero, por outro lado, parece não intervir no consumo de energia, uma vez que não foram encontradas diferenças significativas nas comparações do consumo de energia relativa à massa corporal (ml/kg/min) entre homens e mulheres adultos (Perry, 2005b).

O deslocamento natural apresenta características maximizadas para conservação de energia, como todas as adaptações inter-relacionadas dos segmentos anatômicos. Qualquer deficiência na marcha normal aumenta o consumo energético quando comparado à mesma velocidade de deslocamento normal (Perry, 2005b). Correr para trás também consome mais energia do que o deslocamento natural de correr para frente, exibindo um gasto energético cerca de 30% maior (Wright e Weyand, 2001). Andar na areia requer de 2,1 a 2,7 vezes mais energia do que caminhar em superfícies duras, na mesma velocidade. Por outro lado, correr na areia requer 60% mais energia do que correr na mesma velocidade em uma superfície dura. O aumento do consumo energético é devido principalmente a dois fatores:

o aumento do trabalho mecânico feito pelos músculos e tendões na areia, afetando principalmente a caminhada; e a diminuição da eficiência do trabalho feito pelos músculos e tendões, que ficam especialmente prejudicados durante a corrida (Lejeune, *et al.*, 1998).

Parece existir uma correlação direta entre a massa corporal e o consumo de energia pelo corpo. Porém, o acréscimo de pesos nas extremidades dos membros, tanto superiores, quanto inferiores, causará um maior consumo de energia em função dos efeitos inerciais associados à aceleração e desaceleração destes membros (Rose e Gamble, 1998). Acrescentar 1 kg de peso ao MI, aumenta em até 7% o consumo energético do deslocamento, dependendo do local de fixação, segundo Minetti *et al.* (2002).

Para cada velocidade selecionada de locomoção, existe um mínimo de consumo energético associado à taxa ideal de passos por minuto (Caldwell *et al.*, 2000). Uma vez que a velocidade é igual ao número de passos/min multiplicado pela amplitude do passo, é possível selecionar uma velocidade onde ocorre um mínimo de consumo energético. Esta velocidade representaria a maneira mais eficiente de se deslocar, sendo estimada como uma caminhada em torno de 4,8 km/h em adultos – Figura 4 (Caldwell *et al.*, 2000; Usherwood e Bertram, 2003) e crianças (Rose e Gamble, 1998).

Biewener *et al.* (2004) verificaram que o maior custo energético associado com a corrida pode ser explicado, em parte, pela diminuição das vantagens mecânicas resultante do uso da articulação do joelho mais flexionado durante a corrida do que na caminhada. Ortega *et al.* (2005), examinando oito indivíduos que se deslocavam em esteira em velocidades de caminhada que variavam entre 2,5 km/h a 6,4 km/h, perceberam que, quando era realizada uma trajetória de deslocamento que minimizava o deslocamento vertical, mantendo o máximo possível o deslocamento horizontal (o deslocamento vertical foi reduzido em 69%, por meio da flexão do joelho e quadril), o consumo de energia praticamente dobrava em todas as velocidades avaliadas.

Diversas equações de regressão foram desenvolvidas, ao longo dos anos, com o intuito de prever o consumo energético na marcha (Tabela 2). Hall *et al.*, (2004) investigaram as diferenças no consumo energético para caminhar e correr 1,6 km entre valores preditos e mensurados, tanto em esteira, quanto em pista. Foram avaliados 24 indivíduos, por calorimetria indireta, enquanto caminhavam a 5,0 km/h e corriam a 10,1 km/h. Os resultados indicaram que a corrida requereu mais energia que a caminhada,

tanto na esteira quanto em pista. As previsões de Pendolf (1978, *apud* Hall *et al.*, 2004) e do ACSM (Fórmula 6 da Tabela 2) mostraram-se adequadas, prevendo aproximadamente o consumo energético na caminhada. Para a corrida, as previsões do ACSM (Fórmula 7 da Tabela 2) e Léger e Mercier (Fórmula 8 da Tabela 2) mostram-se mais apropriadas.

Tabela 2 – Exemplos de fórmulas para determinação do consumo energético.

Fórmulas	Variáveis	Citação
$E_1 = 29 + 0,0053 \cdot v^2$ (1)	E_1 = energia em cal/kg/min V = velocidade em m/min OBS: indicado até velocidades de 6 km/h	Ralston, 1958
$E_2 = \frac{E_0}{\left(1 - \frac{C}{C_s}\right) \cdot \left(1 - \frac{N}{N_s}\right)}$ (2)	E_2 = energia em cal/kg/min E_0 = é o valor de E_2 quando $C=N=0$ (ou ~ 28 cal/kg/min) C = comprimento do passo em metros C_s = limite superior de C quando E_2 se aproximar do infinito N = cadência em passos/min N_s = limite superior de N quando E_2 se aproximar do infinito	Zarrug <i>et al.</i> , 1974 (<i>apud</i> Rose e Gamble, 1998)
$E_3 = \frac{E_0}{\left(1 - v/v_s\right)}$ (3)	E_3 = energia em cal/kg/min v = velocidade em m/min v_s = velocidade superior de V (~14,4 km/h) OBS ₂ = esta equação se deriva da (2), quando o indivíduo adota uma cadência própria, em uma determinada velocidade.	Zarrug <i>et al.</i> , 1974 (<i>apud</i> Rose e Gamble, 1998)
$\dot{V}O_2 = 0,001 \cdot v^2 + 6,2$ (4)	VO_2 = taxa de O_2 em ml/kg/min v = velocidade em m/min OBS: indicado até velocidades de 2,4 km/h a 6 km/h	Corcoran (1970) (<i>apud</i> Perry, 2005b)
$\dot{V}O_2 = 0,129 \cdot v + 2,60$ (5)	VO_2 = taxa de O_2 em ml/kg/min v = velocidade em m/min OBS: indicado para Adultos (20-79 anos) até velocidades de 2,4 km/h a 6 km/h	Watters (1989c) (<i>apud</i> Perry, 2005b)
$\dot{V}O_2 = 0,1 \cdot v + 1,8 \cdot v \cdot g + 3,5$ (6)	VO_2 = taxa de O_2 em ml/kg/min v = velocidade em m/min g = grau funcional ((distância vertical/distância horizontal)*100) OBS: indicado para adultos (20-79 anos) caminhando nas velocidades de 3,1 km/h a 6 km/h	ACSM (2003)
$\dot{V}O_2 = 0,2 \cdot v + 0,9 \cdot v \cdot g + 3,5$ (7)	VO_2 = taxa de O_2 em ml/kg/min v = velocidade em m/min g = grau funcional ((distância vertical/distância horizontal)*100) OBS: indicado para adultos (20-79 anos) correndo nas velocidades de 4,8 km/h a 8 km/h	ACSM (2003)
$\dot{V}O_2 = 2,209 + 3,1633 \cdot v$ (8)	VO_2 = taxa de O_2 em ml/kg/min v = velocidade em km/h OBS: indicado apenas para corrida	Léger e Mercier (1984, <i>apud</i> Hall <i>et al.</i> , 2004)

2.1.3. AÇÃO MUSCULAR NA LOCOMOÇÃO

Os músculos utilizados na locomoção possuem uma maneira organizada e sincronizada de atuação. Apresentam três funções básicas: frenagem dos segmentos anatómicos deslocados pela locomoção, amortecimento dos choques e aceleração dos segmentos para o deslocamento (Viel *et al.*, 2001). Conforme se aumenta a velocidade de caminhada, até que se inicie a corrida, aumenta-se a carga dinâmica sobre o sistema músculo-esquelético (Voloshin, 2000), aumentando também a importância do papel muscular como atenuador dos impactos corporais (Derrick, 1998).

Uma outra função dos músculos durante a locomoção é seu papel de estabilizador dinâmico (Patla e Sparow, 2000). Durante o movimento, as cargas relacionadas com a locomoção são transmitidas por diversos tecidos corporais e é desejável que estas não lesionem o aparelho locomotor. Por exemplo, os ossos são capazes de suportar maiores cargas compressivas, quando aplicadas uniformemente, quando comparado com cargas assimétricas (Biewener, 1990 *apud* Patla e Sparow, 2000). Isto poderia explicar o padrão de co-contração encontrado nos músculos envolvidos na locomoção, que atuam na diminuição dos momentos de força de eventuais cargas assimétricas que poderiam aplicar sobre os ossos (Winter e Sott, 1993 *apud* Patla e Sparow, 2000).

Com relação à constituição dos músculos envolvidos na locomoção, há uma grande proporção de fibras do tipo I, utilizando desde ações concêntricas necessárias para o deslocamento, mas também ações isométricas e excêntricas (Viel *et al.*, 2001).

A energia usada para o deslocamento pode ser reaproveitada de diversas formas, sendo uma delas realizada pelos músculos. A velocidade máxima de encurtamento dos músculos pode ser ajustada a valores ótimos, em função da forma de deslocamento e velocidade que é empregada. Os torques exercidos pelos músculos podem ser ajustados de maneira a manter a força de reação do solo alinhada com o MI, fazendo com que os músculos não trabalhem uns contra os outros. As articulações dos MIs podem ser mantidas o mais estendidas possível, minimizando as forças impostas ao sistema esquelético e o requerimento de trabalho muscular. Isto tudo ainda está associado aos tendões que ajudam a salvar energia cinética por meio de armazenamento de energia elástica. Portanto, sugere-se que os músculos são otimamente adaptados às suas tarefas de locomoção, realizando o

deslocamento com uma eficiência constante ao longo das possíveis velocidades utilizadas (Alexander, 1991). Mesmo com diversas lesões nos MIs, ainda é possível caminhar de forma cinematicamente normal, alterando apenas o padrão de ativação muscular (Farley e Ferris, 1998).

Estudos eletromiográficos (EMG) sugerem que as características das ações musculares são dependentes da velocidade de deslocamento, idade, dimensões corporais e aspectos relacionados à metodologia utilizada na coleta de dados (Perry, 2005a).

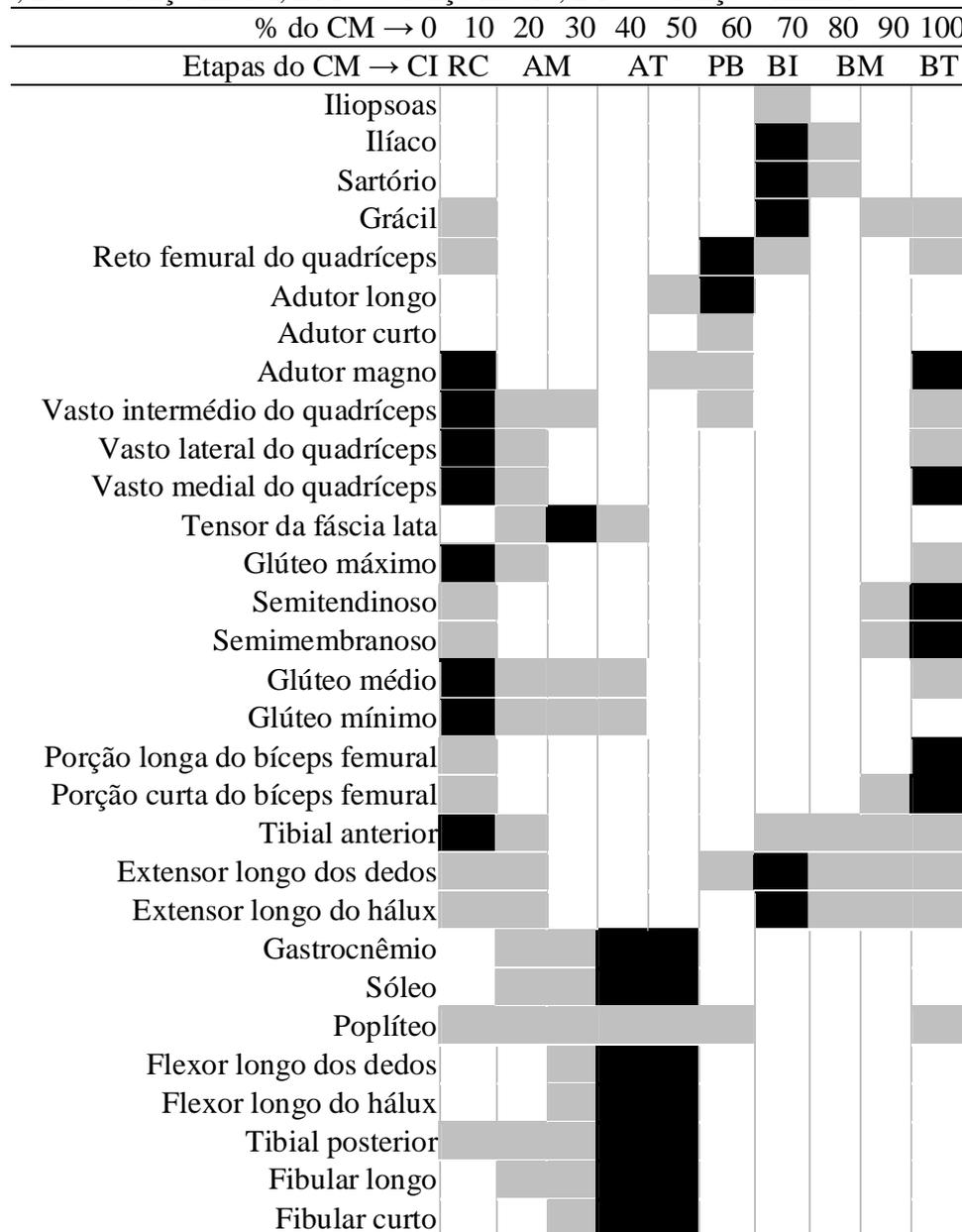
No que diz respeito aos padrões de ação muscular durante a caminhada e a corrida, estudos revelam similaridade entre as duas formas de locomoção, embora não haja um consenso sobre estes padrões. Para a caminhada, alguns estudos têm identificado um padrão de ativação mais consistente. Em função da variabilidade demonstrada nos padrões de ativação muscular entre os indivíduos, até mesmo quando normalizados pela contração muscular isométrica máxima, alguns autores buscam descrever padrões de atividade muscular baseados nas situações de contração e não contração. Assim, é possível perceber a ação aparente dos músculos utilizados durante a locomoção (Tabela 3).

Para Farley e Ferris (1998), a principal diferença no uso da musculatura, entre a caminhada e a corrida, seria a maior ação dos músculos relacionados à articulação do joelho para a corrida, enquanto que na caminhada, a maior ação seria dos músculos relacionados ao tornozelo. Aparentemente, esta questão ainda está em desenvolvimento, pois, como relatado, ainda não há um consenso da literatura.

Sasaki e Neptune (2006b) ao compararem qualitativamente a função muscular na caminhada e na corrida, ambos na VT espontânea, verificaram que a única diferença estava relacionada à contribuição do músculo sóleo. Sua ativação encontrava-se diminuída na corrida, além de exibir um padrão de contração diferenciado, quando comparado com a caminhada. Similarmente, Anderson *et al.* (1997) estudaram onze indivíduos que caminharam e correram em esteira, em velocidades que variaram de 3,6 a 21,4 km/h, e avaliando a ação EMG dos músculos ílio-*ps*oas, sartório, reto femural e tensor da fáscia lata. Foi observado que o padrão básico da forma de ação permaneceu o mesmo irrestritamente, apesar da velocidade ou modo de deslocamento (Figura 5). Contudo, ocorreram diferenças relativas à duração da contração e o momento de seu início. Na medida em que se aumentava a velocidade da caminhada, os músculos flexores eram

acionados cada vez mais precocemente e mudanças na amplitude do sinal foram verificadas no músculo ílio-psoas, especialmente após a TCC, ocorrida em 7,1 km/h. Para os autores, a ação do músculo ílio-psoas reflete o aumento da amplitude da passada, como demonstrado na caminhada a 10,7 km/h que exibiu valores duas vezes maiores que a corrida na mesma velocidade.

Tabela 3 – Exemplo da atividade eletromiográfica dos principais músculos dos MIs durante a caminhada (adaptado de Sutherland, 2001, pág. 64). As caixas de cor preta representam o pico da atividade muscular normalizada (adaptado de Perry, 2005a). CI = contato inicial; RC = resposta a carga; AM = apoio médio; AT = apoio terminal; PB = pré-balanço; BI = balanço inicial; BM = balanço médio; BT = balanço terminal.



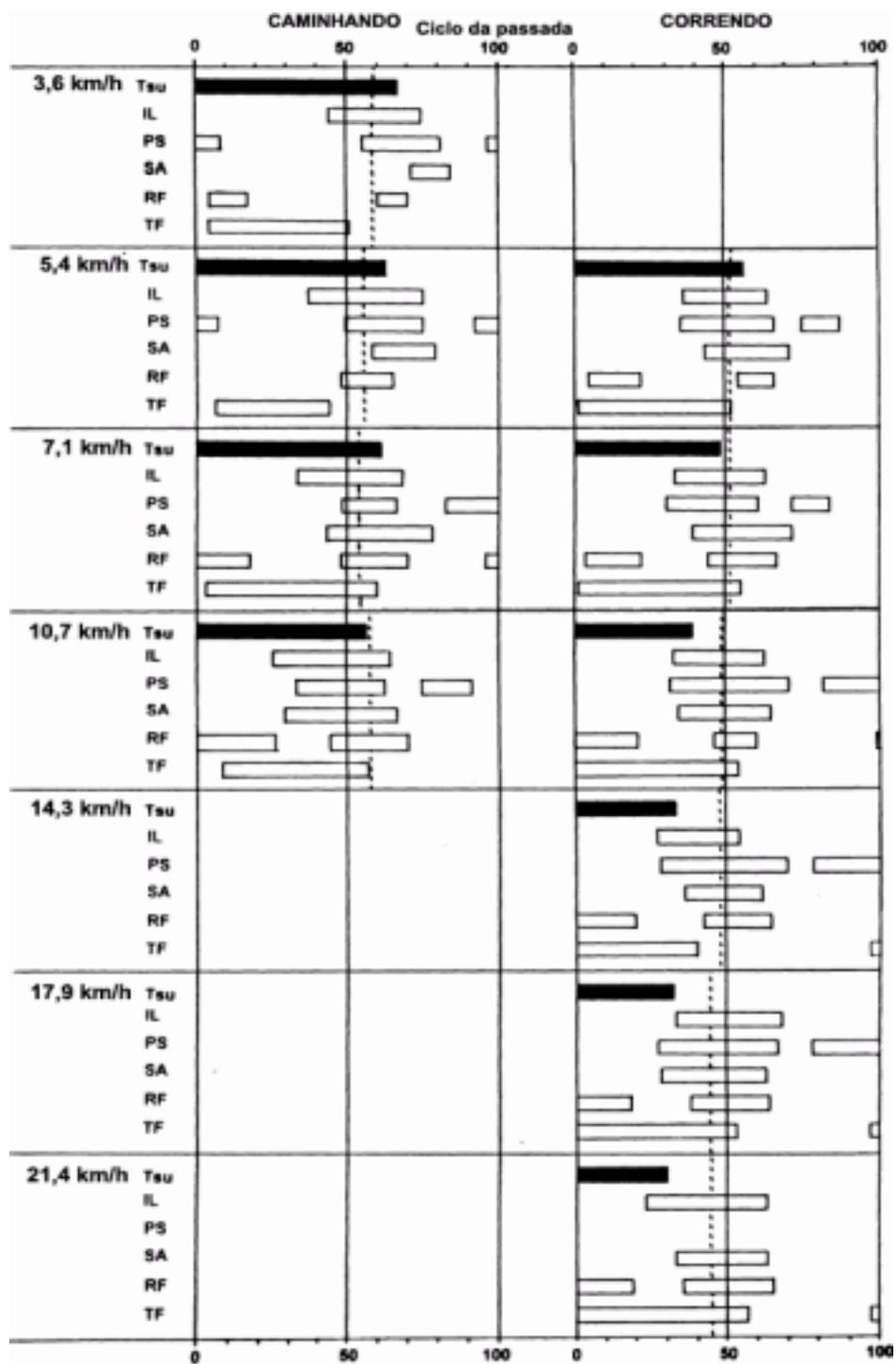


Figura 5 – Períodos médios de ativação muscular do íliaco (IL), psoas (PS), sartório (AS), reto femural (RF) e tensor da fáscia lata (TF). T_{su} representa a duração da fase de apoio. As linhas pontilhadas são as médias do percentual do CM para a flexão do quadril de todos os indivíduos avaliados. Adaptado de Anderson *et al.* (1997).

2.1.4. FORÇAS DE REAÇÃO DURANTE A LOCOMOÇÃO

A caminhada e a corrida apresentam diferentes forças de reação do solo (Farley e Ferris, 1998). A uma velocidade de 3,5 km/h quando o pé encontra o solo, a cada passo, este recebe um peso cerca de 20% maior que o do indivíduo (Hreljac, 2004; Viel *et al.*, 2001). A 5 km/h este peso sobe para 50% acima do peso corporal, podendo oscilar em função da eficiência mecânica, o tipo e uso de calçados e o terreno onde ocorre o deslocamento (Viel *et al.*, 2001). As forças de impacto durante a corrida podem variar entre 1,5 a 5 vezes o peso corporal (Hreljac, 2004). Nigg *et al.* (1978, *apud* Alexander, 2004) reportaram que o pico da reação vertical atingia cerca de 3,2 vezes o peso corporal no calcanhar do pé de um homem que corria a 21,4 km/h.

Pela corrida se caracterizar pela fase aérea, os impactos relacionados a ela são substancialmente de maior magnitude, quando comparados com a caminhada (Farley e Ferris, 1998). Alguns estudos sobre corrida têm usado o termo “impacto vertical” para explicar o pico da força de reação do solo (Derrick, 2004; Derrick e Mercer, 2004; Hreljac, 2004; Whittle, 1999), que ocorre 30 ms após o contato inicial do calcanhar com o solo (Figura 6). Durante a caminhada, este pico ocorre entre cerca de 50 ms a 100 ms (Hreljac, 2004; Whittle, 1999).

Aparentemente, não existe uma relação entre o consumo energético da locomoção, tanto para frente como para trás, e as forças de reação ao longo do corpo (Wright e Weyand, 2001).

A magnitude da força do impacto vertical depende de diversas variáveis, sendo que o uso de calçados parece atenuar este transiente de impacto (Whittle, 1999). Além disso, o arco plantar tem sido descrito como uma importante estrutura atenuadora, uma vez que o arco plantar alto absorve mais impacto que o baixo, quando avaliado ao nível da coluna lombar (Ogon *et al.*, 1999).

Já o padrão da força de reação horizontal na caminhada e na corrida são similares (Farley e Ferris, 1998). Na primeira metade da fase de apoio, a força de reação horizontal empurra para trás a pessoa que se locomove. Na segunda metade, a força auxilia o deslocamento, empurrando o indivíduo para frente (Farley e Ferris, 1998).

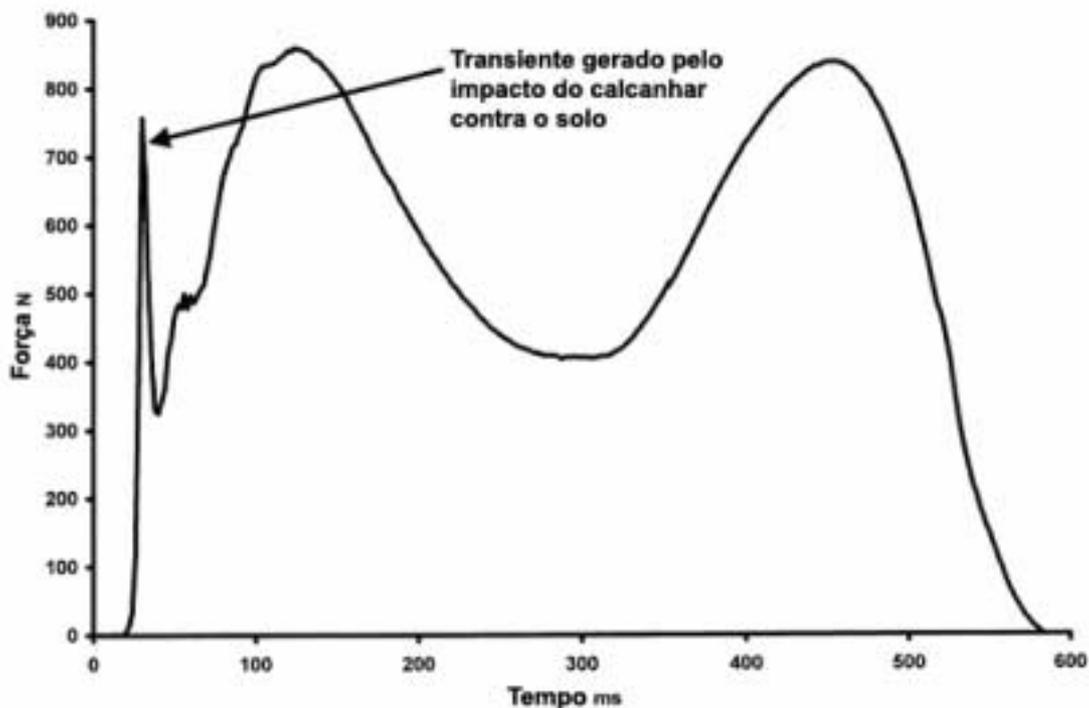


Figura 6 – Dinâmica da força de reação sobre o solo gerada pela caminhada com os pés descalços (adaptado de Whittle, 1999).

Algumas evidências científicas que suportam a hipótese de que a onda de choque é reduzida à medida que se propaga pelo corpo (Whittle, 1999). O choque recebido pelo calcanhar de um indivíduo, que caminha a uma velocidade subjetivamente selecionada, dissipa-se no esqueleto e nos músculos do MI, passa pela pelve e é amortecido nos discos intervertebrais, atingindo a cabeça com apenas 8% a 15 % do choque inicial recebido pelo calcanhar (Viel *et al.*, 2001). Este choque inicial pode ser avaliado segundo o pico de aceleração ocorrido em cada segmento, chegando com certo atraso sucessivamente, à medida que se propaga pelo corpo (Derrick, 2004).

Por sua vez, a atenuação do choque é o processo de absorver o impacto, reduzindo a amplitude da onda de choque que se propaga pelo corpo, sendo um importante fator de prevenção de lesões (Mercier, 2003). Esta atenuação é essencialmente passiva, já que há pouco tempo para uma resposta ativa (músculos e tendões) ao impacto (Derrick e Mercer, 2004).

As forças de reação podem levar gradualmente à degeneração da cartilagem articular e à osteoartrite, sendo verificado que os elementos usualmente danificados por

essas mudanças degenerativas são os pés, os meniscos, os discos intervertebrais e os ossos. Estes elementos são referidos como sendo naturais atenuadores passivos de choques e seu papel é atenuar e dissipar as ondas de choque que viajam do pé a cabeça. Até mesmo sob condições naturais, a onda de impacto intermitente e repetitiva, que invade o sistema locomotor durante a locomoção, tende a causar o lento, porém progressivo enfraquecimento dos atenuadores naturais de choque (Voloshin e Wosk, 1982).

Indivíduos saudáveis têm sua capacidade de absorção de impactos cerca de 30% maior que indivíduos com doenças articulares e, freqüentemente, quando existe uma articulação lesada, as subjacentes tornam-se sobrecarregadas (Voloshin e Wosk, 1982).

Por existir uma relação direta da atenuação do choque com a amplitude de passada, podem-se reduzir os impactos usando uma menor amplitude. Aparentemente, quando se aumenta a amplitude da passada, usa-se o joelho mais flexionado e, conseqüentemente, sua musculatura, ajudando a reduzir o impacto vertical. Como o aumento da velocidade está diretamente relacionado ao aumento da flexão dos joelhos, a atenuação do choque também é gradualmente aumentada (Mercier, 2003).

Corroborando estes dados, Derrick (1998) avaliou a absorção de impactos, por meio de acelerômetros (ACMs) fixados na tíbia e na testa, em sujeitos que se deslocavam em diferentes velocidades, acima e abaixo da velocidade de corrida, mantendo o comprimento de passada preferida. Os resultados mostraram que, conforme a passada aumentava, também aumentava a absorção de energia dos impactos, possivelmente em função dos ajustes sofridos pelos músculos que cruzam a articulação do joelho (Derrick, 1998).

Outros fatores, como a fadiga, por exemplo, também alteram a capacidade de absorção do impacto, interferindo na capacidade do sistema músculo-esquelético em reduzir a atenuação e a dissipação das ondas de choque. Ressalta-se que esta perda da capacidade de atenuação parece ocorrer não apenas ao nível do local da fadiga, mas ao longo de todo o esqueleto (Derrick, 1998; Voloshin *et al.*, 1998).

2.2. MODELANDO A LOCOMOÇÃO HUMANA

As diferentes formas de locomoção humana já foram modeladas como a ação de pedalar, de um pêndulo, a uma queda controlada, a um ovo rolando, a uma mola e a uma bola quicando (Diedrich e Warren, 1995; Hanna *et al.*, 2001; Monteiro, 2003; Margaria, 1976; Rose e Gamble, 1998).

Na caminhada, o centro de massa corporal (CMC) alcança a posição mais alta próximo da metade da fase de apoio, enquanto na corrida o CMC alcança sua posição mais baixa nesse mesmo ponto. Existe uma nítida relação de fase entre as energias cinética (EnC) e potencial gravitacional (EnP), tanto na caminhada, como na corrida. Como a energia potencial é produto da altura do CMC pela massa e gravidade, estas relações energéticas estão associadas à posição vertical do CMC. Na caminhada, estas energias estão fora de fase e uma quantidade substancial de energia é trocada entre elas. Na corrida, a EnC e EnP estão em fase e, conseqüentemente, são transformadas em tensão pelas estruturas elásticas dos MIs (Diedrich e Warren, 1995; Farley e Ferris, 1998; Usherwood e Bertram, 2003).

Estas trocas refletem os dois padrões básicos mais citados na literatura do comportamento biomecânico dos MIs: a mecânica do pêndulo invertido para a caminhada (Figura 7) e a o padrão da mola para a corrida (Farley e Ferris, 1998; Griffin *et al.*, 2004).

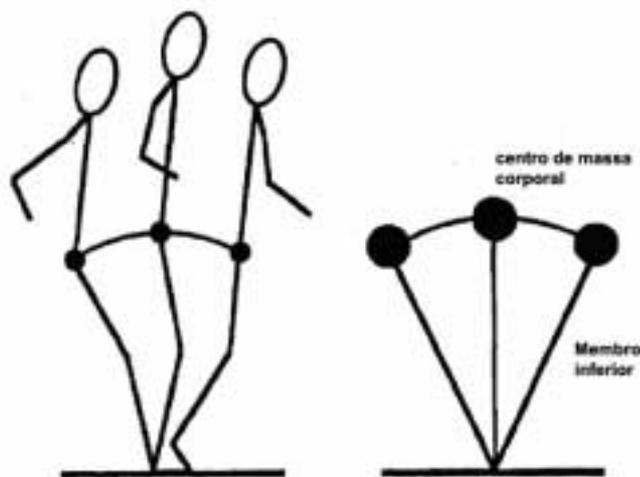


Figura 7 – Modelo do pêndulo invertido aplicado à caminhada. Este modelo reflete as trocas de energia entre a EnC em EnP, e vice-versa, no deslocamento do CMC (adaptado de Farley e Ferris, 1998).

Teoricamente a eficiência da troca energética entre EnC e EnP é de, no máximo, 65% e varia em função da velocidade de caminhada e a frequência de passada (Sasaki e Neptune, 2006a).

O princípio de conservação de energia pendular não se aplica perfeitamente à corrida em seres humanos, pois não prevê a utilização dos mecanismos elásticos. Grande parcela da EnC e EnP, perdida na primeira metade do CM por um indivíduo que corre, é armazenada como energia elástica nos tendões e ligamentos. Estes, por estarem alongados, retornam uma parcela dessa energia como movimento na segunda metade do CM (Figura 8) (Ker *et al*, 1987, *apud* Alexander, 2004).

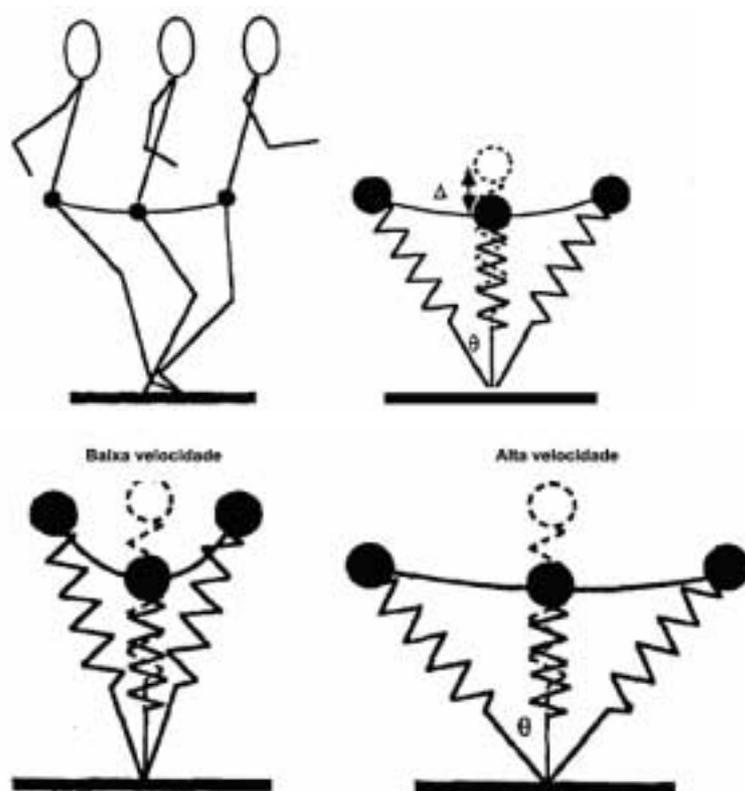


Figura 8 – Modelo da mola aplicado à corrida (superior). Este modelo reflete o armazenamento da EnC e da EnP em energia elástica, sendo reutilizada na segunda metade do CM. Na parte inferior são apontadas as diferenças no θ e Δ para as corridas em alta velocidade e em baixa velocidade (adaptado de Farley e Ferris, 1998).

Na corrida humana, os tendões podem ser capazes de retornar até 35% da energia necessária para erguer e acelerar o CMC durante uma passada, graças aos mecanismos de armazenamento de energia elástica que existem nesses tecidos (Farley e Ferris, 1998). Na

rápida troca da forma de locomoção, da caminhada para a corrida, a energia mecânica triplica, quando comparada com a energia que vinha sendo gasta para manter a caminhada, antes da TCC (Segers *et al.*, 2007c). Esta energia é gasta no lançamento do corpo para sua primeira fase aérea, juntamente com o esforço para trazer o tronco a uma posição mais inclinada durante a corrida. Como resultado, a energia transferida pelo mecanismo pendular, modelado para a caminhada, cai de 43% para 5% (Farley e Ferris, 1998; Segers *et al.*, 2007c).

Os modelos que descrevem a caminhada, baseados no pêndulo invertido, assumem que o CMC descreve um arco ao redor do membro inferior rígido (raio = MI) e a aceleração do CMC na direção dos pés é igual a $(\text{velocidade})^2/\text{MI}$. Para que o pé permaneça em contato com o solo, o valor da aceleração tangencial não pode exceder a aceleração da gravidade e, caso exceda, o indivíduo iniciaria a corrida (Hanna *et al.*, 2001).

Esta forma tradicional de modelagem da locomoção humana apresenta uma clara limitação relacionada com a conservação de energia associada com as formas de deslocamento da caminhada e da corrida (Hanna *et al.*, 2001). O problema encontra-se na associação de apenas um dos modelos descritos a cada uma das formas de deslocamento, enquanto que o padrão observado sugere que, tanto a caminhada como a corrida, possui características dos dois modelos (pêndulo invertido e mola). A partir desta limitação, surgiram modelos híbridos que associam as características de conservação de energia derivados dos dois modelos tradicionais (Holt, 1998 *apud* Hanna *et al.*, 2001), o que oferece novas perspectivas para a compreensão destas formas de locomoção. Entretanto, apesar desta nova forma de análise parecer ser promissora na análise da marcha humana, quando comparado aos modelos não híbridos, é pouco claro se isso levará a uma maior compreensão da TCC (Hanna *et al.*, 2001).

2.2.1. PREDIÇÃO DA VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO (VT)

Baseado na existência de fortes correlações entre a VT e medidas antropométricas nos animais (Raynor *et al.*, 2002), desenvolveram uma forma de calcular a VT, por meio do comprimento do MI. Este cálculo é conhecido como número de Froude (F), dado pela razão entre a força centrípeta e a gravitacional (Alexander, 2004):

$$F = \frac{v^2}{c \cdot g} \quad (3)$$

onde, v é a velocidade em m/s, c é o comprimento do MI em metros e g é a aceleração da gravidade ($9,8 \text{ m/s}^2$).

Segundo Alexander (2004), quando o número F se aproxima de 0,5, tanto para bípedes, como para quadrúpedes, a TCC tende a ocorrer. Este cálculo se baseia no fato de que, durante a passada, o CMC segue uma trajetória curvilínea e, por isso, deve sofrer aceleração centrípeta em direção ao ponto de contato no solo. Como os MIs não estão presos no solo, esta aceleração deve ser provida pela força da gravidade. O modelo do pêndulo invertido prevê que animais não podem caminhar mais rápido do que a velocidade na qual a força centrípeta é superada pela g (Griffin *et al.*, 2004). Portanto, para calcular o valor da VT, a partir da equação 3, deve-se tornar $F = 0,5$, derivando desta forma a equação 4.

$$VT = \sqrt{4,9 \cdot c \cdot 3,6} \quad (4)$$

onde VT é a velocidade de transição em km/h

A VT para cavalos foi adequadamente prevista pelo número F e, portanto, a TCC nestes animais parece ser regida pelo modelo do pêndulo invertido (Griffin *et al.*, 2004).

Thortensson e Roberthson (1987) avaliaram a VT de indivíduos de diferentes estaturas, cuja variação do comprimento do MI oscilou de 0,86 m a 1,09 m, na TCC direta e reversa, e perceberam que houve uma maior VT, conforme o comprimento do MI aumentava. Contudo, este modelo para predizer a VT tem sido criticado, pois, assumindo-

se o tamanho do MI de um indivíduo como 0,9 m, a equação prediz a velocidade máxima de caminhada em aproximadamente 10,8 km/h (Diedrich e Warren, 1995), muito superior aos 7,1 km/h observados experimentalmente. Contudo, parece haver um erro no cálculo proposto por estes autores, uma vez que para atingir a velocidade proposta de 10,8 km/h, F deve ser igual a 1, o que é contra a proposta do modelo da VT de Alexander. Entretanto, Kram *et al.* 1997, destacam que apenas quando F é maior que 1 é que a caminhada se tornará impossível.

Kram *et al.* (1997) investigaram o efeito da gravidade reduzida sobre a TCC, interpretando os resultados segundo o modelo do pêndulo invertido. Para tanto, foi desenvolvido um instrumento especial que reduzia a ação da gravidade em indivíduos, enquanto caminhavam e corriam sobre uma esteira ergométrica. Verificou-se que, sob baixos níveis de gravidade, a TCC ocorreu progressivamente em velocidades mais baixas. Porém, quando o número F era corrigido para o valor de g simulado, seu valor era aproximadamente igual ao da g convencional. Os achados suportam a hipótese que a TCC é prevista pelo modelo do sistema de pêndulo invertido.

Procurou-se, então, estabelecer outras relações da TCC com parâmetros que pudessem ser mensurados. Raynor *et al.* (2002) estudaram 18 adultos que, por duas vezes, progrediam da caminhada para a corrida e da corrida para a caminhada, com três níveis diferentes de sobrecarga corporal (0, 15, 30% da massa corporal). Para cada sobrecarga os indivíduos se locomoviam por 60 s em nove diferentes velocidades, quatro acima e abaixo da VT e a própria VT. Os resultados revelaram que os melhores parâmetros que previam a VT foram o comprimento da perna (tíbia) e o pico de torque na extensão do joelho a 240°. Contudo, apesar desses serem os melhores parâmetros avaliados, suas correlações foram consideradas apenas de fraca à moderada (Raynor *et al.*, 2002). Para esses autores, parece improvável que tais mecanismos sejam os responsáveis pelo início da VT.

Outros autores usaram diversas medidas corporais e funcionais (massa, estatura, altura sentado, comprimento da tíbia, comprimento da coxa, comprimento total do MI, força de extensão e flexão calculada com dinamômetro isocinético (Cybex 340) nas velocidades angulares de 60°/s a 240°/s) na tentativa de prever a VT. Mais uma vez, as correlações obtidas foram de fraca a moderada (Hanna *et al.*, 2001). Contudo, mais estudos

ainda devem ser direcionados à combinação de variáveis antropométricas e medidas funcionais.

Uma outra forma de prever a VT foi desenvolvida por Usherwood e Bertram (2003), a partir da massa corporal (M):

$$P_{vt} = 7,68 \cdot M \quad (5)$$

onde, P_{VT} é a potência em watts na VT; 7,68 é a constante para a VT teórica e M a massa corporal em kg

Tal relação, descrita na equação 5, parece descrever muito bem a VT ($r^2 = 0,947$). Entretanto, deve-se ressaltar que o pequeno número de integrantes que compunha a amostra dificulta a extrapolação desses resultados.

Em função das limitações dos modelos de locomoção existentes, foi criado um modelo híbrido, que combina a ação pendular com a característica do modelo massa-mola para descrever a ação da locomoção humana (Hanna *et al.*, 2001). Entretanto, apesar deste modelo representar uma evolução dos anteriores, no que diz respeito à modelagem da locomoção humana, não se conhece os resultados na para a previsão da VT.

Talvez a dificuldade na previsão exata da VT esteja relacionada à incapacidade de avaliar a VT precisamente. Segundo Minetti *et al.* (2003), existe uma faixa de velocidade onde não existe uma preferência certa entre caminhar e correr. Esta faixa situa-se entre 7,2 (0,6) km/h a 8,4 (1,1) km/h e, aparentemente, o determinante da VT é decidido passada a passada, onde uma informação como um desconforto articular, por exemplo, pode alterar subitamente o modo de deslocamento (Saibene e Minetti, 2003 Segers *et al.*, 2007b). Portanto, parece difícil imaginar que um modelo venha ter a capacidade de prever tão precisamente a VT (Rotstein *et al.*, 2005).

2.3. MÉTODOS DE ANÁLISE

A natureza complexa da locomoção humana tornou necessário o desenvolvimento de inúmeras técnicas de análise para sua compreensão. Entre as existentes, serão descritas neste item apenas aquelas que serão utilizadas neste estudo. São elas: a eletromiografia (EMG), a acelerometria (ACM) e a ergoespirometria (ERG).

2.3.1. ELETROMIOGRAFIA (EMG)

A EMG é a técnica do registro da atividade elétrica emitida pelos músculos, sendo aplicada em diversas áreas do conhecimento, como cinesiologia, biomecânica, ergonomia, neurologia etc. (Viel *et al.*, 2001). Esta atividade elétrica, normalmente quantificada em microvolts, surge em nosso sistema nervoso central e, subseqüentemente, é propagada até as células musculares, sob a forma de um impulso elétrico, nos motoneurônios alfa (Basmajian e DeLuca, 1985; Kamen, 2004; Loeb e Gans, 1986). Cada motoneurônio controla de 10 a várias centenas de células (ou fibras) musculares, variando de acordo com o músculo estudado.

Quando uma ação muscular é produzida, as menores unidades motoras são recrutadas primeiramente, sendo adicionadas sucessivamente às unidades motoras de maior calibre, conforme a necessidade de força é aumentada (Kamen, 2004). O potencial de ação de uma unidade motora representa o somatório da atividade elétrica de todas as fibras ativas dentro de uma unidade motora. O sinal EMG se torna, então, o somatório de todas as atividades elétricas disparadas pelas unidades motoras ativas dentro de um músculo (Kamen, 2004).

Conforme a necessidade de força aumenta no músculo, além do somatório de novas unidades motoras, também ocorre o aumento na frequência do disparo de cada unidade motora. Portanto, o aumento na amplitude do sinal EMG registrado varia de acordo com a tarefa que é imposta ao músculo, sendo a relação entre força e amplitude freqüentemente não linear (Kamen, 2004).

O controle dos elementos contráteis de um músculo ocorre por meio da inervação de um único motoneurônio que ativa um grupo de células musculares com características

semelhantes. O sinal eletromiográfico é a indicação da ativação dessas unidades motoras, que se contraem praticamente de uma só vez (Perry, 2005b).

Para que os sinais EMG sejam registrados, é necessária a utilização de eletrodos, que podem ser divididos em eletrodos de superfície e de profundidade. Estes últimos são desconfortáveis e inseguros para análises cinesiológicas dinâmicas, sendo, portanto, preferido o uso dos de superfície (Perry, 2005b) e, preferencialmente, em sua conformação bipolar (Kamen, 2004; Loeb e Gans, 1986). Os eletrodos bipolares são colocados sobre o músculo a ser estudado e um terceiro eletrodo, denominado “terra” ou “neutro”, é colocado em um local eletricamente neutro no corpo. Como desvantagem, estes eletrodos têm aplicação limitada a estudo de músculos que estão a cerca de 10 mm a 20 mm da superfície da pele (Kamen, 2004; US. Department of Health and Human Services, 1992) e, além disso, o músculo a ser estudado deve ser grande o suficiente para evitar maiores interferências da atividade elétrica registrada erroneamente em função de músculos adjacentes (“*cross-talk*”).

Os eletrodos de superfície são pequenos discos de metal fixados à pele e ligados a um amplificador. É recomendado o uso de eletrodos de prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) em função de sua interface mais estável com a pele, o que reduz os artefatos EMG e, ligeiramente, sua impedância (Kamen, 2004; Perry, 2005b). O centro do eletrodo é banhado em um gel salino como forma de melhorar a condução do sinal e sua colocação deve ser no ponto central entre o ápice do ventre muscular e o tendão distal, paralelo às fibras musculares, sempre evitando o ponto motor (local onde o nervo entra no músculo) (Kamen, 2004; Loeb e Gans, 1986). Alguns autores descrevem que a distância intereletrodos deve ser em torno de 1 cm de forma a atingir um equilíbrio entre a seletividade e a amplitude do sinal (Basmajian e DeLuca, 1985; Perry, 2005b; US. Department of Health and Human Services, 1992). Segundo as normas do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM 8 – Hermes *et al.*, 1999), a distância intereletrodos deve ser de 2 cm e os locais de fixação dos eletrodos são precisamente descritos, segundo um rígido protocolo. Outras padronizações também podem ser encontradas na literatura (US. Department of Health and Human Services, 1992).

Para reduzir a impedância entre os eletrodos e a pele, que funciona como um filtro passa-baixas, deve-se limpá-la, retirar seus pêlos e esfoliá-la para remoção do excesso de

tecido morto e oleosidade, além de aumentar o fluxo sanguíneo local (Basmajian e DeLuca, 1985; Kamen, 2004).

O estudo do espectro de frequência demonstra que os eletrodos de superfície captam sinais mioelétricos entre 10 e 350 Hz, com média em 120 Hz e pico em 100 Hz (Kamen, 2004). Como as frequências mais baixas são, normalmente, oriundas de músculos adjacentes (“*cross talk*”), é necessário aplicar um filtro passa-altas, no momento em que são tratados os sinais.

Em função da energia contida nos sinais mioelétricos ser pequena (300 μ v a 5 mv), é necessário aumentar a energia contida no sinal. Normalmente é usado um amplificador diferencial com alta taxa de rejeição de modo comum (80 dB ou mais), de forma que os sinais comuns aos eletrodos são excluídos, reduzindo interferências de outras fontes, como no caso da rede elétrica (Kamen, 2004; Perry, 2005b). Além das interferências geradas por fontes de energia externas aos sinais captados no músculo, artefatos EMG surgem em função da movimentação dos cabos, sugerindo a utilização de filtros para exclusão de frequências onde estas movimentações ocorrem, normalmente abaixo de 20 Hz (US. Department of Health and Human Services, 1992). Um filtro do tipo rejeita-faixas (“*notch*”) também pode ser útil para exclusão de ruídos elétricos de 50 ou 60 Hz, que não foram totalmente limpos pelo amplificador.

A captação dos sinais é feita, na atualidade, por meios computacionais, envolvendo a amostragem digital, transformando dados analógicos em digitais. A taxa de amostragem para a digitalização do sinal mioelétrico deve ser de, pelo menos, 1000 Hz, de forma a respeitar o teorema de Nyquist, evitando, dessa maneira, erros de amostragem (“*aliasing*”), uma vez que a banda que contém o sinal EMG, na maioria dos músculos, é limitada até 500 Hz (US. Department of Health and Human Services, 1992). Após a digitalização, o sinal deve ser retificado (sinais negativos devem ser transpostos para positivos), de forma a evitar que valores positivos e negativos se cancelem (US. Department of Health and Human Services, 1992). Por fim, é comum a técnica de integração do sinal, onde estes são somados sob um determinado intervalo de tempo.

No passado, era comum usar escalas subjetivas para analisar os dados eletromiográficos. Na atualidade, as técnicas de normalização do sinal tornaram-se necessárias para que haja a comparação da ativação entre diferentes músculos acionados em

uma determinada tarefa motora. A normalização é, portanto, a técnica usada para o tratamento dos dados, expressando os valores obtidos como um percentual de algum outro valor de referência conhecido (Perry, 2005b). Para muitos, a referência mais conveniente é a normalização pela contração muscular voluntária máxima (CVM), sendo amplamente utilizada a isometria máxima, de quatro a cinco segundos, como parâmetro. Uma segunda técnica costumeiramente usada é a normalização pelo maior valor (pico) de um evento específico que se está analisando (Kamen, 2004; Perry, 2005b). Esta técnica, entretanto, tem a desvantagem de distorcer a análise, pois considera como 100% picos de atividade muscular que seriam considerados fracos ou moderados pela técnica da CVM.

O registro do sinal eletromiográfico (amplitude, duração) não é uma medida direta da força muscular exibida na ação que é foco de estudo (Basmajian e DeLuca, 1985; Kamen, 2004; Perry, 2005b). A razão para isto está associada com mudanças fisiológicas e biomecânicas que alteram a força muscular, sem modificar o registro do sinal, ou o inverso. Há diversas características que alteram a resposta da força muscular, tais como: os tipos de contrações (isométrica, isocinética ou isotônica – concêntrica e excêntrica), a velocidade da contração, a ação de músculos sinérgicos e antagonistas, o tamanho do músculo e a posição da articulação que modifica as alavancas corporais de resistência e de potência. Contudo, já a amplitude do sinal EMG reflete o número de unidades motoras ativas, fornecendo importantes informações a respeito do esforço relativo produzido por um determinado músculo, desde que o sinal tenha passado pelo processo de normalização.

Entre as principais variáveis para estudar a amplitude do sinal EMG no domínio do tempo, que se relaciona à intensidade deste sinal, têm-se: a amplitude média retificada (AMR), a raiz quadrada da amplitude média (RMS), o envelope linear (EL) e a integral da eletromiografia (IE) - Figura 9 - (Kamen, 2004; US. Department of Health and Human Services, 1992).

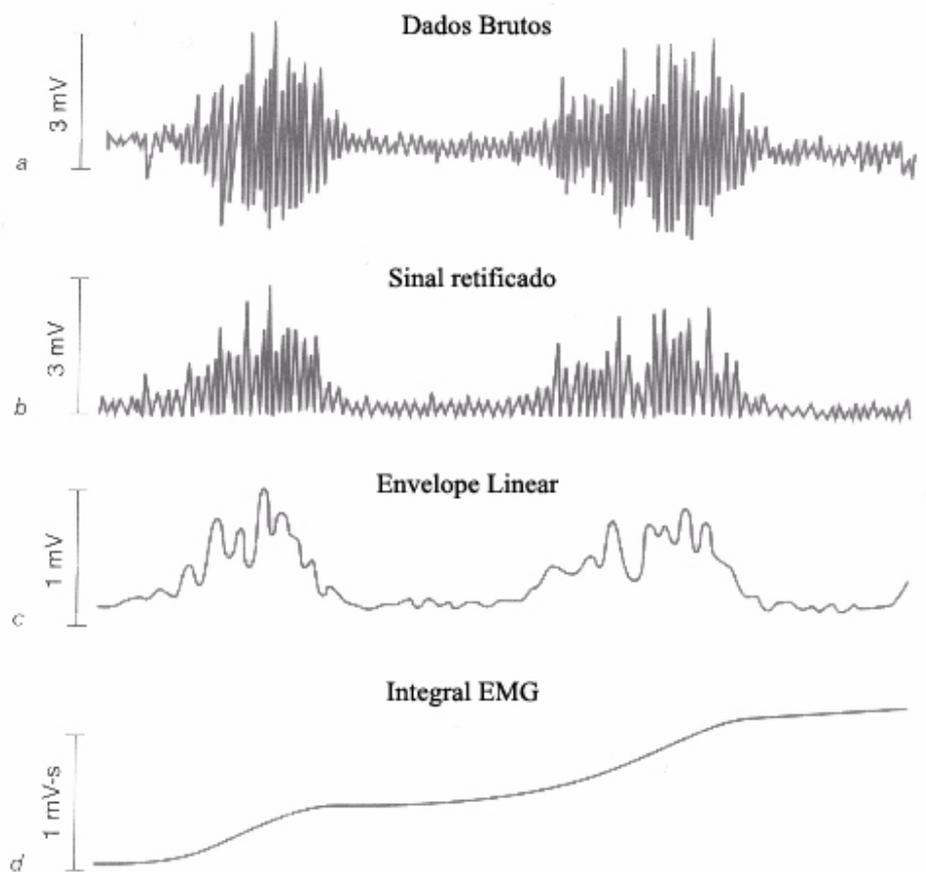


Figura 9 – Exemplos de sinais EMG: a) dados brutos; b) após sofrer retificação; c) analisado pela técnica do envelope linear; d) analisado pela técnica da integral da eletromiografia (adaptado de Kamen, 2004).

A AMR de um sinal EMG corresponde ao valor médio do sinal EMG após ser retificado. O RMS é uma alternativa ao AMR que não requer a retificação do sinal EMG em função da incorporação dos valores elevados ao quadrado em sua análise. O EL é uma estimativa do “volume” de atividade muscular e pode ser obtido passando um filtro passa-baixas (sugere-se entre 3 a 50 Hz) pelo sinal EMG completamente retificado. O EL é então uma forma de média móvel, servindo de indicador da magnitude do sinal EMG. A IE é o somatório da atividade muscular por um período de tempo escolhido.

2.3.2. ACELEROMETRIA

Acelerometria é a técnica que utiliza o acelerômetro (ACM), um pequeno dispositivo para medir a aceleração em um eixo (uniaxial) ou em três (triaxial), podendo ser constituído de medidores de força (“*strain gauge*”), piezoresistivos e piezoelétricos (Robertson e Caldwell, 2004).

Cristais como quartzo, quando mecanicamente estimulados, produzem o chamado efeito piezoelétrico, uma mudança na tensão elétrica. Logo, em função de suas características únicas de responsividade, este dispositivo não deveria ser usado para a avaliação de eventos estáticos (Robertson e Caldwell, 2004). ACMs são especialmente versáteis, no que diz respeito às condições de impacto, sendo capazes de medir os efeitos das acelerações impostas no local exato do impacto (Derrick e Mercer, 2004).

Na Figura 10, tem-se o diagrama esquemático de um ACM e um exemplo do dispositivo utilizado neste estudo. Conforme o bastão é vibrado durante o movimento, a massa inercial presa na extremidade inclina-se em proporção a aceleração imposta ao ACM e, então, o registro é feito pelos medidores de tensão, posicionados no meio do bastão (Robertson e Caldwell, 2004).

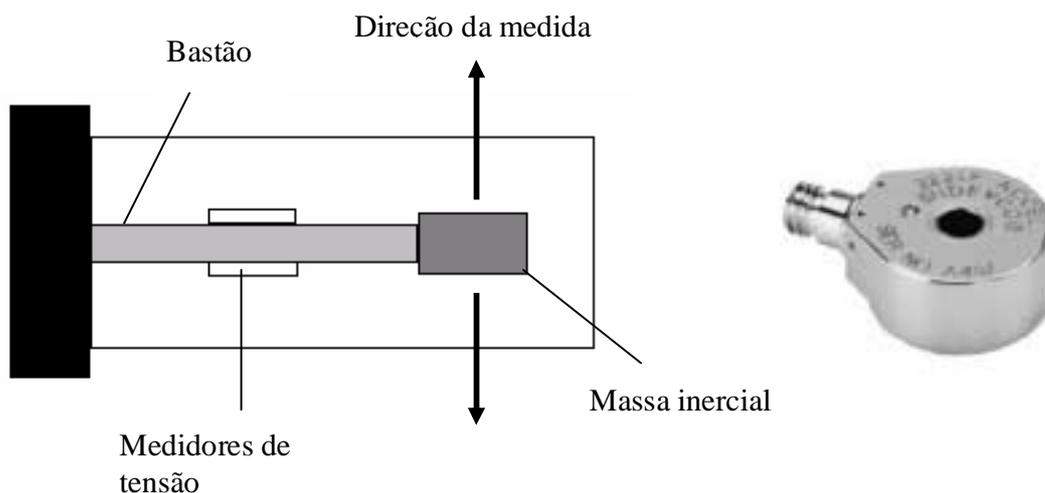


Figura 10 – Diagrama esquemático de um ACM do tipo “*strain-gauge*” (à esquerda) e o dispositivo piezoelétrico utilizado neste estudo (à direita).

A técnica da acelerometria tem sido usada para obter dados quantitativos da capacidade de absorção de choques em diferentes partes do sistema músculo-esquelético humano (Volshin e Wosk, 1982). Entretanto, o movimento dos tecidos moles adjacentes ao osso podem influenciar, por exemplo, os resultados do pico de aceleração (Derrick e Mercer, 2004).

Contudo, foi verificado que usando um ACM de baixo peso (desta forma aumentando a frequência de ressonância), o efeito do tecido mole sob o ACM é insignificante. Portanto, a resposta do ACM montado sobre a pele é uma adequada reprodução da vibração óssea (Volshin e Wosk, 1982).

Múltiplos ACMs podem ser colocados no corpo de forma a medir a atenuação do impacto entre os segmentos corporais (Derrick e Mercer, 2004). A precisão da medida da aceleração depende diretamente do método usado na fixação do ACM. O método de montá-lo sobre a pele é confiável e fácil de executar, mas, ainda assim, apresenta problemas na fixação, reduzindo sua capacidade de medir baixas frequências. Além disso, ocorre uma superestimação de até 12%, dos valores encontrados pelos ACMs montados sobre uma estrutura óssea, na faixa de frequências entre 15-30 Hz (Kim *et al.*, 1993).

Diversas situações podem influenciar a magnitude dos impactos registrados pelos ACMs durante a locomoção, tais como: dureza do calçado, dureza da superfície, grau de inclinação da superfície de deslocamento, comprimento da passada, fadiga, luminosidade, ângulo de flexão do joelho no momento do contato do calcanhar com o solo. Estes fatores podem influenciar a velocidade de impacto do pé contra o solo, a dureza dos segmentos que estão se chocando, ou ainda provocar alterações na geometria corporal, afetando, desta maneira, a magnitude do impacto avaliado (Derrick e Mercer, 2004).

2.3.3. ERGOESPIROMETRIA (ERG)

A potência aeróbia máxima ($\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$) é a mais alta captação de O_2 que um indivíduo pode atingir durante um exercício, sendo o melhor indicador da capacidade de trabalho e do condicionamento de um indivíduo (Perry, 2005b). A melhor forma de avaliar esta variável é por meio do teste de esforço máximo, seguindo um protocolo de rampa individualizado, onde os resultados são considerados os mais próximos do verdadeiro máximo (Myers *et al.*). Logo, o valor medido é o pico do teste e não o real $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$. Porém, estes termos são considerados intercambiáveis. Para medir o $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, durante um exercício, é necessário que ocorra um fenômeno conhecido como estado de equilíbrio ou regime permanente. Esta condição estável ocorre normalmente, durante o exercício, sob uma carga de trabalho constante, após o segundo ou terceiro minuto de atividade física. Neste momento surge um platô na taxa de captação de O_2 , representando a estabilização das demandas por nutrientes nos tecidos envolvidos com o exercício (Perry, 2005b).

O $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ é influenciado por diversos fatores como pré-disposição genética, idade, tipo do exercício, gênero e massa corporal, sendo geralmente determinado pelo teste de esforço máximo (Cooper e Storer, 2005). Até cerca de 20 anos, a captação máxima de O_2 aumenta, atingindo seu ápice e declinando, a partir deste ponto, em função da diminuição da frequência cardíaca e de um estilo de vida mais sedentário (Perry, 2005b).

Na posição ortostática, os homens exibem uma taxa de consumo de 3,5 ml/kg/min, enquanto as mulheres 3,3 ml/kg/min. Segundo Wilmore e Costill (1994) o valor de $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, em indivíduos sedentários, na faixa de 20-29 anos, é de 43-52 ml/kg/min para homens e de 33-42 ml/kg/min para mulheres. Esta diferença entre os gêneros, que pode variar de 15% a 20 % favoravelmente aos homens, ocorre primariamente em função da maior concentração de hemoglobina no sangue dos homens e a um maior tecido adiposo nas mulheres (Perry, 2005b).

O treinamento pode aumentar o $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ inicial de 4% a 93%, sendo que para indivíduos que se engajam em um programa de treinamento de três vezes por semana, 30

min por sessão, a 75 % do $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ por cerca de seis meses, o esperado são aumentos na faixa de 15 % a 20 % (Pollock, 1973), chegando a quase dobrar em função do tipo de esporte praticado e da pré-disposição genética de seus praticantes (Cooper e Storer, 2005). Por outro lado, há um decaimento rápido com a interrupção do treinamento e o repouso no leito por 20 dias pode resultar na diminuição de 27% do $\dot{V}O_{2\text{máx}}$, em indivíduos normais, em função da diminuição do débito cardíaco, volume sanguíneo, entre outros fatores (Saltin, 1968).

A ERG é a aplicação da técnica da espirometria durante a realização de uma determinada tarefa. Sua aplicação visa a medição dos gases respiratórios e pode ser subdividida em aberta e fechada, sendo que a espirometria aberta é preferível para a maioria dos estudos que envolvem exercícios, pois não há reinalação do ar já expirado (Perry, 2005b).

O ergoespirômetro baseia-se em transdutores de fluxo de massa, que medem o fluxo instantâneo exalado pela respiração, em uma frequência pré-determinada. Dos quatro tipos possíveis de transdutores, destaca-se o pneumotacômetro que quantifica o fluxo do ar por meio da medição da queda de pressão ocorrida em determinadas obstruções colocadas dentro do tubo coletor do ar respirado (Cooper e Storer, 2005).

A ERG pode ser utilizada em testes que avaliam a situação clínica ou a aptidão física de um indivíduo. Frequentemente é necessário conhecer o desempenho máximo de um indivíduo, por meio da captação do $\dot{V}O_2$. Os testes máximos, ou próximos do máximo, são aqueles onde os indivíduos são estimulados a realizar os exercícios até o ponto de limitação sintomática ou subjetiva, sendo, portanto, altamente dependente de inúmeros fatores como o próprio desejo do indivíduo de atingir o seu máximo (Cooper e Storer, 2005). De posse do valor máximo, pode-se quantificar percentualmente um esforço submáximo realizado em uma determinada tarefa.

As medidas podem ser realizadas em laboratório ou em campo. A vantagem dos testes em laboratórios está relacionada com o maior e melhor controle sobre as variáveis a serem estudadas, o meio ambiente e o indivíduo. Assim, os dados possuem um maior poder para interpretação clínica e fisiológica (Cooper e Storer, 2005). É ainda recomendado que esses testes tenham supervisão direta de um médico (ACSM, 2003; Cooper e Storer, 2005).

Na análise da TCC, é comum o uso de esteiras ergométricas nos ambientes laboratoriais por permitir uma análise contínua dos gases da respiração, ocupando um mínimo espaço. Além disso, a adaptação dos indivíduos normais à locomoção na esteira é fácil e rápida.

Dentre os diferentes modelos para incremento da carga de trabalho em um teste de esforço máximo, há o protocolo em rampa, que consiste em pequenos aumentos na taxa de trabalho ao longo da coleta. Contudo, para a elaboração de um protocolo individualizado, é necessário o conhecimento, ou a estimativa, do $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ do indivíduo para a determinação da taxa de incremento de carga (Cooper e Storer, 2005). O aquecimento dos testes máximos ou submáximos deve ser em torno de 3-4 min, em baixa velocidade e sem inclinação, de forma a não interferir com a fase específica do teste, que deve ter sua duração entre 8 e 12 min para evitar erros de amostragem (Cooper e Storer, 2005).

Além do $\dot{V}O_2$, diversas são as variáveis de resposta que podem ser medidas com a ergoespirometria, como ilustrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Comuns variáveis de resposta na ergoespirometria (adaptado de Silva *et al.*, 1998).

Sigla(s)	Definição	Unidade
V_E	Volume de ar expirado	l
FR	Frequência respiratória	incursões/min
VC	Volume corrente	ml
$\dot{V}O_{2\text{máx}}$, $\dot{V}O_{2\text{rel}}$	Volume de O_2 máximo ou relativo	ml/kg/min, l/min
$V_E \dot{V}O_2$, $V_E \dot{V}CO_2$	Equivalente respiratório para O_2 e CO_2	---
QR, RER, R	Razão de troca respiratória	---
PETO ₂ , PTECO ₂	Pressão expirada de O_2 e CO_2	mmHg
FEO ₂ , FECO ₂	Fração expirada de O_2 e CO_2	%
Vd/Vt	Espaço morto funcional pelo VC	---
$\dot{V}O_2FC$	Pulso de O_2	ml/bpm

2.4. LESÕES ASSOCIADAS À LOCOMOÇÃO

A literatura revela que existem lesões específicas que estão associadas com a marcha, sobretudo a corrida. Estas são aparentemente causadas pelas ondas de impactos transmitidos ao corpo pelos pés, especialmente no momento de contato inicial com o solo. Contudo, muitos outros fatores podem intervir para o surgimento de uma lesão, sendo sua origem, conseqüentemente, multi-fatorial.

Hreljac (2004) observou que em um período de um ano, quase 70 % dos corredores apresentaram alguma forma de lesão por excesso de uso, apesar de não haver uma definição clara de sua etiologia. Muitas lesões têm sido relacionadas à locomoção, como: tendinopatias, avulsão de tendões, lesões musculares, fraturas de fadiga etc. (Viel *et al.*, 2001). Por essa razão, este tópico abordará quase que unicamente a associação entre lesões e a corrida, em função da maior magnitude de impactos relacionados a ela, quando comparado com a caminhada, e às marcantes diferenças cinéticas e cinemáticas entre essas duas.

O processo de transmissão e absorção de impactos se inicia no pé, absorvendo as vibrações decorrentes a cada passada que realizamos. Este toca o solo cerca de 766 a 786 vezes a cada 1 km percorrido, sendo a magnitude do impacto, no momento do contato entre o calcanhar com o solo, diretamente proporcional à velocidade da locomoção (Viel *et al.*, 2001). Entretanto, há corredores que não usam o calcanhar como primeiro local de contato contra o solo, mas o antepé. Quando comparados com os corredores que usam o calcanhar, estes estão mais sujeitos a desenvolverem fasciite plantar, ou até mesmo ruptura da aponeurose plantar (Viel *et al.*, 2001).

Medidas de aceleração na cabeça mostraram que o impacto do calcanhar é atenuado em até 70%, sendo esta atenuação reduzida em cerca de 30% pela doença articular degenerativa (Kim, *et al.*, 1993). Isto indica que uma vez lesionado, maiores são as chances de ocorrer uma nova lesão.

A técnica também parece influenciar no surgimento de lesões. Os corredores demonstram uma marcha mais “suave” que os que não correm, tanto em velocidade de caminhada rápida de 6,3 km/h, como para a corrida em 12 km/h (Hreljac, 2000).

O efeito dos impactos no corpo pode variar de acordo com a magnitude destes, a quantidade recebida em cada sessão de treinamento e a frequência semanal de treino (Derrick e Mercer, 2004). Não é bem compreendida qual é a intensidade, duração e magnitude ótimas destes impactos, para uma ótima saúde tecidual (Hardin *et al.*, 2004). A sobrecarga tecidual está relacionada com a osteoartrite em modelos animais e, apesar de não haver experimentos em humanos, existe certa concordância de que os impactos também podem desencadear lesões. Um bom exemplo é a existência de altas taxas de lesões associadas com uma grande quilometragem semanal de corrida (Hardin *et al.*, 2004).

Contudo, apesar de ser comum a pesquisadores e médicos associarem os impactos a lesões em corredores, existe pouca evidência epidemiológica de relação causa e efeito (Derrick, 2004). Segundo Derrick (2004), os impactos podem contribuir para lesões quando associados com anatomia anormal, cinemática anormal, duração excessiva do esforço ou repouso inadequado entre as sessões. O organograma na Figura 11 apresenta um resumo das possíveis causas de lesões durante a corrida descritas na literatura. Das variáveis descritas na figura, o treinamento contribuiu com 60% de todas as lesões (Hreljac *et al.*, 2000). Hreljac *et al.* (2000) verificaram que corredores que desenvolviam padrões de passada, que incorporavam baixas taxas de impacto e uma rápida taxa de pronação, possuíam um risco reduzido de desenvolver lesões. Uma recomendação final, feita por estes autores, sugere a redução da velocidade de treinamento como meio de reduzir as forças de impacto.

Existe um limite inferior de impactos que são adequados para manter a saúde do tecido e um limite superior que, se for superado, pode levar a um estresse tecidual. É provável que variações anatômicas mudem estes limiares, tornando algumas pessoas predispostas a lesões (Derrick e Mercer, 2004). Em concordância, Knutzen e Hart (1996), em sua extensa revisão sobre as lesões na corrida, sugeriram que a interação de sobrecargas mecânicas com alterações nos padrões normais de corrida, superfície de corrida, mudanças no treinamento e tênis, parecem criar modificações funcionais que levariam às lesões. Estas seriam mais prevalentes nos joelhos, seguidas pelas pernas e pés. O local mais frequente de fratura por estresse, apresentado por Knutzen e Hart (1996), é o colo femoral seguido por fraturas subtrocantéricas femorais, pubianas e sacrais.

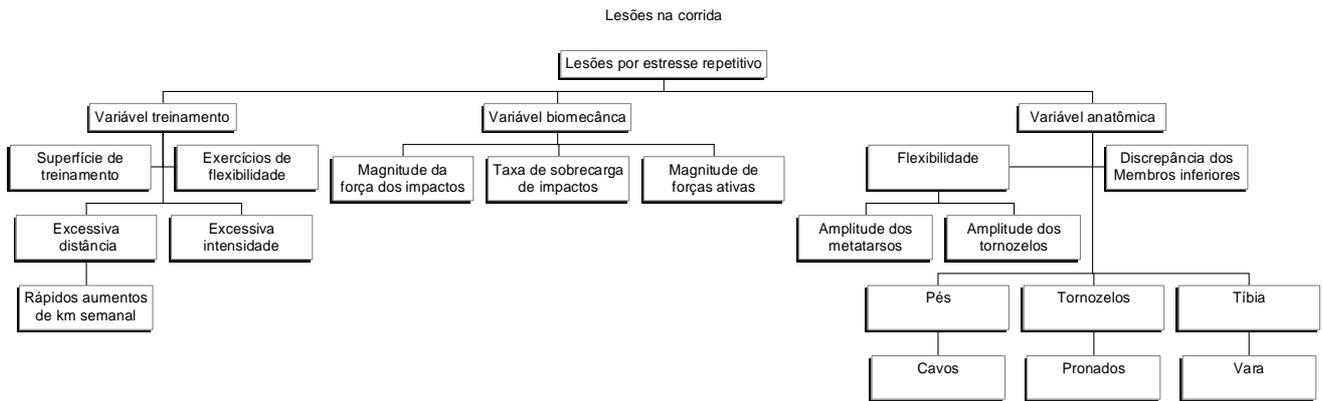


Figura 11 – Organograma contendo os fatores relacionados com lesões em corredores (adaptado de Hreljac *et al.*, 2000).

Quando as forças de reação aos impactos são moderadas, aparentemente o sistema nervoso central modula a força muscular, antes do contato do pé com o solo, bem como o tempo em que esta será aplicada (Santello, 2005). O entendimento de como essas forças atuam sobre o corpo poderia ajudar na prevenção e tratamento das lesões associadas com a locomoção.

As principais mudanças cinemáticas que podem modificar as forças de impacto são a inversão do pé, a dorsiflexão do tornozelo e a flexão do joelho (Hardin *et al.*, 2004). Observações feitas pelo estudo de Hardin *et al.* (2004) mostram que as adaptações cinemáticas ocorridas durante a corrida, realizada com tênis de diferentes durezas da meia-sola, combinada com diferentes durezas do piso, levam a mudanças na postura do MI. Estas modificações cinemáticas sugerem uma forma ativa de adaptação dos efeitos mecânicos passivos e surgem para diminuir o custo energético, apesar de aumentar a magnitude do impacto. Isto poderia contribuir no aumento do risco de lesões por excesso de uso em corredores de longa distância, especialmente nestes que correm em superfícies duras.

Por outro lado, existem evidências que sugerem o oposto. Como verificado, os corredores normalmente mantêm o joelho quase que em extensão no momento do impacto do pé sobre o solo. Se as condições não são ideais (frequência de passada, fadiga, luminosidade, dureza da superfície e comprimento da grama), então, aparentemente, o ângulo de flexão do joelho aumenta, reduzindo o potencial lesivo, em função da menor severidade que um erro ocasionaria. Entretanto, esta variação na técnica ideal reduz a performance máxima para maior absorção dos impactos (Derrick, 2004).

Com relação aos equipamentos usados na redução dos impactos, o tênis, especificamente sua meia-sola, tem sido desenvolvido para amortecer o impacto, apesar do freqüente debate em torno de sua eficácia (Hardin *et al.*, 2004). Verificou-se que um tênis impróprio pode aumentar a velocidade de flexão do joelho e o custo energético da locomoção (Hardin *et al.*, 2004).

De um modo geral, corredores que apresentam uma lesão deveriam ser aconselhados a reduzir a velocidade de treinamento, como forma de reduzir as forças de impacto e, somado a isso, maiores períodos de recuperação entre as sessões de treinamento (Hreljac, 2004).

CAPÍTULO III – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. TIPO DE PESQUISA

Esta é uma pesquisa experimental, transversal e analítica (Thomas e Nelson, 2002).

3.2. AMOSTRA

Participaram 12 indivíduos ativos e saudáveis, sendo oito homens e quatro mulheres, com idade média (desvio-padrão) de 30 (5) anos e índice de massa corporal de 23,2 (3,9) kg/m² (Tabela 5). Foram usados, para a pesagem e aferição da estatura, uma balança antropométrica com estadiometro Soehnle (Alemanha), para a medição do comprimento do membro inferior direito (MI_d) um antropômetro de metal e um compasso de dobras cutâneas Lange (EUA) para o percentual de gordura. O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com seres humanos do Hospital Clementino Fraga Filho (UFRJ) e todos os sujeitos leram e assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido (Anexo A e B).

Tabela 5 – Média (desvio-padrão) e valores mínimo-máximo de variáveis antropométricas nos indivíduos avaliados.

	MI _d * (m)	Estatura (m)	Massa (kg)	Gordura corporal** (%)
Homens e mulheres (n=12)	0,8 (0,06) 0,69-0,91	1,72 (0,09) 1,59-1,86	68,7 (13,2) 50,0-93,0	12,9 (5,2) 7,5-22,9
Homens (n=8)	0,83 (0,05) 0,75-0,91	1,76 (0,07) 1,69-1,86	76,2 (8,8) 65,3-93,0	10,1 (2,6) 7,5-13,3
Mulheres (n=4)	0,76 (0,05) 0,69-0,80	1,63 (0,05) 1,59-1,71	53,9 (2,5) 50,0-58,4	15,7 (6,0) 8,5-22,9

* medida entre a distância linear entre o trocânter maior do fêmur e o maléolo lateral do mesmo membro

** protocolo de três dobras de Pollock e Jackson (Pollock *et al.*, 1995)

No procedimento experimental que realizava a captação de O₂, em função de problemas ocorridos com o pneumotacômetro (EUA), 6 das 72 médias coletadas foram descartadas por apresentarem valores *outliers* moderados.

3.3. CRITÉRIOS DE INCLUSÃO

Todos os indivíduos responderam negativamente o questionário “Par-Q” adaptado (ACSM, 2003 – Anexo C) e foram considerados ativos, segundo o parâmetro sobre nível de atividades físicas do questionário de Matthews et al. (1999 – Anexo D), onde 11 dos 12 testados marcaram a opção: “corro mais de 16 km por semana ou gasto mais de três horas por semana em alguma atividade física semelhante”. Além disso, todos possuíam experiência com esteira ergométrica e não apresentavam anormalidades na marcha.

No dia do teste de esforço, os indivíduos foram avaliados por um médico, sendo avaliada a pressão arterial e ausculta cardíaca. Todos os indivíduos que participaram do teste de esforço eram considerados grupo A, segundo o ACSM (2003), ou seja, não apresentavam nenhum dos principais fatores de risco como: ser fumante, ter alta taxa de triglicérides e/ou colesterol, hipertensão, diabetes e possuir mais do que 60 anos. Por uma questão de segurança, a faixa de idade dos indivíduos avaliados foi entre 18 e 45 anos e, para aqueles com mais de 35 anos, foi ainda necessário a apresentação de um teste de esforço, com fins de diagnóstico da função cardíaca e tendo a validade de seis meses.

3.4. PROTOCOLO EXPERIMENTAL E LOGÍSTICA DOS TESTES

A coleta de dados de cada indivíduo foi realizada em dois dias distintos. No primeiro, era explicado o protocolo experimental do estudo, assinava-se o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, realizavam-se as medidas antropométricas, media-se a pressão arterial e auscultava-se o coração, media-se a velocidade de transição (VT) e realizava-se o teste de esforço máximo para verificação do $\dot{V}O_{2máx}$ em esteira ergométrica. No segundo, registravam-se os valores de aceleração na tíbia e coluna, do $\dot{V}O_{2rel}$, e dos sinais mioelétricos dos músculos tibial anterior, vasto lateral do quadríceps e eretores da

coluna, durante um procedimento experimental onde o indivíduo caminhava e corria em etapas a 90 %, 100 % e 110 % da VT. Cada etapa durava cinco minutos, de forma a atingir o equilíbrio da captação de O₂. Entre cada etapa de coleta foram estabelecidos três minutos de recuperação na velocidade de 4,5 km/h, com a intenção de minimizar a fadiga cumulativa às demais etapas deste procedimento (Figura 12). A ordem foi aleatória para cada indivíduo e o $\dot{V}O_2$ considerado por etapa foi a média dos valores aferidos entre o 3° e 4° min (Minetti *et al.*, 1994; Usherwood e Bertram, 2003). Não foi permitido aos indivíduos o conhecimento da velocidade em cada etapa do procedimento experimental, usando-se, para isto, o painel destacável de controle da esteira ergométrica modelo eg700.2 (Ecafix, São Paulo).

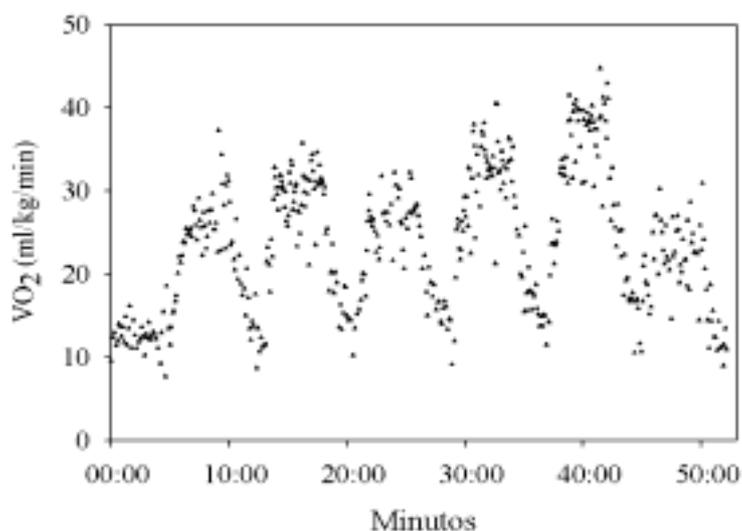


Figura 12 – Forma típica das diferentes etapas da coleta de $\dot{V}O_2$, durante um teste de transição nas velocidades %VT, de um único indivíduo. Os vales representam as recuperações ativas de caminhada de três min em 4,5 km/h. Os seis platôs representam a ordem do teste ao longo do tempo: caminhada a 100%, corrida a 100%, corrida a 90%, corrida a 110%, caminhada a 110%, caminhada a 90%.

Ocorreram pequenos desconfortos relacionados ao bucal do analisador de gases que foi utilizado durante todo o procedimento experimental do segundo dia (Figura 13). Pequenos desequilíbrios também ocorreram eventualmente durante os testes de esforço máximo na esteira ergométrica, que possuía 1,95 m de comprimento por 0,45 m de largura (Figura 13). Alguns dos sujeitos relataram fadiga no músculo tibial anterior, especialmente

na caminhada a 110% da VT, o que, por vezes, os faziam perder o ritmo da passada. Nenhum teste foi interrompido pelas interferências descritas acima.

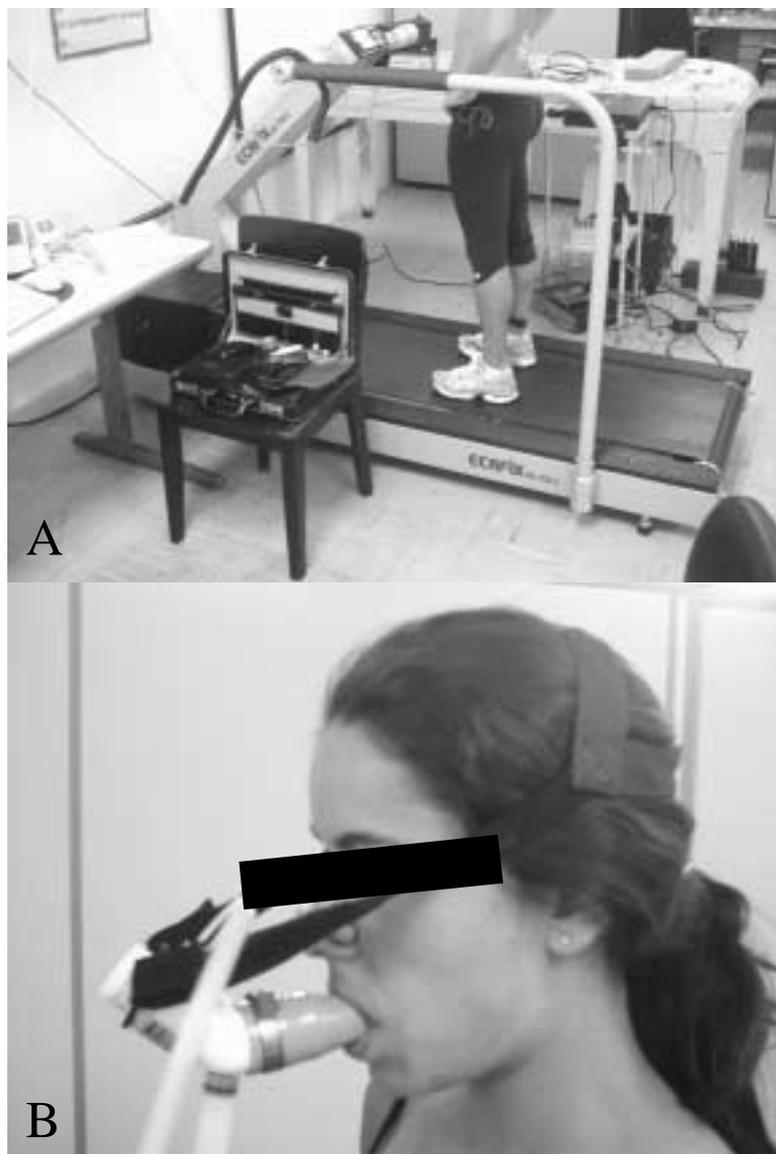


Figura 13 – A: esteira ergométrica modelo eg700.2 (Ecafix, São Paulo) usada para os testes de esforço máximo e durante o procedimento experimental da TCC. B: bucal usado para a análise dos gases.

Os testes descritos foram separados de forma a evitar que a fadiga interferisse nos registros. Além disso, a divisão do protocolo experimental em dois dias foi importante para manter a concentração durante os testes, uma vez que a média de tempo de coleta, por indivíduo, no primeiro dia, era de três horas e, no segundo, duas horas.

3.5. MEDINDO A VT

Inicialmente, o protocolo para a medição da VT foi explicado ao indivíduo a ser testado, que deveria caminhar por cinco minutos na esteira com velocidade de 4,5 km/h, para adaptar-se ao equipamento. Posteriormente, a velocidade foi incrementada em 0,1 km/h a cada 5 s, até que a VT fosse determinada como a velocidade em que o sujeito transitasse espontaneamente da caminhada para a corrida, sendo esta última caracterizada pela fase aérea. Era permitido que o indivíduo voltasse a caminhar e aumentasse novamente a velocidade, caso não estivesse certo sobre a forma de locomoção escolhida. Todos foram instruídos para que a velocidade escolhida para a transição fosse aquela percebida como “a mais adequada, confortável”, e não foi permitida qualquer visualização do tempo decorrido ou do incremento da velocidade. Nenhum dos indivíduos apresentou qualquer dificuldade neste teste, assim como já descrito por Hwang (2006).

3.6. MEDINDO O $\dot{V}O_{2MÁX}$

O protocolo de teste foi do tipo rampa individualizado, com duração entre oito e 12 min. As medições foram realizadas sem uso de inclinação na esteira, e após um período mínimo de 15 min da utilização desta, que eram requeridos para avaliar a VT. Para a análise do O_2 usou-se o VO2000 (Aerosport, EUA), previamente calibrado para cada coleta com uma amostra de 5% de CO_2 e 17% de O_2 e conectado a um pneumotacômetro de médio fluxo (10 a 120 l/min). Os testes eram então iniciados sempre na presença de um médico.

A determinação da velocidade final (VF) que o indivíduo usava na esteira dependia do $\dot{V}O_{2máx}$ estimado pela equação de Mathews *et al.* (1999):

$$\dot{V}O_{2máx} = 34,12 + 1,463 \cdot (Es) + 0,133 \cdot (I) - 0,005 \cdot (I)^2 - 0,254 \cdot (M) + 11,403 \cdot (G) + 9,170 \cdot (E)$$

(6)

onde Es é o escore de atividades físicas determinado por códigos que representam números de 0 a 7 (Anexo D);

I é idade em anos;

G é gênero, sendo 0 para mulheres e 1 para homens;

M é massa em quilogramas;

E é a estatura em metros;

$\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ em ml/kg/min.

Com o valor do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ teórico, calculou-se a velocidade final que este indivíduo atingiria na esteira, por meio da equação 7 (ACSM, 2003):

$$VF = (\dot{V}O_{2m\acute{a}x} - 3,5) \div 120 \quad (7)$$

onde VF é dada em m/s e o $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ (ml/kg/min) foi estimado segundo equação 6.

Para determinar a velocidade inicial (VI), usaram-se os valores arbitrários demonstrados da tabela 6 que dependiam do escore atingido no questionário de Mathews *et al.* (1999). Como os sujeitos estudados deveriam apresentar boa pontuação no questionário, usaram-se apenas as velocidades compatíveis com os escores de 5-7.

Tabela 6 – Velocidades iniciais em km/h para o teste de esforço.

	escore de 0-4	escore 5-7
Homens	6	8
Mulheres	5	7

Dividindo-se a diferença VF–VI pelo tempo estipulado de duração do teste, que na média, deveria ser de 10 min, obtinha-se o incremento a ser usado a cada 10 s, até que a exaustão voluntária máxima teórica fosse verificada. O analisador de gases foi ajustado para realizar suas análises gasosas a cada três incursões ventilatórias durante todo período do teste e o valor do $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ considerado foi o maior dentre as últimas medidas anteriores à fadiga voluntária máxima, desde que sua diferença não excedesse em 5 % os valores coletados imediatamente acima e abaixo deste. Além disso, a relação entre o $\dot{V}CO_2$ e o $\dot{V}O_2$ (QR – equação 2) deveria ser superior a 1,0 neste momento, ou seja, acima do limiar de trocas gasosas.

Os critérios de interrupção do teste de esforço para adultos de baixo risco, segundo o ACSM (2003), encontram-se no quadro 1. Em todos os procedimentos foi usado um

monitor cardíaco da marca Polar (Finlândia) para acompanhamento da dinâmica cardíaca, e as únicas indicações para interrupção do teste de esforço foram as manifestações físicas e/ou verbais de fadiga extrema, avaliada pela percepção de esforço acima de 19 – extremamente intenso – na escala de Borg (Borg, 2000). A Figura 14 representa um típico teste de esforço.

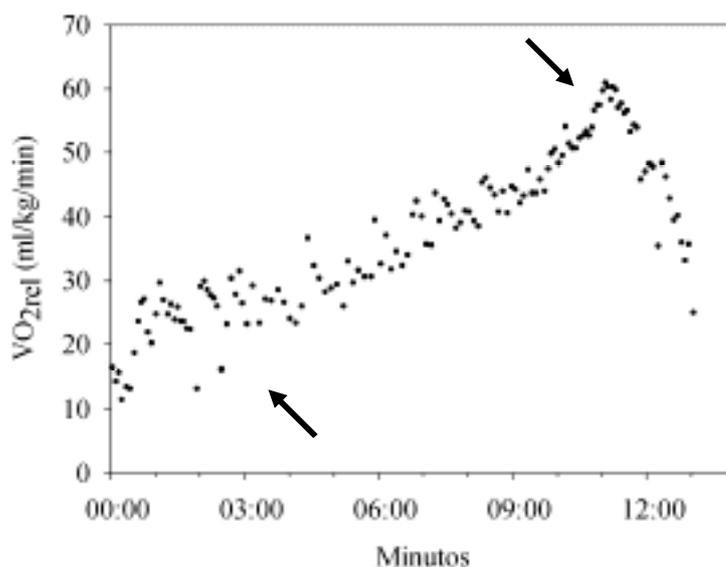


Figura 14 – Forma típica de um teste de esforço máximo, onde a seta da esquerda ressalta a resposta do $\dot{V}O_2$ ao aumento abrupto da demanda de O_2 no início do exercício e a seta da direita demonstra a capacidade de absorção máxima do $\dot{V}O_2$ durante o teste, e logo em seguida, sua recuperação ativa com caminhada. A região aproximadamente linear entre as setas representa o predomínio do sistema aeróbio na contribuição da produção de energia necessária ao deslocamento na esteira (Martin e Coe, 1997).

Quadro 1 – Indicações gerais de interrupção do teste de esforço, segundo o ACSM

Início de angina ou sintomas anginosos.
Queda significativa (20 mm Hg) na pressão arterial sistólica ou ausência da elevação na pressão sistólica com o aumento da intensidade do exercício.
Elevação excessiva na pressão arterial: pressão sistólica > 260 mm Hg ou pressão diastólica > 115 mm Hg.
Sinais de perfusão precária: tonteira, confusão, ataxia, palidez, cianose, náuseas ou pele fria e úmida.
Ausência do aumento na frequência cardíaca com uma maior intensidade do exercício.
Modificação perceptível do ritmo cardíaco.
O indivíduo pede para parar.
Manifestações físicas ou verbais de fadiga extrema.

Falha no equipamento do teste.

Os valores de umidade relativa do ar e temperatura ambiente durante os testes foram de 54,4 (4,3) % e 22,7 (1,1) °C, medidos por um termo-higrômetro digital (Oregon Scientific, EUA).

3.7. MONITORAÇÃO ELETROMIOGRÁFICA

Os músculos estudados pela eletromiografia foram o tibial anterior (TA), o vasto lateral do quadríceps (VL) e os eretores da coluna (EC), ao nível da vértebra L1, todos do lado direito do corpo. Usaram-se eletrodos de superfície modelo Meditrace 200 Ag/AgCl com gel (Kendall, Canadá) afixados segundo as normas do SENIAM 8 (Hermes *et al.*, 1999 – Quadro 2). Foram utilizados eletrodos bipolares com distância máxima de 20 mm inter-eletrodos, sempre após a limpeza do local da coleta com raspagem, fricção da pele com algodão com álcool.

Quadro 2 – Normas do SENIAM 8 para fixação dos eletrodos.

Músculos; subdivisão; função	Local de fixação dos eletrodos
Eretores da coluna; longo lombar; extensão da coluna	A dois dedos de largura do processo espinhoso de L1, orientado verticalmente;
Quadríceps femural; vasto lateral; extensão do joelho	No segundo terço distal da linha entre a crista ilíaca superior e a porção lateral da patela
Tibial anterior; flexão do tornozelo e acessório na inversão do pé	No terço proximal da linha entre a borda superior da fíbula e a proeminência do maléolo medial

Os eletrodos permaneceram fixados por cerca de uma hora durante o protocolo experimental na esteira e, portanto, houve necessidade de aumentar a fixação por meio de fita adesiva e da fixação dos cabos na pele e vestimentas (Figura 15).

A fixação do eletrodo de referência foi no processo espinhoso da 7ª vértebra cervical (C7). Após estes procedimentos, todos os eletrodos foram testados por meio de provas de função muscular, verificado pelo eletromiógrafo Biovision (Alemanha).

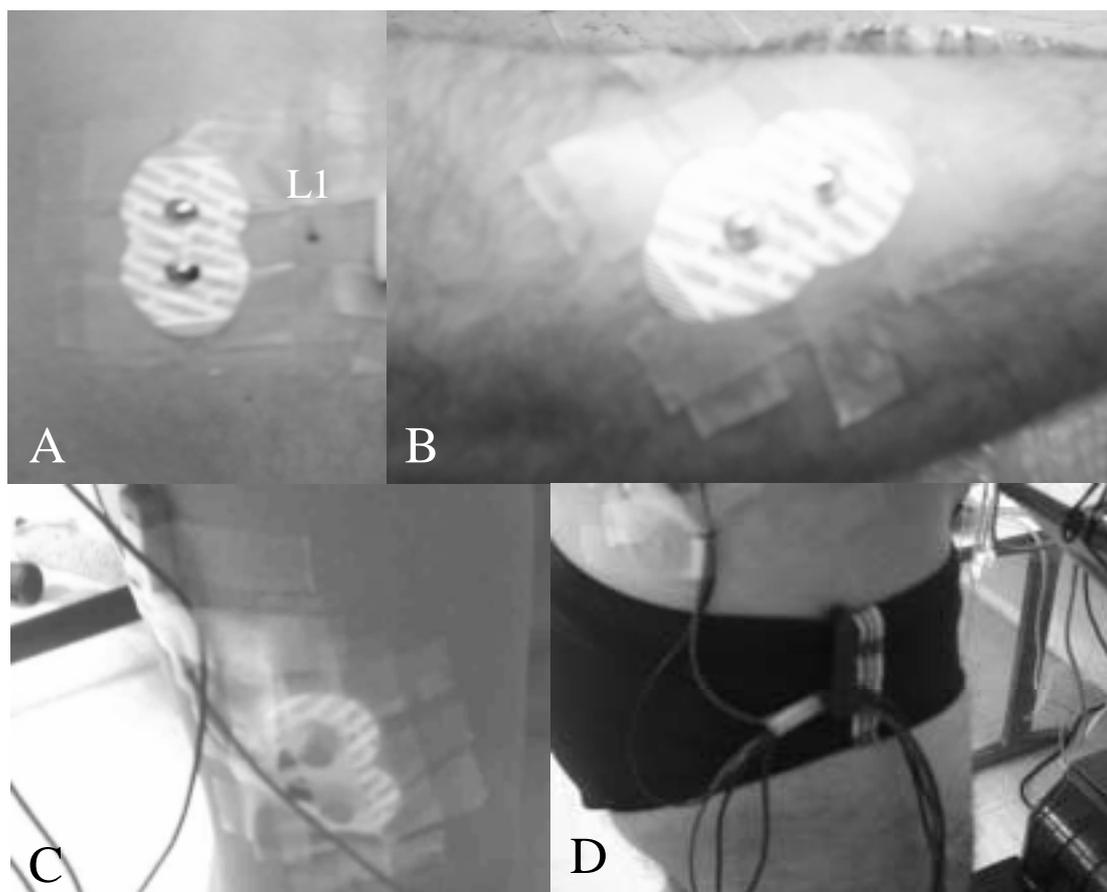


Figura 15 – A: eletrodos nos eretores da coluna; B: no tibial anterior; C: no vasto lateral do quadríceps femural; D: fixação dos cabos.

3.8. MONITORAÇÃO DAS ACELERAÇÕES

A medida da aceleração foi feita com dois acelerômetros piezoelétricos uniaxiais 2221f (Endevco, EUA) de 11g, fixados sobre a tuberosidade tibial da tíbia e acima do primeiro processo espinhoso da coluna lombar (L3), com ambos os eixos orientados longitudinalmente em relação a cada segmento. Na tíbia, o acelerômetro foi preso a uma pequena estrutura de metal em formato de “L” que, por sua vez, estava presa a uma fita com velcro e, na coluna lombar, usou-se um pequeno pedaço de espuma presa à pele com esparadrapos e fitas dupla face (Figura 16).

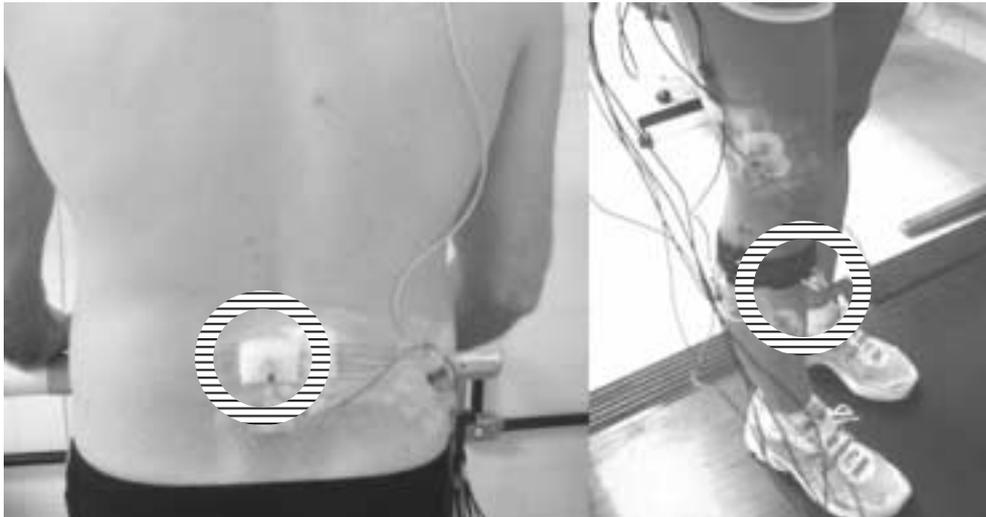


Figura 16 – Os círculos mostram a local e a montagem dos acelerômetros na coluna e na tíbia.

Após a montagem, os acelerômetros eram testados pedindo-se para que o indivíduo batesse o pé contra o solo, porém sem se locomover. Os sinais foram amplificados por um amplificador de carga 5974 (com banda passante de 0,13 a 1000 Hz e ganho de 31,6 mV/pC, Brüel & Kjær, Dinamarca) e, juntamente com os sinais mioelétricos, foram digitalizados por uma placa conversora A/D DaqCard 6024E (National Instruments, EUA) de 12 bits e por um programa desenvolvido em LabView 5.0 (National Instruments, EUA), a uma taxa de 2000 Hz (Figura 17).

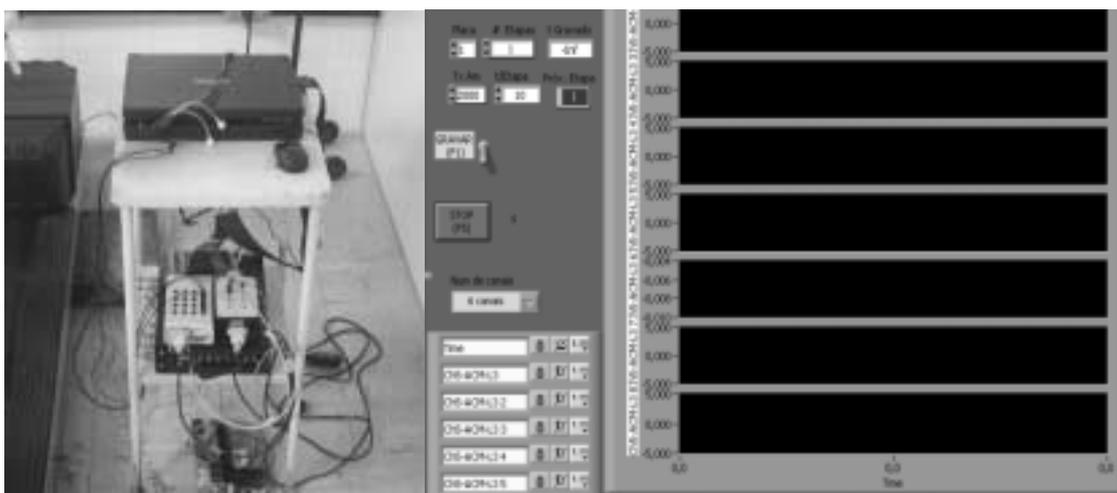


Figura 17 – À esquerda, a aparelhagem usada para a captação dos sinais e, à direita, o programa desenvolvido em LabView para registro dos sinais.

Foram registrados em um *notebook* Latitude D620 (Dell, EUA) 10 s de sinais do primeiro e último minuto de cada etapa do teste, sendo o último minuto considerado em regime permanente.

Os sinais mioelétricos e dos acelerômetros de quatro sujeitos apresentaram problemas relacionados ao deslocamento dos cabos durante a marcha na esteira ou na bateria do amplificador e, portanto, para as análises destes sinais, foram considerados oito indivíduos.

3.9. MONITORAÇÃO DA CAPTAÇÃO DE O₂

Assim como no teste de esforço máximo para captação do $\dot{V}O_{2\text{máx}}$, usou-se o equipamento VO2000, ajustado para realizar análises gasosas a cada três incursões ventilatórias. Antes de cada coleta o equipamento foi novamente calibrado com amostras gasosas para, posteriormente, ser aquecido e testado enquanto o indivíduo caminhava por cinco minutos a 4,5 km/h. Usou-se o pneumotacômetro de médio fluxo (10 até 120 l/min) em todas as análises.

3.10. PROCESSAMENTO DOS SINAIS

Inicialmente, analisando os sinais de acelerometria, verificou-se que havia duas bandas de frequência bem distintas, uma de altas frequências e outra de baixas. A primeira correspondia ao momento em que ocorria o choque gerado pelo contato do membro inferior com a esteira durante o deslocamento, sendo, portanto, esta a variável de interesse. A segunda era causada pelo deslocamento dos membros inferiores em sua fase aérea.

Para extrair apenas a variável de interesse utilizou-se a metodologia apresentada por Hwang (2006). Os sinais dos acelerômetros foram filtrados por um filtro *Butterwoth* passa-altas de 1ª ordem, com frequência de corte de 2 Hz acima da potência máxima contida na banda de baixa frequência, e analisados no aplicativo MatLab 5.3 (The Mathworks, EUA). De cada registro, foram também extraídos, no domínio do tempo, os valores de pico das acelerações, que correspondiam aos instantes de contato inicial e os instantes imediatamente antes e depois, onde se observava 10% do valor deste pico, e a partir deste, a

taxa de carga (TC). O intervalo entre estes instantes (I) foi utilizado no cálculo da TC correspondente, definida como a razão entre o pico e o valor de I (Ogon *et al.*, 1999), expresso em g/ms (onde g é a aceleração da gravidade - 9,81 m/s²).

Os sinais mioelétricos foram filtrados por um filtro *Butterworth* passa-baixas de 1ª ordem com corte em 500 Hz e por filtros *Butterworth* rejeita-faixas de 2ª ordem centrados em 60 Hz e seus harmônicos, até o quinto (Figura 18). Após a retificação dos sinais, estes foram filtrados por um filtro *Butterworth* passa-altas de 1ª ordem com corte em 12 Hz.

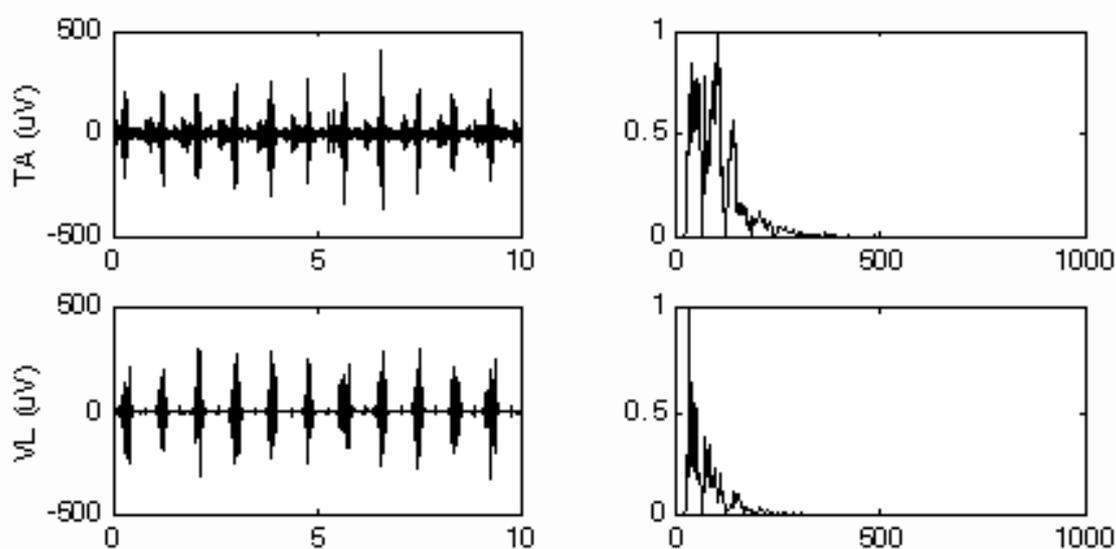


Figura 18 – No lado esquerdo, o padrão eletromiográfico dos músculos TA, VL no domínio do tempo (s) e, no lado direito, os sinais no domínio da frequência, antes da filtragem do ruído em 60 Hz e seus harmônicos.

Então, para cada sujeito, foram calculadas as médias dos valores correspondentes ao instante de contato inicial do pé com o solo, determinado pelo acelerômetro que estava mais próximo ao solo, ou seja, o fixado na tuberosidade tibial, além do valor médio do EMG retificado em todos os ciclos. Para efeito de análise estatística, cada média de cada sujeito foi normalizada em relação à maior média obtida em todos os testes do mesmo sujeito.

Tanto as variáveis de ACMs, como as EMGs, foram determinadas para cada etapa do procedimento experimental, e subdivididas em sob regime permanente ou antes deste regime.

Os valores de O₂ coletados foram processados digitalmente no *software* Aerograph (Aerosport, EUA) para todas as etapas do procedimento experimental.

3.11. ANÁLISE DAS VARIÁVEIS

A fim de simplificar a compreensão, a Tabela 7 descreve as análises realizadas.

Todos os gráficos foram construídos com o auxílio do *software* Sigma Plot 8.02 (SPSS, Inglaterra) e MatLab5.3 (The Mathworks, EUA), e o nível de significância usado em todas as análises foi $\alpha = 0,05$. Optou-se pela utilização de testes paramétricos após a verificação e aceitação da normalidade de todas as amostras pelo teste de Kolmogorov-Smirnov ($p < 0,05$).

Tabela 7 – Procedimentos estatísticos realizados.

Variáveis testadas	Procedimento	Software
Todas as amostras	Normalidade de Kolmogorov-Smirnov	NCSS/PASS 2000, EUA
VT <i>in vivo</i> X VT calculado por F	teste t	SPSS, Inglaterra
VO _{2máx} <i>in vivo</i> X VO _{2máx} calculado	teste t	SPSS, Inglaterra
VO _{2rel} CAM X VO _{2rel} COR de cada % VT		
TC na tibia sem RP X TC na tibia com RP de cada fase % VT		
TC na tibia X TC na tibia de cada fase % VT		
TC em L3 sem RP X TC em L3 com RP de cada fase % VT		
TC em L3 X TC em L3 de cada fase % VT		
TC tibial X TC lombar de cada fase % VT antes do RP	ANOVA de medidas repetidas de uma entrada, <i>post hoc</i> de Tukey	NCSS/PASS 2000, EUA
TC tibial X TC lombar de cada fase % VT sob do RP		
MC antes do RP do TA X MC sob RP do TA de cada fase % VT		
MC antes do RP do VL X MC sob RP do VL de cada fase % VT		
MC antes do RP do EC X MC sob RP do EC de cada fase % VT		
Pico EMG antes do RP do TA X Pico EMG sob RP do TA de cada fase % VT		
Pico EMG antes do RP do VL X Pico EMG sob RP do VL de cada fase % VT		
Pico EMG antes do RP do EC X Pico EMG sob RP do EC de cada fase % VT		

Legenda: CAM – caminhada; COR – corrida; EC – eretores da coluna; EMG – eletromiográfico; F – número de Froude; L3 – 3^a vértebra lombar; MC – média coerente; RP – regime permanente; TA – tibial anterior; TC – taxa de carga; VL – vasto lateral do quadríceps; VT – velocidade de transição.

CAPÍTULO IV – RESULTADOS

4.1. VT E O VO₂

O valor médio medido *in vivo* da VT foi de 6,9 (0,48) km/h, enquanto o calculado pelo número F (Diedrich e Warren, 1995) de 7,2 (0,27) km/h (Figura 19), sendo a diferença significativa ($p = 0,046$). Os valores médios e os desvios-padrão correspondentes aos percentuais de 90% e 110% da VT foram 6,2 (0,43) km/h e 7,5 (0,53) km/h.

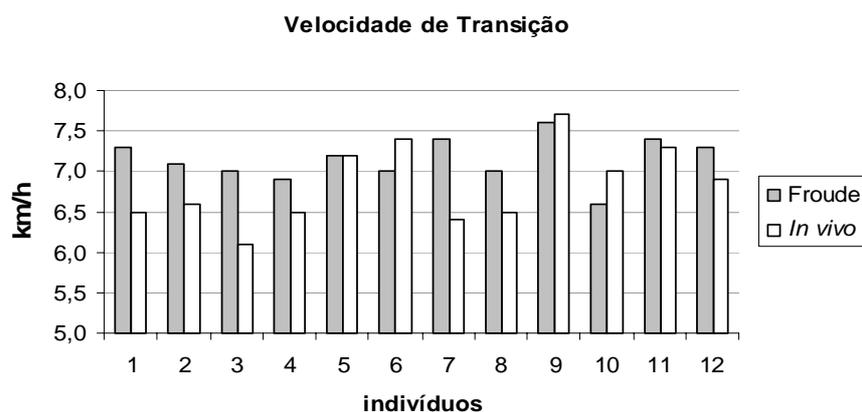


Figura 19 – Comparação da VT obtida pelo cálculo do número F e experimentalmente para os indivíduos deste estudo.

O $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ médio medido foi de 58,3 (5,4) ml/kg/min e o calculado pela equação de Mathews *et al.* (1999) de 48,6 (3,9) ml/kg/min, apresentando diferença significativa ($p < 0,05$). A média de tempo para decorrência da fadiga máxima em esteira foi de 606 (47) s e a média da frequência cardíaca foi de 191 (12) bpm.

A Tabela 8 resume as médias dos valores percentuais ao $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ para cada etapa do procedimento experimental, já excluídos os valores *outliers*, e a Figura 20 apresenta os mesmos valores, porém em $\dot{V}O_{2\text{rel}}$.

Tabela 8 – Valores % $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ utilizados nas velocidades % VT para a caminhada (cam) e corrida (cor) dos 12 indivíduos avaliados.

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Média (DP)	39,72 (8,7)	45,3 (5,1)	61,3 (13,0)	47,7 (5,5)	50,6 (6,3)	58,0 (10,4)
Mínimo-Máximo	30,3-60,0	38,3-53,1	48,1-85,7	39,9-56,6	42,0-60,6	42,0-72,4

As análises do procedimento experimental indicaram que o $\dot{V}O_{2rel}$ para a caminhada na VT foi de 45,3 % e de 50,6 % para a corrida, e as comparações do % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ entre ambos, pareadas para cada %VT, mostraram valores significativos ($p < 0,05$), por meio da ANOVA (Tabela 9, Figura 21).

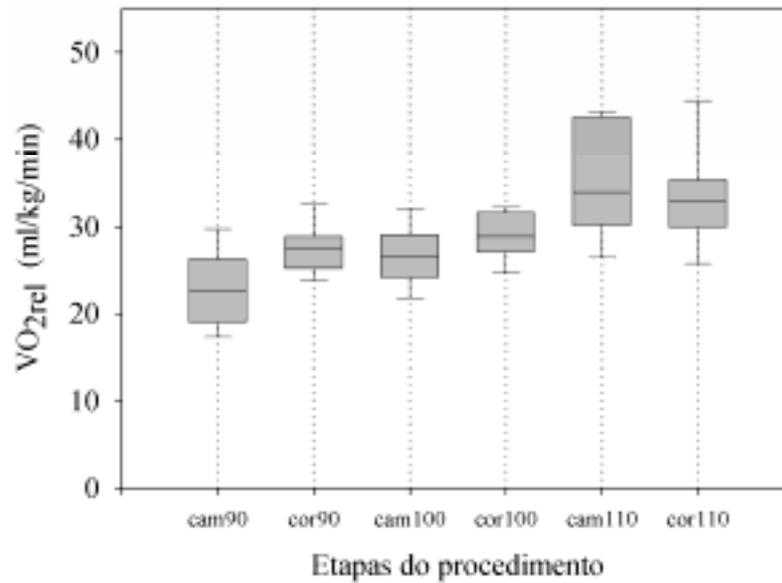


Figura 20 – Diagramas de dispersão (*box plots*) dos valores de $\dot{V}O_{2rel}$ coletados para cada etapa do procedimento experimental. Nesta figura foram excluídos os valores *outliers* encontrados na análise exploratória dos dados.

Tabela 9 – Comparações entre os valores % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo %VT. Em cinza escuro, as análises repetidas.

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
cam90			*			*
cam100			*			*
cam110				*		
cor90						
cor100						
cor110						

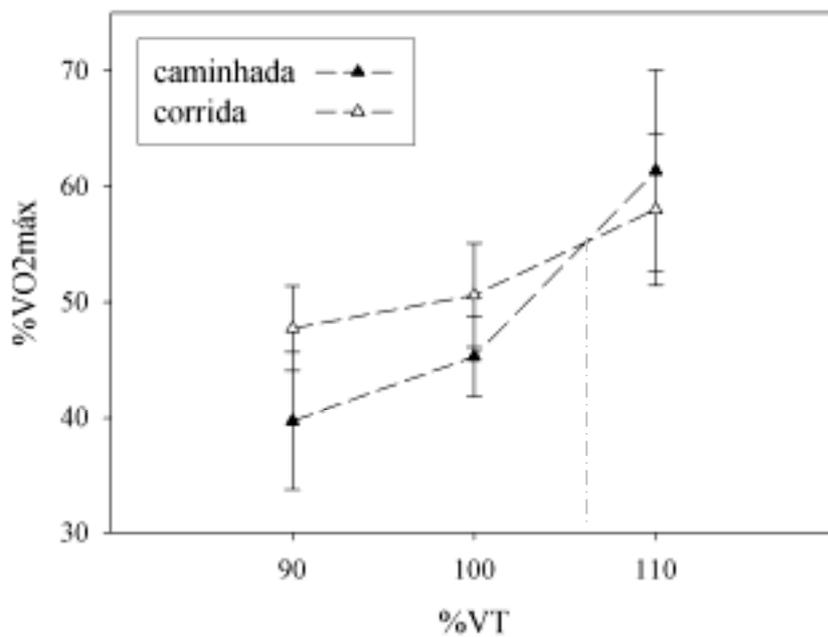


Figura 21 – Valores médios para o $\% \dot{V}O_{2máx}$ em cada etapa do RP, com seus respectivos intervalos de confiança de 95%. A linha-ponto-linha representa o momento teórico onde ocorre o cruzamento do consumo de $\% \dot{V}O_{2máx}$ entre a caminhada e a corrida.

4.2. ONDAS DE CHOQUE

A Figura 22 apresenta o padrão do sinal gerado pelos acelerômetros no domínio do tempo. As comparações das taxas de carga (TC) entre a caminhada e a corrida, medidas na tibia e em L3, no RP, mostraram maiores valores na corrida que na caminhada (Figura 23 e Tabela 10).

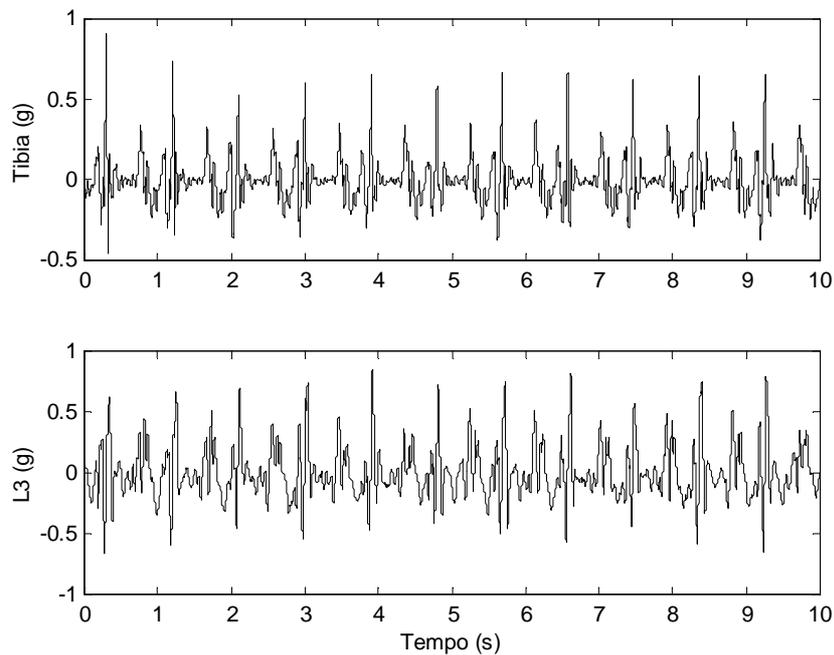


Figura 22 – Exemplo do padrão dos sinais de acelerometria coletados na tibia e em L3, enquanto o indivíduo caminhava com velocidade 10% acima da VT. Os picos representam o momento de maior aceleração, ocorridos quando o pé tocava o solo.

Tabela 10 – Média (DP) e mínimo-máximo das taxas de carga (g/ms) medidas na tibia e em L3 para todas as velocidades % VT.

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tibia	0,7 (0,3)	0,9 (0,4)	1,1 (0,5)	2,6 (1,5)	2,2 (1,5)	3,7 (2,1)
Tibia	0,3-1,4	0,5-1,7	0,7-2,1	0,5-5,0	0,2-5,0	1,3-7,8
L3	1,0 (0,8)	1,2 (1,2)	1,5 (0,6)	2,9 (1,7)	3,2 (1,7)	3,2 (1,3)
L3	0,2-3,4	0,3-4,7	0,5-2,7	0,3-5,7	1,1-6,3	1,1-5,4

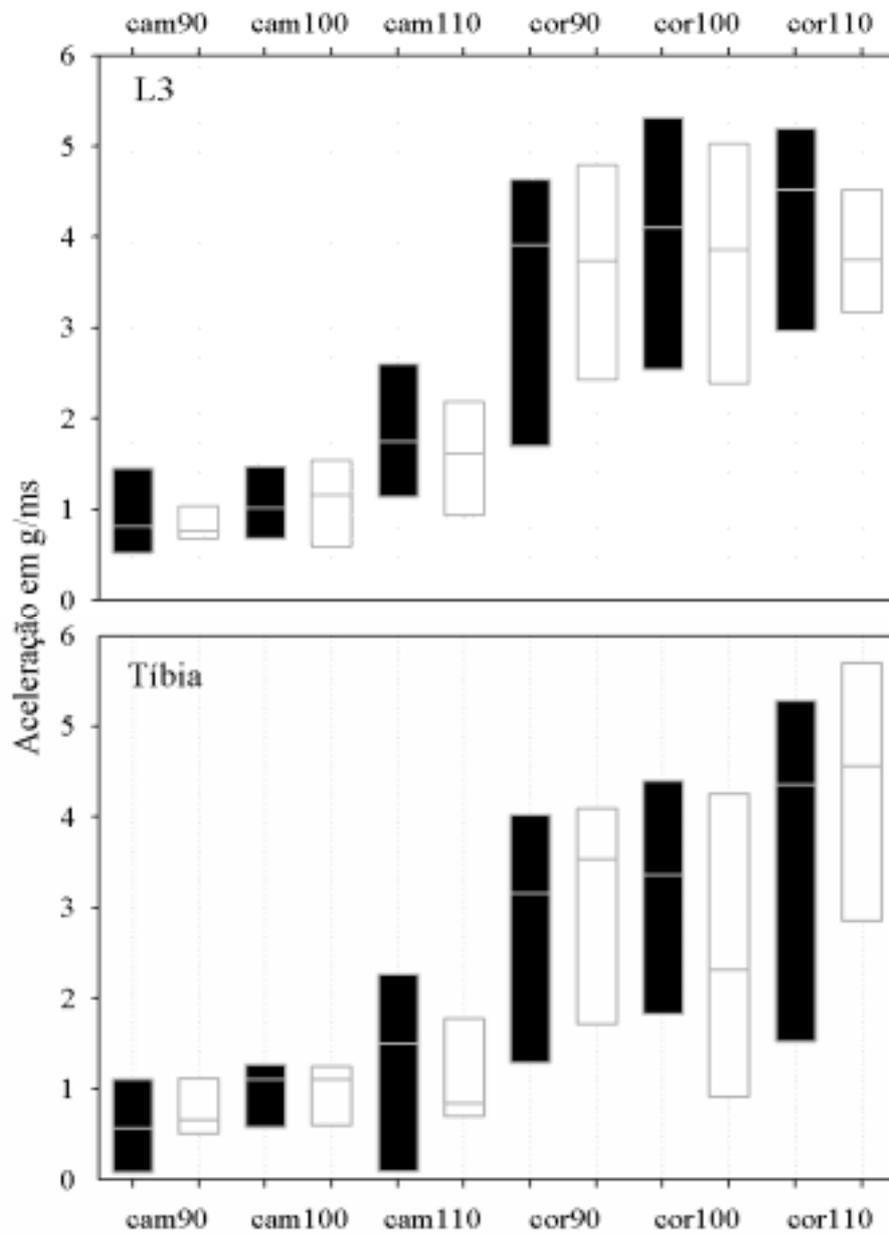


Figura 23 – *Box plot* dos valores médios das taxas de carga na tíbia e em L3, nas diferentes velocidades %VT (90, 100 e 110). □ sob RP; ■ antes do RP. Os *boxes* representam os quartis 25, 50 e 75.

Ao analisar as acelerações na tíbia, observou-se que as variáveis apresentaram diferença significativa ($p < 0,05$), pelo teste de ANOVA (Tabela 11).

Tabela 11 – Comparações entre os valores de aceleração na tíbia antes e sob RP para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareadas no mesmo % VT, antes e sob RP.

		antes do RP						sob RP					
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11
antes do RP	ca9												
	ca10	*											
	ca11												
	cr9												
	cr10												
	cr11												
sob RP	ca9												
	ca10												
	ca11												
	cr9												
	cr10												
	cr11												

Não houve diferenças significativas, quando foram comparadas as médias das acelerações na tíbia antes e sob RP, para as diferentes etapas do procedimento experimental, pareadas no mesmo % VT (Figura 24).

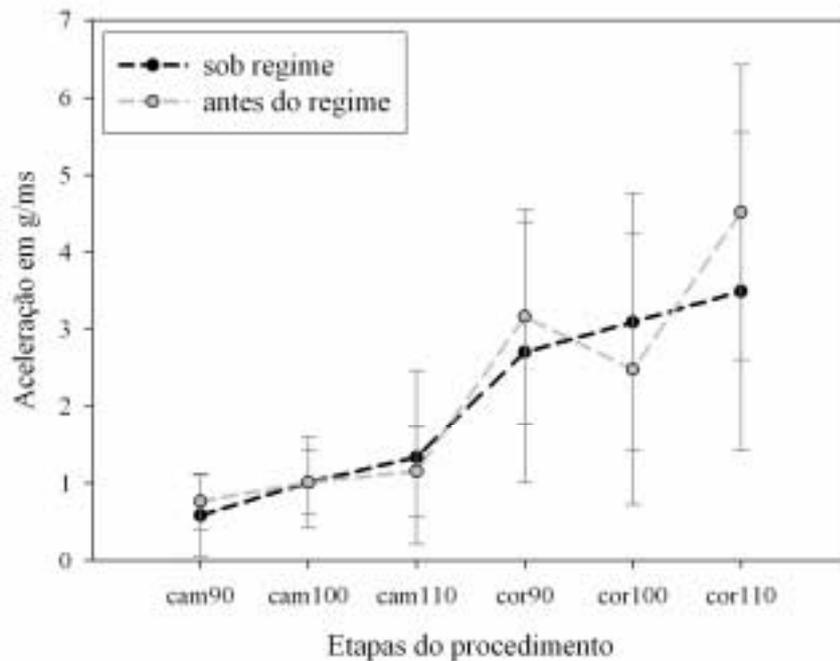


Figura 24 – Média e desvio padrão das acelerações na tíbia, para cada etapa do procedimento experimental, antes e sob RP. Não houve diferenças significativas.

Quando combinados os valores de acelerações na tíbia, antes e sob o RP, para cada etapa do procedimento experimental, foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) (Tabela 12, Figura 25).

Tabela 12 – Comparações entre as acelerações na tíbia, combinadas antes e sob RP. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo %VT.

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
cam90				*	*	*
cam100				*		*
cam110				*		*
cor90						
cor100						
cor110						

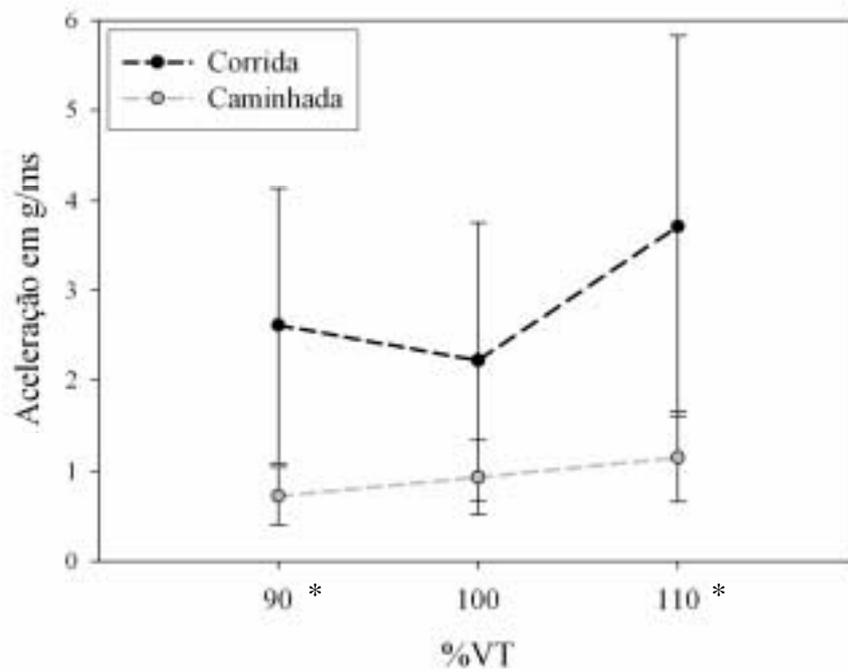


Figura 25 – Média e desvio padrão das acelerações na tíbia, combinadas antes e sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas.

Também ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$), quando analisadas as acelerações em L3, tanto antes como sob RP (Tabela 13 e Figura 26).

Tabela 13 – Comparações entre os valores de aceleração em L3, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.

		antes do RP									sob RP									
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	
sob RP	cr11																			
	cr10																			
	ca11																			
	ca10																			
	ca9																			
	cr11											*	*	*						
	cr10											*	*	*						
	ca11											*	*	*						
	ca10											*	*	*						
antes do RP	ca9																			
	ca10																			
	ca11																			
	cr9																			
	cr10																			
	cr11																			
	ca9																			
	ca10																			
	ca11																			

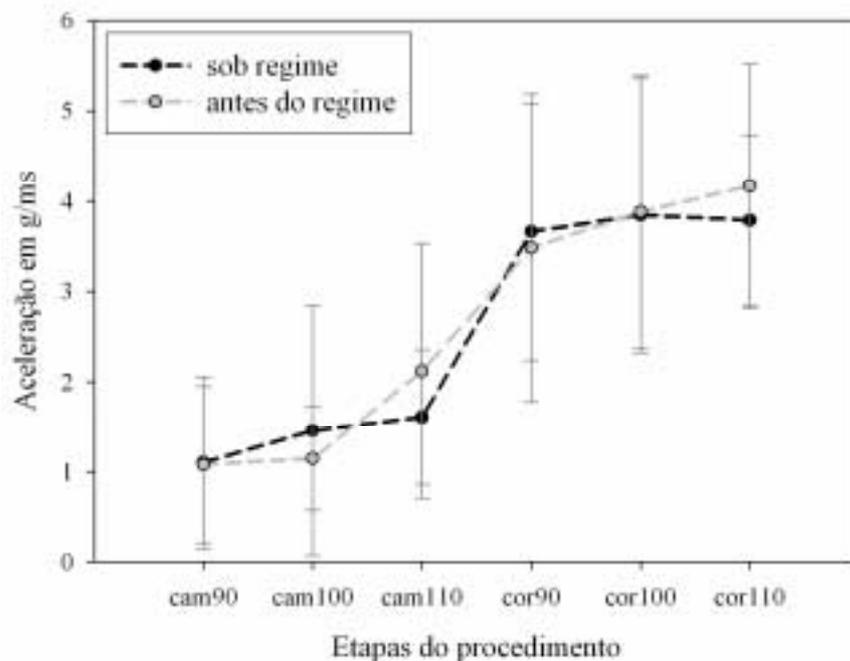


Figura 26 – Média e desvio padrão das acelerações em L3, para cada etapa do procedimento experimental, antes e sob RP. Não houve diferenças significativas.

Combinados os valores de acelerações em L3, antes e sob o RP, para cada etapa do procedimento experimental, foram encontradas diferenças significativas ($p < 0,05$) (Tabela 14, Figura 27).

Tabela 14 – Comparações entre as acelerações em L3, combinadas antes e sob RP. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. Os retângulos em cinza claro representam as comparações entre as modalidades caminhada e corrida, pareada no mesmo %VT.

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
cam90				*	*	*
cam100				*	*	*
cam110				*	*	*
cor90						
cor100						
cor110						

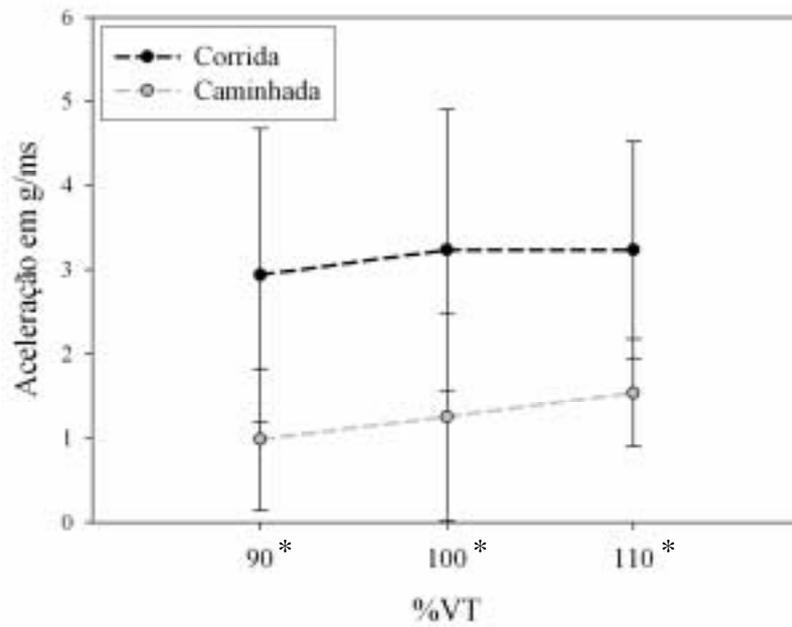


Figura 27 – Média e desvio padrão das acelerações em L3 combinadas antes e sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas.

Comparados os valores antes do RP, para a tibia e em L3, verificou-se diferença significativa ($p < 0,05$) (Tabela 15, Figura 28).

Tabela 15 – Comparações entre os valores de aceleração na tíbia e em L3, antes do RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *.

		L3					
		cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tíbia	cam90				*	*	*
	cam100				*	*	*
	cam110					*	*
	cor90						
	cor100						
	cor110	*	*				

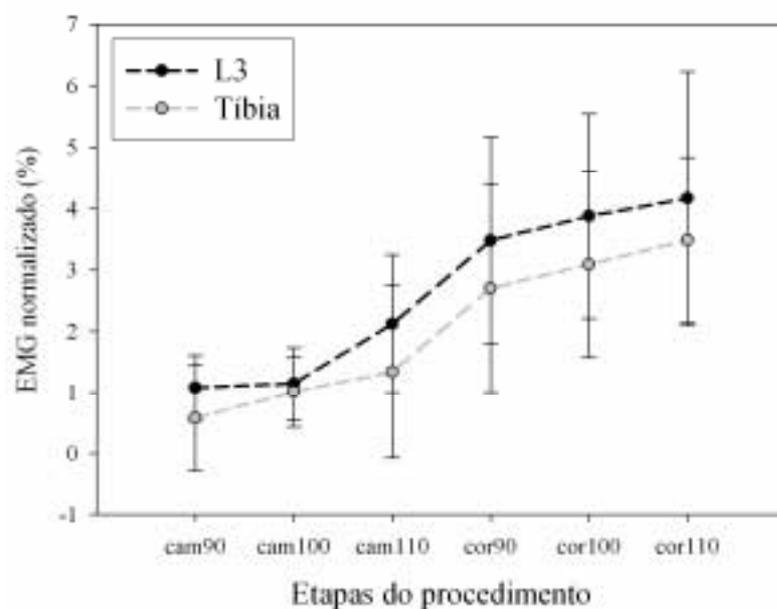


Figura 28 – Média e desvio padrão das acelerações em L3 e na tíbia, para cada etapa do procedimento experimental, antes do RP. Não houve diferenças significativas.

Ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$), quando comparadas as acelerações na tíbia, tanto na caminhada antes do RP, contra L3, quanto na corrida antes do RP. A situação contrária não produziu diferenças (Figura 29).

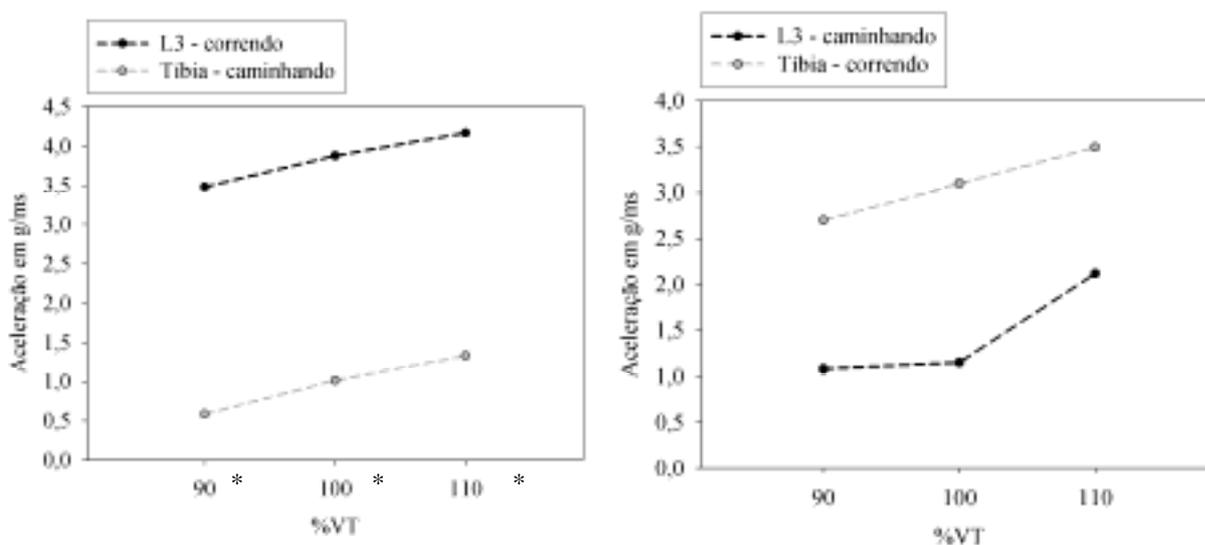


Figura 29 – Média das acelerações em L3 e na tíbia, combinadas antes do RP, para cada etapa %VT. A figura à direita demonstra as acelerações em L3, enquanto se corria antes do RP, e na tíbia, enquanto se caminhava antes do RP. A figura da esquerda mostra seu oposto. * diferenças significativas.

Comparados os valores sob RP, para a tíbia e em L3, verificou-se diferença significativa ($p < 0,05$) (Tabela 16, Figura 30).

Tabela 16 – Comparações entre os valores de aceleração na tíbia e em L3 sob RP para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *.

		L3					
		cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tíbia	cam90				*	*	*
	cam100				*	*	*
	cam110				*	*	*
	cor90	*					
	cor100						
	cor110	*	*	*	*	*	*

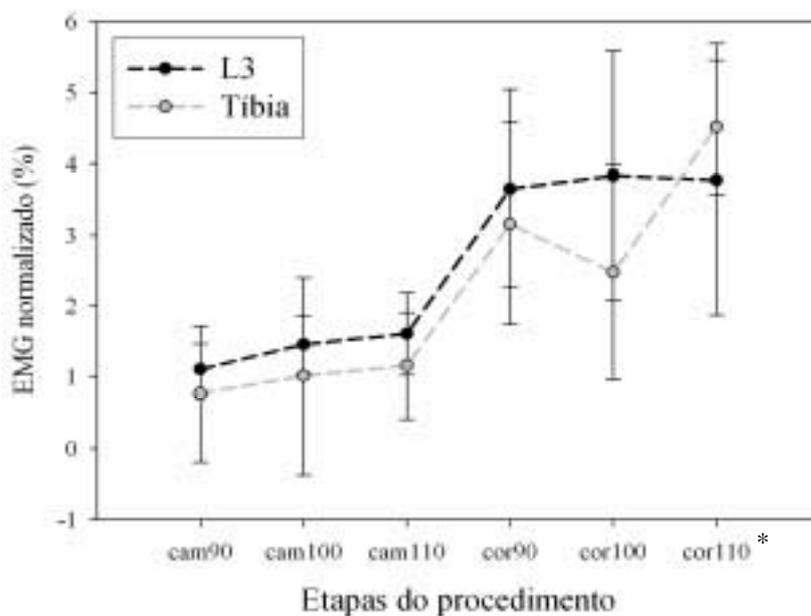


Figura 30 – Média e desvio padrão das acelerações em L3 e na tibia, para cada etapa do procedimento experimental, sob RP. Houve diferença significativa apenas para a corrida a 110% da VT.

Ocorreram diferenças significativas ($p < 0,05$), quando comparadas as acelerações na tibia, tanto na caminhada sob RP, contra L3, quanto na corrida sob RP. Apenas na VT as acelerações na tibia não foram superiores às em L3 durante a corria (Figura 31).

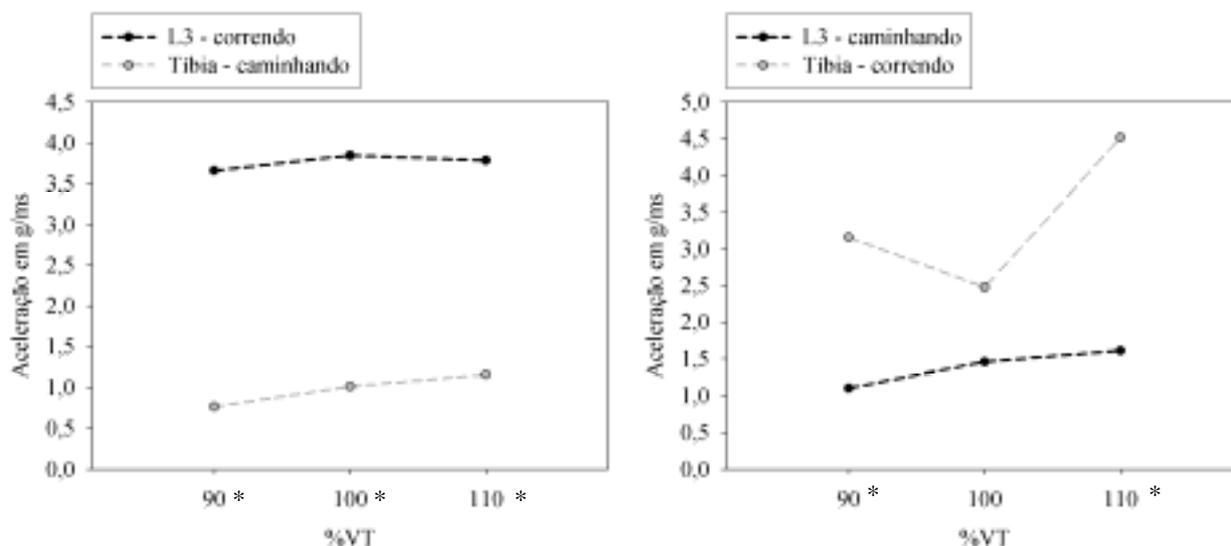


Figura 31 – Média das acelerações em L3 e na tibia combinadas sob RP, para cada etapa %VT. * diferenças significativas.

4.3. ELETROMIOGRAFIA (EMG)

A Figura 31 apresenta o traçado característico dos sinais EMGs avaliados nos músculos TA, VL e EC.

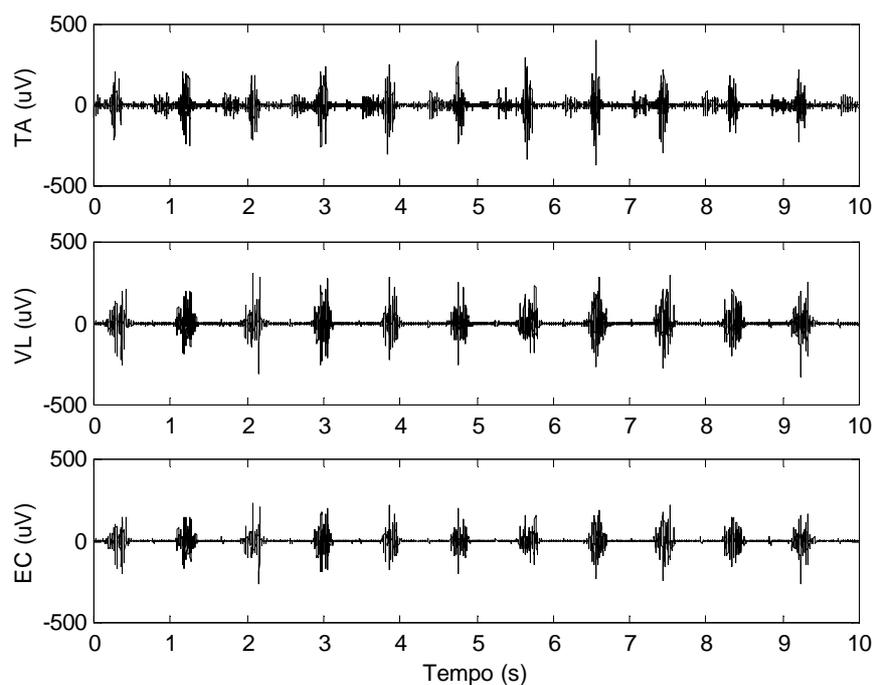


Figura 32 – Exemplo do padrão dos sinais EMGs, no domínio do tempo, dos músculos avaliados.

As Figuras 33 e 34 apresentam valores RMS médios do EMG, encontrados no contato inicial, e o valor médio do sinal integrado, antes e sob o RP. Os sinais antes do RP contam com $n = 8$ e, sob RP, $n = 11$. A Tabela 17 resume os valores encontrados.

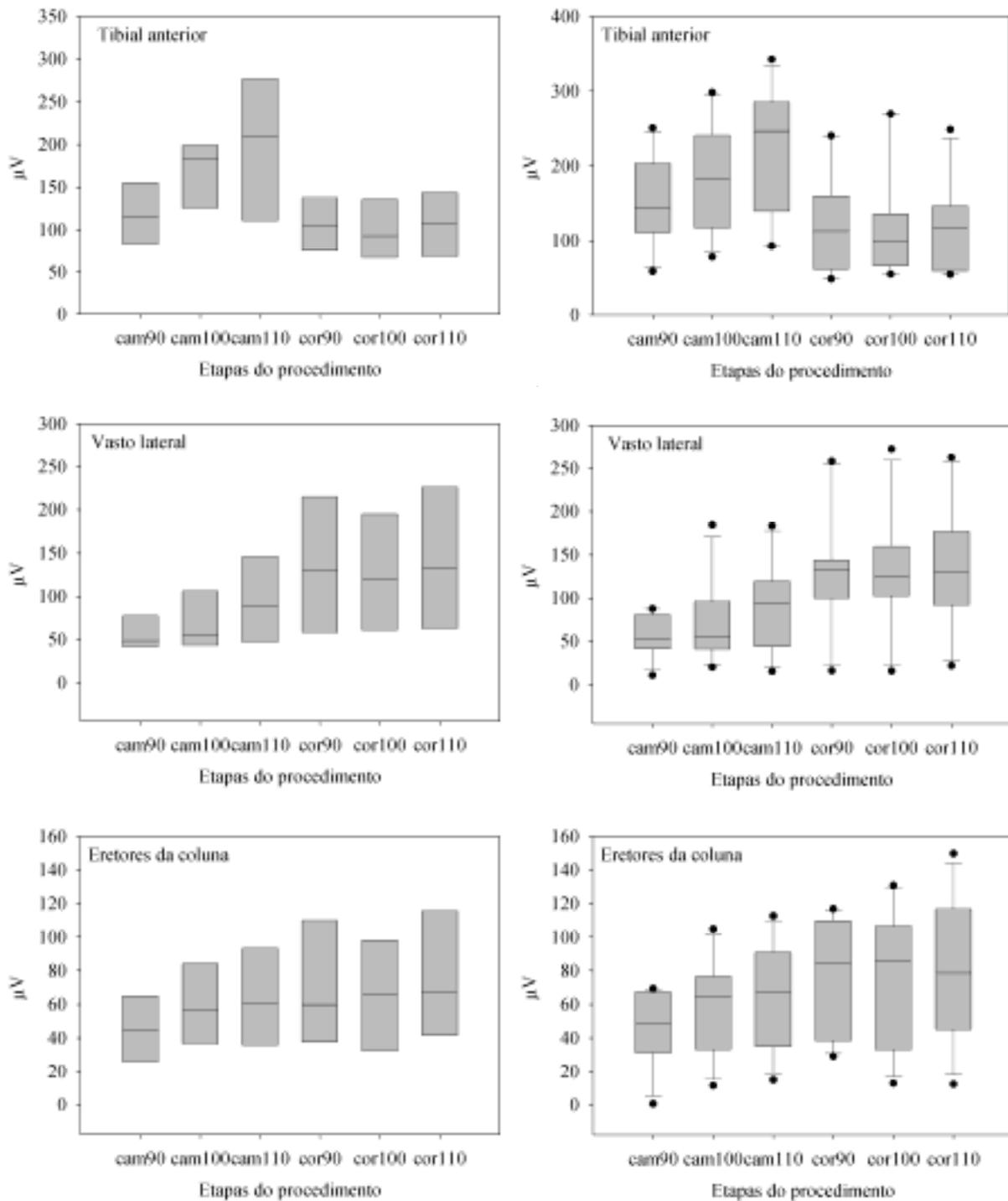


Figura 33 – *Box plots* dos valores RMS do EMG, em microvolts (μV), dos músculos estudados, para cada etapa do procedimento. As figuras do lado esquerdo representam as coletas antes do RP e, à direita, sob o RP. Os círculos pretos exibem os valores *outliers*.

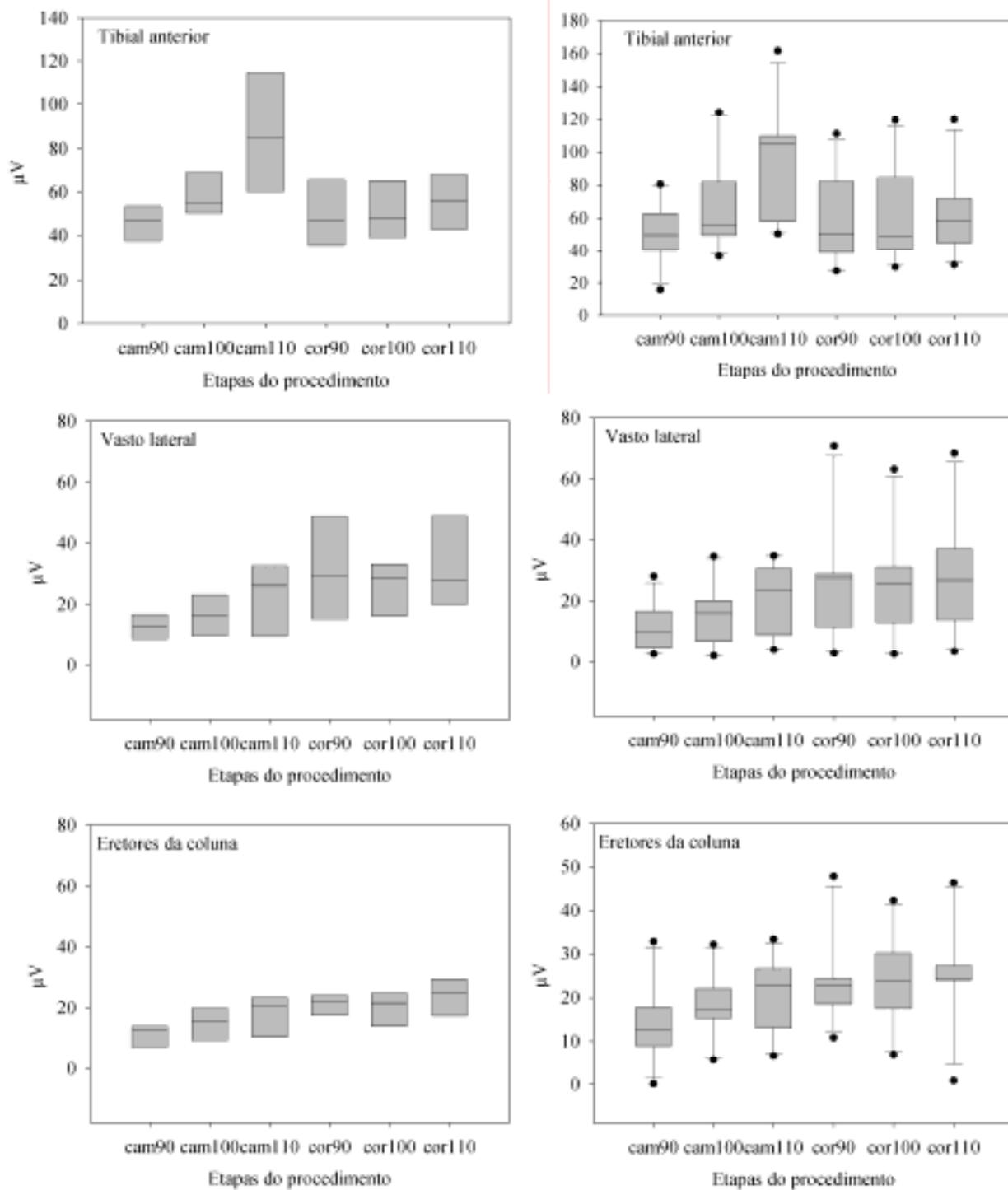


Figura 34 – Box plots dos valores RMS das médias do EMG dos músculos estudados, para cada etapa do procedimento. As figuras do lado esquerdo representam as coletas antes do RP e, à direita, sob o RP. Os círculos pretos exibem os valores *outliers*.

Tabela 17 – Média (desvio padrão) e máximo mínimo das médias dos valores no contato inicial e os valores médios em todo o CM, em microvolts, da ativação mioelétrica, nas diferentes etapas do procedimento experimental, antes e sob RP.

Eretores da coluna	Vasto lateral		Tibial anterior			
	Média dos valores do EMG no contato inicial					
	antes do RP		sob RP			
69,4-0,5	42,4 (23,3)	87,4-10,9	53,5 (24,6)	164,3-60,4	117,6 (37,9)	cam90
104,8-11,6	58,2 (30,1)	184,5-20,5	75,0 (52,3)	227,4-65,7	166,9 (52,7)	cam100
112,7-15	63,0 (32,8)	183,7-15,7	94,3 (56,6)	306,9-95,2	202,0 (83,2)	cam110
116,9-29,1	69,6 (37,5)	258,6-16,3	133,0 (84,2)	157,8-54,9	107,6 (35,3)	cor90
130,9-12,9	66,4 (41,1)	272,5-16,1	131,0 (82,7)	153,1-64,4	100,7 (34,2)	cor100
149,8-12,4	76,5 (46,4)	262,7-22,3	140,4 (85,1)	154,9-61,6	105,7 (37,0)	cor110
88,3-0,5	48,4 (25,2)	164,6-11,0	56,9 (43,4)	250,6-58,6	147,9 (58,7)	cam90
87,1-15,5	59,3 (22,0)	166,0-11,5	67,4 (47,9)	298,3-78,1	184,6 (71,1)	cam100
134,1-23,5	62,2 (30,7)	155,8-14,9	83,0 (51,7)	342,5-92,8	218,4 (85,9)	cam110
109,8-29,7	66,4 (30,6)	271,2-13,4	110,5 (82,0)	240,2-48,5	127,6 (65,9)	cor90
119,9-9,7	67,5 (36,5)	266,1-14,6	111,8 (79,2)	269,6-54,7	121,6 (76,9)	cor100
121,1-1,6	68,4 (35,1)	293,1-17,6	116,8 (86,2)	248,4-54,5	121,0 (60,2)	cor110
69,4-0,5	42,4 (23,3)	16,9-2,7	12,1 (5,1)	66,5-22,8	45,8 (13,0)	cam90
104,8-11,6	58,2 (30,1)	36,8-6,4	17,8 (9,7)	82,3-44,6	59,4 (12,4)	cam100
112,7-15	63,0 (32,8)	38,1-4,6	22,5 (12,5)	123,4-47,7	86,4 (29,2)	cam110
116,9-29,1	69,6 (37,5)	71,0-4,7	32,1 (21,7)	91,5-33,7	52,3 (19,8)	cor90
130,9-12,9	66,4 (41,1)	65,8-2,9	28,6 (18,2)	81,0-33,1	52,2 (16,0)	cor100
149,8-12,4	76,5 (46,4)	64,5-4,0	31,3 (19,6)	84,6-30,6	55,6 (17,0)	cor110
32,8-0,1	14,1 (9,0)	28,1-2,6	11,5 (7,6)	80,5-15,8	51,0 (18,4)	cam90
32,1-5,7	18,3 (7,9)	34,6-2,1	15,5 (10,6)	124,3-36,6	69,0 (28,7)	cam100
33,3-6,6	20,4 (8,3)	34,8-4,1	20,1 (12,0)	161,7-50,3	92,7 (34,9)	cam110
47,9-10,8	24,3 (9,9)	70,8-3,0	27,3 (20,4)	111,0-27,4	58,0 (27,5)	cor90
42,3-6,9	23,7 (10,4)	63,2-2,6	26,6 (18,4)	119,4-29,7	61,0 (29,0)	cor100
46,4-0,9	25,9 (11,7)	68,5-3,5	28,0 (19,6)	119,8-31,2	61,2 (25,0)	cor110

Os valores normalizados percentualmente em relação à maior das médias analisadas apresentaram diferenças significativas, em algumas das comparações ($p < 0,05$) para o músculo tibial anterior (Tabela 18). Não foram encontradas diferenças entre os valores normalizados, antes do RP e sob RP, para as médias pareadas no mesmo %VT (Figura 35).

Tabela 18 – Comparações entre os valores normalizados das médias do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.

		antes do RP						sob RP					
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11
antes do RP	ca9												
	ca10			*						*			
	ca11				*	*				*	*		
	cr9									*			
	cr10									*	*		
	cr11									*	*	*	
sob RP	ca9												
	ca10									*			
	ca11									*	*		
	cr9									*			
	cr10									*	*		
	cr11									*	*	*	

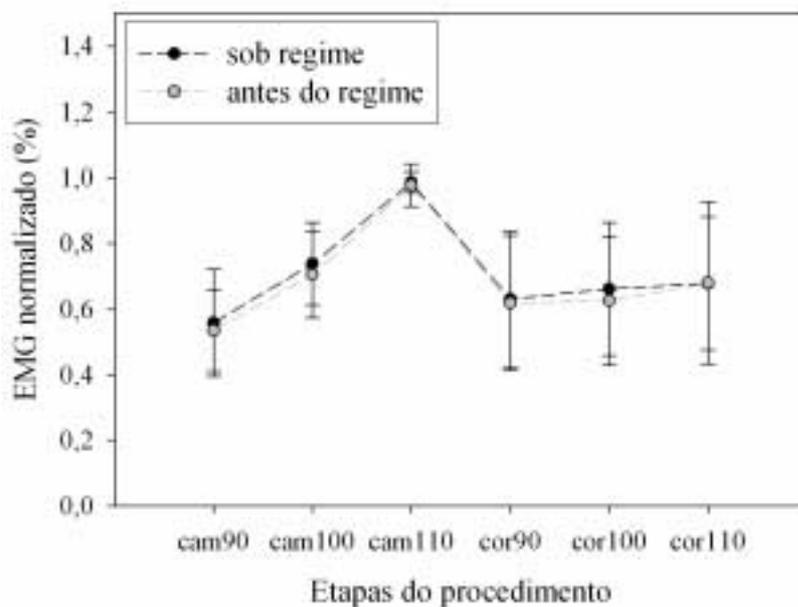


Figura 35 – Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo tibial anterior, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

Os valores normalizados percentualmente em relação à maior das médias analisadas apresentaram diferenças significativas, em algumas das comparações ($p < 0,05$) para o músculo vasto lateral (Tabela 19). Não foram encontradas diferenças entre os valores normalizados, antes do RP e sob RP, para as médias pareadas no mesmo %VT (Figura 36). Resultados similares foram observados nos eretores da coluna (Tabela 20, Figura 37).

Tabela 19 – Comparações entre os valores normalizados das médias do músculo vasto lateral, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.

		antes do RP						sob RP					
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11
antes do RP	ca9												
	ca10			*	*	*	*						
	ca11			*	*	*	*						
	cr9				*	*	*						
	cr10					*	*						
	cr11						*	*	*	*	*	*	*
sob RP	ca9												
	ca10									*	*	*	*
	ca11									*	*	*	*
	cr9										*	*	*
	cr10											*	*
	cr11												*

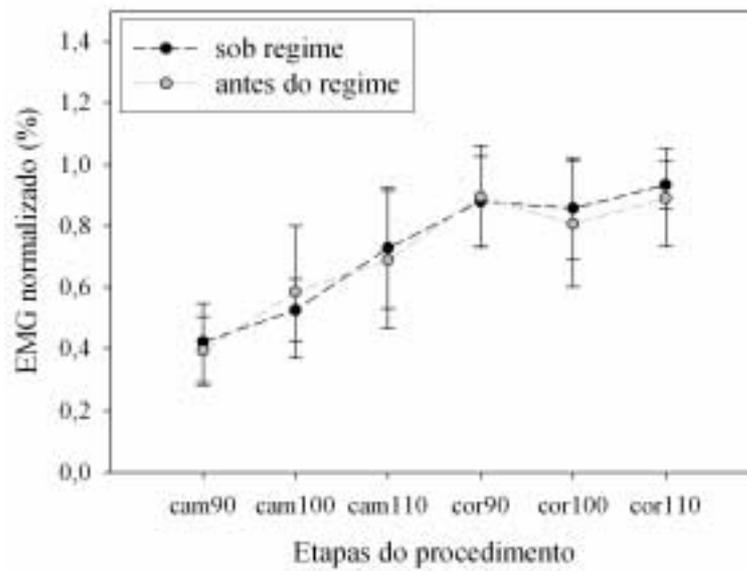


Figura 36 – Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo vasto lateral, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

Tabela 20 – Comparações entre os valores normalizados das médias dos músculos eretores da coluna, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.

		antes do RP						sob RP					
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11
sob RP	cr11												
	cr10												
	ca9										*	*	*
	ca10												
	ca11												
	cr9												
antes do RP	cr11												
	cr10												
	ca9												
	ca10												
	ca11												
	cr9												

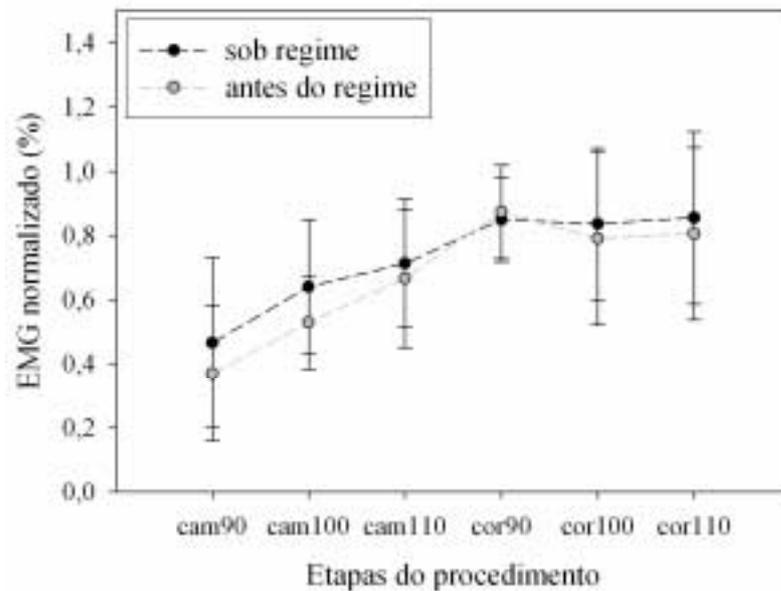
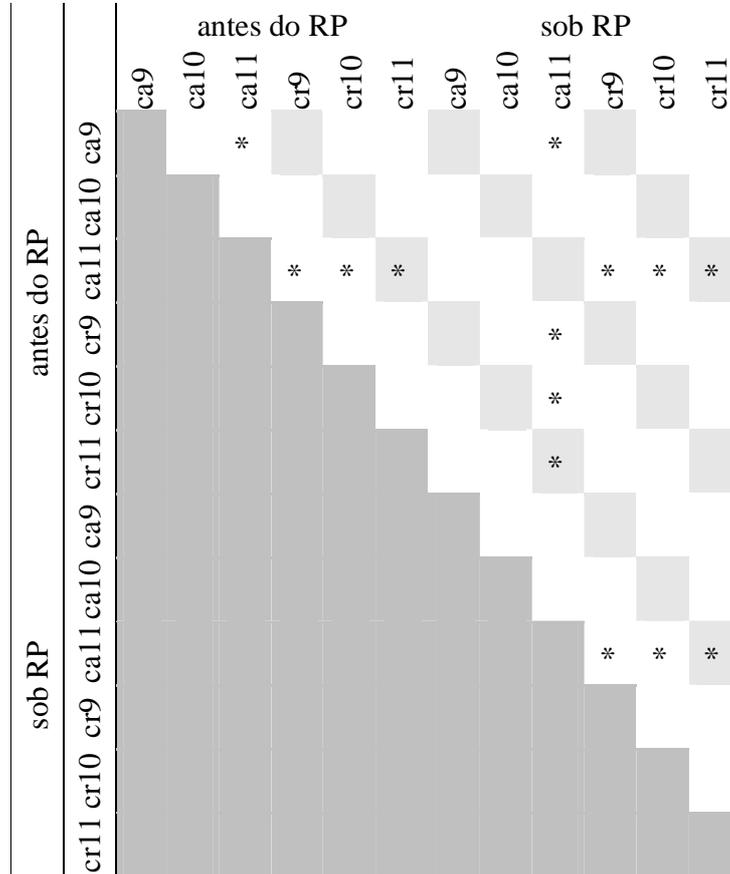


Figura 37 – Médias dos valores médios e desvios padrão em todo o CM do EMG normalizado do músculo eretor da coluna, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

Os valores normalizados do pico do EMG foram estatisticamente significativos ($p < 0,05$), para o músculo tibial anterior, como demonstrado na Tabela 21. A Figura 38 mostra que não foram encontradas diferenças entre os valores normalizados, antes do RP e sob RP, quando pareados no mesmo %VT.

Tabela 21 – Comparações entre os valores normalizados dos picos EMGs do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.



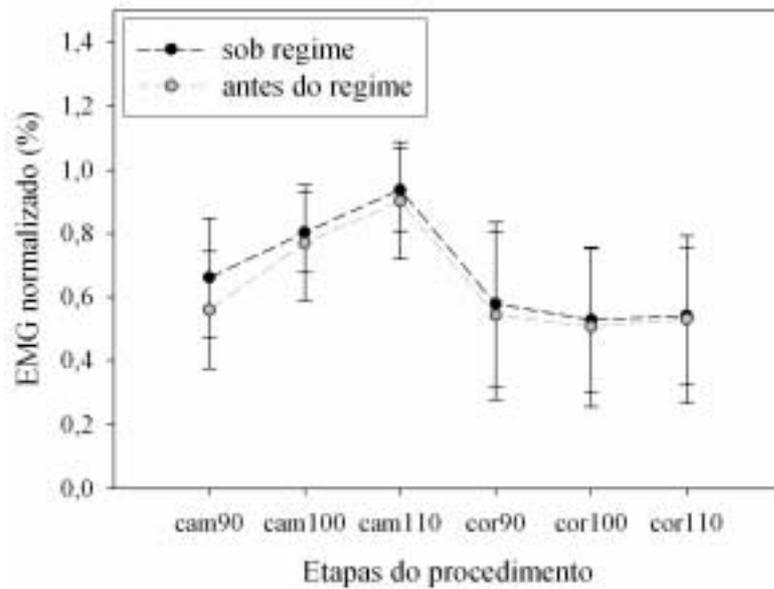


Figura 38 – Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado do músculo tibial anterior, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

Os valores normalizados do pico do EMG foram estatisticamente significativos ($p < 0,05$), para o músculo vasto lateral, como demonstrado na Tabela 22. A Figura 38 mostra que não foram encontradas diferenças entre os valores normalizados, antes do RP e sob RP.

Tabela 22 – Comparações entre os valores normalizados dos picos EMGs do músculo tibial anterior, antes e sob RP, para todas as etapas do procedimento experimental. Diferenças significativas verificadas pelo teste *post hoc* de Tukey são indicadas com *. ca = caminhada; cr = corrida; 9 = 90%; 10 = 100% e 11 = 110%.

		antes do RP						sob RP					
		ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11	ca9	ca10	ca11	cr9	cr10	cr11
antes do RP	ca9				*	*	*			*	*	*	*
	ca10						*			*	*	*	*
	ca11										*	*	*
	cr9							*	*				
	cr10							*	*				
	cr11							*	*				
sob RP	ca9									*	*	*	*
	ca10								*	*	*	*	*
	ca11									*	*	*	*
	cr9												
	cr10												
	cr11												

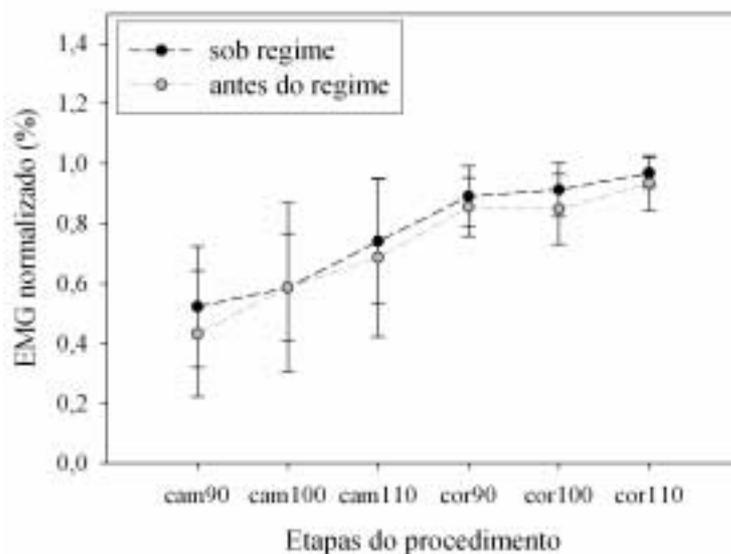


Figura 39 – Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado do músculo vasto lateral, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

As médias dos valores no contato inicial para os músculos eretores da coluna não demonstraram significância estatística pela ANOVA ($p = 0,08$) (Figura 40).

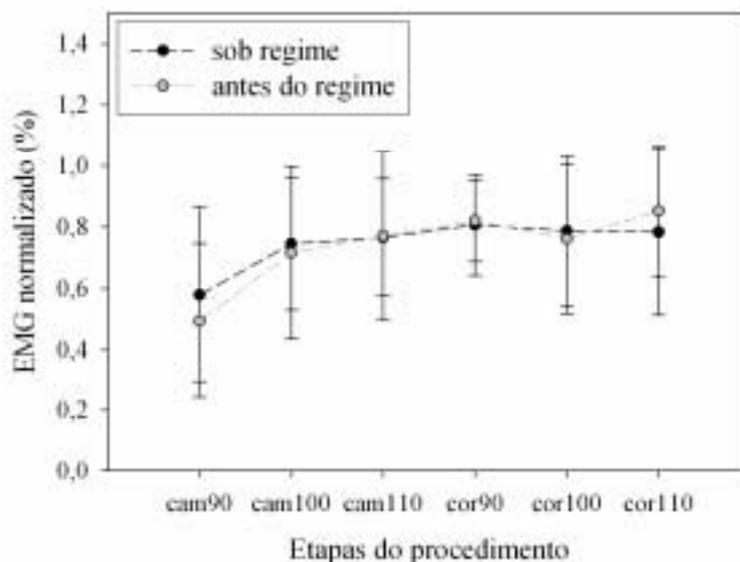


Figura 40 – Médias das médias e desvios padrão dos valores no contato inicial do EMG normalizado dos músculos eretores da coluna, para cada etapa do procedimento experimental. Não houve diferenças significativas.

CAPÍTULO V – DISCUSSÃO

5.1 - VELOCIDADE DE TRANSIÇÃO (VT)

A VT calculada neste estudo ficou dentro da faixa descrita na literatura (6,7 km/h a 8,1 km/h). Os valores foram próximos aos encontrados por outros autores (Tabela 23), sendo as diferenças possivelmente oriundas das variações nas metodologias de aferição da VT (Tabela 24). Além disso, como a VT está associada com o tamanho do membro inferior, um dos principais motivos para as discrepâncias entre os valores encontrados na literatura deve-se, possivelmente, às características morfológicas da amostra investigada. A maioria dos estudos utilizou amostras de homens e mulheres, seis avaliaram unicamente homens e, em apenas um, a amostra foi composta exclusivamente por mulheres. Contudo, as diferenças observadas na literatura entre os valores máximos e os mínimos encontrados não ultrapassam 1,4 km/h, com um desvio-padrão igualmente pequeno (0,1 km/h a 0,8 km/h), mostrando que, apesar das inúmeras diferenças metodológicas e das diferentes características das amostras entre os estudos, o valor final não foi tão discrepante.

Entre os principais problemas encontrados para se estabelecer um protocolo que avalie a VT, pode-se citar a falta de informações relativas aos aspectos metodológicos (Diedrich e Warren, 1995; Kao *et al.*, 2003; Minneti *et al.*, 1994; Neptune e Sasaki, 2005; Sasaki e Neptune, 2005; Usherwood e Bertram, 2003). No trabalho de Kao *et al.* (2003), por exemplo, não foi citado o valor da VT avaliada. Além disso, a falta de um período inicial de aquecimento ou familiarização com a esteira, pode diminuir a adaptação do indivíduo ao equipamento de teste, especialmente quando a amostra é composta por indivíduos não adaptados à utilização deste equipamento. Alguns estudos, aparentemente, não realizaram a familiarização prévia à coleta (Hreljac, 1993; Hanna *et al.*, 2000; Mercier *et al.*, 1994; Minneti *et al.*, 1994; Thorstensson e Roberthson, 1987).

Um outro fator interveniente na determinação da VT é a velocidade inicial do teste, que, por vezes, não é descrita na literatura (Diedrich e Warren, 1995; Kao *et al.*, 2003; Segers *et al.*, 2006). No estudo de Tesh *et al.* (2002), por exemplo, vemos que o valor inicial era relativamente alto (6,1-6,5 km/h), próximo ao valor mínimo da VT (6,7 km/h) encontrado por Minneti *et al.* (1994) e Hwang (2006). Iniciar o teste com uma velocidade próxima à VT pode comprometer a adaptação ao equipamento,

especialmente quando não é realizada a familiarização prévia (Hanna *et al.*, 2000; Mercier *et al.*, 1994; Minneti *et al.*, 1994; Thorstensson e Roberthson, 1987).

A taxa de incremento da velocidade também é passível de críticas, pois, na maioria dos estudos, o aumento por estágio é da ordem de 0,4 km/h. Levando em consideração o desvio-padrão mínimo encontrado para a VT (0,1 km/h), percebe-se que a utilização de incrementos superiores a 0,1 km/h podem ocasionar perda da informação para a avaliação da TCC. Isto pode ser identificado observando os resultados do presente estudo, onde a TCC energeticamente ótima, ou o momento teórico onde a velocidade sob a forma da corrida passa a consumir menos energia que a caminhada, esteve entre 100% e 110% da VT. Como esta faixa de velocidade corresponde a uma variação de apenas, aproximadamente, 0,7 km/h, percebe-se que etapas de 0,4 km/h podem não coincidir com o valor energeticamente ótimo, o que explicaria, em parte, as discrepâncias entre a VT medida e a TCC energeticamente ótima.

Tabela 23 – Valores médios (desvio) de referência da VT em alguns dos estudos verificados na literatura. h = homens; m = mulheres; ? = não consta à informação. [1] VT calculada como média de diversos protocolos; [2] adolescentes entre 11 e 15 anos de idade.

Autor	Amostra	VT (km/h) <i>in vivo</i>
Atual estudo	8 h, 4 m	6,9 (0,48)
Beaupied <i>et al.</i> , 2003	15 h	8,4 (0,2)
Brisswalker e Mottet, 1996	10 m	7,66 (0,57)
Daniels e Newell, 2003	12 h	7,3 (0,3)
Diedrich e Warren, 1995	4 h, 4 m	7,4 (0,8)
Hanna <i>et al.</i> , 2000	17 h, 25 m	7,7 (0,7)
Hreljac <i>et al.</i> , 2007	6 h, 4 m	[1] 6,8 (?)
Hreljac, 1993	10 h, 10 m	7,5 (0,5)
Hreljac, 1995	10 h, 10 m	7,4 (0,4)
Hwang, 2006	19 h, 11 m	6,7 (0,5)
Kao <i>et al.</i> , 2003	5 h, 5 m	?
Kram <i>et al.</i> , 1997	7 h, 2 m	7,1 (0,1)
Mercier <i>et al.</i> , 1994	7 h	7,7 (0,1)
Minneti <i>et al.</i> , 1994	5 ?	6,7 (?)
Monteiro, 2001	12 h	8,1 (0,4)
Neptune e Sasaki, 2005	5 h, 5 m	7,0 (0,6)
Prilutsky e Gregor, 2001	7 h	7,5 (0,7)
Raynor <i>et al.</i> , 2002	9 h, 9 m	7,58 (0,54)
Sasaki e Neptune, 2005	5 h, 5 m	7,0 (0,6)
Segers <i>et al.</i> , 2006	13 m	7,7 (0,4)
Tesh <i>et al.</i> , 2002	[2] 15 h, 15 m	7,4 (0,3)
Thorstensson e Roberthson, 1987	18 h	6,8 (0,8)
Usherwood e Bertram, 2003	3 h, 3 m	7,7 (0,2)

Tabela 24 – Comparação da metodologia para verificação da VT entre alguns estudos. cam = caminhada; cor = corrida; NR = não realizado; ? = não consta à informação; [1] não foi reportado como a VT calculada foi obtida; F = Froude.

Autor	Velocidade Inicial (km/h)	Taxa do incremento ((km/h)/tempo)	Aquecimento/familiarização	Orientação ao indivíduo para a TCC	Número de tentativas para o calculo da VT
Atual estudo	4,5	0,1/5 s	5 min cam a 4,5 km/h	"transitar naturalmente"	1 tentativa
Beaupied <i>et al.</i> , 2003	3,5	velocidades fixas (5,5/7,4/8,4) por 5 min	15 min	NR	1 tentativa
Brisswalker e Mottet, 1996	6,0	0,2/1 min	30 min cam e cor	"locomoção mais natural"	1 tentativa
Daniels e Newell, 2003	6,1	0,4/2 min	20 min	"não resistir a troca de locomoção da cam para a cor"	2 tentativas
Diedrich e Warren, 1995	?	Variada	5 min cor e 5 min cam	"caminhe ou corra confortavelmente"	5 tentativas
Hanna <i>et al.</i> , 2000	4,0	0,3/ 20 s	NR	NR	5 tentativas em cada um dos 3 dias distintos
Hreljac <i>et al.</i> , 2007	4,3	0,4/30 s	?	"a mais natural forma de locomoção"	1 tentativa
Hreljac, 1993	~ 5,0	0,4-0,7/30 s	NR	"locomoção mais natural"	1 tentativa
Hreljac, 1995	~ 5,0	0,4-0,7/30 s	15 min	"locomoção mais natural"	3 tentativas com inclinações diferentes
Hwang, 2006	VT calculada por F - 1,5 km/h	0,1/10 s	2 min	"corra quando se tornar mais confortável"	2 tentativas (se valores iguais) ou média de 3 tentativas
Kao <i>et al.</i> , 2003	?	0,2/7 s	2 min cam e 2 min cor	"a velocidade preferida para correr"	1 tentativa
Kram <i>et al.</i> , 1997	1,1 km/h abaixo da VT [1]	0,4/30 s	5 min de cor e cam	"até a velocidade onde é preferido correr"	1 tentativa
Mercier <i>et al.</i> , 1994	5,0	0,5/4 min	NR	"ajustar a locomoção mais natural"	1 tentativa
Minneti <i>et al.</i> , 1994	5,8	0,1/?	NR	"trocar espontaneamente a forma de locomoção"	1 tentativa
Monteiro, 2001	5,5	0,1/15 s	2 min cam a 5,0 km/h	"até espontaneamente passar a correr"	1 tentativa em cada um dos 3 dias distintos
Neptune e Sasaki, 2005	2,1	0,4/30 s	?	"até a preferência ser correr que caminhar"	3 tentativas
Prilutsky e Gregor, 2001	5,0	0,4-0,7/1 min	15 min	"até a forma de locomoção preferida"	A VT foi a média da TCC direta e inversa
Raynor <i>et al.</i> , 2002	4,2	0,4/1 min	2 min a 5,0 km/h	"usar a forma de locomoção preferida"	1 tentativa
Sasaki e Neptune, 2005	2,1	0,4/30 s	?	"até a preferência ser correr que caminhar"	3 tentativas
Segers <i>et al.</i> , 2006	?	0,4/1 min	15 min	?	3 tentativas
Tesh <i>et al.</i> , 2002	6,1-6,5	0,2/10 s	30 min	"até adotar a corrida"	A VT foi uma média de 5 tentativas da TCC direta e inversa
Thorstensson e Roberthson, 1987	3,6	0,2-0,4/18-40 s	NR	"ajustar a locomoção a velocidade de forma natural"	1 tentativa
Usherwood e Bertram, 2003	?	?/5-7 min	?	?	?

O período de tempo em cada estágio do incremento observado na literatura também é bastante variado, oscilando desde 5 s (estudo atual) a 5-7 min (Usherwood e Bertram, 2003). Um período de tempo prolongando pode ser prejudicial, posto que a TCC é um evento aparentemente espontâneo e não parece ser devido a uma criteriosa avaliação racional sobre a forma de locomoção escolhida. Por este motivo, a orientação oferecida ao indivíduo que realiza o teste deve ser precisa, de forma que este alcance a TCC da forma mais natural e espontânea possível, procurando não “adivinhar” quando transitar. Estes cuidados foram observados na metodologia do presente estudo.

Usherwood e Bertram (2003) não relataram o número de tentativas realizadas para a obtenção da VT, enquanto outros trabalhos usaram a média da TCC direta e inversa (Prilutsky e Gregor, 2001; Tesh *et al.*, 2002) e muitos usaram desde apenas uma (Beaupied *et al.*, 2003; Brisswalker e Mottet, 1996; Hreljac *et al.*, 2007; etc) até cinco tentativas (Diedrich e Warren, 1995; Hanna *et al.*, 2000). Naqueles estudos que usavam mais de uma tentativa, não é claramente enunciado se a VT descrita é uma medida da média das tentativas, o valor máximo/mínimo ou calculada de outras maneiras. Alguns estudos citam que o cálculo da VT foi obtido pela média das tentativas (Hwang, 2006; Prilutsky e Gregor, 2001; Tesh *et al.*, 2002), mesmo sem conhecer a correlação entre as diferentes tentativas no mesmo dia. A utilização do valor médio, por exemplo, ao invés do valor máximo registrado entre as tentativas sucessivas da avaliação da VT, pode alterar os resultados de um estudo, uma vez que todo o procedimento experimental é baseado neste único valor, o qual pode estar alguns km/h acima ou abaixo da VT real. O presente estudo utilizou apenas uma tentativa para a obtenção da VT.

Sabe-se que a correlação intraclasse entre dias é alta (0,745 no estudo de Hanna *et al.*, 2000 e 0,92 no estudo de Monteiro, 2001). Porém, o comportamento entre diferentes tentativas em um mesmo dia pode ser diferente. Uma avaliação realizada com 16 indivíduos (Sartorato, 2006 – dados não publicados) aponta para a ocorrência de uma aparente elevação do valor da VT ao longo das tentativas sucessivas (Tabela 25).

Tabela 25 – Médias (DP) das velocidades de transição (km/h) obtidas de cinco tentativas sucessivas, repetidas em dois dias distintos, de 14 homens e duas mulheres, em esteira ergométrica. A metodologia para a avaliação da VT foi similar ao deste estudo. Dados não publicados.

	1 ^a	2 ^a	3 ^a	4 ^a	5 ^a
dia 1	8,0 (0,6)	8,2 (0,6)	8,5 (0,6)	8,6 (0,6)	8,8 (0,7)
dia 2	8,3 (0,6)	8,5 (0,7)	8,6 (0,8)	8,7 (0,9)	8,8 (0,9)

Levando em conta que as medições sucessivas para a avaliação da VT tenham sido realizadas, surge um novo problema: qual valor usar? Podem-se citar algumas estratégias, como usar o maior ou menor valor obtido, média de todos os valores obtidos, média dos valores intermediários, etc. O uso do maior e do menor valor não parece ser adequado, uma vez que estes podem refletir um *outlier*. Contudo, talvez o uso do valor médio talvez não seja a melhor estratégia, pois tal média pode se tornar tendenciosa por ser sensível a valores *outliers* extremos. Excluir os valores extremos e usar o valor médio das tentativas intermediárias talvez seja uma boa alternativa para a redução de um erro maior. Porém, quando realizada a diferença entre a segunda medida para a primeira, da terceira para a segunda, e assim por diante, percebe-se que a média dessas diferenças cai à medida que são adicionadas mais tentativas (Figura 41). Esta queda nas diferenças pode refletir uma maior certeza da velocidade em que o indivíduo realiza a TCC, devido à menor variação. Um maior número de tentativas sucessivas e uma amostra superior poderiam confirmar esta hipótese.

Como o menor erro foi encontrado nas últimas tentativas e, as quais exibiam os maiores valores, a TCC real pode ser um valor superior ao utilizado nos estudos com apenas uma tentativa, ou nos que usam a média. Isto poderia explicar a discordância entre as velocidades da TCC medida nos indivíduos e a TCC energeticamente ótima.

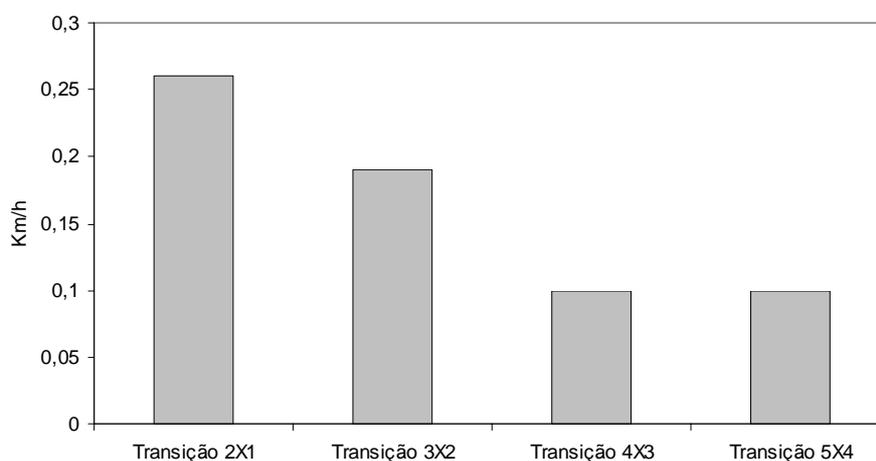


Figura 41 – Diferença média da velocidade de TCC de 14 homens e duas mulheres, em cinco tentativas sucessivas, em esteira ergométrica (dados não publicados).

Os resultados parciais deste ensaio não publicado parecem concordar com os de Saibene e Minetti (2003) e Segers *et al.* (2007b), onde foi relatada a possibilidade de existência de uma faixa de velocidade onde não há preferência por um modo de locomoção. Aparentemente, o determinante da VT é decidido passada a passada, ou

mesmo passo a passo, pois uma informação como um desconforto articular, por exemplo, pode alterar subitamente o modo de locomoção. Como a VT mostrou uma tendência ao aumento, sugere-se que esta esteja sujeita aos efeitos de melhoria por treinamento, melhor percepção das informações corporais, ou ainda a um melhor aquecimento/familiarização do protocolo de aferição, ou a outros fatores não conhecidos. Portanto, futuros estudos deveriam ser direcionados ao desenvolvimento de um procedimento mais rigoroso e confiável para a determinação da VT.

O fato de a velocidade aferida experimentalmente ser diferente da prevista pelo número de Froude (Figura 19) mostra que o modelo experimental proposto por Alexander (2004) não contém todas as variáveis necessárias para a previsão da VT em humanos. Este mesmo fato já foi descrito por Hwang (2006) e, portanto, é improvável que um modelo tenha a capacidade de prever precisamente a VT, como já salientado por Rotstein *et al.* (2005). Por outro lado, no estudo de Kram *et al.* (1997) tal fato não ocorreu e a VT *in vivo* não foi diferente da prevista pelo número de Froude. Contudo, nesse estudo, o valor do número de Froude usado foi de 0,45, ao invés do convencional 0,5, sem justificativa por parte dos autores para o uso deste valor.

Daniels e Newell (2003) relataram que a atenção cognitiva para alguma tarefa desconcentra o sujeito sob investigação em relação às “pistas” fisiológicas que o corpo envia para desencadear a VT. Este fato parece ter sido ignorado no momento em que se faziam as orientações ao sujeito testado, pois enquanto a preocupação do pesquisador foi de deixar claro que a TCC deveria ser natural e espontânea, faltaram explicações em relação a como a atenção cognitiva deveria ser direcionada. Os achados de Daniels e Newell (2003) apontam para a elevação da VT, quando o sujeito se mantinha concentrado na resolução de cálculos aritméticos de níveis fáceis ou difíceis. Isto indica que futuros estudos deveriam desenvolver estratégias de controle da atenção cognitiva, já que atualmente não é controlada. O presente estudo, assim como os demais encontrados na literatura, também não controlou esta variável.

Além disso, Beaupied *et al.* (2003) perceberam que existe um possível efeito do *status* do treinamento físico sobre a VT. A descrição do nível de atividade física realizada pela amostra, normalmente, não está explanada no texto e, quando vem, não é quantificada. O presente estudo obteve uma descrição quantitativa do status físico dos indivíduos que participaram, sendo considerados muito ativos. Porém, os próximos estudos que envolvam a VT deveriam descrever cuidadosamente o *status* físico dos indivíduos que compõe a amostra.

O que se pode observar quanto ao aspecto da determinação da VT é que não há uma metodologia padrão bem definida e, logo, há necessidade de que mais estudos sejam desenvolvidos neste sentido. Portanto, é importante corrigir as inconsistências nos protocolos experimentais usados atualmente para verificação da VT, uma vez que esses podem levar a incorretas interpretações sobre os desencadeadores da TCC, sendo, conseqüentemente, fundamental sua padronização. Além disso, os futuros estudos deveriam descrever mais claramente a metodologia utilizada, sendo cuidadosos na explanação dos itens que são usualmente omitidos nos atuais estudos. A metodologia usada no atual estudo introduziu algumas das modificações discutidas, porém igualmente deixou de controlar algumas variáveis importantes, não sendo possível avaliar o impacto destas sobre o valor da VT utilizada.

5.2 - $\dot{V}O_{2MÁX}$ E $\dot{V}O_{2REL}$

O $\dot{V}O_{2máx}$ encontrado neste estudo, tanto nos homens ($58,8 \pm 5,4$ ml/kg/min) como nas mulheres ($55,5 \pm 5,8$ ml/kg/min), é compatível com o esperado, dado o histórico de atividades físicas da amostra, anteriormente à coleta dos dados. Comparando com os dados de referência na literatura (Tabela 26), a classificação dos indivíduos testados seria de “muito ativos”. O $\dot{V}O_{2rel}$ de cada etapa do modelo experimental também se encontrava dentro dos limites esperados para cada %VT avaliado.

Tabela 26 – Valores aproximados de $\dot{V}O_{2máx}$ (ml/kg/min) de sedentários e atletas, para ambos os sexos (adaptado de McArdle *et al.*, 1998, pág 191).

	sedentários	nadadoras	levantadores de peso	corredores	esquiadores
Homens	43	---	54	76	83
Mulheres	40	55	---	59	65

Comparando o consumo de $\dot{V}O_{2rel}$ deste estudo, com os resultados de Mercier *et al.* (1994), observam-se valores bastante similares (Tabela 27), mesmo com o pequeno tamanho da amostra (n=7) no estudo de Mercier *et al.* (1994).

O fato de o $\dot{V}O_{2máx}$ aferido ser significativamente diferente do calculado pela equação de Mathews *et al.* (1999) sugere que pode ter ocorrido uma subestimação dos valores reais, uma vez que esta equação tem um coeficiente de determinação não muito

alto (0,72), além de um considerável erro padrão de estimativa (5,64 ml/kg/min), mesmo sendo considerada com uma das melhores já desenvolvidas (Neto *et al.*, 2004).

Tabela 27 – Comparação dos valores % $\dot{V}O_{2\text{máx}}$ utilizado na VT para a caminhada (cam) e corrida (cor) entre o atual estudo e Mercier *et al.* (1994).

	cam na VT	cor na VT
atual estudo	45,3 (5,1)	50,6 (6,3)
	38,3-53,1	42,0-60,6
Mercier <i>et al.</i> (1994)	42,8 (9,9)	42,0 (7,9)
	32,7-58,8	34,5-56,8

A variabilidade dos valores de $\dot{V}O_{2\text{rel}}$, tanto na caminhada como na corrida, aumentou especialmente quando se usou 110% do valor da VT. Isto sugere que neste percentual de velocidade o consumo de energia varia em função da capacidade de adaptação do indivíduo em se deslocar eficientemente. A maior variabilidade indica que nem todos os sujeitos estavam adaptados eficientemente para se deslocar nesta faixa de velocidade. Isto ocorreu particularmente durante a caminhada a 110% da VT, onde foi relatada dificuldade em manter o deslocamento, fato também observado por Monteiro (2001).

5.3 - PROTOCOLO EXPERIMENTAL

A Tabela 28 contém as comparações entre diversas características dos procedimentos experimentais para o teste da TCC. Os estudos relacionados são os mesmos da Tabelas 23 e 24.

Variáveis: Entre os métodos mais comumente relatados nos estudos para a aferição da TCC estão o consumo de energia (CE), variáveis cinemáticas (VCM), variáveis antropométricas (VA) e a eletromiografia (EMG). Apenas dois estudos, incluindo o atual e Hwang (2006), usaram a técnica da acelerometria (ACM) na análise da TCC. Todos os estudos foram realizados em esteira ergométrica, o que permitia um maior controle sobre as variáveis avaliadas, porém limitado em suas conclusões que possam ser transferidas para o solo (Nigg *et al.*, 1995).

Tipo: normalmente os estudos usam um protocolo escalonado em estágios bem definidos de velocidade. Apenas no estudo de Hreljac *et al.* (2007) foi usado um protocolo contínuo de velocidade, que foi comparado com o protocolo por estágios.

Velocidades: nesta característica dos protocolos experimentais está a maior limitação encontrada para o estudo da TCC. Primeiramente, em diversos estudos (Hreljac *et al.*, 2007; Kao *et al.*, 2003; Kram *et al.*, 1997; Minneti *et al.*, 1994; Segers *et al.*, 2006; Usherwood e Bertram, 2003) faltam informações importantes sobre o protocolo que foi utilizado, o que não permite sua reprodução. No estudo de Usherwood e Bertram (2003) foi relatado apenas que seria usado a VT e “seus arredores”, não deixando claro que velocidades seriam estas. Kao *et al.* (2003) relataram a taxa do incremento usado no protocolo experimental e o número de estágios, mas não indicaram qual foi a velocidade inicial usada, impossibilitando uma avaliação mais aprofundada dos resultados. Alguns estudos usavam amplas faixas de velocidade, de 70% a 130% da VT (Hanna *et al.*, 2000; Hreljac, 1993), ou até mesmo de 55% a 145% da VT (Prilutsky e Gregor, 2001). Isso significa que nestes estudos os indivíduos deveriam caminhar e correr nas velocidades relacionadas. A experiência com o atual estudo mostrou que a caminhada acima da VT, mesmo com pequenos acréscimos de 10% da VT, foi considerado de difícil manutenção. Caminhar 20% ou mais acima da VT parece ser uma tarefa difícil, especialmente em função da amostra utilizada. Por outro lado, alguns estudos usaram faixas de velocidades muito próximas à VT (Daniels e Newell, 2003; Monteiro, 2001), que variavam de $VT \pm 0,1$ até $0,5$ km/h. Estes valores estão abaixo de 10% do valor médio da VT, o que parece ser pouco para analisar as mudanças ocorridas ao redor deste valor. Um dos estudos (Sasaki e Neptune, 2005) sequer usou a VT em suas análises, comparando apenas os extremos de 80% e 120%. Faixas entre 80% e 120% da VT compreendem as principais velocidades para a análise da TCC que permitem a caminhada e a corrida.

Locomoção: a maior parte dos estudos usou as duas formas de locomoção nas velocidades relatadas no protocolo experimental. Contudo, Hreljac (1995) e Neptune e Sasaki (2005) avaliaram a corrida apenas na própria VT, o que parece ser limitado para a comparação entre caminhada e corrida.

Ordem: nem sempre a ordem dos testes por cada estágio foi aleatória. A fadiga pode alterar os resultados de um teste que tem suas coletas em velocidade crescente ou decrescente. Muitos estudos tinham seus protocolos desta maneira (Diedrich e Warren, 1995; Hanna *et al.*, 2000; Hreljac *et al.*, 2007; Kao *et al.*, 2003; Kram *et al.*, 1997; Mercier *et al.*, 1994; Minneti *et al.*, 1994; Tesh *et al.*, 2002; Thorstensson e Roberthson, 1987). Em dois estudos não foi relatado como a ordem foi realizada (Prilutsky e Gregor, 2001; Segers *et al.*, 2006) e apenas um (Raynor *et al.*, 2002) alternou seu protocolo

entre a caminhada e a corrida. Apesar da alternância das formas de locomoção reduzir a fadiga, a melhor escolha é a ordem aleatória.

Regime permanente: diversos estudos que objetivaram avaliar o consumo energético deveriam ter suas coletas em regime permanente, uma vez que os valores de $\dot{V}O_2$ tendem a se estabilizar apenas depois do terceiro minuto após o aumento de velocidade (Usherwood e Bertram, 2003). No estudo de Daniels e Newell (2003), o intervalo para estabilização dos valores de $\dot{V}O_2$ foi de apenas 2 min. Alguns estudos que mediam o consumo de energia, simplesmente não relataram (Hanna *et al.*, 2000) ou tinham seus intervalos para estabilização do $\dot{V}O_2$ muito pequenos, descaracterizando o efeito estabilizador do regime permanente (Mercier *et al.*, 1994; Raynor *et al.*, 2002). Hreljac (1993) usou intervalos variáveis, mas não citou que método foi utilizado para determinar o regime permanente. Apenas no estudo de Kram *et al.* (1997) foi usado regime permanente de duração variável, mesmo sem ser avaliado o consumo de energia. O atual estudo foi o primeiro a realizar as medidas de EMG e ACM antes e sob o regime permanente, permitindo desta forma comparar o efeito desta variável.

Duração da coleta: os estudos que mediram o consumo energético realizaram suas coletas durante todo o procedimento experimental ou por um período de tempo mais prolongado, quando o indivíduo estava em regime permanente. O mais comum foi realizar coletas de menor duração, normalmente abaixo de 1 min, adequadas aos métodos de análise empregados. Apenas no estudo de Hanna *et al.* (2000) não foi encontrada qualquer menção sobre a duração da coleta.

Intervalo de recuperação: esta foi a informação mais constantemente negligenciada pelos estudos. A maior parte dos estudos que relatou os intervalos de duração, incluindo o atual, usou períodos iguais ou inferiores a 10 min (Daniels e Newell, 2003; Hwang, 2006; Prilutsky e Gregor, 2001; Raynor *et al.*, 2002; Tesh *et al.*, 2002; Usherwood e Bertram, 2003). Apenas Monteiro (2001) usou um período de recuperação que chegou a uma hora. Aparentemente, intervalos menores que os usados para entrar no regime permanente (3-4 min) seriam insuficientes para uma completa recuperação.

Uso de sobrecarga e inclinação: Apenas um estudo avaliou o efeito de sobrecarga adicional na TCC (Raynor *et al.*, 2002) e somente um pesquisou a influência da redução da gravidade (Kram *et al.*, 1997). Dois estudos utilizaram inclinações positivas (Hreljac *et al.*, 2007; Hreljac, 1995) e no estudo de Mercier *et al.* (1994) a esteira mantinha 3%

de inclinação em todas as análises. Aparentemente, não foi relatado por Mercier *et al.* (1994) um motivo especial para o uso desta inclinação. O estudo de Minneti *et al.* (1994) foi o primeiro a incluir inclinações negativas na análise da TCC. Estes primeiros ensaios fornecem importantes informações de como a TCC se altera sob estas condições.

Conjuntamente, a análise dos procedimentos experimentais mostra principalmente que o atual estudo introduziu algumas inovações metodológicas, acrescentando as técnicas ACM e EMG em condições de RP para a análise da TCC, além de realizar a normalização do consumo energético pelo $\dot{V}O_{2\text{máx}}$.

Tabela 28 – Comparação da metodologia do protocolo experimental na análise da TCC entre alguns estudos (parte 1). cam = caminhada; cor = corrida; EMG = eletromiografia; ACM = acelerometria; TEM = teste de esforço máximo; CE = consumo de energia ($\dot{V}O_2$); VCM = variáveis cinemáticas (e.g. filmagem); VC = variáveis cinéticas (e.g. plataforma de força); VA = variáveis antropométricas; FP = frequência de passadas; E = protocolo por estágios de aumento de velocidade; C= protocolo contínuo de aumento de velocidade; direta = da menor velocidade para a maior; indireta = da maior velocidade para a menor; alternada = alternou entre a cam e a cor; NR = não realizado; ? = não consta à informação.

Autor	Variáveis	Tipo	Velocidades	Locomoção	Ordem	Regime Permanente
Atual estudo	EMG, ACM, TEM, CE	E	90 %, 100 % e 110 % da VT	cam e cor	aleatória	5 min
Beaupied <i>et al.</i> , 2003	CE, VCM	E	8 velocidades fixas entre 3,5 km/h e 15,9 km/h	cam e cor	direta ³	5 min
Brisswalker e Mottet, 1996	CE,	E	VT ± 1 km/h 0,5 km/h, 0km/h	cam e cor	aleatória	6 min
Daniels e Newell, 2003	VA, VCM ¹ , CE	E	VT e ± 0,1 km/h, 0,2 km/h e 0,3 km/h	cam e cor	aleatória	2 min
Diedrich e Warren, 1995	VCM, FP	E	15 estágios desde 0,4 km/h até 12,9 km/h	cam e cor	direta e inversa	NR
Hanna <i>et al.</i> , 2000	CE	E	70%, 80%, 90%, 100%, 110%, 120% e 130% da VT	cam e cor	direta e inversa	?
Hreljac <i>et al.</i> , 2007	VCM	E, C	4,3 km/h até ?, a cada 0,4 km/h/30 s e 3,6 km/h em adiante	cam e cor	direta e inversa	NR
Hreljac, 1993	CE	E	70%, 80%, 90%, 100%, 110%, 120% e 130% da VT	cam e cor	aleatória	variável
Hreljac, 1995	VCM	E	70%, 80%, 90% e 100% da VT	cam ²	aleatória	?
Hwang, 2006	EMG, ACM	E	80%, 90%, 100%, 110% e 120% da VT	cam e cor	aleatória	NR
Kao <i>et al.</i> , 2003	VCM	E	5 estágios desde ? até ?, a cada 0,2 km/h/7 s	cam e cor	direta e inversa	NR
Kram <i>et al.</i> , 1997	VA	E	(VT-1,1 km/h) até ?, a cada 0,4 km/h/30-? s	cam e cor	direta	variável
Mercier <i>et al.</i> , 1994	TEM, CE, FP	E	6,0 km/h a ?, a cada 1 km/h/1 min	cam e cor	direta	NR
Minneti <i>et al.</i> , 1994	CE, VCM, FP	E	5,78 km/h a 12,21 km/h, a cada 0,1 km/h/?	cam e cor	direta e inversa	4 min
Monteiro, 2001	TEM, CE, EMG	E	VT ± 0,5 km/h	cam e cor	aleatória	8 min
Neptune e Sasaki, 2005	VCM, EMG	E	40%, 60%, 80%, 100% e 120% da VT	cam ²	aleatória	NR
Prilutsky e Gregor, 2001	EMG, VCM	E	55%, 70%, 85%, 100%, 115%, 130% e 145% da VT	cam e cor	?	NR
Raynor <i>et al.</i> , 2002	VA, CE, VC	E	4,2 km/h a 9,0 km/h, a cada 0,4 km/h/1 min	cam e cor	alternada	NR
Sasaki e Neptune, 2005	EMG, VC, VCM	E	80% e 120% da VT	cam e cor	aleatória	NR
Segers <i>et al.</i> , 2006	VCM	E	desde ? até ? a cada 0,4 km/h/1min	cam e cor	?	NR
Tesh <i>et al.</i> , 2002	VA, CE	E	70%, 80%, 90%, 100%, 110% e 120% da VT	cam e cor	direta	5 min
Thorstensson e Roberthson, 1987	VA, VCM ¹	E	3,6 km/h a 10,7 km/h a cada 0,2-0,4 km/h/18-40 s	cam e cor	direta e inversa	NR
Usherwood e Bertram, 2003	CE, FP	E	VT e "seus arredores"	cam e cor	alternada	5-7 min

Tabela 28 – <continuação> Comparação da metodologia do protocolo experimental na análise da TCC entre alguns estudos. g = gravidade; MC = massa corporal; NR = não relatado; ? = não consta à informação.

Autor	Duração da Coleta	Intervalo de Recuperação	Uso de Sobrecarga	Inclinação
Atual estudo	10 s	3 min	NR	NR
Beaupied <i>et al.</i> , 2003	todo o teste	?	NR	NR
Brisswalker e Mottet, 1996	3 últimos min	?	NR	NR
Daniels e Newell, 2003	todo o teste	5 min	NR	NR
Diedrich e Warren, 1995	30 s	?	NR	NR
Hanna <i>et al.</i> , 2000	?	?	NR	NR
Hreljac <i>et al.</i> , 2007	todo o teste	?	NR	0%, 10% e 15%
Hreljac, 1993	variável	variável	NR	NR
Hreljac, 1995	todo o teste	?	NR	0%, 10% e 15%
Hwang, 2006	10 s	1 min	NR	NR
Kao <i>et al.</i> , 2003	7 s	?	NR	NR
Kram <i>et al.</i> , 1997	após 30 s	?	1,0/0,8/0,6/0,5,0,4,0,2/0,1 g	NR
Mercier <i>et al.</i> , 1994	20 s a cada min	?	NR	3%
Minneti <i>et al.</i> , 1994	todo o teste	?	NR	-15% a +15% (a cada 5%)
Monteiro, 2001	todo o teste	1 h	NR	NR
Neptune e Sasaki, 2005	15 s	?	NR	NR
Prilutsky e Gregor, 2001	40 s	2 min	NR	NR
Raynor <i>et al.</i> , 2002	10/20 s	1 min	0%, 15% e 30% da MC ⁴	NR
Sasaki e Neptune, 2005	últimos 15 s de 1 min	?	NR	NR
Segers <i>et al.</i> , 2006	1 min	?	NR	NR
Tesh <i>et al.</i> , 2002	2 min	10 min	NR	NR
Thorstensson e Roberthson, 1987	todo o teste	?	NR	NR
Usherwood e Bertram, 2003	todo o teste	1-10 min	NR	NR

1 nestes estudos usou-se um aparato especial.

2 a corrida foi avaliada apenas em 100% da VT.

3 a cor e a cam não foram registradas na mesma sessão.

4 a seqüência do uso da sobrecarga foi aleatório.

5.4 - CONSUMO DE ENERGIA ($\dot{V}O_2$)

A medida que se aumentava a velocidade, independentemente da forma de locomoção escolhida, elevava-se o consumo de energia consumido, sendo que a corrida exibiu maiores valores nas velocidades de 90% e 100% da VT. Entretanto, as análises de variância mostraram que estas diferenças não eram significativas entre os modos de locomoção caminhada e corrida, quando pareadas à mesma velocidade %VT. Isto significa dizer que, do ponto de vista energético, nenhuma destas duas formas foi mais econômica para o deslocamento nas velocidades aferidas. Este achado, em parte, pode ser explicado pelo fato de que a amplitude das velocidades aferidas foi de 20% do valor da VT, ou próxima a 1,4 km/h. Dentro desta faixa pode ser que de fato nenhuma das duas formas de deslocamento seja superior do ponto de vista energético. Contudo, observou-se que a diferença entre as velocidades diminuía à medida que a velocidade crescia (e.g. % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da corrida a 90% da VT – % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da caminhada a 90% da VT = 7,98 ml/kg/min; % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da corrida a 100% da VT – % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da caminhada a 100% da VT = 5,3 ml/kg/min), sendo revertida a diferença quando a velocidade atingia 110% da VT (e.g. % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da corrida a 110% da VT – % $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$ da caminhada a 110% da VT = -3,3 ml/kg/min). Isso demonstra claramente que houve um cruzamento do consumo de energia destas duas formas de deslocamento, entre 100% e 110% da VT. A TCC energeticamente ótima estava entre a VT selecionada pelo indivíduo e o 110% dela, o que mostrava a não coincidência das velocidades, apesar de uma grande proximidade. Isso significa que a teoria da minimização energética não foi demonstrada por este estudo, pois a VT avaliada encontrava-se ligeiramente abaixo da TCC energeticamente ótima. Resultados similares também foram encontrados por Mercier *et al.* (1994), Tesh *et al.* (2002), Hreljac (1993), Rotstein *et al.* (2005) e Usherwood e Bertram (2003). Estes trabalhos, no entanto, também apresentaram limitações em relação aos aspectos metodológicos para a aferição da VT.

Na Tabela 29 são apresentados alguns estudos que avaliaram o $\dot{V}O_2$. Dos 11 estudos que incluíam esta forma de análise, apenas dois encontraram a VT e a TCC energeticamente ótima na mesma velocidade. A maior parte, ou seja, cinco, perceberam que a TCC energeticamente ótima estava acima da VT avaliada e, nos demais, esta informação não foi apresentada. Cruzando o resultado destes estudos com a descrição

do protocolo para aferição da VT (Tabela 24), percebe-se que quatro dos cinco estudos que não encontraram a TCC energeticamente ótima e a VT na mesma velocidade realizaram apenas uma tentativa para determinação da VT. Apenas no estudo de Tesh *et al.* (2002) foram realizadas cinco tentativas sucessivas, porém, o cálculo da VT era uma média das TCC direta e inversa, o que pode ser tendencioso, uma vez que estudos apontam para a existência de histerese da corrida para a caminhada (Hreljac, 2007; Usherwood e Bertram, 2003). Como a TCC da corrida para a caminhada acontece em velocidades superiores que seu inverso, a média poderia ter deslocado artificialmente o valor da VT, fazendo-a coincidir com a TCC energeticamente ótima.

No único estudo em que houve coincidência da VT e da TCC energeticamente ótima e que usou mais de uma tentativa para avaliar a VT, Hanna *et al.* (2000) utilizaram uma taxa de incremento de velocidade de 0,3 km/h, o que pode sugerir uma limitação para uma comparação mais precisa. Portanto, apesar da forte tendência dos estudos a concordar que a TCC energeticamente ótima esteja acima da VT avaliada, as limitações encontradas nos protocolos da aferição da VT indicam que estes resultados deveriam ser interpretados com cuidado e que os futuros estudos sejam orientados a evitar estas limitações metodológicas.

Tabela 29 – Estudos que incluíam a verificação da VT e a análise do $\dot{V}O_2$ em seus métodos. NA = não avaliado; ND = não disponível.

Autor	TCC energeticamente ótima e VT
Atual estudo	acima da VT
Beaupied <i>et al.</i> , 2003	NA
Brisswalker e Mottet, 1996	acima da VT
Daniels e Nwell, 2003	NA
Hanna <i>et al.</i> , 2000	coincidiu com a VT
Hreljac, 1993	acima da VT
Mercier <i>et al.</i> , 1994	coincidiu com a VT
Minneti <i>et al.</i> , 1994	acima da VT
Monteiro, 2001	acima da VT
Raynor <i>et al.</i> , 2002	ND
Tesh <i>et al.</i> , 2002	acima da VT
Usherwood e Bertram, 2003	NA

A corrida a 110% da VT mostrou-se estatisticamente superior na captação de O_2 em relação às demais formas de deslocamento abaixo deste percentual. Estas diferenças eram esperadas, uma vez que a corrida nesta velocidade requer uma maior demanda energética, quando comparada com a caminhada a 90% e 100% da VT. A caminhada a 110% da VT também apresentou o mesmo padrão e valores similares à corrida a 110% da VT, porém com um consumo de energia ainda maior que na corrida a 90% da VT

(Tabela 9). Esta diferença encontrada apenas para a caminhada a 110% sugere que esta caminhada pode demandar uma maior movimentação dos segmentos corporais devido a dificuldade de deslocamento nesta velocidade, o que ocasionaria um maior consumo de energia. De fato, os indivíduos relataram dificuldade na manutenção da caminhada a 110%, sendo esta considerada até mesmo como uma forma de deslocamento antinatural e instável.

Como já descrito, a VT observada neste estudo encontrou-se inferior ao ponto de cruzamento das curvas derivadas do consumo de energia obtidas com a caminhada e a corrida. Este fato pode ser observado com mais detalhes na Figura 20, onde o ponto teórico deste cruzamento do consumo de energia foi ilustrado. Como o atual estudo foi baseado nos valores relativos do $\dot{V}O_{2máx}$, esperava-se que surgisse alguma modificação na curva original do consumo de energia. Entretanto, este padrão foi mantido e reforça, mais uma vez, o questionamento feito à teoria da minimização do consumo de energia. A VT energeticamente ótima ocorreu entre 100% e 110% da VT. Do ponto de vista absoluto, isso significa uma diferença inferior a 0,7 km/h (< 10 %). Levando em consideração a imensa quantidade de variáveis que estão envolvidas para o desencadeamento da VT, um erro desta grandeza poderia ser aceitável do ponto de vista fisiológico, porém não científico. Contudo, a dúvida remanescente está em relação ao porquê a VT espontânea demonstra-se sempre inferior através dos estudos avaliados na revisão da literatura. Uma hipótese para futuros trabalhos seria estudar em maior profundidade os aspectos metodológicos relacionados com a aferição da VT, uma vez que os atuais métodos podem, de alguma forma, estar subestimando seu valor.

5.5 - TAXAS DE CARGA

Na literatura, observam-se vários estudos que utilizam acelerômetros para estudar o efeito dos impactos da locomoção sobre o corpo (e.g. Voloshin e Wosk, 1982). Entre os resultados destes estudos verifica-se uma relação direta entre a aceleração e lesões no aparelho locomotor (Hreljac, 2004), especialmente na corrida, onde se percebe uma maior magnitude dos impactos de natureza repetitiva (Hwang, 2006; Voloshin, 2000).

Os maiores valores que a corrida exhibe em relação à caminhada podem ser explicados, em parte, pelas destacadas diferenças em relação ao deslocamento do centro de massa corporal (CMC). Na caminhada, a energia cinética (EnC) encontra-se fora de

fase com a energia potencial (EnP), resultando numa troca substancial de energia (até 65%). Na corrida, a EnC e a EnP estão em fase e, conseqüentemente, são transformadas em tensão pelas estruturas elásticas dos membros inferiores (Diedrich e Warren, 1995; Farley e Ferris, 1998; Usherwood e Bertram, 2003). O CMC eleva-se cerca de 5 cm durante uma caminhada na velocidade subjetivamente escolhida (Inman *et al.*, 1998), enquanto na corrida este valor tende a ser menor, pois ocorre uma flexão mais pronunciada das articulações do quadril e joelho (Farley e Ferris, 1998). A corrida é, portanto, semelhante a uma sucessão de saltos de alto componente horizontal de deslocamento, onde os impactos gerados por cada salto são absorvidos pelo corpo no impacto com o solo. Na caminhada, um dos membros inferiores está sempre em contato com o solo e praticamente em extensão quando o CMC passa sobre ele. Portanto, esta forma de deslocamento tende a ser mais suave, como foi sugerido pela análise das acelerações deste estudo.

Na literatura pesquisada, apenas o atual estudo e o de Hwang (2006) utilizaram a avaliação das acelerações para a compreensão da TCC, sendo que o atual estudo ainda introduziu o RP como forma de avaliar o efeito ocorrido nas acelerações ao longo do tempo. Comparando-se os valores brutos encontrados por este estudo (antes do RP) com os valores encontrados por Hwang (2006), para o mesmo %VT, verificam-se valores bem aproximados (Tabela 30), apesar da tendência de valores superiores no estudo de Hwang (2006). As maiores discrepâncias foram vistas na caminhada a 100% e a 110% da VT, quando a diferença entre os valores encontrados foram 125% e 167% superiores aos encontrados no atual estudo. Todas as demais comparações tiveram diferenças inferiores a duas vezes dos valores encontrados por este estudo. Os motivos de tais discrepâncias podem estar na diferença no tamanho e nível de condicionamento das amostras, possíveis valores *outliers*, diferenças no amortecimento dos calçados usados pelos indivíduos e problemas com a coleta. Contudo, o primeiro motivo parece ser o mais provável.

Tabela 30 – Médias (desvio-padrão) das taxas de carga (g/ms) do presente estudo (cinza claro) e Hwang (2006).

	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tíbia	0,7 (0,3)	0,9 (0,4)	1,1 (0,5)	2,6 (1,5)	2,2 (1,5)	3,7 (2,1)
	1,0 (0,6)	1,2 (0,7)	1,7 (1,0)	2,2 (1,8)	2,4 (1,9)	2,7 (2,4)
L3	1,0 (0,8)	1,2 (1,2)	1,5 (0,6)	2,9 (1,7)	3,2 (1,7)	3,2 (1,3)
	1,8 (0,1)	2,7 (0,2)	4,0 (2,4)	2,2 (1,4)	2,6 (2,0)	3,4 (3,2)

No estudo de Ogon *et al.* (1999), foram verificados em 12 jovens corredores não profissionais, os impactos que a corrida a 5,4 (0,8) km/h causava ao nível de L3, por meio de acelerômetros fixados à pele. A média destes impactos variava conforme a altura do arco plantar, sendo 1,1 (0,7) g/ms para o grupo com arco plantar baixo e 0,7 (0,6) g/ms para o grupo de arco plantar alto. Estes valores foram inferiores aos encontrados neste estudo para a corrida em sua velocidade mais baixa (aproximadamente 6,4 km/h = 90% da VT), 2,9 (1,7) g/ms. No estudo de Hwang (2006), onde a menor velocidade de corrida avaliada foi de 5,4 km/h, de igual valor ao estudo de Ogon *et al.* (1999), também foram encontrados valores superiores (2,2 g/ms) ao de Ogon *et al.* (1999). O motivo de tais discrepâncias pode estar relacionado com a forma de fixação do acelerômetro à pele, que, neste estudo, foi realizada por meio de um pequeno pedaço de espuma de alta densidade, permitindo que o dispositivo ficasse perpendicular ao processo espinhoso a que estava fixado. Ogon *et al.* (1999) não relata como fez para manter a correta orientação do acelerômetro sobre a pele, sendo apenas descrito que aparato era fixado na pele por meio de fitas adesivas dupla-face.

Voloshin (2000b) cita que os valores de pico das acelerações na caminhada estão dentro de uma faixa de 1-5 g, enquanto que na corrida estes valores variam entre 5-15 g. O presente estudo analisou as acelerações por meio das taxas de carga (pico/instante de tempo que iniciava em 10% do valor de pico, imediatamente antes deste e terminava imediatamente depois) uma vez que estas fornecem uma melhor idéia da dispersão do impacto no tempo. Não foram encontrados valores de referência para taxas de cargas na literatura.

A avaliação das taxas de carga, antes de entrar no regime permanente (RP), mostrou que a corrida produzia maiores valores que a caminhada, o que era esperado e similar a outros estudos (Hreljac, 2004; Hwang, 2006). Este mesmo padrão também foi observado durante o RP e, dentre os resultados encontrados com relação às taxas de carga observadas na tíbia, destacam-se, sob o mesmo %VT, as seguintes diferenças (Tabela 11):

1. entre a corrida a 110% da VT, antes do RP e a caminhada no mesmo %VT, porém sob RP (velocidades iguais, modalidade de deslocamento e RP diferentes);

2. entre a corrida a 110% da VT, sob RP e a caminhada no mesmo %VT, também sob RP (velocidades e RP iguais, modalidade de deslocamento diferentes);
3. entre a corrida a 90% da VT, sob RP e a caminhada no mesmo %VT, porém antes do RP (velocidades iguais, modalidade de deslocamento e RP diferentes);
4. entre a corrida a 90% da VT, sob RP e a caminhada no mesmo %VT, também sob RP (velocidades e RP iguais, modalidade de deslocamento diferentes).

Percebe-se que, além das diferenças já esperadas entre extremos de velocidades (e.g. caminhada a 90% da VT, antes do RP e corrida a 110% da VT, sob RP), surgiram diferenças também nas comparações nas mesmas velocidades %VT, independente da forma de locomoção. As comparações 1 e 3 destacam as diferenças geradas pela introdução do RP e as 2 e 4 demonstram diferenças ocasionadas apenas durante o RP. Isso comprova que a introdução do RP de apenas cinco minutos alterou as taxas de carga na tíbia. Os atuais dados concordam com os de Voloshin (2000b), cujos resultados indicam que o sistema músculo esquelético se torna menos capaz de lidar com as ondas de choque quando afetado pela fadiga. Entretanto, no estudo de Voloshin (2000b), o tempo de acompanhamento durante a corrida foi de 30 minutos e em velocidade superior à utilizada nos cinco minutos do estudo atual. Futuros trabalhos poderiam usar regimes permanentes de maior duração com a intenção de observar os efeitos deletérios induzidos pela fadiga.

Quando comparadas às mesmas modalidades de deslocamento (e.g. caminhada X caminhada, no mesmo % VT), não surgiram diferenças significativas, visto na Figura 23, que exibiu curvas similares para antes e sob RP.

Quando combinados os valores das taxas de carga antes e sob o RP (Tabela 12), verificou-se que a corrida exibia um padrão significativamente superior à caminhada, como ressaltado anteriormente. Quando pareados, a corrida a 90% da VT e a corrida a 110% da VT demonstram ser significativamente superiores a seus correlatos na caminhada e apenas na VT não ocorreram diferenças significativas. No estudo de Hwang (2006), onde a amostra foi de 39 indivíduos, este fato não ocorreu, indicando que esta falta de significância pode ser devida simplesmente ao número reduzido de indivíduos usado do presente estudo.

Realizando em L3, as mesmas análises efetuadas na tíbia, obtiveram-se as seguintes diferenças, sob o mesmo %VT (Tabela 13):

1. na corrida a 90% da VT, antes do RP, a taxa de carga foi significativamente superior à caminhada na mesma velocidade, tanto antes como depois do RP;
2. na corrida a 90% da VT, sob RP, a taxa de carga foi significativamente superior à caminhada na mesma velocidade, tanto antes como depois do RP;
3. na corrida na VT, antes do RP, a taxa de carga foi significativamente maior à caminhada na mesma velocidade, tanto antes como depois do RP;
4. na corrida na VT, sob RP, a taxa de carga foi significativamente maior à caminhada na mesma velocidade, tanto antes como depois do RP.

A análise das taxas de carga em L3 indicou uma maior influência da modalidade de deslocamento, no caso, representada pela corrida, do que pela adição do RP. É interessante notar que a corrida a 110% da VT não apresentou diferenças significativas em relação à caminhada na mesma velocidade. Mais uma vez, o motivo parece ser o tamanho da amostra, uma vez que no estudo de Hwang (2006) ocorreu diferença neste % da VT.

Entretanto, ao combinar os valores das taxas de carga antes e depois do RP, para os valores registrados em L3, surgiram diferenças significativas entre todas as combinações realizadas com a corrida e a caminhada. Logo, estas diferenças mostraram que as acelerações na corrida foram nitidamente superiores à caminhada, ao nível da coluna lombar. Para L3, assim como na tíbia, quando comparadas às mesmas formas de locomoção, nas mesmas velocidades %VT, não ocorreram diferenças significativas e, mais uma vez, o padrão das curvas (Figura 25) que comparavam as taxas de carga antes e sob RP, foram similares. Estes dados replicam aqueles verificados por Hwang (2006).

Ao comparar as taxas de carga na tíbia e em L3, antes do RP, percebe-se que os valores em L3 são sempre superiores aos encontrados na tíbia (Figura 27). As diferenças surgem principalmente nas comparações de valores extremos (e.g. corrida a 110% da VT na tíbia X caminhada a 90% da VT em L3) e para a modalidade corrida, em L3, em relação à caminhada na tíbia, para todas as velocidades avaliadas.

Curiosamente, quando feita a mesma comparação entre a tíbia e L3, porém sob RP, verifica-se que, apesar do padrão similar a antes do RP, para a modalidade corrida em L3, a caminhada a 110% na tíbia exibiu valores significativamente maiores que todas as velocidades avaliadas em L3. Possivelmente este novo padrão encontrado sob

RP seja uma influência da fadiga, como relatado por muitos dos indivíduos avaliados. Como o padrão de caminhada se alterava com o tempo, uma maior variabilidade de movimentos surgia, o que aumentava as taxas de carga avaliadas na tíbia. Este achado sugere que a fadiga pode influenciar as acelerações avaliadas ao nível da tuberosidade tibial.

Mais uma vez, quando feitas as comparações pareadas à mesma modalidade de locomoção, no mesmo %VT, L3 exibiu maiores valores para todas as velocidades com exceção da corrida na tíbia a 110% da VT. Além disso, as taxas de carga avaliadas na caminhada a 100% da VT, na tíbia, foram inferiores à sua correlata em L3 (Figura 30, à direita). Apesar da expectativa de que estas fossem maiores que as taxas de carga a 90% da VT, é possível que este valor faça parte da variabilidade esperada e que para confirmação deste resultado seria necessário um maior tamanho da amostra.

Em L3, de um modo geral, foi observada uma maior quantidade de diferenças significativas, quando comparado com a tíbia, corroborando com os dados de Hwang (2006). Os valores brutos já denunciavam que em L3 ocorreram maiores acelerações, refletindo o aumento da onda de choque na medida em que esta se propagava pelos membros inferiores e quadris. Entretanto, o esperado seria o oposto, com os valores em L3 menores que tíbia, uma vez que os tecidos osteomioarticulares encontrados entre estes dois níveis anatômicos são responsáveis pela atenuação das ondas de choque (Kim *et al.*, 1993; Voloshin 2000b). O motivo desta aparente contradição pode estar relacionado com o maior ângulo de inclinação em relação ao solo que a tíbia exibe no momento do impacto inicial, quando comparado a L3. Voloshin (2000b) citou que no contato inicial, quando começam as ondas de choque, a tíbia está a 91,7-94,6° em relação ao solo, enquanto que o sacro está a 81,6-86,4°. Os acelerômetros usados nesta análise foram fixados de maneira que medissem as acelerações no eixo longitudinal do segmento a qual estava fixado, e este não necessariamente estava perpendicular ao solo. Consequentemente pode ocorrer alguma alteração na onda de choque devido à atitude do segmento em relação à aceleração da gravidade. Além disso, o uso da espuma para a fixação do acelerômetro ao nível de L3, ao invés de uma estrutura de metal, pode ser parcialmente responsável por estas diferenças. Futuros estudos devem procurar contornar esta possível limitação com o uso de uma fixação mais apropriada, como um aparato de plástico ou metal de liga leve, no formato de um “T”. O uso de acelerômetros triaxiais em futuros estudos, também ajudariam a contornar esta limitação, uma vez que

permitiriam medir a aceleração vertical independente da angulação da peça anatômica de suporte.

Um fato que chamou a atenção na comparação da tíbia com L3 foi o destoante valor da tíbia na caminhada a 110%, sob RP. Mesmo com a tendência de L3 em mostrar valores significativamente superiores aos correlatos na tíbia, ocorreu o oposto nesta velocidade. Especula-se que a fadiga seja a principal causa deste valor destoante, uma vez que esta diferença não foi encontrada antes do RP. A fadiga já havia sido apontada em outros estudos como um fator que reduz a capacidade de atenuação dos choques ocorridos durante a locomoção, não apenas ao nível do local da fadiga, mas ao longo de todo o esqueleto (Derrick, 1998; Voloshin *et al.*, 1998; Voloshin, 2000b), fato este também verificado por este estudo.

Conjuntamente, os resultados com a técnica da ACM indicam que a corrida possui, potencialmente, uma maior condição para gerar lesões, pois em todas as análises as taxas de carga apresentaram valores nitidamente superiores à caminhada (Tabela 31).

Tabela 31 – Razão entre as taxas de carga avaliadas na tíbia e em L3, para as velocidades %VT.

	90%	100%	110%
Tíbia	3,7	2,4	3,4
L3	2,9	2,7	2,1

Na tíbia as taxas de carga foram de 2,4 a 3,7 vezes maiores na corrida, quando comparadas com a caminhada e, em L3, entre 2,1 a 2,9 vezes. Entretanto não é possível afirmar se estas taxas são realmente elevadas, uma vez que não se conhecem as quantidades ideais de intensidade e duração dos impactos gerados pela locomoção para uma ótima saúde tecidual ou aparecimento de lesões (Hardin, *et al.*, 2004).

Finalmente, as taxas de carga parecem não influenciar a TCC, uma vez que esta não altera seu padrão antes ou depois da VT. Esse dado reforça os questionamentos de Hreljac, *et al.* (2001) e Derrick e Mercer (2004) sobre a pouca ou nenhuma influência dos fatores mecânicos sobre a TCC.

5.6 - ELETROMIOGRAFIA – MÉDIAS COERENTES

- Tibial anterior (TA)

Em uma caminhada realizada em velocidade subjetivamente escolhida, este músculo inicia sua atividade eletromiográfica (EMG) por volta de 70% do ciclo da marcha (CM), no período do balanço inicial, atingindo seu pico de atividade principal, entre períodos que compreendem o contato inicial e resposta a carga (0% a 10% do CM, Tabela 3). Sua contração permite que o calcanhar seja a primeira parte do pé a tocar o solo, controlando em seguida o suave rolamento que o pé faz sobre o solo, conforme o CM se desloca à frente. Durante a corrida na VT, o padrão de atividade EMG do TA, segundo a literatura, é similar ao da caminhada na mesma velocidade, estando a diferença principalmente relacionada à magnitude da ativação EMG (Sazaki e Neptune, 2006b).

No presente estudo, a velocidade de caminhada a 110% da VT, tanto antes como sob RP, apresentaram um padrão bem similar, apesar de que a magnitude dos valores sob RP foi ainda maior a avaliada na fase transiente. Para as comparações antes do RP, o eletromiograma do TA só não foi estatisticamente superior à corrida a 110% da VT e à caminhada na VT. No RP, no entanto, este músculo demonstrou ter sua atividade EMG significativamente superior a todas as demais velocidades avaliadas, independente do regime ou forma de locomoção. Isto demonstra que este músculo alcançava um significativo pico de atividade após a VT, sendo que o RP reforçava ainda mais estes achados.

No estudo de Hwang (2006) o TA também exibia valores de EMG significativamente maiores na caminhada em relação à corrida para todas as velocidades avaliadas. O padrão de ativação EMG apresentava um constante crescimento que culminava na maior velocidade avaliada, no caso, 120% da VT. Este achado é similar ao verificado por este estudo, sendo igualmente corroborado pelos resultados de Monteiro (2001).

Prilutsky e Gregor (2001) também verificaram uma “exagerada” ação EMG do TA após a TCC. O motivo sugerido para esta ativação acima do normal seria a necessidade de manter as aumentadas demandas mecânicas de uma forma de locomoção não preferida. Hrealjac *et al.* (1995, 2001) também verificaram um acentuado aumento da ativação muscular do TA, que é usado na capacidade máxima ou quase máxima durante uma caminhada acima da VT natural e, portanto, sugeriram que este poderia ser um dos possíveis desencadeadores da TCC.

A razão entre os valores da caminhada a 100% da VT e da corrida a 100% da VT deste músculo cai cerca de 70% após a TCC, o que reforça o potencial de gatilho

desta musculatura, como proposto por Hrealjac *et al.* (2001) e Segers *et al.* (2007a). Entretanto, não se sabe se esta queda da ativação do TA, que ocorre com o início da corrida em baixa velocidade, é causa ou efeito da TCC, podendo estar associada com o diferente padrão de movimentos apresentado pelos MIs, como salientado por Prilutsky e Gregor (2001). Em um recente estudo de Segers *et al.* (2007a), o potencial como desencadeador do TCC do TA foi confirmado, uma vez que quando este músculo encontrava-se fadigado, a TCC ocorria precocemente.

Ao adicionar o RP de apenas cinco minutos observou-se uma tendência ao surgimento de mais valores significativos, quando comparado às demais velocidades, o que reforça as conclusões já apontadas na literatura, ou seja, que ativação do TA pode, de fato, ser um dos principais desencadeadores da TCC. Entretanto, a comparação da ativação do TA na caminhada e na corrida em 90% da VT, apesar de apresentar valores inferiores em favor da corrida nesta mesma velocidade, não mostrou significância estatística. Isso sugere que, apesar do TA ser considerado um desencadeador da TCC, ele não explica o porquê dos indivíduos preferirem caminhar a correr antes da TCC. Além disso, como o protocolo experimental dos estudos que avaliam o TA foi realizado em estágios, seria interessante que futuros estudos fizessem uma análise contínua deste músculo, tanto caminhando como correndo, com o aumento não intermitente da velocidade.

- Vasto lateral (VL)

O Músculo VL tem o início de sua ativação próxima ao balanço terminal, apresentando seu principal pico de ativação nos períodos de contato inicial e resposta à carga (0% a 10% do CM, Tabela 3). Sua principal função está relacionada com o amortecimento do impacto gerado no momento do contato com o solo. Apesar do padrão deste músculo não se alterar na caminhada e na corrida, em função da maior flexão do joelho na corrida é esperado uma maior ação muscular (Prilutsky e Gregor, 2001).

A tendência neste estudo foi para o aumento da contração do VL conforme se aumentava a velocidade e se trocava a forma de locomoção da caminhada para a corrida. A corrida forneceu valores significativamente superiores à caminhada em todas as velocidades, com exceção em 110% da VT. O RP parece não ter afetado ativação do VL durante a caminhada, apesar deste músculo, durante a corrida, apresentar maiores

valores sob RP, não significativos. O mesmo comportamento pode ser observado para o TA, quando pareando a mesma velocidade e forma de locomoção.

Os resultados das análises deste estudo estão em concordância com os achados de Hrealjac *et al.* (2001) e Hwang (2006). Monteiro (2001) cita que o VL apresenta menor ação na corrida abaixo da VT (VT - 0,5km/h) que na caminhada acima desta (VT + 0,5 km/h), o que não foi verificado pelo atual estudo. Mesmo no estudo de Hwang (2006), onde se efetuou a comparação de situações mais extremas (correndo a 80% da VT, contra caminhando a 120% da VT), isto não foi verificado.

Farley e Ferris (1998) citam que a principal diferença no uso dos músculos na caminhada e na corrida está na maior ação daqueles relacionados à articulação do joelho para a corrida, enquanto que na caminhada a maior ação estaria nos músculos relacionados ao tornozelo. Este padrão também foi confirmado por esta avaliação.

A ação do VL foi similar à ação do vasto medial, avaliado no estudo de Prilutsky e Gregor (2001). Neste estudo, este músculo foi considerado um dos possíveis desencadeadores da transição corrida-caminhada, pois assim que era iniciada a caminhada, após a, sua ativação caía rapidamente. Para Hrealjac *et al.* (2001) o fato de que durante a corrida imediatamente após a TCC o VL tem sua ativação significativamente aumentada, enquanto o TA tem sua ação reduzida, representa um forte indício deste último como desencadeador da TCC direta.

- Eretores da coluna (EC)

Os músculos EC têm seu principal pico de ativação em aproximadamente 50% do CM. Hwang (2006) defende que esta contração seria uma possível resposta à onda de choque iniciada no contato do pé com o solo. O pico do impacto causado no contato inicial ocorre em cerca de 50 a 100 ms (Hreljac, 2004; Whittle, 1999) e o pico de aceleração em cada segmento chega com certo atraso progressivo conforme se propaga pelo corpo (Derrick, 2004). O tempo que passa até que a musculatura eretora da coluna entre em ação, segundo esta hipótese de Hwang (2006) não parece ser o mesmo período de tempo que perpassa até 50% do CM. Em função desta discrepância é plausível supor que este pico de ação EMG esteja relacionado à característica contra-lateral ou antagonista dos EC (Basmajian e DeLuca, 1985). Portanto, o pico EMG dos EC em 50% do CM da perna direita, por exemplo, corresponderia a uma resposta de contração

causada pelo contato inicial da perna esquerda, demonstrando sua característica de estabilizador do tronco.

Apenas na caminhada a 90% da VT, tanto antes como durante o RP, exibiu valores significativamente inferiores a todas as demais velocidades estudadas. Para a caminhada a 90% antes do RP, ocorreram diferenças contra todas as velocidades de corrida antes e sob RP, além da caminhada a 110% da VT, sob RP. Na caminhada a 90% da VT, sob RP, a atividade de ativação foi inferior aos valores de todas as corridas em RP, mais a corrida a 90%, antes do RP.

Os resultados deste estudo são bastante similares aos de Hwang (2006), que mostrou a tendência do aumento de contração destes músculos conforme se aumentava a velocidade e se trocava a forma de locomoção. Não foram encontradas outras análises desta musculatura na avaliação da TCC, talvez em parte por que esta musculatura encontra-se no tronco, onde suas ações são secundárias ao deslocamento e não responsáveis por ele.

Assim como para o TA e o VL as análises sob RP produziram maiores valores em relação às antes do RP, porém não significativas. Isso significa que possivelmente ocorreu uma maior exigência ou fadiga muscular sob RP, apesar dos resultados não significativos. Esta tendência não parece ser uma casualidade, uma vez que já havia sido observada anteriormente. Deste modo, diferenças significativas seriam esperadas com períodos de permanências maiores.

Quando pareado na mesma velocidade e forma de deslocamento, não ocorreram diferenças significativas entre os valores antes do RP e sob RP, como já verificado nos músculos TA e VL. O padrão dos EC foi similar ao do VL, o que reforça mais uma vez o potencial do músculo TA como desencadeador da TCC.

5.7 - ELETROMIOGRAFIA – VALORES DE PICO

A análise dos valores de pico EMG para estas musculaturas mostrou um padrão bastante similar ao avaliado para a média coerente. Entretanto, as diferenças nesta forma de análise pareciam estar minimizadas, não refletindo todas as diferenças estatisticamente significativas encontradas pela média coerente. O mesmo padrão foi observado no estudo de Prilutsky e Gregor (2001). Os resultados advindos dos valores de pico não alteram as análises efetuadas com a média coerente, bem como suas conclusões, e estão em concordância aos encontrados por Hwang (2006).

5.8 - DESENCADEADORES DA TCC

A análise do consumo de energia parece ter uma grande importância para a TCC, mas não foi demonstrada sua coincidência com a VT medida diretamente nos sujeitos. Isso foi discutido principalmente à luz das limitações dos procedimentos experimentais, tanto para a análise do consumo de energia como para a determinação da correta e espontânea VT. Futuros estudos deveriam estar atentos à correção destas limitações antes de se iniciarem as coletas.

Analisando conjuntamente os dados de ACM e EMG, que estavam sincronizados durante a coleta dos dados, não se observou um relacionamento entre as variáveis avaliadas. O único possível desencadeador para a TCC verificado foi a atividade mioelétrica do TA. Entretanto, não é possível confirmar se a elevação acentuada da contração do TA é causa ou efeito da TCC, uma vez que outras variáveis de igual importância já foram discutidas e descritas na literatura (Brisswalker e Mottet, 1996; Daniels e Newell, 2003; Farley e Ferris, 1998; Patla e Sparow, 2000; Rotstein *et al.*, 2005).

Não foi possível determinar o que desencadeia a TCC pelos métodos utilizados por este estudo e os dados referentes à revisão de literatura não apontam para uma única teoria. Até que sejam sanados os problemas metodológicos, não será possível descartar a hipótese da teoria de minimização energética.

5.9 - REGIME PERMANENTE E O TESTE DE ESFORÇO MÁXIMO

A introdução do RP nas análises de ACM e EMG mostrou-se promissora para futuras análises. O uso do RP permitiu confirmar tendências que eram apenas observadas nos primeiros segundos da coleta. O uso de cinco minutos como período em RP pareceu limitado para a compreensão dos efeitos que se sucedem no tempo como a fadiga e o aprendizado e, portanto, é possível que períodos maiores ocasionem diferenças até então não verificadas. Esta afirmação é especialmente verdadeira para a análise muscular, pois como mostrado por Segers *et al.* (2007a), a fadiga pode até mesmo alterar a VT.

Fellici (2004) sugeriu que a caminhada a 5km/h coletada em três momentos, com 15 min de diferença entre cada, exibiu uma queda na amplitude do sinal EMG dos

músculos tibial anterior e, em especial, dos gastrocnêmios. Este resultado é contrário às análises de contração muscular isométrica, que exibem uma maior ativação EMG conforme o músculo se fadiga (Luttmann, 1996). No atual estudo, o RP não exibiu sinais claros de fadiga ou de aumento na exigência muscular, porém igualmente não exibiu tendência de diminuição dos valores de pico ou das médias coerentes, como sugeriu Fellici (2004). Talvez, a principal diferença esteja na velocidade avaliada, pois caminhar a 5 km/h exige menos dos músculos, possibilitando aprendizado ou mudanças nas coordenações musculares, o que não seria possível nas velocidades próximas a VT, onde a fadiga ou o aumento da exigência muscular surgiria, elevando a ativação EMG.

Quanto às acelerações, o RP causou mudanças apenas na corrida a 110% da VT, onde os valores de taxas de carga foram significativamente superiores na tíbia em relação a L3, em comparação a esta mesma análise antes do RP. Entretanto, há uma possível limitação metodológica nesta análise, em função das diferenças na fixação dos acelerômetros nestes dois níveis anatômicos.

O aspecto negativo quanto ao uso do RP está no tempo total de coleta que aumenta consideravelmente, o que aumenta a possibilidade de erros de medida e desistências dos indivíduos amostrados.

O teste de esforço máximo não se mostrou efetivo, pois sua contribuição não alterou os modelos de consumo energético conhecidos até o momento. Além disso, sua aplicação implica em riscos, requerendo supervisão médica, além de um dia a mais de coleta, o que pode ser desencorajador para obtenção de uma amostra mais numerosa que a do presente estudo. Futuras análises não se beneficiariam deste procedimento e, portanto, torna-se desnecessária sua aplicação.

CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO

O presente estudo permite concluir que o consumo de energia aumenta com a velocidade de deslocamento, tanto durante a caminhada como durante a corrida. Quando normalizado pelo $\dot{V}O_{2m\acute{a}x}$, a dinâmica do consumo de energia não se modificou em relação aos modelos já descritos na literatura de modo que é desnecessária a realização de teste de consumo máximo para normalização dos dados, pois este não acrescenta nenhuma nova informação aos modelos da transição caminhada-corrída. Além disso, na caminhada a 110% da velocidade de transição, o músculo tibial anterior exibiu valores significativamente superiores às demais velocidades e formas de deslocamento avaliadas para este mesmo músculo.

A ativação eletromiográfica dos músculos vasto lateral e eretores da coluna aumentou, conforme a velocidade se elevava e quando o modo de deslocamento era alterado de caminhada para corrida. Por sua vez, a ativação eletromiográfica dos músculos tibial anterior, vasto lateral e eretores da coluna não apresentou diferenças significativas nas comparações antes e sob regime permanente.

A corrida produziu maiores taxas de carga (impactos), em relação à caminhada, ao nível da tíbia, para as velocidades a 90% e 110% da velocidade de transição. Ao nível da vértebra L3, a corrida produziu maiores taxas de carga em 90% e 100% da velocidade de transição. A corrida a 110% da velocidade de transição exibiu valores de taxas de carga significativamente superiores na tíbia, em relação a L3, apenas sob regime permanente.

Finalmente, não foram encontradas relações entre as medidas de eletromiografia, de acelerometria e do consumo de energia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ACSM – AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 1998, “The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardio respiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Health Adults – Position Stand”. *Medicine and Science in Sports Exercise*, v.30, n.6, pp. 975-991.
- ACSM – AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE, 2003, *Diretrizes do ACSM para Testes de Esforço e sua Prescrição*. 6ª edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- ADA – AMERICAN DIABETES ASSOCIATION, 2003, “Position Statement: Physical Activity/Exercise and Diabetes Mellitus”. *Diabetes Care*, v. 26, suppl. 1, pp. S73-S77.
- ALBERTS, et al., 1999, *Fundamentos da Biologia Celular: Uma Introdução à Biologia Molecular da Célula*. 1ª edição, Porto Alegre: Artmed.
- ALEXANDER, R. McN., 1991, “Energy-Saving Mechanisms in Walking and Running”. *Journal of Experimental Biology*, v. 160, pp. 55-69.
- ALEXANDER, R. McN., 2004, “Bipedal Animals, and Their Difference from Humans”. *Journal of Anatomy*, v. 204, pp. 321-330.
- ALEXANDER, R., MCN, 1989, “Optimization and gaits in the Locomotion of Vertebrates”. *Physiological Reviews*, v. 69, n. 4, pp. 1199-1227.
- ALMEIDA, M. P., COSTA, U. M. S., 2000, “Histerese com um sistema de massa-mola”. *Revista Brasileira do Ensino de Física*, v. 22, n. 1, pp. 49-53.
- ALTON, F., et al., 1998, “A Kinematic Comparison of Overground and Treadmill Walking”. *Clinical Biomechanics*, v. 13, pp. 434-440.
- ANDERSSON, E. A., NILSON, J., THORSTENSSON, A., 1997, “Intramuscular EMG from the Hip Flexor Muscles, During Human Locomotion”. *Acta Physiologica Scandinava*, v. 161, pp. 361-370.
- ANDRIACCHI, T., ALEXANDER, E. J., 2000, “Studies of Human Locomotion: Past, Present and Future”, *Journal of Biomechanics*, v. 33, pp. 1217-1224.
- ATKINSON, G., NEVILL, A. M., 1998, “Statistical Methods for Assessment Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine”, *Journal of Sports Medicine*, v. 26, n. 4, pp. 217-238.
- BASMAJIAN, J. V., DELUCA, C. J., 1985, *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*. 5th ed., Philadelphia: Wliliams & Wilkins.

- BEAUPIED, H., MULTON, F., DELAMARCHE, P., 2002, “Does Training Have Consequences for the Walk-Run Transition Speed?”. *Human Movement Science*, v. 22, pp. 1-12.
- BIEWENER, A. A., et al., 2004, “Muscle Mechanical Advantage of Human Walking and Running: Implications for Energy Cost”. *Journal of Applied Physiology*, v. 97, pp. 2266-2274.
- BORG, G., 2000, *Escalas de Borg para a Dor e o Esforço Percebido*. 1ª edição, São Paulo: Manole.
- BRISWALKER, J., MOTTET, D., 1996, “Energy Cost and Stride Duration Variability at Preferred Transition Gait Speed Between Walking and Running”. *Canadian Journal of Applied Physiology*, v. 21, n. 6, pp. 471-480.
- CALDWELL, G. E., VAN EMMERIK, R. E. A., HAMILL, J., 2000, “Movement Proficiency: Incorporating Task Demands and Constraints in Assessing Human Movement”. In: Sparrow, W. A. (ed), *Energetics of Human Activity*, 1st ed., chapter 3, USA, Human Kinetics.
- COOPER, C. B., STORER, T. W., 2005, *Teste Ergométrico: Aplicações Práticas e Interpretações*. 1ª edição, São Paulo: Revinter.
- DANIEL, W. W., 1999, *Biostatistics: A Foundation for Analysis in the Healthy Sciences*. 7nd ed., New York: John Wiley & Sons.
- DANIELS, G. L., NEWELL, K. M., 2003, “Attentional Focus Influences the Walk-Run Transition in Human Locomotion”. *Biological Psychology*, v. 63, pp. 163-178.
- DAWSON, B., TRAPP, R. G., 2003, *Bioestatística Básica e Clínica*. 3ª edição, Rio de Janeiro: McGraw-Hill.
- DERRICK, T. R., 1998, “Energy Absorption of Impacts during Running at Various Stride Lengths”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 30, n. 1, pp. 128-135.
- DERRICK, T. R., 2004, “The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 832-837.
- DERRICK, T. R., MERCER, J. A., 2004, “Ground/Foot Impacts: Measurement, Attenuation, and Consequences”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 830-831.
- DIEDRICH, F. J., WARREN, W. H., Jr., 1995, “Why Change Gaits? Dynamics of the Walk-Run Transition”. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, v.21, n.1, pp. 183-202.

- FALLS, H. B., HUMPHREY, L. D., 1976, "Energy Cost of Running and Walking in Young Women". *Medicine and Science in Sports*, v. 8, n. 1, pp. 9-13.
- FARLEY, C. T., FERRIS D. P., 1998, "Biomechanics of Walking and Running: Center of Mass Movements to Muscle Action". *Exercise Sports Science Review*, v. 26, pp. 253-285.
- FARLEY, C. T., TAYLOR, C. R., 1991, "A Mechanical Trigger for the Trot-Gallop Transition in Horses". *Science*, v. 253, n. 5017, pp. 306-309.
- FELLICI, F., 2004, "Applications in Exercise Physiology". In: Merletti, R., Parker, P. A. (eds), *Electromyography: Physiology, Engeneering, and Noninvasive Application*. 1st ed., chapter 14, New York: Wiley-Interscience.
- FERBER, R., et al., 2002, "Kinetic Variables in Subjects with Previous Lower Extremity Stress Fractures". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 34, n. 5, pp. S5.
- GREIWE, J. S., KOHRT, W., M., 2000, "Energy Expenditure during Walking and Jogging". *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, v. 40, pp. 297-302.
- GRIFFIN, T. M., et al., 2004, "Biomechanical and Energetic Determinants of the Walk-Trot Transition in Horses". *The Journal of Experimental Biology*, v. 207, pp. 4215-4223.
- HALL, C., et al., 2004, "Energy Expenditure of Walking and Running: Comparison with Prediction Equations". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 12, pp. 2128-2134.
- HANNA, A., et al., 2000, "Triggers for the Transition Between Human Walking and Running". In: Sparrow, W. A. (ed), *Energetics of Human Activity*, 1st ed., chapter 5, Champaign: Human Kinetics.
- HARDIN, E. C., VAN DE BOGERT, A. J., HAMILL, J., 2004, "Kinematic Adaptations during Running: Effects of Footwear, Surface, and Duration". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 833-844.
- HERMENS, H. J., et al., *SENIAM 8 – European Recommendations for Surface Electromyography*. 1st ed. Enshede: Roessingh Research and Development b. v.
- HOYT, D. F., TAYLOR, C. R., 1981, "Gait and the Energetics of Locomotion in Horses". *Nature*, v. 292, pp. 239-240.
- HRELJAC, A., 1995, "Determinants of Gait Transition Speed During Human Locomotion: Kinetic Factors". *Journal of Biomechanics*, v. 28, n.6, pp. 669-677.
- HRELJAC, A., 2000, "Stride Smoothness Evaluation of Runners and Other Athletes". *Gait and Posture*, v. 11, pp. 199-206.

- HRELJAC, A., 2004, "Impact and Overuse Injuries in Runners". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 36, n. 5, pp. 845-849.
- HRELJAC, A., et al., 2001, "An Electromyography Analysis of the Role of Dorsiflexors on the Gait Transition during Human Transition". *Journal of Applied Biomechanics*, v.17, pp. 287-296.
- HRELJAC, A., et al., 2007, "Effects of Changing the Protocol, Grade, and Direction on the Preferred Gait Transition Speed During Human Locomotion". *Gait and Posture*, v. 25, pp. 419-424.
- HRELJAC, A., MARSHALL, R. N., HUME, P. A., 1993, "Evaluation of Lower Extremity Overuse Injury Potential in Runners". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.32, n.9, pp. 1635-1641.
- HWANG, K. S., 2006, *Influência da Ondas de Choque Induzidas pelo Contato Inicial e da Atividade Muscular na Transição Caminhada-Corrida*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.
- KAMEN, G., 2004, "Electromyographic Kinesiology". In: Robertson, D. G. E., et al., (eds), *Research Methods in Biomechanics*, 1st ed., chapter 8, Champaign: Human Kinetics.
- KAO, J. C., et al., 2003, "Gait Transitions Are Not Dependent on Changes in Intralimb Coordination Variability". *Journal of Motor Behavior*, v. 35, n. 3, pp. 211-213.
- KIM, W, VOLSHIN, A. S., JOHNSON S. H., 1993, "Measurement of the Impulsive Bone Motion by Skin-Mounted Accelerometers". *Journal of Biomedical Engineering*, v. 115, pp. 47-52.
- KNUTZEN, K., HART, L., 1996, "Running". In: *Epidemiology of Sports Injuries*, 1st ed., chapter 22, Champaign: Human Kinetics.
- KRAEMER, W. J., 2000, "Physiological Adaptations to Anaerobic and Aerobic Endurance Training Programs". In: Baechle, T. R. e Earle, R. W. (eds), *Essentials of Strength Training and Conditioning*, 2nd ed., chapter 8, Champaign: Human Kinetics.
- KRAM, R., DOMINGO, A., FERRIS, D. P., 1997, "Effect of Reduced Gravity on the Preferred Walk-Run Transition Speed". *Journal of Experimental Biology*, v. 200, pp. 821-826.
- LEJEUNE, T. M., WILLEMS, P. A., HEGLUND, N. C., 1998, "Mechanics and Energetics of Human Locomotion on Sand". *The Journal of Experimental Biology*, v. 201, pp. 2071-2080.

- LOEB, J. E., GANS, C., 1986, *Electromyography for Experimentalists*. 1st ed. USA, The University of Chicago Press.
- LUTTMANN, A., 1996, “Physiological Basis and Concepts of Electromyography”. In: Kumar, S., Mital, A. (eds), *Electromyography in Ergonomics*. 1st ed., Boca Raton: CRC Taylor e Francis.
- MARGARIA, R., 1976, *Biomechanics and Energetics of Muscular Exercise*. 1st ed., Oxford: Oxford University Press.
- MARGARIA, R., et al., 1963, “Energy Cost of Running”. *Journal of Applied Physiology*, v. 18, pp. 367-370.
- MARTIN, D. E., COE, P. N., 1997, *Better Training for Distance Runners*. 2nd ed., Champaign: Human Kinetics.
- MARTIN, P. E., SANDERSON, D. J., UMBERGER, B. R., 2000, “Factors affecting Preferred Rates of Movement in Cycling Activities”. In: *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, 1st ed., chapter 7, Oxford: Blackwell.
- MATTHEWS, C. E., et al, 1999, “Classification of Cardio Respiratory Fitness Without Exercise Testing”, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.31, n.3, pp. 486-493.
- MCARDLE, W. D., et al., 1998, *Fisiologia do Exercício – Energia Nutrição e Desempenho Humano*, 4^a edição, Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- MCGILL, S. M., 1998, “Low Back Exercises: Prescription for the Healthy Back When Recovering From Injuries”. In: Roitman, J. L. et al. (eds), *ACSM’S Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 3rd ed., chapter 13, Baltimore: Williams and Wilkins.
- MCTIERNAN, A., 2003, “Intervention Studies in Exercise and Cancer Prevention”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v.35, n.11, pp. 1841-1845.
- MERCER, J. A., et al., 2003, “Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 35, n. 2, pp. 307-313.
- MERCIER, J., et al., 1994, “Energy Expenditure and Cardiorespiratory Responses at the Transition between Walking and Running”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 69, pp. 525-529.
- MERRIAM-WEBSTER, INC., 2003, *Merriam-Webster’s Medical Desk Dictionary – Revised Edition*. Fogware, Springfield. CD-ROM.

- MINETTI, A. E., et al., 1994, "The Transition between Walking and Running in Humans: Metabolic and Mechanical Aspects at Different Gradients". *Acta Physiologica Scandinava*, v. 150, pp. 315-323.
- MINNETI, A. E., et al., 2002. "Energy Cost of Walking and Running at Extreme Uphill and Downhill Slopes". *Journal of Applied Physiology*, v. 93, pp. 1039-1046.
- MINNETI, A. E., et al., 2003, "A Feedback-Controlled Treadmill (Treadmill-on-Demand) and the Spontaneous Speed of Walking and Running in Humans". *Journal of Applied Physiology*, v. 95, pp. 838-843.
- MONTEIRO, W. D., ARAÚJO, C. G. S., 2001, "Transição Caminha-Corrida: Considerações Fisiológicas e Perspectivas para Estudos Futuros". *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v.7, pp. 207-222.
- MONTEIRO, W. D., 2003, *Transição Caminhada-Corrida: Estudo dos Mecanismos Envolvidos na Regulação da Locomoção e Subsídios para Prescrição do Exercício Aeróbio*. Tese de doutorado, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, Universidade Gama Filho, Rio de Janeiro, Brasil.
- MYERS, J., et al., 1991, "Comparison of the Ramp versus Standard Exercise Protocols". *Journal of the American College of Cardiology*, v. 17, n. 6, pp. 1334-1342.
- NEPTUNE, R. R., SASAKI, K., 2005, "Ankle Plantar Flexor Force Production is an Important Determinant of the Preferred Walk-to-Run Transition Speed". *Journal of Experimental Biology*, v. 208, pp. 799-808.
- NETO, G. A. M, LOURENÇO, P. M. C., FARINATTI, P. T. V., 2004, "Equações de Predição da Aptidão Cardiorrespiratória sem Testes de Exercício e sua Aplicabilidade em Estudos Epidemiológicos: uma Revisão Sistemática". *Cadernos de Saúde Pública*, v. 20, n. 1, pp. 48-56.
- NIEMAN, D. C., 1999. *Exercício e Saúde*, 1ª edição, São Paulo: Manole.
- NIGG, B. M., De BOER, R. W., FISHER, V., 1995, "A Kinematic Comparison of Over Ground and Treadmill Running". *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 27, pp. 98-105.
- OGON, M., et al., 1999, "Does Arch Height Affect Impact Loading at the Lower Back Level in Running?". *Foot and Ankle International*, v. 20, n. 4, pp. 263-266.
- ORTEGA, J. D., FARLEY, C. T., 2005, "Minimizing Center of Mass Vertical Movement Increases Metabolic Cost in Walking". *Journal of Applied Physiology*, v. 99, pp. 2099-2107.

- PATLA, A. E., SPARROW, W. A., 2000, “Factors That Have Shaped Human Locomotor Structure and Behavior: The ‘Joules’ in the Crown”. In: Sparrow, W. A. (ed), *Energetics of Human Activity*, 1st ed., chapter 2, Champaign: Human Kinetics.
- PERRY, J., 2005a, *Análise de Marcha: volume 1 – Marcha Normal*. 1^a edição. São Paulo: Manole.
- PERRY, J., 2005b, *Análise de Marcha: volume III – Sistemas de Análise de Marcha*. 1^a edição. São Paulo: Manole.
- POLLOCK, M. L., 1973, “The Quantification of Endurance Training Programs”. *Exercise Sports Science Review*, v. 1, pp. 155-188.
- POLLOCK, M. L., et al., 2000, “Resistance Exercise in Individuals with and without Cardiovascular Disease: Benefits, Rationale, Safety, and Prescription”. *Circulation*, v.101, n.7, pp. 828-33.
- POLLOCK, M. L., GAVES, J. E. e GARZARELLA, L., 1995, “The Measurement of Body Composition”. In: Maud, P. J. e Foster, C. (eds), *Physiological Assessment of human Fitness*, 1st ed., chapter 10, Champaign: Human Kinetics.
- PRILUTSKY, B. I., GREGOR, R. J., 2001, “Swing- and Support-Related Muscle Actions Differentially Trigger Human Walk–Run and Run–Walk Transitions”. *Journal of Experimental Biology*, v. 204, pp. 2277–2287.
- RALSTON, H. J., 1958, “Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Level Walking”. *Int. Z. angew. Physiol. einsch. Arch. Arbeitsphysiol.*, v. 17, pp. S-277-S-283.
- RAYNOR, A. J., et al., 2002, “Are Transitions in Human Gait Determined by Mechanical, Kinetic or Energetic Factors?”. *Human Movement Science*, v.21, pp. 785-805.
- ROBERTS, T. J., et al., 1998, “Energetics of Bipedal Running: 1- Metabolic Cost of Generating Force”. *Journal of Experimental Biology*, v. 201, pp. 2745-2751.
- ROBERTSON, D. G. E., CALDWELL, G. E., 2004, “Planar Kinematics”. In: Robertson, D. G. E., et al., (eds), *Research Methods in Biomechanics*, 1st ed., chapter 8, Champaign: Human Kinetics.
- ROSE, J., GAMBLE, J. G., 1998, *Marcha Humana*. 2^a edição, São Paulo: Editorial Primier.
- ROTSTEIN, A., et al., 2005, “Preferred Transition Speed between Walking and Running: Effects of Training Status”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 37, n. 11, pp. 1864-1870.

- SAIBENE, F., MINETTI, A. E., 2003, “Biomechanical and Physiological Aspects of Legged Locomotion in Humans”. *European Journal of Applied Physiology*. V. 88, pp. 297-316.
- SALTIN, B., et al., 1968, “Response to Exercise after Bed rest and After Training”. *Circulation*, v. 38, n. 5 (supl. 7), pp. VII1-VII78.
- SASAKI K., NEPTUNE, R. R., 2006a, “Muscle Mechanical Work and Elastic Energy Utilization during Walking and Running Near the Preferred Gait Transition Speed”. *Gait and Posture*, v. 23, pp. 383-390.
- SASAKI K., NEPTUNE, R. R., 2006b, “Differences in Muscle Function During Walking and Running at the Same Speed”. *Journal of Biomechanics*, v. 39, pp. 2005-2013.
- SEAY, J. F., et al., 2006, “Coordination Variability around the Walk to Run Transition During Human Locomotion”. *Motor Control*, v.10, pp. 178-196.
- SEGERS, V., et al., 2006, “Spatiotemporal Characteristics of the Walk-to-Run and Run-to-Walk Transition When Gradually Changing Speed”. *Gait and Posture*, v. 24, pp. 247-254.
- SEGERS, V., et al., 2007a, “Influence of M. Tibialis Anterior Fatigue on the Walk-to-Run and Run-to-Walk Transition in Non-Steady State Locomotion”. *Gait and Posture*, v. 25, n. 4, pp. 639-647.
- SEGERS, V., et al., 2007b, “Kinematics of the Transition Between Walking and Running When Gradually Changing Speed”. *Gait and Posture*, v. 27, article in press.
- SEGERS, V., et al., 2007c, “Dynamics of the Body Center of Mass During Actual Acceleration Across Transition Speed”. *Journal of Experimental Biology*, v. 210, pp. 578-585.
- SILVA, P. R. S., et al., 1998, “Ergoespirometria Computadorizada ou Calorimetria Indireta: um Método Não Invasivo de Crescente Valorização na Avaliação Cardiorrespiratória ao Exercício”. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 4, n.5, pp. 147-158.
- SPARROW, W. A., et al., 2000, “Movement Economy, Preferred Modes, and Pacing”. In: Sparrow, W. A. (ed), *Energetics of Human Activity*, 1st ed., chapter 4, Champaign: Human Kinetics.
- STACOFF, A., LUETHI, S. M., 1986, “Special Aspects of Shoe Construction and Foot Anatomy”. In: Nigg, B. M. (ed), *Biomechanics of Running Shoes*, 1st ed., chapter 4, Champaign: Human Kinetics.

- SUTHERLAND, D. H., 2001, “The Evolution of Clinical Gait Analysis part 1: Kinesiological EMG”. *Gait and Posture*, v. 14, pp. 61-70.
- SWEZEY, R., 1996, “Exercise for Osteoporosis: Is Walking Enough? The Case for Site Specificity and Resistive Exercise”. *Spine*, v. 21, n. 23, pp. 2809-2813.
- TESH, W., et al., 2002, “Comparison Between Preferred and Energetically Optimal Transition Speeds in Adolescents”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 88, pp. 117-121.
- THOMAS, J.R., NELSON, J. K., 2002, *Métodos de Pesquisa em Atividade Física*. 3ª edição, São Paulo: Artmed.
- THORTENSSON, A., ROBERTHSON, H., 1987, “Adaptations to Changing Speed in Human Locomotion: Speed of Transition Between walking and Running”. *Acta Physiologica Scandinava*, v. 131, pp. 211-214.
- TRIOLA, M. F., 1998, *Introdução à Estatística*. 7ª edição, Rio de Janeiro: LTC.
- US. DEPARTMENT OF HEALTH AND HUMAN SERVICES, 1992, *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in Occupational Setting: Expert Perspectives*. 1st ed. Washington DC, National Institute for Occupational Safety and Health.
- USHERWOOD, J. R., BERTRAM, J. E. A., 2003, “Gait Transition Cost in Humans”. *European Journal of Applied Physiology*, v. 90, pp. 647-650.
- VIEL, E., 2001, *A Marcha Humana, a Corrida e o Salto: Biomecânica, Investigações, Normas e Disfunções*. 1ª edição. São Paulo: Editora Manole.
- VOLOSHIN, A. WOSK, J., 1982, “An in Vivo Study of Low Back Pain and Shock Absorption in the Human Locomotor System”. *Journal of Biomechanics*, v. 15, n. 1, pp. 21-27.
- VOLOSHIN, A., et al., 1998, “Dynamic Loading on the Human Musculoskeletal System: Effect of Fatigue”. *Clinical Biomechanics*, v. 13, pp. 515-520.
- VOLOSHIN, A., 2000, “The Influence of Walking Speed on Dynamic Loading on the Human Musculoskeletal System”. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, v. 32, n. 6, pp. 1156-1159.
- VOLOSHIN, A., 2000b, “Impact Propagation and its Effects on the Human Body”. In: *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, 1st ed., chapter 27, Oxford: Blackwell Science.
- WHITTLE, M. W., 1999, “Generation and Attenuation of Transient Impulsive Forces beneath the Foot: a Review”. *Gait and Posture*, v. 10, pp. 264–275.

- WILLIAMS, K. R., 2000, "Factors affecting Preferred Rates of Movement in Cycling Activities". In: *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*, 1st ed., chapter 7, Great Britain, Blackwell Science.
- WILLIAMS, M. A., et al., 2002, "Secondary Prevention of Coronary Heart Disease in the Elderly (With Emphasis on Patients \geq 75 Years of Age): An American Heart Association Scientific Statement from the Council on Clinical Cardiology Subcommittee on Exercise, Cardiac Rehabilitation, and Prevention". *Circulation*, v. 105, pp. 1735-1743.
- WILMORE, J. H., COSTILL, D. L., 1999, *Physiology of Sport and Exercise*. 2nd ed. Champaign: Human Kinetics.
- WRIGHT, S., WEYAND, P. G., 2001, "The Application of Ground Force Explains the Energetic Cost of Running Backward and Forward". *Journal of Experimental Biology*, v. 204, pp. 1805-1815.

ANEXOS

1.1. ANEXO A – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA



UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
Hospital Universitário Clementino Fraga Filho
Faculdade de Medicina
Comitê de Ética em Pesquisa - CEP

Coordenador:
 Luiz Carlos Duarte de Miranda
Médico - Prof. Adjunto

Secretaria:
 Márcio Távora Soares
Farmacêutico - Especialista
Médico - Titular

Alice Helena Dantas Vidotto
Médico - Prof. Adjunto

Antonio de Magalhães
Médico

Estereiano - Idoneo

Damião Maria Dique
Médico - Doutoranda

Francisco de Assis
Verter

Orlândia Prof. Subtenente
 Eduardo Augusto
Cirurgião

Márcio - Prof. Assistente

Ellen Regina - Assistente
Assistente Social - Mestre

João Paulo Tavares da
Cunha
Médico - Especialista

Maria de Fátima Castro
Lopes
Representante da União

Paulo Jorge Pereira
Médico - Prof. Adjunto

Rodrigo Távora Soares
Aluno de Graduação - FM

Tereza Rodrigues de Silva
Política

Membros Suplentes

Alberto Kitzman - Idoneo
Médico - Doutorando

Alexandre Cavatini
Aluno de Graduação - FM

Daniel Santiago Mendes
Farmacêutico - Especialista

Helen Warynski
Representante da União

Lucio do Carmo de
Araújo Moraes
Enfermeiro - Mestre

Helena Adelaide de Souza
da Costa
Nutricionista - Mestre

Márcio Fernando Pinheiro
Ferreira - Doutor

Cibele Maria Chaves
Sociedade - Doutor

Roberto Barros de Souza
Médico - Especialista de
Dentista

Heliana Cláudia Dutra
Médico - Doutor

Vania Dias de Oliveira
Assistente Social

CEP - MEMO - nº 794/05
Rio de Janeiro, 14 de setembro de 2005.

Do: Coordenador do CEP

A (o): Sr. (a) Pesquisador (a): Dr. Ricardo Sartorato

Assunto: Parecer sobre projeto de pesquisa

Sr. (a) Pesquisador (a),

Informo a V. Sa que o CEP constituído nos Termos da Resolução n.º 196/96 do Conselho Nacional de Saúde e, devidamente registrado na Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, recebeu, analisou e emitiu parecer sobre a documentação referente ao protocolo e seu respectivo Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, conforme abaixo discriminado:

Protocolo de Pesquisa: 106/05 - CEP

Título: "Análise mecânica e metabólica da transição entre caminhada e corrida"

Pesquisador (a) responsável: Dr. Ricardo Sartorato

Data de apreciação do parecer: 12/09/2005

Parecer: "APROVADO"

Informo ainda, que V. Sa. deverá apresentar relatório semestral previsto para 12/03/06, anual e/ou relatório final para este Comitê acompanhar o desenvolvimento do projeto. (item VII. 13.d., da Resolução n.º 196/96 – CNS/MS).

Atenciosamente,



Prof. Luiz Carlos Duarte de Miranda
Coordenador do CEP

1.2. ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título da pesquisa: Análise Mecânica e Metabólica da Transição entre a Caminhada e a Corrida

Descrição do estudo e objetivos: a fim de avaliar os parâmetros e metabólicos do fenômeno da transição entre a caminhada e a corrida, você consente, voluntariamente e gratuitamente a participar de uma bateria de testes que envolverão: avaliação funcional completa, teste de esforço máximo em esteira, teste da velocidade de transição entre a caminhada e a corrida, coleta de dados eletromiográficos (eletricidade muscular), de acelerômetros (aceleração dos impactos corporais) e de ergoespirometria (medição dos gases da respiração enquanto se corre ou caminhada na esteira). O teste de esforço será conduzido após avaliação funcional, sendo assistida por um médico (Dr. Paulo Maurício Lima da Silva CRM 5228461-0). Somente poderão participar do teste de esforço aqueles que forem considerados Grupo A, uma adaptação feita com base no posicionamento do Colégio Americano de Medicina Esportiva, ou seja, não apresentarem nenhum dos principais fatores de risco como: ser fumante, ter uma taxa alta de triglicérides e/ou colesterol, hipertensão, diabetes, possuir mais do que 45 anos¹ e histórico ou presença de doença cardiovascular. Para aqueles que possuem mais de 35 anos será necessária a apresentação de um teste de esforço realizado até seis meses antes. O teste de esforço será interrompido quando for atingida fadiga extrema, induzida pela corrida na esteira (sensação subjetiva de esforço próximo à máxima – 10 – pela escala de Borg) ou se surgirem sintomas relevantes que possam comprometer sua saúde. A avaliação funcional consiste de uma anamnese (questionário estruturado sobre histórico de atividades físicas, familiares e de lesões, principalmente), pressão arterial, frequência cardíaca, e coleta de medidas antropométricas (peso, comprimentos do segmento da perna, coxa e pé, altura sentada, estatura, flexibilidade e percentual de gordura). O teste de transição da caminhada para a corrida consiste em medir a exata velocidade em que você muda sua forma de locomoção na esteira. A coleta dos dados eletromiográficos de superfície deve ser precedida por uma limpeza do local de fixação dos eletrodos, que inclui raspagem e fricção para retirada da pele superficial morta. Os acelerômetros são presos à tíbia (canela, abaixo do joelho) e à lombar (próximo ao meio das costas) por meio de esparadrapos. A coleta dos gases pela ergoespirometria é realizada com um aparato especial, permitindo que você respire apenas pela boca.

Riscos e desconfortos do teste: durante o teste de esforço máximo em esteira podem surgir alterações ocasionais em sua frequência cardíaca e/ou alterações excessivas na pressão arterial, desmaio e, ainda, uma remota chance de um ataque cardíaco (probabilidade de 1/10.000). Todos os esforços serão realizados para evitar e minimizar qualquer forma de lesão ou distúrbio. Temos a nossa disposição supervisão médica e as precauções imediatas para quaisquer situações incomuns que possam surgir em função do intenso esforço. Você tem o direito de interromper ou se recusar a participar do teste sem qualquer penalização ou prejuízo. O procedimento de limpeza da pele, necessário na eletromiografia, também pode trazer desconforto, como queimação e/ou coceira. Você tem o direito de realizar quantas

¹ o protocolo original do Colégio Americano de Medicina Esportiva sugere idades até 60 anos. Em função do específico protocolo desta pesquisa, esta idade teve que ser reduzida para 45 anos.

perguntas forem necessárias para sua completa compreensão. Entre os dois dias de coleta você poderá entrar em contato com o pesquisador responsável, Ricardo Sartorato, nos telefones, 2252-1457 ou 8211-9135, ou no endereço Rua da Quitanda, Centro da Cidade, nº3, 2º andar, após as 18:00, todos os dias da semana. Será mantido total sigilo sobre as informações colhidas nesta pesquisa, sendo sua utilização apenas para fins de pesquisa ou apresentações científicas. Todas as informações pessoais serão confidenciais. Não existe qualquer despesa, além do transporte, para o participante. Em caso de qualquer dano pessoal, diretamente causado pelos procedimentos deste estudo, (nexo causal comprovado) o participante tem direito às indenizações legalmente estabelecidas.

Benefícios do teste: avaliação quantitativa (com laudo impresso) de sua atual capacidade máxima de trabalho aeróbio e resultados de sua avaliação funcional. Estes podem ser usados por um profissional de Educação Física para orientar sua prescrição de treinamento contra-resistência (musculação) e aeróbio (corrida).

Local do teste: todos os testes ocorrerão no Laboratório de Fisiologia do Exercício (LABOFISE) da Faculdade de Educação Física e Desportos da UFRJ – Av. Pau Brasil, 540 – Cidade Universitária – Ilha do Fundão. Esta pesquisa será realizada em dois dias, sendo a avaliação funcional, o teste de velocidade de transição da caminhada para a corrida e o teste de esforço máximo em esteira ergométrica, numa segunda-feira. A coleta dos dados eletromiográficos, de acelerometria e ergoespirometria, durante a caminhada e a corrida na esteira, acontecem na próxima sexta-feira ou sábado após o primeiro dia de teste. A data e os horários serão combinados com o pesquisador responsável.

Preparação e vestuário: você não deve fazer nas 24 horas que antecedem os testes: atividades físicas pesadas, realizar refeições volumosas e beber café ou qualquer outra substância ergogênica (que visa melhorar o desempenho atlético). Além disso, você não deve apresentar nenhuma dor articular que possa comprometer a caminhada e a corrida normal. O vestuário será, obrigatoriamente, short e camiseta para homens e top e short para mulheres. Use o mesmo tênis nos dois dias do teste.

Acredito ter sido informado o suficiente a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Eu discuti com o professor Ricardo Sartorato sobre a minha decisão de participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar meu consentimento a qualquer momento, antes durante o mesmo, sem penalidades ou prejuízo ou perda de qualquer benefício que eu possa ter adquirido.

Nome: _____ Ass: _____ Data: ____/____/____

Ricardo Sartorato – pesquisador responsável Ass: _____ Data: ____/____/____

_____ (testemunha)

1.3. ANEXO C – QUESTIONÁRIO “PAR-Q” ADAPTADO

Leia as perguntas com atenção, marcando sim ou não.

- [1] Seu médico já lhe disse alguma vez que você apresenta algum problema cardíaco?
- [2] Você apresenta dores no peito com frequência?
- [3] Você apresenta episódios de tonteadas ou sensações de desmaio com frequência?
- [4] Seu médico alguma vez já lhe disse que sua pressão sanguínea era muito alta?
- [5] Seu médico já lhe disse alguma vez que você apresenta algum problema ósseo ou articular, como a artrite, que tenha ou possa ser agravado pela prática de exercícios?
- [6] Existe alguma boa razão física, não mencionada aqui, para que você não siga um programa de atividades físicas, se desejar fazê-lo? (pergunta omitida)
- [7] Você tem mais de 65 anos e não está acostumado a se exercitar vigorosamente?
(esta pergunta foi realizada a todos os indivíduos, independente da idade)

Resultados:

- Sim a uma ou mais perguntas – consultar o médico antes de iniciar o teste e solicitar teste de esforço;
- Não a todas as perguntas – apto para o teste.

1.4. ANEXO D – CÓDIGO PARA DETERMINAÇÃO DO SCORE FÍSICO

Use o número apropriado (0 a 7) que melhor descreve seu nível de atividade física geral no mês anterior:

- Você não deve participar regularmente de esportes ou atividades físicas sistemáticas
 - [0] se você evita caminhar ou se esforçar. Por exemplo: sempre usa elevador, dirige sempre que possível, ao invés de caminhar.
 - [1] se você caminha por prazer, rotineiramente sobe escadas, ocasionalmente se exercita suficientemente para causar respiração ofegante ou suor.
 - Você participa regularmente nos horários de lazer ou trabalho que requerem modesta atividade física, tal como: golfe, cavalgar, ginástica, tênis de mesa, boliche, musculação ou jardinagem.
 - [2] se você realiza entre 10 a 60 min, como as descritas acima, por semana.
 - [3] se você pratica atividades físicas, como as descritas acima, por mais de uma hora por semana.
 - Você participa regularmente de atividade física pesada como: corrida ou trote, natação, ciclismo, remo, pular corda, corrida na estira ou pratica atividade aeróbia vigorosa como necessário no tênis, basquete ou handebol.
 - [4] se você corre menos do que 1,6 km por semana ou gasta menos de 30 min por semana, em alguma atividade física semelhante as descritas acima.
 - [5] se você corre de 1,6 a 8 km por semana, ou gasta de 30 a 60 min por semana, em alguma atividade física semelhante as descritas acima.
 - [6] se você corre de 8 a 16 km por semana, ou gasta de 1 a 3 h por semana, em alguma atividade física semelhante as descritas acima.
 - [7] se você corre mais de 16 km por semana, ou gasta mais de 3 h por semana, em alguma atividade física semelhante as descritas acima.

1.5. ANEXO E – DADOS BRUTOS

Acelerações ordenadas por g/ms. (n = 11)

Local	Modo	g/ms									
Tíbia	cor100	0,2	Tíbia	cor90	1,24	L3	cam90	0,21	L3	cam100	1,64
	cam90	0,31		cam100	1,25		cor90	0,31		cor90	1,68
	cam100	0,47		cor110	1,29		cam100	0,32		cor100	1,78
	cor90	0,47		cor100	1,32		cam90	0,43		cam110	1,95
	cam90	0,48		cor100	1,35		cam100	0,47		cam110	2,14
	cam100	0,48		cor110	1,36		cam110	0,54		cam110	2,2
	cam90	0,49		cam90	1,38		cam100	0,58		cor100	2,2
	cam100	0,52		cam110	1,52		cam100	0,58		cor100	2,22
	cam90	0,55		cam100	1,67		cam100	0,63		cor90	2,26
	cam90	0,59		cor110	1,7		cam90	0,67		cor110	2,37
	cam100	0,59		cor90	1,8		cam90	0,73		cam110	2,69
	cam100	0,61		cam110	1,87		cam90	0,76		cor110	2,69
	cam90	0,62		cor100	1,89		cam90	0,77		cor90	2,93
	cam110	0,65		cor100	1,99		cam90	0,81		cor100	2,94
	cam90	0,7		cor110	2,07		cam110	0,84		cor110	3,14
	cam110	0,7		cam110	2,1		cam90	0,95		cor110	3,25
	cam110	0,72		cor110	2,55		cam90	1		cam90	3,41
	cam110	0,74		cor100	2,65		cor90	1,02		cor100	3,6
	cam90	0,79		cor90	3,15		cam90	1,05		cor90	3,7
	cam90	0,83		cor100	3,38		cor110	1,05		cor110	3,7
	cor100	0,83		cor90	3,51		cor100	1,07		cor90	3,77
	cam110	0,95		cor90	3,56		cam100	1,12		cor110	3,8
	cor90	0,96		cor90	3,62		cam110	1,15		cor110	3,87
	cam100	0,99		cor110	3,78		cam100	1,19		cor100	4,12
	cam110	1,07		cor90	4,25		cam100	1,2		cor90	4,56
	cam110	1,08		cor110	4,53		cam110	1,21		cor100	4,72
	cor90	1,14		cor100	4,55		cam100	1,26		cam100	4,74
	cam100	1,16		cor110	4,6		cam110	1,28		cor110	4,74
	cor100	1,18		cor90	5		cam110	1,34		cor90	4,88
	cam90	1,21		cor100	5,04		cor90	1,43		cor100	5,14
	cam100	1,23		cor110	5,35		cor100	1,49		cor110	5,4
	cam100	1,24		cor110	5,82		cor110	1,52		cor90	5,74
	cam110	1,24		cor110	7,8		cam110	1,56		cor100	6,25

VO_{2máx} em ml/kg/min. (n = 12)

VO _{2máx}
50,17
51,08
53,12
54,8
55,92
58
61,27
61,4
61,43
61,6
63,21
67,8

VO_{2rel.} em ml/kg/min, para cada etapa do procedimento experimental. Os valores *outliers* foram excluídos. (n = 12)

cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
17,20	21,70	26,10	23,70	<i>outlier</i>	25,80
17,60	22,20	27,90	24,50	24,50	25,80
19,00	24,20	30,20	25,20	25,80	29,70
20,90	26,20	31,10	25,80	27,60	30,80
21,10	26,20	31,80	26,80	27,70	32,70
22,60	26,50	34,00	27,60	28,00	32,80
23,80	26,80	37,40	28,40	29,80	33,20
24,20	27,10	41,40	28,50	30,40	33,40
26,30	29,10	42,50	28,90	31,60	35,10
28,50	31,00	43,00	30,40	32,00	35,60
30,10	32,40	43,10	33,10	32,30	44,30
<i>outlier</i>	<i>outlier</i>	<i>outlier</i>	<i>outlier</i>	<i>outlier</i>	44,50

EMG, em microvolts, para cada etapa do procedimento experimental sob RP. (n = 11)

Médias coerentes do EMG sob RP						EMG sob RP					
cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tibial anterior						Tibial anterior					
80,45	124,25	161,68	111,03	119,41	119,81	222,84	298,26	342,51	240,21	266,07	248,38
76,41	112,82	104,51	93,84	102,84	71,81	250,59	287,28	257,75	236,77	269,57	189,12
62,61	81,51	124,21	82,27	84,42	87,62	168,64	181,64	282,81	138,45	136,07	143,08
57,21	71,5	108,69	43,79	45,2	49,31	203,4	240,55	285,58	110,83	94,38	112,55
47,28	36,56	53,41	27,35	29,72	31,19	110,65	78,13	92,81	48,45	54,65	59,12
40,16	49,58	67,61	50,11	49,14	57,87	89,25	113,52	139,4	105,64	99,63	118,02
40,7	50,28	57,57	62,26	62,46	62,75	122,56	117	166,69	138,56	115,83	146,61
49,46	52,94	74,28	38,88	45,02	44,69	142,87	154,03	196,63	50,96	55,15	59,29
15,8	42,74	50,32	38,88	40,25	48,51	58,62	154,77	93,02	159,78	65,89	54,47
36,16	55,44	109,71	28,2	35,78	38,03	111,49	185,96	299,39	61,52	68,11	76,09
54,95	81,9	108,04	60,95	57,21	62,03	146,42	219,77	246,34	112,66	112,23	124,56
Vasto lateral						Vasto lateral					
4,7	6,83	8,91	14,33	13,02	13,79	24,29	29,71	32,95	61,36	57,91	60,21
10,14	16,1	29,22	27,49	25,55	26,77	49,08	62,77	111,87	95,4	102,75	115,84
11,31	16,25	30,62	27,4	29,19	37,08	40,55	54,44	125,6	108,14	115,09	118,81
28,12	34,63	34,82	54,99	51,79	53,59	164,62	165,96	155,83	232,93	223,03	240,26
2,6	2,05	4,07	2,95	3,09	3,51	14,68	11,65	14,88	13,38	14,57	17,64
2,68	3,22	4,65	4,84	2,64	6,31	11,03	11,51	16,7	17,9	15,65	22,64
17,61	31,28	34,25	70,79	63,19	68,45	81,67	122,3	147,12	271,18	266,12	293,12
9,73	11,03	11,92	11,51	19,5	14,52	48,95	56,9	57,27	42,27	54,9	49,89
14,94	20,15	23,46	28,7	28,9	29,27	63,8	92,42	93,88	136,01	144,27	144,71
16,68	19,5	27,85	28,97	31,1	29,85	87,72	95,94	112,36	131,85	133,07	129,71
8,01	9,63	11,29	28,3	24,29	24,9	39,62	38,3	44,16	105,04	102,51	92,16
Eretores da coluna						Eretores da coluna					
8,84	32,09	26,59	19,09	17,48	25,19	30,95	77,38	66,32	54,98	53,25	66,43
13,9	29,42	28,45	24,39	30,13	25,7	50,03	65,4	59,21	46,09	57,79	54,15
14,72	19,91	33,3	36,19	38,01	42,48	55,64	87,05	134,09	103,76	103,9	101,11
26,18	15,56	25,21	18,47	20,73	24,37	80,38	58,36	58,48	46,04	47,66	49,27
32,76	22,06	23,12	47,88	42,32	46,35	88,31	71,1	48,28	79,42	97,67	99,08
9,67	20,47	13,12	22,83	6,87	27,32	27,96	46,05	36,15	41,41	9,67	43,57
0,13	5,72	6,62	10,83	11,66	0,87	0,49	15,54	23,48	30,73	28,35	1,59
17,76	17,22	17,15	18,28	25,08	24,35	46,62	50,95	55,89	29,72	35,37	41,7
12,17	16,42	19,2	23,55	23,86	24,24	53,05	76,57	76,6	109,76	119,87	121,06
12,85	15,27	22,77	22,99	25	23,97	67,34	74,26	90,95	104,04	106,79	102,59
6,29	7,69	9,35	22,92	19,36	19,88	31,09	29,87	34,92	84,11	81,73	72,14

EMG, em microvolts, para cada etapa do procedimento experimental antes do RP. (n = 8)

Médias coerentes do EMG antes do RP						EMG antes do RP					
cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110	cam90	cam100	cam110	cor90	cor100	cor110
Tibial anterior						Tibial anterior					
66,53	82,27	123,36	91,5	80,98	84,59	156,56	201,74	273,97	138,55	140,56	154,86
48,57	69,8	108,11	45,89	50,67	44,73	118,94	227,39	277,9	108,98	86,58	93,45
45,04	52,64	68,4	48,4	43,88	54,78	100,93	111,07	141,17	97,03	99,41	119,76
44,52	49,65	57,78	68,48	67,52	70,73	77,56	65,72	101,24	135,38	153,13	149,74
48,53	55,43	67,5	38,28	45,37	56,56	164,29	179,02	185,8	54,86	64,43	73,02
22,82	44,62	47,7	34,4	37,6	42,21	60,4	170,38	95,17	157,77	75,75	61,57
34,8	54,47	101,29	33,69	33,06	30,58	110,63	191,15	306,9	68,81	64,86	67,7
55,21	66,42	116,69	57,36	58,49	60,37	151,41	188,95	233,56	99,18	120,96	125,77
Vasto lateral						Vasto lateral					
10,95	15,45	31,83	29,62	28,77	30,94	42,9	54,06	154,69	132,21	112,62	121,08
16,93	36,8	38,08	55,25	33,97	55,11	80,55	184,52	183,73	238,69	206,33	242,46
2,67	6,35	4,61	4,68	2,94	4,03	10,93	20,45	15,66	16,32	16,05	22,28
16,6	23,59	32,83	71,03	65,8	64,53	44,81	51,05	80,96	258,58	272,48	262,65
9,86	10,9	11,68	11,38	12,95	20,58	52,35	54,86	62,19	44,38	45,04	49,93
14,87	17,78	25,36	29,86	30,39	19,71	68,14	79,33	95,28	143,99	159,63	177,17
16,77	21,72	26,91	28,73	28,69	30,12	87,37	115,04	119,4	129,82	125,62	145,91
8,45	9,44	8,88	26,54	25,61	25,56	41,23	40,76	42,1	99,86	110,06	101,79
Eretores da coluna						Eretores da coluna					
13,91	24,1	30,37	69,44	31,82	36,02	69,36	104,81	112,69	112,31	89,21	112,34
13,7	16,16	23,77	16,46	24,64	27,09	40,79	65,71	66,83	39,73	46,86	56,6
7,55	20,73	18,49	22,5	9,08	30,16	23,4	48,09	46,91	38,34	12,91	45,06
0,23	4,84	6,3	10,71	12,03	3,93	0,54	11,58	14,97	29,07	32,92	12,4
16,54	14,11	19,85	20,32	19,39	25,68	48,26	47,34	54,35	37,4	31,79	40,33
11,97	14,4	20,7	24,43	24,85	16,36	56,2	64,46	77,7	116,86	130,86	149,75
13,02	17,13	21,97	23,11	22,96	23,81	67,84	90,54	98,42	103,14	101,13	116,68
6,69	7,62	7,57	21,45	20,1	20,24	32,74	33,05	32,12	79,68	85,91	78,5