

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

**RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS
BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS**

Dissertação de Mestrado

Marcus Peikriszwili Tartaruga

Porto Alegre, fevereiro de 2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

CATALOGAÇÃO NA FONTE

T194r Tartaruga, Marcus Peikriszwili.

Relação entre economia de corrida e variáveis biomecânicas em corredores fundistas. / Marcus Peikriszwili Tartaruga. - Porto Alegre: Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2008.
118 f.: tab.; il.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Escola de Educação Física. Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2008.

1. Economia de corrida. 2. Variáveis cinemáticas. 3. Eletromiografia. 4. Consumo de oxigênio. 5. Técnica de corrida I. Título. II. Kruel, Luiz Fernando Martins orientador. III. Ávila, Aluísio Otávio Vargas, co-orientador.

CDU: 796.012

Ficha catalográfica elaborada por Ivone Job, CRB-10/624

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

Marcus Peikriszwili Tartaruga

**RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS
BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, como requisito parcial para obtenção do grau acadêmico de Mestre em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Dr. Luiz Fernando Martins Kruel

Co-Orientador: Dr. Alúcio Otávio Vargas Ávila

Porto Alegre, fevereiro de 2008

Marcus Peikriszwili Tartaruga

**RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS
BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS**

Universidade Federal do Rio Grande do Sul
Escola de Educação Física
Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano

Porto Alegre, fevereiro de 2008

COMISSÃO DE AVALIAÇÃO:

Prof. Dr. Álvaro Reischak de Oliveira

Prof. Dr. Carlos Bolli Mota

Prof. Dr. Alberto Enrico Minetti

CONCEITO FINAL: A

Porto Alegre, 13 de fevereiro de 2008

Orientador: Dr. Luiz Fernando Martins Kruehl

Co-Orientador: Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

Mestrando: Marcus Peikriszwili Tartaruga

AGRADECIMENTOS

É neste momento que dirijo minha gratidão a todos que, de alguma forma, se envolveram ou foram envolvidos neste trabalho.

Ao meu orientador professor Doutor Luiz Fernando Martins Krueel, por ter confiado em mim mais uma vez, não somente ao aceitar o desafio de um estudo deste porte, mas também pela orientação que ultrapassou o campo acadêmico.

Ao meu co-orientador professor Doutor Aluísio Otávio Vargas Ávila por ter disponibilizado toda a infra-estrutura para as coletas de dados e pela orientação prestada ao longo deste trabalho.

Aos meus familiares, José Luis, Iván, Maria Virgínia, Tia Stella, Tio Eduardo e Abuela Teresita pelo carinho e amor.

As pessoas que me ajudaram em algum momento, desde a elaboração da idéia do estudo até a escrita final do trabalho: Ana Paula Viola, André Luis Korzenowski, Andriago Zaar, Antônio Barbosa Rangel, Eduardo Ramos da Silva, Felipe Carvalho, Fernando Gabe Beltrami, Gabriela Lovis Black, Hélio Carraveta, Jerri Ribeiro, Luiz Fernando Ribeiro Moraes, Michel Areas Brentano, Ronei Silveira Pinto, Tatiane Gorski, e Stéphanie Santana Pinto.

Aos meus orientandos, Maria Helimara de Medeiros, Alessandra Silva Oliveira, Luciano Oliveira Ferroni, Rodrigo Gonzáles Alves, Luis Otávio Frasca Rodrigues, Débora Dutra Beilke e Fabiana Vaz. Mais do que ensiná-los, com vocês aprendi o que é orientar.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da UFRGS, da Biblioteca da EsEF e do Laboratório de Pesquisa

do Exercício da UFRGS, especialmente a Dani, ao Luis e ao Luciano, pela paciência e auxílio ao longo de todo este trabalho.

Ao pessoal do Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos, Nabinger, Andresa, Rudi, João e Alexandre pela ajuda e disponibilidade nas coletas de dados.

Aos mestres que me auxiliaram profundamente na minha formação científica, de maneira especial aos doutores Adraldo Gaya, Jefferson Loss, Marco Vaz, Guima e Álvaro Oliveira.

Aos professores Paulo André Poli de Figueiredo e Ilana Finkelstein pelo incentivo prestado.

Aos queridos colegas do Grupo de Pesquisa em Atividades Aquáticas e Terrestres, pelo apoio e estímulo.

Aos meus colegas professores e treinadores de atletismo, Leonardo Ribas, Remião, Clóvis, Miriam Caldasso, Marco De Lazari e Adão Domingo pelo apoio e disponibilidade em ceder seus atletas para a concretização deste estudo.

Aos atletas corredores, em especial ao Anderson da Silva Adams, Claudemir Sbaraini, Jeremias Luis da Silva, Josiel Silva do Prado, Nilton Domingos do Couto, Róbson Francisco Haag, Andriago Zaar, Rodrigo da Silva Gonzaga, Gerson Antônio Moreira Leite, Sidnei Lemos, Lucas da Silveira Pretto, Antônio Carlos Pereira Gomes, Cristiano Fagundes Jardim, Eduardo Martinelli Leal, Carlos André Senna Trindade, Jonas de Araujo Rocha, Dalvane dos Santos, Paulo César Moro, Saulo Neves de Oliveira, Adriano Oliveira da Silva, Cezar Batista Camillo, Tauro Susin Bonorino, Alzi Brito da Silva e Paulo César Castagnetti pela confiança e ensinamentos sobre treinamento esportivo.

Aos meus colegas e amigos Marcelo Coertjens, Cristine Lima Alberton, Eduardo Lusa Cadore e Eduardo Marczwski da Silva. Sem a força, o envolvimento, o conhecimento e o apoio de vocês ao longo das árduas sessões de coleta de dados, com certeza esse trabalho ainda não estaria pronto.

Ao meu colega de mestrado e grande amigo Carlos Leandro Tiggemann, além de um grande mestre, um exemplo de pessoa a ser seguido.

Aos meus pais, Gianella e Boris, bem como a minha namorada Juliana, pela paciência, pela compreensão, pelo apoio e amor.

Por fim, a Universidade Federal do Rio Grande do Sul, juntamente a Escola de Educação Física e ao Laboratório de Pesquisa do Exercício por terem me proporcionado todas as ferramentas necessárias para a concretização deste estudo.

Ao Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos, centro de referência para diversas pesquisas científicas, por ter me propiciado toda a infraestrutura necessária para o desenvolvimento deste estudo.

A Empresa Miotec Equipamentos Médicos pela parceria e disponibilidade do seu eletromiógrafo portátil.

Gostaria de dedicar a minha dissertação a todos os pesquisadores que são responsáveis, diariamente, pela formação de novos pesquisadores e professores, contribuindo, cada vez mais, para a busca do conhecimento científico. Em especial aos professores Luiz Fernando Martins Krueel e Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, exemplos de pesquisadores a serem seguidos por todos nós.

Agradeço, também a Deus, por tudo que tem me proporcionado ao longo da minha vida.

Obrigado!

RESUMO

RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS

Autor: Marcus Peikriszwili Tartaruga

Orientador: Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Krueel

Co-Orientador: Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

O objetivo do presente estudo foi analisar o comportamento de 15 variáveis cinemáticas (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulos do joelho e tornozelo no *foot strike* e no *take-off*, máxima flexão do tronco e máxima flexão do joelho na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé e amplitude vertical do centro de massa) e 8 variáveis neuromusculares (ativação elétrica muscular do reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral - porção curta – nas fases de suporte e balanço) da corrida, correlacionando-as com a economia de corrida (ECO). Dezesesseis homens (idade: 27 ± 1 anos; consumo máximo de oxigênio ($VO_{2\text{máx}}$): $56,4 \pm 4,8$ ml.kg⁻¹.min), corredores fundistas com experiência em provas de 10.000 metros, realizaram um teste submáximo de corrida em esteira rolante na velocidade de 16 km.h⁻¹ correspondente a uma intensidade média de 10,7% abaixo do limiar anaeróbio (LA) e a uma velocidade média de 11,1% abaixo da velocidade no LA. Foi utilizado um ergoespirômetro portátil para registro do consumo submáximo de oxigênio ($VO_{2\text{submáx}}$) e para o registro das variáveis cinemáticas e neuromusculares da corrida, um sistema de captura de vídeo composto de duas filmadoras digitais de 120 Hz e um eletromiógrafo portátil de quatro canais com frequência de amostragem de 2000 Hz por canal. O valor de ECO correspondeu à média do $VO_{2\text{submáx}}$ nos últimos dois minutos de teste, num total de seis minutos. A magnitude das variáveis cinemáticas e neuromusculares foram determinadas a partir da média de três ciclos de passada contabilizadas a partir da terceira passada do quarto minuto de teste. Foi feita a análise descritiva e aplicados os testes de Normalidade, Correlação Produto Momento de Pearson e Regressão Linear Múltipla. Verificaram-se relações diretas (+) e inversas (-) das variáveis cinemáticas (frequência de passada (-28,3%), comprimento de passada (+23,0%), ângulo do joelho no *foot strike* (-12,7%), amplitude vertical do centro de massa (-7,2%), amplitude angular do cotovelo durante a passada (+5,6%), tempo de balanço (+3,2%), ângulo do tornozelo no *foot strike* (-0,6%) e comprimento de passada relativo (+0,4%)) com a ECO, totalizando 81%, e relações das variáveis neuromusculares (ativação elétrica muscular do semitendinoso na fase de suporte (+11,3%), do reto femoral (-4,3%) e do semitendinoso (+3,4%) na fase de balanço) com a ECO, totalizando 19%. Portanto, mudanças na técnica de corrida e na ativação elétrica muscular podem resultar em mudanças na ECO em corredores de 10.000 metros, que estejam se exercitando a uma intensidade próxima de 10% abaixo do LA.

Palavras-chave: economia de corrida, consumo de oxigênio, técnica de corrida, variáveis cinemáticas, eletromiografia.

ABSTRACT

RELATIONSHIP BETWEEN RUNNING ECONOMY AND BIOMECHANICAL VARIABLES IN DISTANCE RUNNERS

Author: Marcus Peikriszwili Tartaruga

Advisor: Prof. Dr. Luiz Fernando Martins Kruel

Co-Advisor: Prof. Dr. Aluísio Otávio Vargas Ávila

The aim of the present study was to analyze the behavior of 15 kinematic variables (stride time, contact time, balance time, stride length, relative stride length, stride frequency, angles of the knee and ankle in *foot strike* and *take-off*, maximal flexion of the trunk and maximal flexion of the knee in the swing, angle excursion of the elbow, maximal pronation of the subtalar joint and vertical oscillation of the mass center) and 8 neuromuscular variables (electromyographic signal amplitude (EMG) of the vastus lateralis, biceps femoris, rectus femoris and semitendinosus muscles in the stance and swing) of distance running, correlating them with the running economy (ECO). Sixteen men (age: 27±1 years; maximal oxygen uptake (VO_{2max}): 56,4±4,8 ml.kg⁻¹.min), distance runners with experience in competitions of 10.000 meters, had carried through a test of the ECO (16 km.h⁻¹) correspondent to an intensity mean of 10,7% below of the anaerobic threshold (LA) and 11,1% below of the velocity mean in the LA. Portable ergospirometer for register of the submaximal oxygen uptake ($VO_{2submáx}$) and for the register of the kinematic and neuromuscular variables of the distance runners was used one system of capture of the video with two high-speed camera (120 Hz) and an electromyography portable of four canals with 2000 Hz for canal. The value of ECO correspond the average of the $VO_{2submáx}$ in last the two minutes of test, in a total of six minutes. The magnitude of the kinematic and neuromuscular variable passing had been determined from the average of three cycles of stride. The tests of “Normality”, “Pearson correlation” and “Multiple Linear Regression” were performed. Direct relations (+) and inverse (-) of the kinematic variables (stride frequency (-28,3%), stride length (+23,0%), angle of the knee in *foot strike* (-12,7%), vertical oscillation of the mass center (-7,2%), wrist excursion (+5,6%), balance time (+3,3%), angle of the ankle in *foot strike* (-0,6%) and relative stride length (0,4%)) with the ECO, totalizing 81%, and relations of the neuromuscular variables (EMG of the semitendinosus in the stance (+11,3%), of the rectus femoris (-4,3%) and of the semitendinosus (+3,4%) in the swing) had been verified with ECO, totalizing 19%. Therefore, changes in the technique and the EMG can result in changes in the ECO in distance runners with experience in competitions of 10.000 meters, in intensities next to 10% below of the LA.

Keywords: running economy, oxygen uptake, running technique, kinematic variables, electromyographic.

SUMÁRIO

1 - INTRODUÇÃO	1
1.1 - Objetivos	8
<u>1.1.1 - Geral</u>	8
<u>1.1.2 - Específicos</u>	8
2 – REVISÃO DE LITERATURA	9
2.1 – Relação entre economia de corrida e intensidade submáxima de esforço.....	9
2.2 – Relação entre economia de corrida e parâmetros fisiológicos e biomecânicos.....	13
2.3 – Diferenças na economia de corrida em pista e esteira rolante.....	16
2.4 – Confiabilidade dos resultados de economia de corrida	18
2.5 – Técnica de corrida	21
3 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 – Caracterização da pesquisa.....	29
3.2 – Cálculo amostral	29
3.3 – Amostra	30
3.4 – Variáveis	31
<u>3.4.1 - Independentes</u>	31
<u>3.4.2 - Dependente</u>	31
<u>3.4.3 - Controle</u>	31
<u>3.4.4 - Caracterização da amostra</u>	31
3.5 – Instrumentos de medida.....	32
3.6 – Procedimentos para coleta de dados	33
<u>Sessão 1 – Caracterização e familiarização da amostra</u>	34
<u>Sessão 2 – Teste máximo de esforço</u>	35
<u>Sessão 3 – Teste de economia de corrida</u>	38
3.7 – Desenho experimental	50
3.8 – Análise Estatística.....	51
4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
5 – CONCLUSÕES, SUGESTÕES E APLICAÇÕES PRÁTICAS.....	67
5.1 – Conclusões.....	67
5.2 – Aplicações Práticas.....	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	69
ANEXOS	86

LISTA DE SÍMBOLOS

%CVM BF	percentual RMS do músculo bíceps femoral (porção curta)
%CVM RF	percentual RMS do músculo reto femoral
%CVM ST	percentual RMS do músculo semitendinoso
%CVM VL	percentual RMS do músculo vasto lateral
%CVM	percentual da contração voluntária máxima
%G	percentual de gordura
$\Sigma 7DC$	somatório de sete dobras cutâneas
($^{\circ}$)	graus
1LV	primeiro limiar ventilatório
2D	duas dimensões
2LV	segundo limiar ventilatório
C1	categoria elite
C2	categoria sub-elite
C3	categoria de amadores
C4	categoria de não corredores
CM	centro de massa
CVM	contração voluntária máxima
D	densidade corporal
DC	dobras cutâneas
DP	desvio-padrão
ECO	economia de corrida
EMG	eletromiografia
FC	frequência cardíaca
FC _{máx}	frequência cardíaca máxima
ID	idade
LA	limiar anaeróbio
MC	massa corporal
$^{\circ}C$	graus Celcius
p, ∞	índice de significância
PAB	perímetro do abdome
PAT	perímetro do antebraço
QR	taxa de troca respiratória

r	coeficiente de correlação linear de Pearson
RMS	root mean square
VCO_2	volume de dióxido de carbono
VE	ventilação
VM	velocidade máxima
$VO_{2máx}$	consumo máximo de oxigênio
$VO_{2submáx}$	consumo submáximo de oxigênio
$vVO_{2máx}$	velocidade no consumo máximo de oxigênio
ZI	zona de inervação

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Variáveis que influenciam o desempenho de corredores de meia e longa distâncias (SAUNDERS <i>et al.</i> , 2004).....	3
Figura 2	Modelo de desempenho em corridas de meia e longa distâncias (BASSETT e HOWLEY, 2000).....	3
Figura 3	Modelo de desempenho em corridas de meia e longa distâncias (BAILEY e PATE, 1991).....	5
Figura 4	Comparação da $vVO_{2máx}$ entre homens e mulheres com semelhantes valores de $VO_{2máx}$ e diferentes valores de ECO (DANIELS e DANIELS, 1992).....	10
Figura 5	Comparação da $vVO_{2máx}$ entre homens e mulheres com semelhantes valores de ECO e diferentes valores de $VO_{2máx}$ (DANIELS e DANIELS, 1992).....	11
Figura 6	Teste máximo de esforço de um indivíduo realizado no Laboratório de Pesquisa do Exercício da EsEF/UFRGS.....	36
Figura 7	Deslocamento de um eletrodo ativo circunferencial sobre a superfície muscular para a localização da ZI do músculo reto femoral (a), eletrodos bipolares posicionados 2 cm acima da ZI (b).....	39
Figura 8	Plano sagital esquerdo.....	41
Figura 9	Vista posterior da perna esquerda.....	41
Figura 10	Teste de economia de corrida de um indivíduo realizado no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTeC).....	42
Figura 11	Procedimentos de coletas de dados do teste de ECO.....	43
Figura 12	Modelo espacial do plano sagital esquerdo.....	44
Figura 13	Modelo espacial do plano frontal posterior.....	44
Figura 14	Ângulo do joelho no <i>foot strike</i>	46
Figura 15	Ângulo do tornozelo no <i>foot strike</i>	46
Figura 16	Ângulo do joelho no <i>take-off</i>	47
Figura 17	Ângulo do tornozelo no <i>take-off</i>	47

Figura 18	Máxima flexão do joelho na fase de suporte.....	47
Figura 19	Máxima flexão do tronco na fase de suporte.....	48
Figura 20	Amplitude angular do cotovelo durante a passada.....	48
Figura 21	Máxima pronação da parte posterior do pé.....	48
Figura 22	Sinal eletromiográfico filtrado do músculo vasto lateral de um indivíduo.....	50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Caracterização da amostra: médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos das variáveis idade, massa corporal, estatura, comprimento de perna, densidade corporal, percentual de gordura corporal e tempo de desempenho em provas de 10.000 metros de 16 corredores de rendimento.....	52
Tabela 2	Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) para as variáveis cinemáticas (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulos do joelho e tornozelo no <i>foot strike</i> e no <i>take-off</i> , máxima flexão do joelho e tronco na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé e amplitude vertical do cento de massa), neuromusculares (percentuais RMS dos músculos reto femoral (%CVM RF), vasto lateral (%CVM VL), semitendinoso (%CVM ST) e bíceps femoral – porção curta – (%CVM BF), nas fases de suporte e balanço) e consumo de oxigênio, durante corrida a 16 km.h ⁻¹	53
Tabela 3	Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) para as variáveis ângulo do joelho no <i>foot strike</i> , %CVM RF, %CVM VL, %CVM ST e %CVM BF na fase de suporte e %CVM RF, %CVM VL e %CVM BF na fase de balanço após a transformação matemática $x' = \log x$ (logaritmo à base 10).....	54
Tabela 4	Médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos da velocidade máxima de corrida e da velocidade no limiar anaeróbio (LA) verificadas no teste máximo de esforço.....	54
Tabela 5	Médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos do consumo máximo de oxigênio (VO _{2máx}), do consumo de oxigênio (VO ₂) no LA e na velocidade de 16 km.h ⁻¹ .	54

Tabela 6	Médias e erros-padrão da média (EP) das variáveis biomecânicas (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulo do joelho e do tornozelo no <i>foot strike</i> e <i>take-off</i> , máxima flexão do joelho e tronco na fase de suporte, amplitude do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé, amplitude vertical do centro de massa, %CVM RF, %CVM VL, %CVM ST e %CVM BF nas fases de suporte e de balanço) e coeficientes de correlação com consumo de oxigênio a 16 km.h ⁻¹	56
Tabela 7	Análise de Regressão Linear Múltipla (método <i>enter</i>) entre as variáveis cinemáticas (tempo de passada, frequência de passada, comprimento de passada, ângulo do joelho no <i>foot strike</i> , amplitude vertical do centro de massa, amplitude angular do cotovelo durante a passada, tempo de balanço, ângulo do tornozelo no <i>foot strike</i> e comprimento de passada relativo) e neuromusculares (percentuais RMS do músculo semitendinoso (%CVM ST) nas fases de suporte e de balanço e, percentual RMS do músculo reto femoral (%CVM RF) na fase de balanço) com o consumo de oxigênio a 16 km.h ⁻¹	57

LISTA DE QUADROS

Quadro 1	Desenho experimental.....	50
----------	---------------------------	----

1 - INTRODUÇÃO

A descrição quantitativa do movimento humano tem despertado grande interesse em diferentes áreas do conhecimento. Cada vez mais, torna-se necessário, e imprescindível, que o movimento humano seja estudado em detalhes de maneira sistemática sendo objeto de mais estudos científicos (BRENZIKOFER *et al.*, 1997).

Segundo Serrão (2001), dentro dos diversos tipos existentes de locomoção, a mais usada é, sem dúvida, a marcha, que vem a ser uma associação de movimentos rotatórios simples dos membros inferiores, que se transformam em um movimento translatório de todo o corpo. Conforme indica Enoka (2002), há duas formas de marcha humana: o caminhar e o correr. Dentre estas formas, a corrida é aquela que chama maior atenção não só por ser o meio mais rápido, mas também por ser utilizada em forma de competição na maioria dos esportes.

Especificamente, em corrida de rendimento, os principais fatores fisiológicos que predizem o desempenho em provas de meia (800 a 5.000 m) e longa distâncias (10.000 m) são: a economia de corrida (ECO) e o limiar anaeróbio (LA) (BASSETT e HOWLEY, 2000; FOSTER e LUCIA, 2007; NUMMELA *et al.*, 2007). A ECO é definida como o consumo de oxigênio em uma determinada velocidade submáxima de corrida e pode ser responsável por até 30% do desempenho em provas de fundo (DANIELS *et al.*, 1978; FARRELL *et al.*, 1979; CONLEY e KRAHENBUHL, 1980; BASSETT e HOWLEY, 2000; SAUNDERS *et al.*, 2004). Já o LA, definido como a intensidade de exercício a partir da qual se verifica um aumento exponencial na concentração de lactato sanguíneo e um aumento na ventilação que não é proporcional ao acréscimo no consumo de oxigênio (OWLES, 1930; WASSERMAN e MCILROY,

1964; WASSERMAN *et al.*, 1973; COYLE, 1995; HOLLMANN, 2001), tem sido identificado como um bom preditivo do desempenho da corrida, respondendo por 72 - 92% da variação do desempenho para distâncias compreendidas entre 3,2 - 42,2 km, comparado com apenas 79% da variação no consumo máximo de oxigênio ($VO_{2máx}$) (FARRELL *et al.*, 1979; SJODIN e JACOBS, 1981).

Diversas metodologias têm sido utilizadas no estudo da ECO, conforme o modelo de desempenho adotado. Esses modelos se subdividem, basicamente, em dois grupos: os fisiológicos e os biomecânicos. O primeiro grupo de modelos tem como característica analisar o comportamento da ECO em função de diversas variáveis fisiológicas como, por exemplo, $VO_{2máx}$ (SJODIN e SVEDENHAG, 1985; CHEN *et al.*, 2007a; CHEN *et al.*, 2007b), o estágio maturacional (KRAHENBUHL e WILLIAMS, 1992) e o metabolismo energético (GILLOOLY *et al.*, 2001); adotando velocidades determinadas por meio de percentuais relativos ao $VO_{2máx}$ ou ao LA.

Por outro lado, o segundo grupo de modelos se preocupa em estudar a ECO por meio da análise do comportamento de diversos parâmetros biomecânicos a exemplo da técnica de corrida (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987), da força de reação do solo (NUMMELA *et al.*, 1994; NUMMELA *et al.*, 2007), da amplitude articular (SAUNDERS *et al.*, 2004; ERIKSRUD *et al.*, 2007), da energia elástica (GLEIM *et al.*, 1990) e dos trabalhos mecânicos totais interno e externo (MINETTI *et al.*, 1994; MIAN *et al.*, 2006); sem que exista alguma justificativa fisiológica relacionada ao consumo de oxigênio e ao LA na determinação da velocidade submáxima de corrida a ser adotada.

Outros dois parâmetros, como o treinamento de força (JOHNSON *et al.*, 1997) e o comportamento elétrico muscular (WANK *et al.*, 1998), têm sido utilizados na análise da ECO, independentemente da intensidade de esforço adotada no teste de ECO.

Nos últimos anos, diversos autores têm demonstrado que o comportamento da ECO é resultante da interação de inúmeros fatores. Esses fatores são não só fisiológicos e biomecânicos, mas também relacionados ao treinamento, ao ambiente e às variáveis antropométricas (figura 1).

Os modelos de desempenho de corridas de meia e longa distâncias estão relacionados fisiologicamente com a análise do consumo de oxigênio em uma determinada velocidade de corrida correspondente a um percentual de intensidade do $VO_{2máx}$ ou do LA. Podemos citar como exemplo o modelo de desempenho proposto por Bassett e Howley (2000) (figura 2).

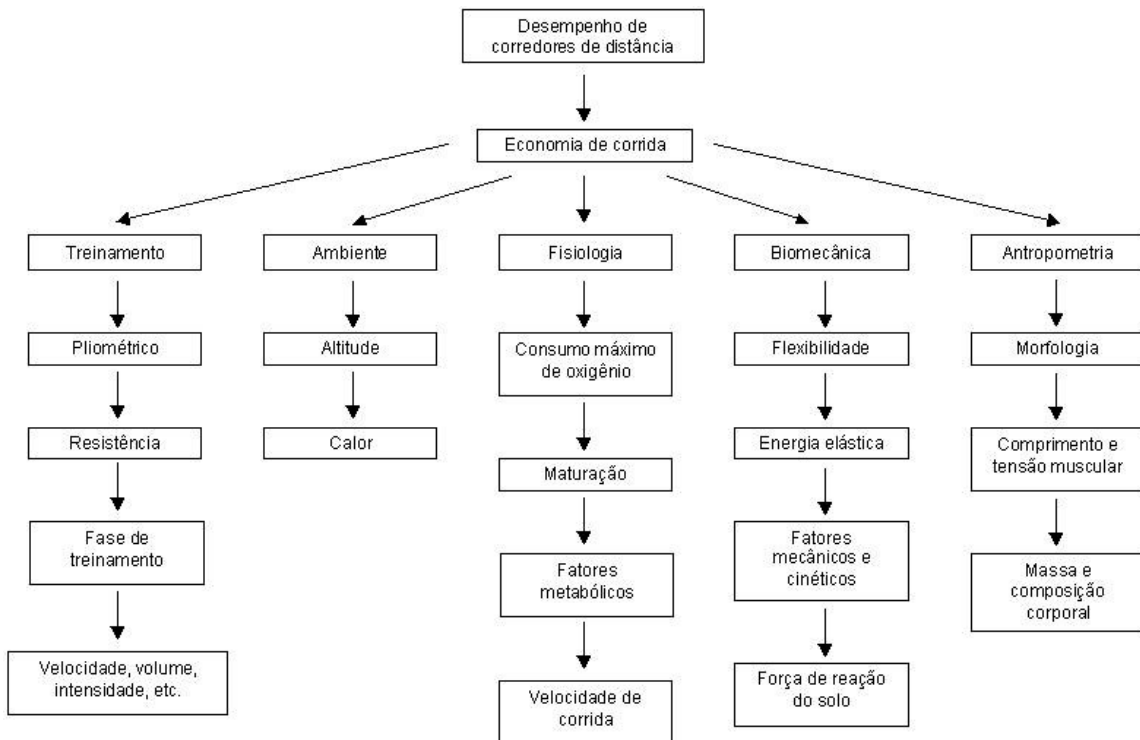


Figura 1 - Variáveis que influenciam o desempenho de corredores de meia e longa distâncias (SAUNDERS *et al.*, 2004).

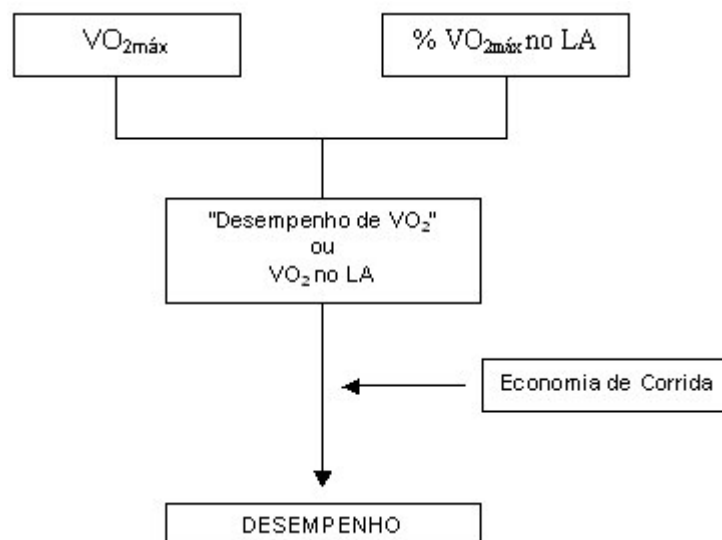


Figura 2 – Modelo de desempenho em corridas de meia e longa distâncias (BASSETT e HOWLEY, 2000).

De acordo com o modelo fisiológico proposto, o $VO_{2máx}$ e o percentual do consumo de oxigênio no LA em relação ao $VO_{2máx}$ influenciam nos valores de ECO, o que pode influenciar no desempenho em corridas de meia e longa distâncias. Quanto

maior o $VO_{2m\acute{a}x}$ e menor o percentual do consumo de oxigênio no LA em relação ao $VO_{2m\acute{a}x}$, maior ECO (BASSETT e HOWLEY, 2000).

Alguns estudos, analisando o comportamento da ECO nas situações de corrida em pista e em esteira rolante, verificaram a importância em analisar a ECO adotando-se velocidades correspondentes a percentuais do $VO_{2m\acute{a}x}$ e do LA. Um exemplo são os estudos de McMiken e Daniels (1976) e Saunders *et al.* (2004). McMiken e Daniels (1976), analisando a relação entre o consumo submáximo de oxigênio ($VO_{2subm\acute{a}x}$) e a velocidade de corrida, encontraram uma correlação de 0,91 em uma velocidade de corrida correspondente a 73% do $VO_{2m\acute{a}x}$. Contudo, Saunders *et al.* (2004) sugerem para análise da ECO de corredores de rendimento velocidades de corrida correspondentes a valores inferiores a 85% do $VO_{2m\acute{a}x}$. Possivelmente velocidades de corridas abaixo dos valores propostos por McMiken e Daniels (1976) e Saunders *et al.* (2004) estejam relacionadas a intensidades abaixo do LA, ideais para a análise da ECO (PEREIRA e FREEDSON, 1997).

A partir da determinação da velocidade de corrida, por meio da utilização de um percentual referente ao valor de $VO_{2m\acute{a}x}$ ou do LA, vários estudos foram desenvolvidos com o objetivo de verificar a influência de diversos fatores fisiológicos no comportamento da ECO como o gênero (DANIELS e DANIELS, 1992), a predominância do tipo de fibras musculares (MORGAN e CRAIB, 1992), o meio ambiente (MORGAN *et al.*, 1989) e a idade (KRAHENBUHL e WILLIAMS, 1992).

Os estudos de Daniels (1985), Mognoni e Di Prampero (2003) e Weston *et al.* (2000), se destacaram pela tentativa de descrever a relação entre ECO e desempenho. Mognoni e Di Prampero (2003) demonstraram que um aumento de 5% nos valores de ECO acarretam uma melhora do desempenho em 3,8%. Como exemplo da relação entre ECO e desempenho, um corredor, chamado Steve Scott, obteve, a partir de um treinamento aeróbio de 6 meses, um aumento do $VO_{2m\acute{a}x}$ correspondente a 3,8% (74,4 para 77,2 $ml.kg^{-1}.min$). Durante o mesmo período de treinamento, os valores de ECO variaram em 6,6% (48,5 para 45,3 $ml.kg^{-1}.kg$) para uma mesma velocidade de corrida (16 $km.h^{-1}$) (DANIELS, 1985).

Entretanto, em nenhum dos estudos citados anteriormente considerou-se relevante a influência das variáveis biomecânicas da corrida na análise da ECO, conforme proposto por Saunders *et al.* (2004). Foi somente a partir da década de 80 que diversos estudos foram desenvolvidos com o objetivo de analisar a ECO a partir de outros modelos de desempenho. Um modelo muito utilizado, biomecanicamente, para

entender a ECO refere-se ao modelo proposto por Bailey e Pate (1991), que consiste na análise da técnica de corrida (figura 3).

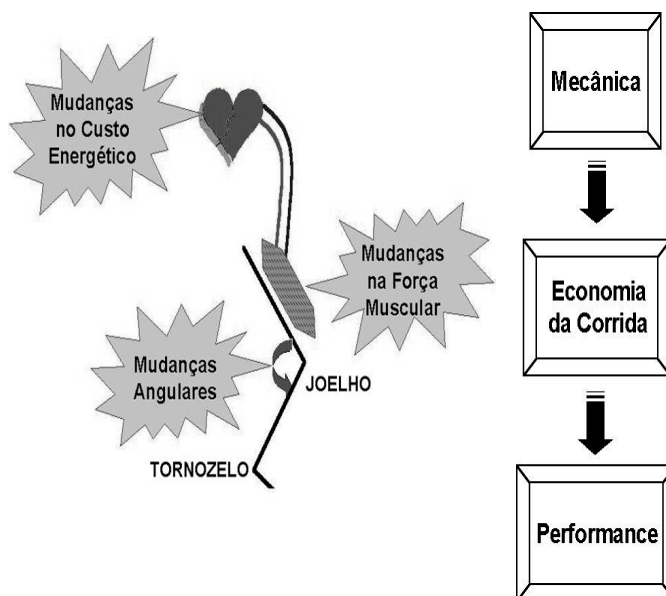


Figura 3 – Modelo de desempenho em corridas de meia e longa distâncias (BAILEY e PATE, 1991).

Conforme esse modelo, mudanças angulares principalmente nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, decorrentes da mudança na mecânica da corrida, produzem alterações nos valores de força e, conseqüentemente, alterações no custo energético e na ECO, acarretando mudanças no desempenho.

As variações na técnica de corrida, especificamente do comprimento e da frequência de passada, podem resultar em alterações significativas na ECO (HOLLOSZY, 1973; DANIELS *et al.*, 1978; WILLIAMS e CAVANAGH, 1987; TARTARUGA *et al.*, 2004; CHEN *et al.*, 2007a).

Williams e Cavanagh (1987) estão entre os primeiros pesquisadores a providenciar um suporte substancial para relacionar variáveis cinemáticas da corrida com a ECO por meio de um grande grupo de corredores do sexo masculino ($n = 31$). Nesse estudo, foram analisados: o ângulo do joelho no primeiro contato do pé com o solo (*foot strike*), a máxima flexão do quadril, a máxima flexão do joelho e a máxima flexão plantar, as três máximas na fase de suporte, a menor velocidade de deslocamento do joelho durante o balanço, a amplitude de deslocamento linear do punho e a máxima oscilação vertical do centro de massa (CM) durante toda a passada (fases de suporte e

balanço) a 13 km.h^{-1} . A fase de suporte corresponde ao período de contato do pé com o solo e a de balanço refere-se ao período do não contato do pé com o solo. Além disso, os autores dividiram a amostra em três grupos: os que tinham uma boa ECO ($36,8 \pm 0,99 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$; $n = 9$), uma razoável ECO ($38,7 \pm 0,58 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$; $n = 12$) e uma menor ECO ($41,5 \pm 0,98 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$; $n = 10$). Os resultados entre os grupos analisados demonstraram diferenças significativas no ângulo do joelho no *foot strike* e na máxima flexão do quadril (quanto maiores os valores angulares, melhor a ECO), bem como na máxima velocidade de deslocamento do joelho durante o balanço (quanto menor a velocidade de deslocamento, melhor a ECO).

Seguindo essa mesma linha de pesquisa, diversos estudos foram desenvolvidos com o objetivo de alcançar uma melhor compreensão da relação entre ECO e variáveis cinemáticas da corrida. Podemos citar, nesse sentido, cinco estudos: primeiro, Cavanagh e Kram (1989) que analisaram a relação do comprimento, tempo e frequência de passada com a ECO. Segundo, Wank *et al.* (1998) que observaram a influência do tempo de suporte na produção de força muscular durante a corrida e relacionaram o comportamento do ângulo do tornozelo - no *foot strike* e no último contato do pé com o solo (*take-off*) - com o comportamento eletromiográfico dos músculos glúteo máximo, bíceps femoral (porção longa), reto femoral, vasto lateral, gastrocnêmio lateral e soleo, em duas velocidades submáximas de corrida ($14,4$ e $21,6 \text{ km.h}^{-1}$). Terceiro, Hausswirth *et al.* (1997) que analisaram a relação entre o ângulo do joelho no *foot strike* e no *take-off*, bem como a máxima flexão do joelho nas fases de suporte e balanço, com o custo energético no final de competições de triathlon e maratona. Quarto, Tartaruga *et al.* (2005) que observaram o comportamento do ângulo de pronação subtalar em duas velocidades submáximas de corridas (12 e 14 km.h^{-1}). Quinto, Minetti *et al.* (1994) que relacionaram o trabalho interno e externo produzido durante a corrida, por meio da análise do comportamento do CM, com o custo energético.

Os últimos estudos a analisar o comportamento da ECO, a partir dos modelos biomecânicos, têm procurado relacionar o comportamento das variáveis cinemáticas da corrida com a ativação elétrica muscular, tentando justificar o comportamento da ECO a partir da produção de força de determinados músculos mono e bi-articulares do quadril e do joelho.

De acordo com Paavolainen *et al.* (1999) e Ansley *et al.* (2004), quanto maior a velocidade de corrida, maior o recrutamento espacial e temporal de unidades motoras. Em um estudo desenvolvido por Nummela *et al.* (2006), analisando a atividade

eletromiográfica dos músculos bíceps femoral, vasto lateral e intermediário, reto femoral e gastrocnêmio, todos da perna direita, durante três situações de esforço (corrida máxima de 20 metros, teste de ECO com velocidade de $15,4 \text{ km.h}^{-1}$ e corrida submáxima de 5 km), de dezoito corredores de rendimento, verificou-se uma diminuição gradual da atividade eletromiográfica durante os primeiros 2 km, correspondentes à corrida de 5 km. Ansley *et al.* (2004) descrevem que a experiência do corredor em relação à prova ocasiona uma adaptação eletromiográfica mais rápida em relação ao corredor menos experiente. Essa adaptação neuromuscular possivelmente seja acompanhada por uma estabilização mais rápida dos valores de ECO. Além disso, a tolerância ao esforço, em relação ao tempo e à velocidade de corrida, torna-se maior devido a uma adaptação do comando central do córtex motor referente à percepção de esforço (menos impulsos aferentes são enviados ao córtex motor para uma mesma sensação de esforço), provavelmente influenciando, também, nos valores de ECO.

No entanto, da mesma forma que nos modelos fisiológicos não se verifica uma preocupação da influência dos aspectos biomecânicos na ECO, nos estudos de ECO desenvolvidos a partir de modelos biomecânicos não se observa uma justificativa fisiológica na escolha da velocidade de corrida e, conseqüentemente, na intensidade submáxima de esforço relacionada ao $\text{VO}_{2\text{máx}}$, assim como ao LA.

Nenhum estudo foi verificado propondo-se relacionar o comportamento das variáveis cinemáticas da técnica de corrida e a amplitude do sinal eletromiográfico de músculos mono e bi-articulares de membros inferiores com a ECO em corredores de rendimento, principalmente fundistas, em uma determinada velocidade submáxima de corrida, correspondente a um mesmo percentual de esforço relacionado ao LA para todos os corredores. Da mesma forma, são poucas as relações entre variáveis cinemáticas da técnica de corrida e ECO apresentadas pela literatura e, normalmente, as documentadas estão limitadas à análise do comportamento dos parâmetros lineares (comprimento e frequência de passada) e angulares do tronco e dos membros inferiores (ângulos do quadril, joelho e tornozelo), sem que exista uma preocupação com o comportamento dos demais segmentos do corpo. O CM também é outra variável biomecânica pouco relacionada com a ECO.

Dessa forma, justifica-se o seguinte problema de pesquisa: Qual a relação entre variáveis biomecânicas (cinemáticas e neuromusculares) e ECO em corredores de longa distância correndo a uma mesma intensidade submáxima de esforço?

1.1 - Objetivos

1.1.1 - Geral

Estudar a relação entre a economia de corrida e as variáveis cinemáticas e neuromusculares de corredores fundistas, com experiência em provas de 10 km, em uma mesma velocidade de corrida, correspondente à mesma intensidade submáxima de esforço.

1.1.2 - Específicos

- a) Determinar a economia de corrida e a magnitude das variáveis cinemáticas da corrida (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulos do joelho e tornozelo no *foot strike* e no *take-off*, máxima flexão do quadril e máxima flexão do joelho na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé e amplitude vertical do centro de massa) em esteira rolante, em uma determinada intensidade submáxima de esforço;
- b) Determinar a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral (porção curta) nas fases de suporte e balanço da corrida, em esteira rolante, em uma determinada intensidade submáxima de esforço;
- c) Relacionar as variáveis cinemáticas e neuromusculares com a economia de corrida;
- d) Determinar quais as variáveis cinemáticas e neuromusculares que mais se relacionam com a economia de corrida.

2 – REVISÃO DE LITERATURA

2.1 – Relação entre economia de corrida e intensidade submáxima de esforço

A eficiência mecânica é o resultado da interação entre o trabalho desenvolvido e o custo energético (BASSETT e HOWLEY, 2000). O termo “economia de corrida” é usado para expressar o consumo de oxigênio necessário durante a corrida em uma determinada velocidade. A ECO pode ser verificada pela relação do consumo de oxigênio (em $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$) *versus* a velocidade de corrida (m.min^{-1} ou km.h^{-1}) ou, simplesmente, pela análise da energia requerida por unidade de massa corporal para uma determinada distância de corrida ($\text{ml O}_2.\text{kg}^{-1}.\text{km}^{-1}$) (BASSETT e HOWLEY, 2000).

Diversos estudos têm demonstrado que a ECO pode explicar, de forma objetiva, a variabilidade na performance em corridas de meia e longa distâncias entre corredores com valores similares de $\text{VO}_{2\text{máx}}$ (SJODIN e SVEDENHAG, 1985; BASSETT e HOWLEY, 1997).

Medidas de Conley e Krahenbuhl (1980) foram usadas para demonstrar uma forte correlação ($r = 0,82$) entre ECO e desempenho em distâncias de 10 km, com desempenho entre 30,5 e 31 min. Entretanto, a correlação entre ECO e desempenho pode variar de acordo com a amplitude dos valores de desempenho utilizados na análise, tendendo a zero a medida que a variabilidade dos valores de desempenho torna-se maior (NOAKES, 1998). Essa tendência demonstra que outros fatores estão relacionados com o desempenho em corridas de meia e longa distância.

Existe uma relação linear entre velocidade submáxima de corrida e consumo de oxigênio ($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) para cada corredor. Entretanto, há diferenças significativas no custo energético, entre corredores de rendimento, para uma mesma velocidade submáxima de corrida. Essa diferença no custo energético é resultante da diferença nos valores de ECO entre os indivíduos (BRANSFORD e HOWLEY, 1977; MORGAN *et al.*, 1995). Morgan *et al.* (1995), analisando 22 corredores da categoria C1 “elite”, 41 da categoria C2 “sub-elite”, 16 da categoria C3 “amadores” e 16 não corredores (categoria C4), verificaram diferenças significativas ($p < 0,05$) nos valores de $\text{VO}_{2\text{máx}}$ entre as categorias ($\text{C1} > \text{C2} > \text{C3} > \text{C4}$). A análise do $\text{VO}_{2\text{submáx}}$ demonstrou uma melhor ECO dos corredores das categorias C1, C2 e C3 em relação a categoria C4. Um dos aspectos mais relevantes do estudo foi a variação de até 20% nos valores de ECO encontrada entre os corredores, dentro de cada categoria.

Uma das melhores descrições de como o $\text{VO}_{2\text{máx}}$ e a ECO influenciam na velocidade de corrida foi demonstrada por Daniels (1985) em sua descrição referente a velocidade no $\text{VO}_{2\text{máx}}$ ($v\text{VO}_{2\text{máx}}$).

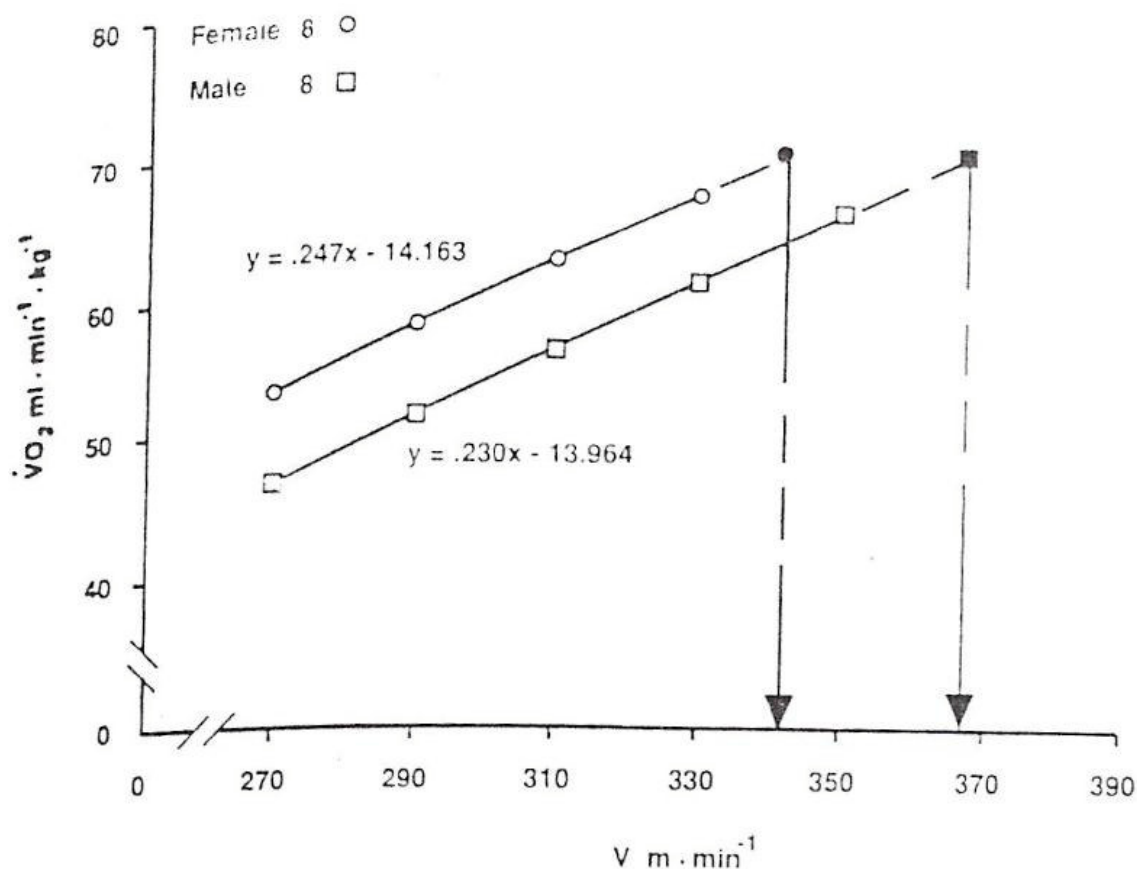


Figura 4 – Comparação da $v\text{VO}_{2\text{máx}}$ entre homens e mulheres com semelhantes valores de $\text{VO}_{2\text{máx}}$ e diferentes valores de ECO (DANIELS e DANIELS, 1992).

De acordo com Daniels e Daniels (1992), os coeficientes angulares das retas formadas por ambos os sexos demonstram a energia requerida por unidade de massa corporal para uma determinada distância de corrida. Daniels e Daniels (1992) demonstraram, de forma clara, que corredores de rendimento que possuem valores semelhantes de $VO_{2m\acute{a}x}$ podem ter $vVO_{2m\acute{a}x}$ e ECO diferentes (figura 4). Da mesma forma, corredores com valores de ECO semelhantes podem ter $vVO_{2m\acute{a}x}$ diferentes em decorrência das diferenças nos valores de $VO_{2m\acute{a}x}$ (figura 5). Os resultados da figura 5 referem-se à relativização do consumo de oxigênio entre os 8 homens e as 8 mulheres com maior ECO de um total de 36 homens e 12 mulheres.

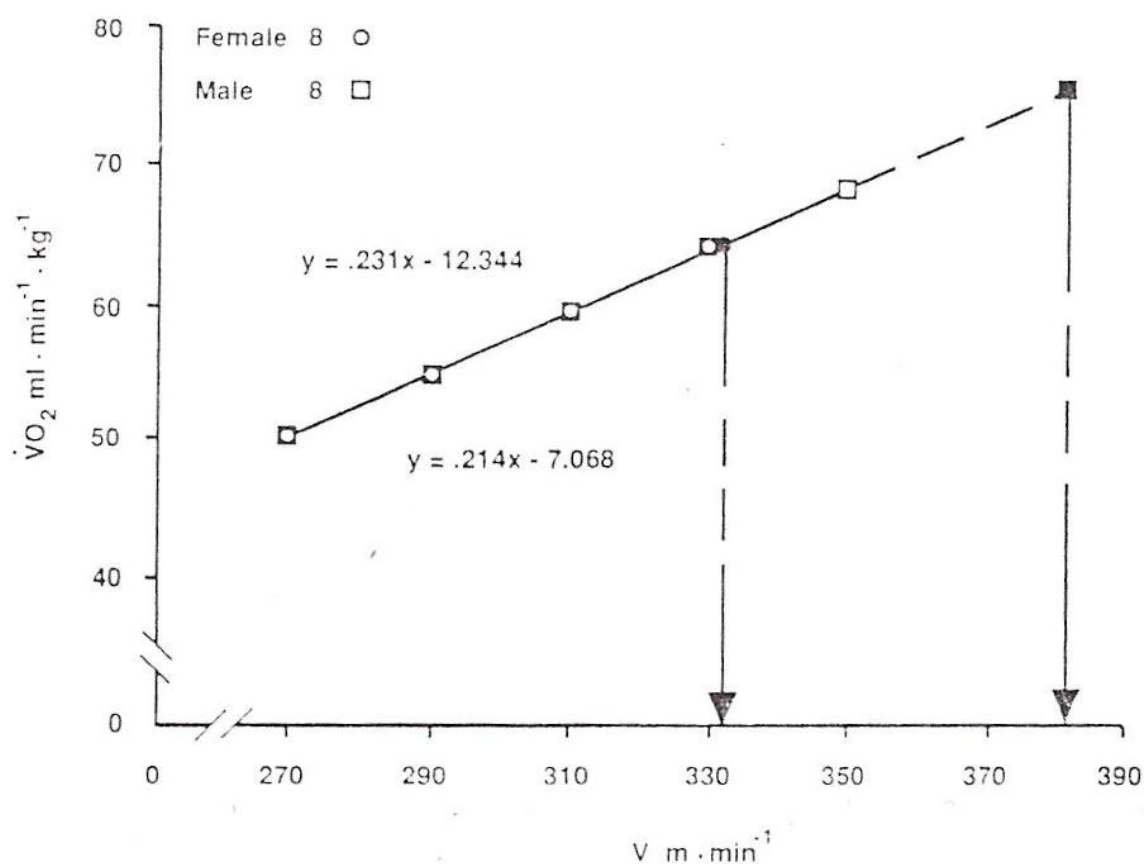


Figura 5 – Comparação da $vVO_{2m\acute{a}x}$ entre homens e mulheres com semelhantes valores de ECO e diferentes valores de $VO_{2m\acute{a}x}$ (DANIELS e DANIELS, 1992).

A diferença de 14%, verificada nos valores de $VO_{2m\acute{a}x}$ entre ambos os grupos, resultou em uma diferença de 14% nos valores de $vVO_{2m\acute{a}x}$. Possivelmente, maiores valores de $VO_{2m\acute{a}x}$ entre corredores com mesma ECO ocasionam maiores limiares anaeróbios e, conseqüentemente, maior condicionamento (BASSETT e HOWLEY, 2000).

Brisswalter e Legros (1994) encontraram uma variabilidade de 4,7% nos valores de ECO utilizando 8 corredores (4 de meia-distância e 4 de longa-distância). Nesse estudo, realizado com corredores franceses, a ECO intra-indivíduo foi verificada três vezes, ao longo de 12 meses, em duas intensidades submáximas de esforço (60 e 80% do $VO_{2máx}$ correspondentes a 12 e 16 $km.h^{-1}$). Os autores verificaram uma estabilidade nos valores de ECO, ao longo dos 12 meses, apesar de um aumento nos valores de $VO_{2máx}$ para uma mesma velocidade de corrida. Os autores concluíram que, em corredores de rendimento, a ECO é um parâmetro difícil de ser relacionado com o $VO_{2máx}$. O contrário é proposto pelos estudos de Conley e Krahenbuhl (1980), Sjodin e Svedenhag (1985) e Svedenhag e Sjodin (1994) que encontraram forte relação entre ECO e $VO_{2máx}$ para corredores de rendimento. Provavelmente, a utilização de um modelo biomecânico, no qual apenas a velocidade de corrida é fixa, pode ter contribuído na dificuldade de relacionar ECO com o $VO_{2máx}$ no estudo de Brisswalter e Legros (1994).

Ambas as figuras (4 e 5) demonstram a importância do $VO_{2máx}$ e da ECO no desempenho de corridas de meia e longas distâncias, o que justifica a determinação da velocidade submáxima de corrida, a ser utilizada no protocolo de ECO, a partir de um ponto percentual abaixo do limiar anaeróbio (LA) ou do $VO_{2máx}$. De acordo com Astrand e Rodahl *apud* Bassett e Howley (2000), o ponto percentual está relacionado com capacidade de trabalho realizado em função do tempo de exercício. Em outras palavras, corredores de rendimento conseguem manter, durante um mesmo intervalo de tempo de exercício, maiores intensidades submáximas de esforço relacionadas ao $VO_{2máx}$, conseqüentemente, maiores velocidades submáximas de corrida. Assim, os autores destacam que um elevado valor de $VO_{2máx}$, associado a um elevado limiar anaeróbio (relativo ao $VO_{2máx}$) e uma maior ECO, acarretam uma maior velocidade submáxima de corrida no limiar anaeróbio e um melhor desempenho de corrida. Da mesma forma, quanto maior for o $VO_{2máx}$ e menor o percentual do consumo de oxigênio no LA em relação ao $VO_{2máx}$, maior ECO e melhor o desempenho em corridas de meia e longa distâncias.

2.2 – Relação entre economia de corrida e parâmetros fisiológicos e biomecânicos

Além do $VO_{2máx}$ e do percentual de consumo de oxigênio no LA em relação ao $VO_{2máx}$, outros parâmetros fisiológicos e biomecânicos podem, também, afetar a ECO. Dentre esses fatores podemos destacar quatro variáveis: antropométricas, a flexibilidade, a força de reação do solo e o comportamento elétrico muscular (ANDERSON, 1996).

Em relação às variáveis antropométricas, de acordo com Krueel *et al.* (2007), há fortes relações da ECO e do comprimento de passada com a massa e a estatura corporal. Em um estudo desenvolvido com cinco mulheres (idade: 17 ± 1 ano; $VO_{2máx}$: $38,9 \pm 2,6$ $ml.kg^{-1}.min^{-1}$), cujo objetivo era relacionar a ECO e o comprimento de passada com os parâmetros antropométricos (massa, estatura e comprimento de perna) de atletas de meio-fundo (1.500 a 5.000 m), em duas velocidades submáximas de corrida (12 e 14 $km.h^{-1}$), correspondentes a uma média de 87,3 e 95,9% do $VO_{2máx}$, foram verificadas fortes correlações das variáveis massa corporal ($r = -0,96$ e $-0,91$) e estatura ($r = 0,95$ e $0,98$) com a ECO, em ambas as velocidades submáximas de corrida. Também foi verificada uma alta correlação entre massa corporal e comprimento de passada ($r = -0,95$) na velocidade de 12 $km.h^{-1}$. Os autores concluem que a estatura e a massa corporal de corredoras de meio-fundo, cujo valor de $VO_{2máx}$ seja considerado homogêneo, podem ser considerados indicadores de desempenho entre atletas com diferentes características antropométricas.

Cavanagh e Williams (1982) também destacam o comprimento e a frequência de passada como variáveis de predição da ECO, conseqüentemente, do desempenho de corridas de meia e longa distâncias. De acordo com os autores, quanto mais treinado e condicionado estiver o atleta, maior será o comprimento de passada e menor será a frequência de passada, portanto, maior ECO. Entretanto, os autores destacam a necessidade de se realizarem mais estudos, objetivando a análise da relação de outras variáveis cinemáticas da técnica de corrida com a ECO.

Em relação à flexibilidade, Saunders *et al.* (2004) destacam que quanto maior a flexibilidade do quadril, maior a ECO. Essa constatação possui relevância, visto que uma maior flexibilidade do quadril pode acarretar um maior comprimento de passada, logo, uma maior ECO. Entretanto, Gleim *et al.* (1990) destacam que uma menor flexibilidade, principalmente dos flexores do joelho e extensores do quadril, pode

acarretar numa maior utilização da energia elástica na fase de propulsão e uma maior ECO, pois o grau de tensão muscular otimiza a força muscular na passada.

Segundo Komi (2000), em provas de longas distâncias, nas quais se verificam a ocorrência de fadiga muscular localizada, é possível ocorrer uma diminuição no potencial de energia elástica da musculatura fadigada, ocasionando uma maior necessidade de trabalho dos componentes contráteis musculares, aumentando a demanda energética do organismo, diminuindo a ECO.

A força de reação do solo é uma das maiores determinantes no custo metabólico da corrida (FARLEY e MCMAHON, 1992; CHANG e KRAM, 1999; HEISE e MARTIN, 2001). Além da força de reação do solo, a força horizontal também possui uma forte relação com o custo metabólico na corrida, principalmente em ambientes com muito vento, o que indica que o trabalho externo possui relevância no custo metabólico da corrida (ZACKS, 1973; COOKE *et al.*, 1991).

Em função dessas forças, analisar o grau de amortecimento, principalmente no *foot strike*, bem como a distribuição da força ao longo de toda a planta do pé, tornou-se uma tarefa primordial para avaliar o custo energético na corrida e o grau de lesão referente a propagação das forças internas geradas (SERRÃO e AMADIO, 1991). Um maior amortecimento no *foot strike*, consequência de uma maior força de impacto do pé com o solo, pode ser derivada da ação antagonista da musculatura flexora do joelho e quadril. A ação da musculatura antagonista, responsável pela flexão do joelho e quadril, é determinante no comportamento da economia de movimento. Possivelmente a ação da energia elástica da musculatura antagonista diminui a ação dos componentes contráteis musculares, reduzindo a demanda energética (ROBERTS *et al.*, 1997).

Outros fatores que interferem no comportamento da ECO referem-se ao comportamento neuromuscular (recrutamento espacial e temporal de unidades motoras). Para se avaliar o comportamento neuromuscular da musculatura flexora e extensora, principalmente dos membros inferiores, é necessária a utilização da eletromiografia.

A eletromiografia é uma técnica de gravação das mudanças do potencial elétrico de um músculo, que permite acesso aos padrões de atividade elétrica muscular, possibilitando a investigação sobre possíveis sinergias, bem como predominância muscular em padrões específicos de movimento (AMADIO, 1999).

Em condições dinâmicas funcionais, como a corrida, a eletromiografia pode oferecer subsídios adicionais à análise muscular (CORRÊA *et al.*, 2003). Inúmeros estudos que se utilizam da eletromiografia como meio de analisar o comportamento

eletromiográfico de músculos, principalmente dos membros inferiores, em diferentes situações de esforço, podem ser verificados na literatura (MANN e HAGY, 1980; NUMMELA *et al.*, 1994; MIZRAHI *et al.*, 2000; , 2001; SILVA *et al.*, 2007).

Em um estudo desenvolvido por Roberts *et al.* (1997) com perus, analisando o comprimento e a atividade eletromiográfica do gastrocnêmio lateral, os autores verificaram que quanto mais isométrico for o comportamento do gastrocnêmio lateral, ao longo do ciclo de passada, maior utilização do componente elástico e maior economia de movimento. De acordo com Hill *apud* Roberts *et al.* (1997), o trabalho mecânico desenvolvido durante contrações isométricas corresponde a 1/3 do trabalho desenvolvido em contrações dinâmicas, de acordo com a relação força-velocidade da musculatura esquelética. Dessa forma, pode se pensar que quanto mais isométrico for o comportamento da musculatura responsável pelo gesto motor na corrida, principalmente em membros inferiores, menor o trabalho mecânico, logo, maior ECO. Essa relação pode ser associada à oscilação vertical do CM durante a corrida, fortemente relacionada ao ângulo do joelho durante a fase de suporte. Segundo Rose e Gamble (1998), quanto maior a variabilidade do ângulo do joelho na fase de suporte, maior oscilação do CM e maior dispêndio de energia.

Embora existam vários estudos analisando o comportamento eletromiográfico durante a corrida em intensidades submáximas, poucos estudos relacionando atividade eletromiográfica e ECO são verificados na literatura. Em um dos poucos estudos, Kyrolainen *et al.* (2001), procuraram explicar a ECO analisando a ativação eletromiográfica de alguns músculos (glúteo máximo, bíceps femoral, vasto lateral, gastrocnêmio e tibial anterior). Contudo, não encontraram relação entre fatores biomecânicos da corrida (força de reação do solo, atividade eletromiográfica, ângulo do quadril, joelho e tornozelo) e ECO. Os autores justificam os achados ao número limitado de variáveis biomecânicas analisadas no estudo, principalmente em relação ao número de músculos analisados. Outra provável limitação do estudo esteja relacionada ao fato da não separação dos homens e das mulheres na análise estatística, o que pode ter influenciado nos resultados de ECO, conseqüentemente, na relação com os fatores biomecânicos da corrida.

Em suma, diversas são as variáveis que interferem no comportamento da ECO. Variáveis como a estatura, a flexibilidade, a força de reação do solo e a ativação elétrica muscular são documentadas pela literatura por possuírem uma forte relação com a ECO. Isso demonstra que a ECO é o resultado do comportamento de um conjunto de

variáveis. Todavia, o grau de influência de cada uma das variáveis biomecânicas na ECO é desconhecido. Mais estudos investigando a relação entre variáveis biomecânicas da corrida e ECO são necessários para uma melhor compreensão do desempenho da corrida de meia e longa distância.

2.3 – Diferenças na economia de corrida em pista e esteira rolante

O fracasso de alguns estudos em demonstrar a completa similaridade entre correr no solo e na esteira rolante pode ser devido às diferenças entre as duas condições de corrida existentes para alguns, mas não para todos os indivíduos. Com respeito a esse assunto, Nigg *et al.* (1995), investigando a cinemática de corrida na esteira rolante e no solo, verificaram que as diferenças medidas nas variáveis cinemáticas podem ser subdivididas em sistemáticas e indivíduo-dependentes. Segundo os autores, na esteira rolante os indivíduos adaptam o seu estilo de aterrissagem para que o pé aterrisse em posição mais reta do que durante a corrida no solo. Essa estratégia pode promover um toque do pé na esteira rolante, que é percebido pelos corredores como mais estável do que no solo. Além disso, quase todas as variáveis cinemáticas da perna demonstram um padrão inconsistente, dependendo do estilo de aterrissagem individual do atleta, da velocidade da corrida e da situação do calçado em relação à esteira rolante. Concluiu-se que a extrapolação dos resultados cinemáticos da corrida na esteira rolante para a corrida no solo depende de aspectos como o padrão não sistemático requerido na esteira rolante, como por exemplo, a posição do pé, a velocidade de corrida e o tipo específico de calçado usado.

Fisiologicamente, uma dúvida que frequentemente surge ao compararmos trabalhos realizados em esteira rolante e no solo diz respeito à extrapolação dos dados de uma situação para a outra. Algumas evidências sugerem que correr na esteira rolante não muda a energia requerida para a locomoção, quando comparada com a obtida no solo (MCMIKEN e DANIELS, 1976; BASSETT *et al.*, 1985). Apesar disso, é aceito que a variabilidade das respostas metabólicas seja menor em esteira rolante (SCHENAU, 1980), provavelmente, devido ao controle das condições ambientais em situações laboratoriais, fato nem sempre possível ao ar livre.

Em um estudo de Costill e Fox (1969), simulando uma situação real de corrida em pista, por meio da utilização de um túnel de vento, os autores encontraram 15% de

diferenças nos valores energéticos quando comparadas às corridas com e sem a resistência do ar, em uma mesma velocidade de corrida. Quanto mais alta for a velocidade linear de corrida ao ar livre, maior a influência da resistência do ar nos valores de ECO.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Pugh (1970) e Davies (1980), analisando a ECO de corredores meio-fundistas e comparando estes valores entre corrida em pista e em esteira rolante, encontraram diferenças correspondentes a 4%. No entanto, os mesmos autores destacam que, apesar dessa diferença, a análise da ECO em laboratório seria mais eficaz em decorrência do controle de algumas variáveis intervenientes (temperatura ambiental e resistência do vento). Davies (1980) também verificou o comportamento da ECO em corredores de fundo e encontrou uma menor influência da resistência do ar nos fundistas em comparação com os meio-fundistas. Isso se explica pela menor velocidade de corrida e menor superfície corporal dos fundistas em relação aos meio-fundistas. Provavelmente, as diferenças de ECO entre os meios são mais perceptíveis nos meio-fundistas.

Contrariamente às diferenças na ECO verificadas entre os meios, McMiken e Daniels (1976) e Saunders *et al.* (2004) informam que em intensidades de corridas iguais ou superiores a 73% e 85%, respectivamente, do $VO_{2máx}$, não existem diferenças significativas nos valores de ECO entre corrida em pista e corrida em esteira rolante devido a uma semelhança na técnica de corrida entre os meios.

Outros fatores podem ainda ser considerados como variáveis intervenientes no comportamento da ECO, principalmente, quando comparados os valores entre corrida em pista e esteira rolante. Entre eles, pode-se citar a dificuldade associada à corrida na esteira rolante (desequilíbrio) e uma possível variação na velocidade da esteira rolante a partir do toque de cada um dos pés do indivíduo no tapete rolante (PUGH, 1970; SCHENAU, 1980; CAVANAGH e WILLIAMS, 1982).

Em suma, alguns estudos têm demonstrado diferenças significativas nos valores de ECO entre a corrida em esteira rolante e a corrida em pista. Essas diferenças têm sido atribuídas à temperatura ambiental, à resistência do vento e à inexperiência do corredor em relação à corrida em esteira rolante, o que pode ocasionar um desequilíbrio e uma mudança na técnica de corrida, tornando-se necessário a familiarização antes de qualquer avaliação da ECO e da técnica de corrida. No entanto, os estudos de McMiken e Daniels (1976) e Saunders *et al.* (2004) têm demonstrado não haver diferenças significativas na ECO a partir de intensidades de corridas referentes a 73 e 85% do

$VO_{2m\acute{a}x}$, correspondentes a intensidades localizadas entre o primeiro e o segundo limiar ventilat3rio. Independente do grau de influ3ncia das vari3veis intervenientes nos resultados de ECO e na t3cnica de corrida, deve-se fazer uma familiariza3o na esteira rolante e um controle da temperatura ambiental e da resist3ncia do ar antes de desenvolver qualquer protocolo de ECO em esteira rolante, com o objetivo de minimizar as diferen3as nos valores de ECO entre os meios (esteira rolante e pista) e entre os indiv3duos. Sugere-se, tamb3m, que se desenvolvam protocolos de ECO com velocidades pr3ximas do LA devido a essa intensidade ser muito pr3xima da velocidade m3dia de prova, principalmente em corridas de meia e longa dist3ncias.

2.4 – Confiabilidade dos resultados de economia de corrida

A fim interpretar o significado pr3tico das interven3es visando melhorar a ECO, diversos estudos t3m sido desenvolvidos. Em um projeto experimental 3 necess3rio um cuidado especial com as vari3veis de controle para permitir uma determina3o v3lida do impacto das vari3veis relacionadas com o comportamento da ECO.

V3rios estudos t3m demonstrado existir uma menor ECO em crian3as em compara3o com adolescentes (jovens adultos) e adultos (DANIELS e OLDRIDGE, 1971; MACDOUGALL *et al.*, 1983; LEGER e MERCIER, 1984; KRAHENBUHL *et al.*, 1985). Al3m disso, para os adolescentes, t3m sido verificado que a melhora do desempenho em corridas de meia e longa dist3ncias possui maior rela3o com a melhora da ECO em compara3o com o $VO_{2m\acute{a}x}$ (KRAHENBUHL *et al.*, 1989). Essa maior rela3o do desempenho com a ECO tem sido justificada pela varia3o da energia interna e externa. A demanda de energia interna 3, normalmente, maior em crian3as devido a um maior metabolismo basal e a uma maior utiliza3o da lip3lise na produ3o de energia, em rela3o aos adolescentes e aos adultos. J3, a demanda da energia externa, para uma determinada velocidade de corrida, pode ser menor nos adolescentes devido a um maior comprimento de perna e de passada, em compara3o com as crian3as. Tamb3m uma menor 3rea de superf3cie corporal dos adolescentes em rela3o aos adultos influencia em uma menor demanda energ3tica.

As diferen3as de ECO entre crian3as e adolescentes n3o est3o bem definidas, apesar da redu3o da ECO com aumento da idade (WATERS *et al.*, 1983). A

diminuição da elasticidade muscular e o relaxamento da musculatura antagonista, resultantes do envelhecimento, têm sido consideradas como possíveis mecanismos na diminuição da ECO com o aumento da idade. Ambos os mecanismos podem reduzir a habilidade da musculatura esquelética em armazenar e usar a energia elástica durante a corrida, aumentando o trabalho externo necessário para manter uma determinada velocidade de corrida.

De forma geral, a idade parece interferir na relação entre ECO e desempenho. Adolescentes possuem uma melhor ECO em comparação com crianças e adultos, o que pode comprometer qualquer resultado de pesquisa que venha a analisar o comportamento da ECO em crianças, adolescentes e adultos de forma conjunta.

O estado de humor parece influenciar o comportamento da ECO de acordo com Bailey e Pate (1991), apesar dos poucos estudos apresentados na literatura. Recentemente, Williams *et al.* (1991), investigando o estado de humor e a relação com a ECO, verificaram uma forte correlação entre ambas as variáveis ($r = 0,88$). O estado de humor foi avaliado através da utilização de um questionário denominado de “Perfil de Estado de Disposição”. Entretanto, os autores consideram que o estado de humor não interfere no comportamento da ECO quando analisado de forma conjunta, apesar da forte correlação verificada. Individualmente, o estado de humor pode influenciar o comportamento da ECO de forma significativa.

Bailey e Pate (1991) destacam que o estado de humor não pode ser considerado uma variável de suma importância no comportamento da ECO devido ao fato de que mudanças significativas no comportamento da frequência cardíaca e na ventilação, bem como a fadiga, podem ocasionar mudanças rápidas no estado de humor durante a corrida.

As diferenças de ECO que podem existir entre homens e mulheres têm sido investigadas, mas com poucas finalidades. Alguns estudos têm demonstrado não existir diferenças significativas entre homens e mulheres (DANIELS *et al.*, 1977; DAVIES e THOMPSON, 1979; HAGAN *et al.*, 1980). Entretanto, outros estudos, como o de Bhambhani e Singh (1985), têm destacado que homens são mais econômicos que mulheres quando comparados a uma mesma velocidade de corrida.

Allor *et al.* (2000) comparando a ECO de 23 homens e 13 mulheres, com semelhantes valores de $VO_{2máx}$, todos adolescentes, durante uma caminhada de 4,8 $km.h^{-1}$ e uma corrida de 8,8 $km.h^{-1}$, verificaram uma maior ECO nos homens, em ambas

as velocidades. Os autores justificam a maior ECO dos homens devido a menor frequência cardíaca e ventilatória verificada durante a caminhada e a corrida.

Cavagna *et al.* (1964) destacaram a importância da intensidade relativa em relação ao $VO_{2m\acute{a}x}$ na comparação da ECO entre homens e mulheres, corredores de rendimento. Os autores verificaram que, analisando a ECO em intensidades a partir de 80% do $VO_{2m\acute{a}x}$, homens e mulheres não apresentavam diferenças significativas ($p > 0,05$). Entretanto, em intensidades abaixo de 80% do $VO_{2m\acute{a}x}$, os homens passavam a ter uma maior ECO comparado às mulheres.

De acordo com Burkett *et al.* (1985) e Roy e Stefanyshyn (2006) o calçado pode influenciar na técnica de corrida e, conseqüentemente, na ECO. Da mesma forma que o calçado pode prevenir lesões articulares nas articulações do joelho e tornozelo, por meio da implementação de materiais mais resistentes, o aumento da massa do calçado, associado ao uso de palmilhas, pode influenciar significativamente o custo energético e aumentar o $VO_{2subm\acute{a}x}$ em uma determinada velocidade de corrida.

Catlin e Dessendorfer (1979) adicionando 200 gramas na massa do calçado (100 gramas para cada calçado), verificaram um aumento de 1,9% no consumo submáximo absoluto. No entanto, quando relativizado o consumo de oxigênio pela massa corporal, não foram verificadas diferenças significativas nos valores de consumo de oxigênio, demonstrando que a ECO não é influenciada pelo calçado.

Em contrapartida, Ferrandis *et al.* (1994), Wit *et al.* (1995) e Gheluwe e Madsen (1997) destacam que o calçado pode modificar a técnica de corrida, principalmente o ângulo de pronação e a rotação tibial, além de modificar a capacidade de absorção de impacto durante a corrida. Quanto menos flexível for o calçado, maior o ângulo de pronação e, maior a rotação tibial. O aumento da força de reação do solo associado ao aumento da velocidade máxima de pronação, aumenta o risco de lesão.

Ferrandis *et al.* (1994) e Roy e Stefanyshyn (2006) destacam que quanto mais leve e flexível for o calçado e, quanto maior contato da planta do pé com o piso, menor o $VO_{2subm\acute{a}x}$ em uma determinada velocidade de corrida e maior a ECO.

O aumento da temperatura corporal, resultado do treinamento em condições ambientais de temperaturas elevadas, pode melhorar a ECO devido ao aumento da eficiência do trabalho muscular. Uma baixa temperatura corporal e um aumento do volume plasmático, associado aos efeitos agudos e crônicos do exercício, podem atenuar a magnitude das respostas termoregulatórias (aumento da ventilação, circulação e sudorese) e redução do aumento de requerimento de energia (SJODIN e

SVEDENHAG, 1985). A aclimação ao calor, acompanhada pelo treinamento, pode aumentar o volume plasmático (12%), minimizando o trabalho do miocárdio (BAILEY e PATE, 1991). As adaptações do treinamento no calor podem também permitir uma menor frequência cardíaca para uma mesma velocidade de corrida, acarretando em uma melhora da ECO (THOMAS *et al.*, 1995). Esses achados suportam a premissa de que o treinamento em ambientes quentes pode melhorar a ECO e a performance em relação às temperaturas normais. No entanto, mais estudos são necessários para definição da relação entre ECO e temperatura ambiental e corporal.

Os modelos de desempenho adotados nos estudos de ECO podem influenciar nas relações entre variáveis fisiológicas e/ou biomecânicas com a ECO. Os modelos fisiológicos, baseados na utilização de velocidades de corrida correspondentes a percentuais relativos ao $VO_{2máx}$ ou ao LA $VO_{2máx}$ (SJODIN e SVEDENHAG, 1985) e os modelos biomecânicos (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987), baseados na utilização de uma mesma velocidade de corrida para todos os indivíduos, são os modelos utilizados para análise da ECO. Provavelmente a utilização de apenas um modelo de desempenho no estudo da ECO pode tornar difícil a reprodutibilidade dos resultados.

Em suma, durante a execução de um protocolo de ECO, devemos prestar atenção a uma série de fatores que podem alterar os dados reais de $VO_{2submáx}$. Cabe ao pesquisador controlar, ao máximo, as variáveis para que os seus resultados sejam confiáveis e reproduzíveis em outros estudos.

2.5 – Técnica de corrida

Dentre as diversas formas que o homem conta para se locomover, desde o seu nascimento, a corrida é aquela que chama maior atenção por ser o meio mais rápido e também por ser utilizada em forma de competição na maioria dos esportes. Cada atleta difere de todos os outros devido a diversos fatores, como origem e inserção muscular, tamanho e comprimento muscular, estrutura óssea, postura, flexibilidade, massa corporal, personalidade, entre outros fatores influenciadores na forma e na técnica da corrida. Por causa do formato físico individual, a forma de propor uma avaliação da “melhor técnica” se dá em termos gerais. Além disso, é um erro grave para um corredor imitar vários aspectos da técnica de corrida de outros corredores (BAETA e MACKENZIE., 1989).

Na corrida, ao contrário da caminhada, a velocidade é aumentada por um duplo período de flutuação em cada passada, com ambos os pés sem o contato com o solo (fase de vôo). Além disso, na corrida não existe a fase de duplo apoio, com ambos os pés em contato simultâneo com o solo (NOVACHECK, 1998).

De acordo com Williams e Cavanagh (1987), diversos estudos têm sido realizados objetivando uma melhor compreensão da performance de corrida de meia e longa distância através da análise da economia e da técnica de corrida. Entretanto, a interação entre economia e técnica de corrida tem sido pouco estudada na literatura.

Os estudos desenvolvidos objetivando uma melhor compreensão da técnica de corrida, visando uma maior velocidade submáxima de corrida e uma melhor ECO, em intensidades abaixo do LA, podem ser divididos em dois grupos: primeiro, os estudos analisando medidas representativas do ciclo inteiro da passada, como a força de reação do solo (NUMMELA *et al.*, 1994). Segundo, estudos analisando o comportamento das variáveis cinemáticas da técnica de corrida durante as fases de suporte, impulsão e recuperação da corrida, como o comprimento de passada, os ângulos de flexão do quadril e joelho durante a fase de suporte e o ângulo de flexão do joelho durante a fase de recuperação (HAUSSWIRTH *et al.*, 1997).

Para um melhor entendimento da técnica da corrida de meio-fundistas longo (1.500 a 5.000 m) e fundistas (10.000 m), Baeta e Mackenzie (1989) caracterizaram as fases de suporte, impulsão e recuperação, do ciclo de passada, da seguinte forma:

- a) Fase de suporte - no início do instante do contato do pé com o solo, este (o pé) deve estar ± 30 cm à frente do ponto diretamente abaixo do centro de massa (CM). Esta é a fase mais curta, entre as três, e termina quando o CM é deslocado para frente do pé em contato com o solo. Numa grande velocidade de corrida, o contato do pé se aproxima da linha diretamente abaixo do CM.
- b) Fase de impulsão - Imediatamente após o término da fase de suporte, a fase de impulsão inicia e continua até os pés abandonarem o chão bem atrás do CM. Em toda esta fase, o corpo é projetado a frente pela alavanca de extensores do quadril, joelho, tornozelo e dedos do pé, nesta ordem, agindo atrás do CM em ação de empurrar. Aumentando o comprimento de passada, aumentando, conseqüentemente, a força exercida pela perna agindo atrás do CM, aumenta-se a projeção do corpo à frente e a velocidade linear de corrida. Durante toda a fase de impulsão o corredor deve ter a sensação de empurrar o chão para trás.

- c) Fase de recuperação ou balanço - inicia quando os dedos do pé na fase de impulsão abandonam o chão, atrás do CM, e termina quando o mesmo pé, volta a tocar o solo à frente do CM, para iniciar, novamente, a fase de suporte.

Diversos autores, não subdividem a fase de apoio do pé com o solo em fase de suporte e de impulsão, em estudos objetivando a análise da técnica de corrida e sua relação com a ECO (TARTARUGA *et al.*, 2004), denominando a fase de apoio como fase de suporte (para fins didáticos, consideramos a fase de suporte como sendo a fase de apoio do pé com o solo).

A movimentação do pé é de extrema importância na aplicação da força durante a fase de impulsão. Segundo Milheiro (1991), o ângulo de impulsão (ângulo do tornozelo no *take-off*) está diretamente relacionado com a velocidade linear de corrida. Quanto mais agudo é o ângulo de impulsão (maior flexão dorsal), maior é a velocidade linear de corrida devido a uma maior aplicação da força de propulsão no eixo horizontal. De acordo com Schmolinsky (1982), o avanço do corredor é adquirido, principalmente, à custa das ações alternadas do impulso durante a fase de suporte de cada perna. Ao estender o membro inferior nas articulações do quadril, joelho e tornozelo, o corredor exerce contra o terreno uma força dirigida para trás e para baixo, maior que o peso corporal. Assim se forma a força de impulsão, energia cinética que atua sobre o centro de gravidade.

Milheiro (1991), analisando corredores meio-fundistas, verificou valores referentes ao ângulo do tornozelo no *take-off* entre 65,5 e 68,2 graus para velocidades submáximas de corrida entre 18,36 e 23,4 km.h⁻¹. Porém, esses valores não foram relacionados com a ECO.

Por outro lado, o ângulo do tornozelo no *foot-strike* tem sido relacionado com a força de reação do solo no primeiro contato do pé com o solo. De acordo com Gollhofer *et al.* (1987), a força de reação do solo é influenciada pela capacidade do sistema músculo-tendão em suportar a força de impacto. Uma maior rigidez do sistema músculo-tendão, relacionada a um aumento da acidose na musculatura extensora do joelho e flexora do tornozelo, principalmente em contrações excêntricas, acarreta uma maior força de impacto (NUMMELA *et al.*, 1994). Apesar de já estar demonstrada a relação entre a força de reação do solo e o custo energético, nenhum estudo relacionou o ângulo do tornozelo no *foot-strike* com a ECO. Acredita-se que, quanto menor o ângulo

do tornozelo no *foot-strike* (maior dorso-flexão), maior a ECO (TARTARUGA *et al.*, 2004).

Em relação ao movimento da parte posterior do pé, uma variável muito estudada na técnica de corrida consiste no ângulo máximo de pronação (hiperpronação). O ângulo máximo de pronação refere-se ao ângulo de maior valor formado medialmente na articulação subtalar (TARTARUGA *et al.*, 2005). De acordo com Hreljac *et al.* (2000) e Tartaruga *et al.* (2005) este ângulo é muito estudado na técnica de corrida devido a sua grande relação com constantes lesões articulares no tornozelo e joelho, principalmente em situação de fadiga. É normal que o indivíduo tenha um determinado ângulo de pronação, no que diz respeito à técnica de corrida. Esse determinado ângulo de pronação, próximo de 10 graus, possui grande importância no amortecimento durante o contato do pé com o solo, podendo variar entre cada indivíduo de acordo com o formato da perna (varo e valgo).

Em um estudo com 23 corredores meio-fundistas e fundistas (16 homens e 7 mulheres), Tartaruga *et al.* (2005) verificaram que homens e mulheres, correndo em duas intensidades submáximas (70 e 75% do $VO_{2máx}$), correspondentes a 14 e 16 $km.h^{-1}$ para os homens e 11 e 13 $km.h^{-1}$ para as mulheres, não apresentaram diferenças significativas nos valores máximos de pronação nas velocidades de 11 e 14 $km.h^{-1}$ e 13 e 16 $km.h^{-1}$, sugerindo que o ângulo máximo de pronação pode estar mais relacionado com a intensidade submáxima de esforço do que com a velocidade submáxima de corrida. Os valores máximos de pronação variaram entre 4,66 e 9,69 graus.

Em relação ao comportamento do joelho durante a fase de suporte, Grillner *et al.* (1979), analisando o comportamento do ângulo do joelho durante 10 ciclos de passadas consecutivos em 13 diferentes velocidades lineares de corrida (entre 1,8 $km.h^{-1}$ à 28,8 $km.h^{-1}$), verificaram um aumento nos valores de máxima flexão do joelho na fase de suporte, com o aumento da velocidade submáxima de corrida. Entretanto, Nilsson *et al.* (1985), estudando o comportamento do joelho em um intervalo de corrida entre 10,8 $km.h^{-1}$ à 21,6 $km.h^{-1}$, verificaram um decréscimo nos valores de máxima flexão do joelho na fase de suporte.

Tartaruga *et al.* (2004b) verificando a máxima flexão de joelho na fase de suporte de 13 homens e 9 mulheres corredores de meio-fundo e fundo, também verificaram um decréscimo dos valores de máxima flexão de joelho na fase de suporte com o aumento da velocidade, corroborando com os achados de Nilsson *et al.* (1985). Para os homens, correndo nas velocidades de 14 e 16 $km.h^{-1}$, os valores médios, em

cada velocidade de corrida, foram de $133,9 \pm 7,25$ e $130,5 \pm 5,31$ graus, respectivamente. Para as mulheres, os valores foram de $134,1 \pm 5,27$ graus e $130,5 \pm 2,96$ graus. Apesar do aumento do $VO_{2\text{submáx}}$, em decorrência do aumento da intensidade de esforço (85 a 93% do $VO_{2\text{máx}}$), não foram verificadas fortes relações entre máxima flexão do joelho na fase de suporte e ECO. Mais estudos são recomendados analisando a referida relação.

Em um estudo desenvolvido por Hauswirth *et al.* (1997), analisando o ângulo do joelho no *foot-strike* e *take-off* de 7 triatletas profissionais durante três situações de corrida submáxima (triathlon, maratona e corrida isolada), não verificaram nenhuma modificação na flexão do joelho no *toe-off*, contrariamente ao *foot-strike*, onde verificaram um aumento nos valores de flexão de joelho na fase de suporte na corrida da maratona em comparação as demais situações. Os autores destacam que o aumento do ângulo de flexão do joelho não está relacionado com as alterações de dorso-flexão e flexão plantar verificadas na fase de suporte, mas sim ao processo de fadiga desencadeado durante a corrida de maratona, resultante de uma maior oscilação horizontal do tronco. Apesar de uma maior flexão do joelho na fase de suporte durante a corrida de maratona, não foram encontradas diferenças significativas no $VO_{2\text{submáx}}$ entre as situações de corrida de maratona e corrida de triathlon. O tempo de corrida na situação de maratona consistiu de 2 horas e 15 minutos, 45 minutos na situação de triathlon e 45 minutos na situação de corrida isolada.

A inclinação do corpo na corrida é em função da aceleração - grande aceleração, grande inclinação para frente. Para uma velocidade uniforme, o corpo deve ficar quase que ereto (sem aceleração, sem inclinação). A inclinação do corpo é sempre maior no início porque é quando há maior aceleração. Durante uma corrida com forte vento no percurso, há, muitas vezes, a necessidade de um ajuste na inclinação do corpo (maior inclinação à frente), equilibrando o corpo contra estas forças externas, deslocando para a frente o CM. A maior parte da avaliação da técnica de corredores consiste em ajustar a inclinação do corpo (BAETA e MACKENZIE., 1989).

Williams e Cavanagh (1987) destacam um provável relação entre ECO e máxima flexão do tronco na fase de suporte. Quanto maior a ECO, maior a máxima flexão do tronco na fase de suporte. Os autores justificam a possível relação com a utilização da força abdominal, principalmente do reto abdominal, responsável, também, pela flexão do quadril. Quanto maior a influência da musculatura abdominal, menor a possibilidade de fadiga muscular do reto femoral e dos vastos medial e lateral durante a corrida de média e longa distância.

A oscilação vertical é a medida do deslocamento vertical do CM no transcorrer da corrida. De acordo com Williams e Cavanagh (1987), na corrida, como na caminhada, o centro de massa descreve uma curva sinusóide, quando projetada no plano de progressão. A amplitude vertical média do CM diminui com o aumento da velocidade de corrida. Os vértices dessas oscilações aparecem aproximadamente no meio da fase de vôo (nenhum contato com o solo) e na metade da fase de apoio, quando ocorre a transmissão do contato com o chão entre ambos os pés. Segundo Rose e Gamble (1998), esta medida tem dispêndio de energia. No entanto, Williams e Cavanagh (1987) ressaltam que não está claro a relação entre o consumo de oxigênio e oscilação vertical do CM, principalmente analisando-se o comportamento de todos os segmentos corporais em corridas máximas e submáximas.

De acordo com Schmolinsky (1982), muita oscilação vertical corporal está relacionada à antecipação da extensão da perna, ocasionando uma elevação excessiva do corpo. O impulso é orientado para cima ao invés de ser para frente, podendo provocar cansaço prematuro, devido ao aumento do consumo de oxigênio e, conseqüentemente, maior desperdição de energia.

Em relação aos braços, Fernandez (1979) cita que os mesmos devem movimentar-se em relação ao tronco. Segundo Williams e Cavanagh (1987), o movimento dos braços é de grande importância, pois auxilia no aumento da velocidade de corrida, diminuindo as oscilações transversais, resultando em um maior equilíbrio. Os membros superiores possuem movimentos alternados de subida e descida ao nível das articulações escápula-umeral, flexões nas articulações do cotovelo e extensões nas articulações do punho, com os dedos fletidos, tudo com a finalidade de obter uma maior velocidade angular. Apesar da importância do movimento dos braços durante a corrida em intensidade submáxima, Williams e Cavanagh (1987) não verificaram nenhuma relação desta variável com a ECO. Entretanto, acredita-se que amplitude angular média do cotovelo durante a passada acarreta um maior dispêndio de energia e um aumento do consumo de oxigênio, comprometendo os valores de ECO (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Sobre a posição da cabeça, para Baeta e Mackenzie (1989), a posição da mesma deve estar relativamente alinhada com a inclinação do tronco. O corredor deve estar olhando de 20 a 30 m à frente. Alguns corredores olham justamente abaixo do horizonte enquanto correm. A base do pescoço e ombros deve estar relaxada também. Coe e Martin (1991) afirmam que a cabeça deve estar alinhada com os ombros e quadris para

um melhor aproveitamento da movimentação dos braços e tronco na manutenção do ritmo de prova.

Sendo assim, o comprimento e a frequência de passada, bem como todas as demais variáveis temporais derivadas destas (tempo de passada, de suporte e de balanço) (MORIN *et al.*, 2007) são, de todas as variáveis cinemáticas da corrida analisadas por diversos pesquisadores, as que mais chamam a atenção por demonstrarem fortes relações com a ECO.

Tartaruga *et al.* (2004), analisando a relação da ECO com 21 variáveis cinemáticas da corrida, de 13 homens e 9 mulheres, corredores de meio-fundo e fundo, em duas intensidades submáximas de esforço (85 e 93% do $VO_{2máx}$), verificaram fortes relações significativas ($p < 0,05$) entre a ECO e o comprimento ($r^2 = 0,69$), tempo ($r^2 = 0,69$) e frequência de passada ($r^2 = 0,62$) no grupo feminino a 85% do $VO_{2máx}$. Quanto maior for o comprimento e o tempo de passada (principalmente maior tempo de balanço) e menor a frequência de passada, maior a ECO.

Cavanagh e Williams (1982), analisando a influência do comprimento de passada no $VO_{2submáx}$ de dez corredores de performance ($VO_{2máx}$: $64,7 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$), durante duas corridas de 30 min cada em esteira rolante, ambas desenvolvidas a $13,8 \text{ km.h}^{-1}$, determinaram, por meio do comportamento do $VO_{2submáx}$, em $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, e do comprimento de passada, em cm, o comprimento ideal de passada (menor consumo de oxigênio) e o comprimento de passada escolhido a partir da condição de esforço desenvolvida durante o teste de ECO. Os autores verificaram uma diferença de $0,2 \text{ ml.kg}^{-1}.\text{min}$ nos valores de $VO_{2submáx}$ entre o comprimento ideal de passada e o comprimento de passada desenvolvido a partir da condição de esforço. Os autores relatam que quanto maior a experiência do corredor, melhor é a adaptação do comprimento e da frequência de passada para uma determinada intensidade submáxima de esforço, logo, maior é a ECO. Essa melhor adaptação pode ser adquirida, de forma mais rápida, por meio do treinamento específico de corrida de média e longa distância.

Williams e Cavanagh (1987) discutem a importância do comprimento de passada para o desempenho do corredor, afirmando que os melhores corredores possuem um maior comprimento de passada. Além disso, foi observado que comprimento de passada e a ECO são diferentes entre corredores novatos e experientes, sendo que estes últimos possuem comprimento de passada e economia de corrida maior. Contudo, como observado anteriormente, tem-se demonstrado que a relação entre comprimento de passada e economia de corrida é bastante complexa, não apresentando

relação consistente (CAVANAGH e WILLIAMS, 1982). Além disso, corredores de rendimento e corredores recreacionais não apresentaram diferenças estatisticamente significativas nas variáveis de oscilação vertical do CM e comprimento de passada, sendo que o grupo de rendimento apresentou uma diminuição média de 8 cm no comprimento de passada em relação ao grupo recreacional, ou seja, uma tendência oposta aos resultados mencionados acima, o que pode estar relacionado com o período de treinamento.

Em relação ao comprimento de passada relativo ao comprimento de perna, Cavanagh e Kram (1989), analisando a relação entre variáveis antropométricas, comprimento de passada e a influência na velocidade de corrida de 12 indivíduos, verificaram uma forte correlação entre comprimento de passada relativo e velocidade de corrida ($r = 0,867$), em velocidades entre 11,34 e 14,8 km.h⁻¹. Entretanto, Elliott e Blanksby (1979) verificaram baixas correlações entre comprimento de perna e comprimento de passada de 10 corredores, nas velocidades de 12,6 e 16,2 km.h⁻¹. Em ambos os estudos não foi verificado a ECO.

Tartaruga *et al.* (2004) não verificaram fortes relações entre ECO e comprimento de passada relativo. Os autores sugerem o desenvolvimento de mais estudos que venham a analisar a referida relação.

Concluindo, torna-se evidente a importância da técnica de corrida para o desempenho de corredores (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987; KYROLAINEN *et al.*, 2001), assim como a inclusão de um treinamento complementar pode influenciar na técnica de corrida em situação de competição.

3 – MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 – Caracterização da pesquisa

Esta pesquisa caracteriza-se por ser do tipo *ex post facto*. De acordo com Campbell e Stanley (1979), o delineamento *ex post facto* representa uma busca sistemática empírica na qual o investigador não tem controle direto sobre as variáveis independentes. Isso deve-se ao fato de que já aconteceram suas manifestações ou estas são intrinsecamente não manipuláveis. Infere-se sobre as relações das variáveis entre si, sem intervenção direta, a partir da variação concomitante das variáveis independentes e dependentes.

3.2 – Cálculo amostral

Para o presente estudo, calculou-se o número amostral (n) com base nos estudos de Tartaruga *et al.* (2004), que verificaram a relação entre ECO e variáveis cinemáticas da corrida. Da mesma forma, Williams e Cavanagh (1987) verificaram a relação entre variáveis cinemáticas da corrida, ECO e desempenho, e Wank *et al.* (1998) analisaram o comportamento das variáveis cinemáticas da corrida e a ativação elétrica muscular em corrida em solo e em esteira rolante. Optou-se por estes estudos para o cálculo amostral devido à semelhança nas avaliações com o presente estudo. O cálculo foi realizado para amostras emparelhadas por meio do programa PEPI (*Computer Programs for*

Epidemiologic Analyses) versão 4.0, sendo adotado um nível de significância de 0,05, um poder de 80% e um coeficiente de correlação (r) de 0,7 para todas as variáveis. Com base nos desvios-padrão (DP) e nas diferenças entre as médias obtidas dos estudos anteriormente citados, os cálculos realizados demonstraram a necessidade de um n de no mínimo 7 indivíduos para a ECO, 16 indivíduos para as variáveis cinemáticas da corrida e 8 indivíduos para a ativação elétrica muscular.

Por meio desses dados, estabeleceu-se que nosso experimento seria composto por 16 indivíduos.

3.3 – Amostra

A amostra foi composta por 16 indivíduos ativos, atletas de fundo (10.000 m), selecionados de forma não aleatória, por voluntariedade, inscritos na Federação de Atletismo do Estado do Rio Grande do Sul - FAERGS, isentos de problemas físicos e de tratamento farmacológico.

Todos os atletas foram convidados por meio de comunicação oral para participação na pesquisa. Os voluntários compareceram em datas e horários pré-estabelecidos para a familiarização na corrida em esteira rolante e agendamento dos testes ergométricos. Antes do início da sessão de familiarização, todos os indivíduos leram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido, no qual constava todas as informações pertinentes ao estudo (ANEXO I), aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, registrado com o número 2007716 (ANEXO II). Todos preencheram a ficha de dados individuais (ANEXO III).

Os critérios de seleção amostral adotados foram os seguintes:

- Faixa etária entre 20 e 40 anos;
- Estatura entre 1,63 e 1,85 metros;
- Comprimento de perna entre 0,75 e 0,99 metros;
- Diferenças entre os comprimentos das pernas menor ou igual a 1 cm;
- Percentual de gordura corporal abaixo de 15%;
- Corredores fundistas, em fase pré-competitiva ou competitiva, com desempenho entre 30 e 34 minutos em provas de 10.000 metros, reconhecidos pela Federação de Atletismo do Estado do Rio Grande do Sul no ano de 2007.

3.4 – Variáveis

3.4.1 - Independentes

- Tempo de passada (s);
- Tempo de suporte (s);
- Tempo de balanço (s);
- Comprimento de passada (m);
- Comprimento de passada relativo;
- Frequência de passada (passos/s);
- Ângulo do tornozelo no *foot strike* e no *take-off* (°);
- Ângulo do joelho no *foot strike* e no *take-off* (°);
- Máxima flexão do joelho na fase de suporte (°);
- Máxima flexão do tronco na fase de suporte (°);
- Amplitude angular do cotovelo durante a passada (°);
- Máxima pronação da parte posterior do pé (°);
- Amplitude vertical do centro de massa (m);
- Amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral, nas fases de suporte e balanço (mV).

3.4.2 - Dependente

- Economia de corrida ($\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$).

3.4.3 - Controle

- Temperatura ambiente (°C);
- Umidade relativa do ar (%).

3.4.4 - Caracterização da amostra

- Idade (anos);
- Massa corporal (kg);
- Estatura (m);

- Comprimento de perna (m);
- Densidade corporal (g/ml);
- Percentual de gordura corporal (%G).
- Tempo médio de desempenho em provas de 10.000 metros.

3.5 – Instrumentos de medida

Foram utilizados os equipamentos do Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX) da Escola de Educação Física da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (EsEF/UFRGS) em parceria com o Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTeC) e com a Empresa Miotec Equipamentos Biomédicos.

- Ficha de dados individuais (ANEXO III);
- Balança FILIZOLA com resolução de 100 gramas e capacidade de 150 kg;
- Estadiômetro da marca FILIZOLA com resolução de 1 mm;
- Fita métrica da marca STARRETT de 1 m e resolução de 1 mm;
- Compasso de dobras cutâneas da marca CALIPER com resolução de 0,1 mm;
- Goniômetro de 20 cm da marca CARCI;
- Esteira rolante da marca QUINTON com velocidade e inclinação máxima de 26 km.h⁻¹ e 40%, com resolução de 0,01 km.h⁻¹ e 1%, respectivamente (para as sessões de avaliação 1 e 2);
- Esteira rolante da marca MOVEMENT (RT250) com velocidade e inclinação máxima de 18 km.h⁻¹ e 15%, com resolução de 0,1 km.h⁻¹ e 1%, respectivamente (para a sessão de avaliação 3);
- Analisador de gases portátil da marca AEROSPORT (KB1-C) com taxa de amostragem de 20 s e fonte de alimentação chaveada da marca HAYAMA (CH1220), composto de oclisor nasal, bocal e máscara;
- Barômetro aneróide da marca SUUNTO com resolução de 1 mbar;
- Termômetro da marca INCOTERM com resolução de 1 °C;
- Sensor de batimentos cardíacos da marca POLAR, com transmissor (T61TM) e monitor de pulso (S610TM);

- Microcomputador PENTIUM II 200 MHz;
- Filmadoras da marca PUNIX PROGRESSIVE SCAN com frequência de amostragem de 120 quadros por segundo;
- Calibrador de “pvc”, de 25 mm, da marca AMANCO, constituído de 4 pontos, formando um quadrado de 1 m de lado;
- Marcadores anatômicos reflexíveis com diâmetro de 1 cm;
- Sistema de aquisição de parâmetros cinemáticos da marca SPICA, composto do *software* DMAS;
- *Software* DIGITAL VIDEO FOR WINDOWS (DVIDEO), versão 5.0;
- Eletromiógrafo portátil da marca MIOTEC (MIOTOOL 400) com 4 canais de 2000 Hz cada;
- Eletrodos de superfície com 10 mm de raio e pré-amplificador bipolar da marca TYCO HEALTHCARE (15 por indivíduo);
- Estimulador elétrico modelo EGF 4030, da marca CARCI;
- Multímetro digital da marca SUNWA (SP110);
- Sistema *Matrix Laboratory* – MATLAB, versão 5.3;
- Sistema de aquisição de dados (SAD32).

3.6 – Procedimentos para coleta de dados

A coleta de dados consistiu em três sessões de avaliação. Entre cada sessão foi adotado um intervalo de uma a duas semanas. As sessões de avaliação foram desenvolvidas na seguinte ordem:

- Sessão 1 – Caracterização e familiarização da amostra;
- Sessão 2 – Teste máximo de esforço;
- Sessão 3 – Teste de economia de corrida.

Em todas as sessões os corredores utilizaram seus próprios calçados de treino, emborrachados e sem pregos. A temperatura ambiente e o percentual relativo do ar manteve-se entre 24 e 26 °C e 51 e 58%, respectivamente. Especificamente no teste de economia de corrida, realizado no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado

e Artefatos (IBTeC), a temperatura e a umidade ambiente foram controladas por um sistema de climatização. A temperatura ambiente manteve-se em 25 °C e a umidade em 53%, conforme as normas internacionais ISO-8573-1. Para as sessões de caracterização da amostra e teste máximo de esforço, foram utilizados um sistema de ar condicionado para refrigeração do ar e um termômetro para medição da temperatura ambiente.

Não foi permitido que os indivíduos se agarrassem nos suportes das esteiras no transcorrer dos testes correspondentes a cada sessão, com exceção das situações de desequilíbrio, desistência e recuperação.

Também foi solicitado para os testes de máximo esforço e de economia de corrida que os indivíduos viessem em jejum de no mínimo 2 horas e sem ingestão de cafeína.

Sessão 1 – Caracterização e familiarização da amostra

Local: Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)

Primeiramente, foi realizada a mensuração dos dados de massa corporal, estatura, comprimento de perna e percentual de gordura corporal (%G) por meio da utilização da balança, do estadiômetro, da fita métrica e do compasso de dobras cutâneas. Para essas medidas, os indivíduos estavam descalços, vestidos de um calção ou sunga. A medida do comprimento de perna foi feita em ambas as pernas, calculando a distância entre o trocanter maior do fêmur e o solo. Os calçados foram pesados separadamente. O percentual de gordura corporal foi calculado por meio da fórmula de Siri (1961):

$$\%G = (495/D) - 450$$

onde D corresponde a densidade corporal medida em g.ml^{-1} .

Para o cálculo da densidade corporal foi utilizada a equação desenvolvida por Jackson e Pollock (1978), validada por Petroski (1995), para homens com idade entre 18 e 61 anos, que utiliza sete dobras cutâneas e os perímetros do abdome e antebraço, conforme segue abaixo:

$$D = 1,101 - 0,0004115(\Sigma 7DC) + 0,00000069(\Sigma 7DC)^2 - 0,00022631 (ID) - 0,0059239 (PAB) + 0,0190632 (PAT)$$

onde:

$\Sigma 7DC$ = somatório das dobras cutâneas subescapular, tríceps, peitoral, axilar média, supra-ilíaca, abdominal e coxa;

ID = idade (anos);

MC = massa corporal (Kg);

PAB e PAT= perímetros do abdome e antebraço (m).

As medidas de dobras cutâneas e perímetros foram avaliadas por um profissional de Educação Física com experiência em avaliações antropométricas.

Os indivíduos que obtiveram todos os critérios de seleção amostral executaram o teste de familiarização, que consistiu em uma corrida progressiva em esteira rolante, com velocidade inicial de 10 km.h⁻¹, e incremento de carga de 1 km.h⁻¹ a cada 1 minuto, até alcançar a velocidade de corrida de 18 km.h⁻¹. A inclinação da esteira foi fixada em 1%. A partir dessa velocidade, os indivíduos continuaram correndo durante 4 minutos, até completarem 12 min de familiarização. Após os 12 min, a velocidade da esteira foi diminuída progressivamente até que o indivíduos conseguissem se recuperar o suficiente para sair da esteira. Todos utilizaram os acessórios específicos da ergoespirometria (máscara e bocal).

Sessão 2 – Teste máximo de esforço

Local: Laboratório de Pesquisa do Exercício (LAPEX)

O teste máximo de esforço teve por finalidade determinar o limiar anaeróbio (LA) e o consumo máximo de oxigênio (VO_{2máx}) para fins de caracterização amostral e para a determinação da velocidade submáxima de corrida a ser utilizada no teste de ECO.

Antes do início de cada sessão de coleta, o equipamento de ergoespirometria foi ligado, com meia hora de antecedência, para aquecimento e estabilização das células de análise de gases. Em seguida, foi realizada a calibração do equipamento. A calibração do ergoespirômetro incluiu procedimentos de calibração do pneumotacógrafo e do analisador de gases.

Cada indivíduo foi instruído a realizar um breve alongamento antes do teste. Após a colocação do sensor de frequência cardíaca e da máscara de coleta de gases, foi

iniciada a coleta em repouso, com o indivíduo sentado durante 5 minutos e, em pé, durante mais 5 minutos, antes do início da corrida. Para o início do teste, a taxa de troca respiratória (QR), que é a relação entre a quantidade de gás carbônico produzido e o total do consumo de oxigênio, deveria estar abaixo de 0,95. O objetivo de realizar as medidas em repouso sentado e em pé se deve à influência da sustentação da massa corporal.

O teste máximo de esforço foi realizado segundo protocolo Pollock *et al.* (1998). A carga inicial foi de 10 km.h⁻¹, com um incremento de 1 km.h⁻¹ a cada 1 min, com inclinação fixa em 1%. Os incrementos de carga foram suficientes para que o teste durasse de 8 a 14 min. Foi utilizado um pneumotacógrafo, com variação de 120 a 225 l.min⁻¹ para fluxo alto. A figura 6 ilustra um exemplo da aplicação do teste máximo de esforço para um indivíduo da amostra.



Figura 6 – Teste máximo de esforço de um indivíduo realizado no Laboratório de Pesquisa do Exercício da EsEF/UFRGS.

Os critérios utilizados para validação do teste, conforme Howley *et al.* (1995) e Hsi *et al.* (1998), foram os seguintes:

- Platô de consumo de oxigênio em dois estágios consecutivos, ou seja, mesmo com incremento da carga, não se observa aumento do consumo de oxigênio;
- Taxa de troca respiratória ($QR > 1,1$).

Ambos os critérios foram alcançados para a interrupção do teste.

Todos os indivíduos foram incentivados verbalmente para alcançarem a melhor performance no teste. Após a validação do teste, a velocidade da esteira foi diminuída progressivamente até que cada indivíduo se sentisse recuperado o suficiente para sair da esteira.

Foi permitido a todos a interrupção do teste quando julgassem necessário. Somente em um caso, essa interrupção ocorreu antes da validação do mesmo, sendo um novo teste remarcado para 48 horas depois.

Terminado o teste ergométrico, os dados do analisador de gases foram exportados para uma planilha do *Microsoft Excel*, versão XP, na qual foram analisados graficamente para a determinação do $VO_{2máx}$ e do LA. Foi considerado o $VO_{2máx}$ o valor médio da curva de consumo de oxigênio na situação de platô em dois estágios consecutivos.

O LA foi identificado por três fisiologistas do exercício por meio da segunda quebra da curva de ventilação e equivalente respiratório $-VE/VCO_2$. Quando dois dos três fisiologistas encontravam o mesmo valor de LA, esse era considerado como sendo o LA. Quando todos os fisiologistas encontravam valores diferentes de LA, o valor intermediário era considerado como sendo o LA.

A velocidade para o teste de economia de corrida foi determinada a partir de 10% abaixo da velocidade média no LA do grupo analisado. Como foi verificada uma velocidade média de $18 \pm 1 \text{ km.h}^{-1}$ no LA, adotou-se a velocidade de 16 km.h^{-1} para o teste de economia de corrida, correspondente a 11,1% abaixo da velocidade no LA. A média do consumo de oxigênio a 16 km.h^{-1} correspondeu a um valor de $10,7 \pm 1,1\%$ abaixo do consumo de oxigênio no LA. Devido a semelhança nos percentuais da velocidade de corrida e do consumo de oxigênio, referentes ao teste de economia de corrida, em relação LA e, ao baixo coeficiente de variação de ambas as variáveis, todos os indivíduos estavam se exercitando, durante o teste de economia de corrida, a uma intensidade de aproximadamente 11% abaixo do LA individual.

Sessão 3 – Teste de economia de corrida

Local: Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTeC)

Para a conferência das velocidades das esteiras das marcas QUINTON e MOVEMENT, foram realizados três testes que antecederam as sessões de avaliação nas velocidades de 8, 12 e 16 km.h⁻¹. Foram feitas três filmagens de aproximadamente 1 minuto, a 50 Hz, em cada uma das velocidades, para cada esteira. Foi verificado, por meio do uso da cinemetria, que as velocidades de deslocamento linear do tapete rolante das esteiras, nas três velocidades adotadas, coincidiram com as velocidades registradas no sensor eletrônico.

Antes do teste ergométrico, os indivíduos fizeram um breve alongamento. Em seguida, foi feita a determinação da zona de inervação (ZI) dos músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral (porção curta) e semitendinoso da perna esquerda, com o uso de um estimulador elétrico e, posteriormente, a fixação dos eletrodos de superfície bipolares, conforme metodologia de Silva *et al.* (2007).

Realizou-se a depilação e a limpeza da pele dos indivíduos por meio de abrasão com algodão umedecido em álcool na superfície muscular de interesse (DE LUCA, 1997). Esse procedimento foi realizado para retirar as células mortas e diminuir a impedância da pele.

Um atlas de anatomia (NETTER, 2000) foi utilizado para auxiliar na localização das zonas de inervação. Segundo Roy *et al.* (1986), Pincivero *et al.* (2000) e Rainoldi *et al.* (2004), a ZI é o local onde as terminações nervosas e as fibras musculares estão conectadas e, portanto, é a região mais excitável (onde a menor intensidade de corrente vai gerar a maior contração visível ou palpável) do ventre muscular.

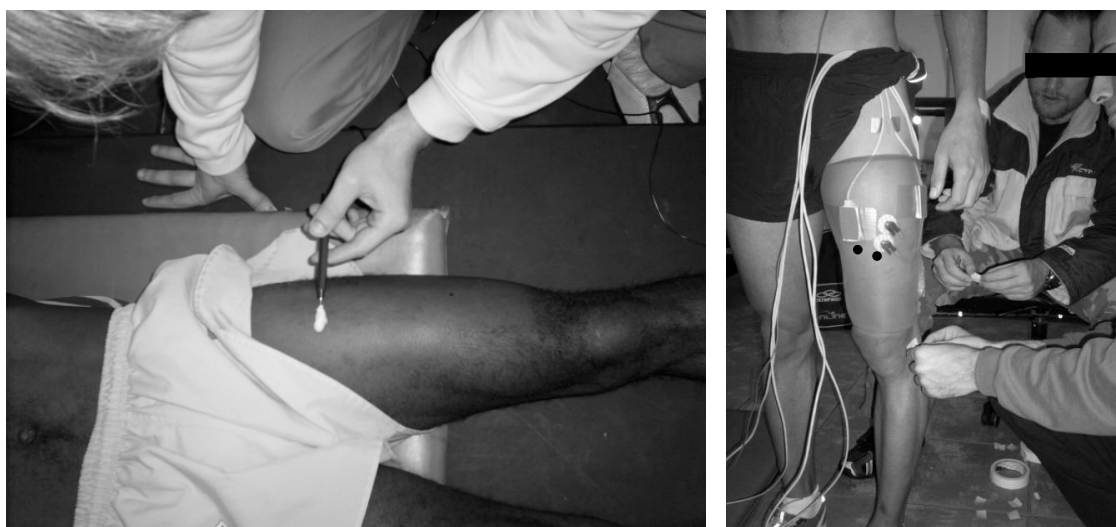
O procedimento de determinação da ZI consistia no deslocamento de um eletrodo ativo circunferencial (1 cm de raio) sobre a superfície muscular. Um segundo eletrodo, passivo circunferencial (raio 4 cm), permanecia fixamente posicionado no terço distal da perna direita. A estimulação foi realizada com a geração de uma corrente farádica com pulso exponencial ajustável entre 1 e 10 Hz e duração de 200 ms. A intensidade era aumentada até atingir-se o limiar motor que pode ser visível ou perceptível pelo indivíduo (DAINTY e NORMAN, 1987) (figura 7a). Esse método de posicionamento dos eletrodos sugere que o sinal EMG seja coletado com os eletrodos posicionados num ponto médio entre a ZI muscular e as inserções do músculo de interesse (DE LUCA, 1997; RAINOLDI *et al.*, 2004). Dessa forma, os eletrodos

bipolares foram posicionados 2 cm acima da ZI (figura 7b). Esses procedimentos foram sempre realizados pelo mesmo pesquisador, para todas os componentes da amostra.

A distância entre o centro dos eletrodos foi mantida em 30 mm (BECK *et al.*, 2005). O nível de resistência entre os eletrodos e a pele foi medido antes de cada sessão com um multímetro digital, sendo considerado ideal abaixo de 3000 Ohms (NARICI *et al.*, 1989). O eletrodo terra foi posicionado na clavícula.

Após a colocação dos eletrodos de superfície, foi realizada a contração voluntária máxima (CVM) isométrica dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral (porção curta) para posterior normalização do sinal eletromiográfico nas fases de suporte e de balanço da corrida em valores percentuais (%CVM).

Para tanto, realizou-se quatro coletas de contração voluntária máxima (uma para cada músculo), na situação isométrica, com a contração dos grupos musculares em que cada um dos músculos supracitados atua como agonista.



(a)

(b)

Figura 7: Deslocamento de um eletrodo ativo circunferencial sobre a superfície muscular para a localização da ZI do músculo reto femoral (a), eletrodos bipolares posicionados 2 cm acima da ZI (b).

Inicialmente, baseado em Smith *et al.* (1997) foram identificados os ângulos de maior produção de torque dos grupos musculares de interesse, baseados na relação força-comprimento. Os ângulos foram ajustados a fim de que pudessem ser mantidos na

realização da CVM contra resistência manual em ambos os sentidos de flexão e extensão.

Para os músculos reto femoral e semitendinoso, considerados agonistas dos grupos musculares de flexores e extensores do quadril, respectivamente, o registro do sinal eletromiográfico (EMG) ocorreu com os indivíduos em decúbito dorsal com a flexão do quadril em 90°. Para o músculo reto femoral, o joelho foi mantido em flexão de 90°, com a contração isométrica dos flexores do quadril. Para o músculo semitendinoso, o joelho foi mantido em extensão completa (180°), com a contração isométrica dos extensores do quadril.

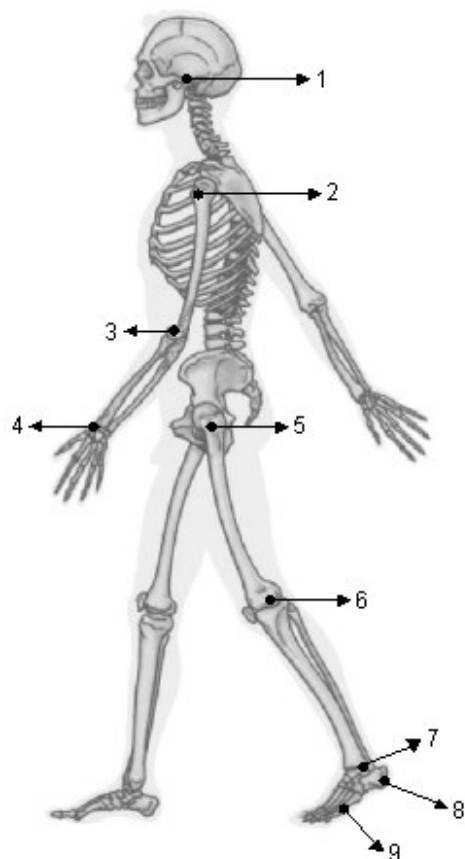
Os indivíduos foram mantidos sentados com a flexão de 90° do quadril e de 110° do joelho para o registro do sinal EMG dos músculos vasto lateral e porção curta do bíceps femoral, considerados agonistas dos grupos musculares de flexores e extensores do joelho, respectivamente. A contração voluntária de flexores e extensores do joelho foi realizada contra resistência manual. Todos os ângulos foram medidos com um goniômetro manual.

Em seguida, foi feita a fixação dos pontos anatômicos. A escolha dos pontos anatômicos teve como base os estudos feitos por Minetti *et al.* (1994), Willems *et al.* (1995) e Mian *et al.* (2006). A nomenclatura dos marcadores anatômicos utilizados neste estudo (13 marcadores – 9 no plano sagital esquerdo e 4 no plano frontal posterior da perna esquerda) foi retirada, entre outras, das recomendações feitas por Wu *et al.* (2002). Os marcadores anatômicos foram distribuídos conforme as figuras 8 e 9.

Por último, foram colocados os acessórios correspondentes a ergoespirometria. Foi utilizado um pneumotacógrafo, com variação de 10 a 120 l.min⁻¹ para fluxo médio, acoplado a uma máscara de neoprene.

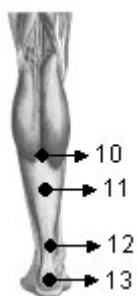
Paralelamente aos procedimentos anteriores, foi feita a calibração do ergoespirômetro. Após a calibração, foram inseridos os valores pessoais, conforme a solicitação do equipamento.

Posteriormente à fase de preparação, os indivíduos ficaram em repouso parados em cima do tapete rolante até que fosse verificado um QR < 0,95. Após esse período, a esteira era ligada e a velocidade foi aumentada, progressivamente, até 10 km.h⁻¹, onde era mantida durante 2 minutos com o objetivo de aquecimento e adaptação. Em seguida, os indivíduos começavam a correr a 16 Km.h⁻¹, durante 6 minutos.



- 1) Ouvido: tubérculo articular do osso temporal
- 2) Ombro: tubérculo maior do úmero
- 3) Cotovelo: epicôndilo lateral do úmero
- 4) Punho: processo estilóide da ulna
- 5) Quadril: trocanter maior do fêmur
- 6) Joelho: epicôndilo lateral do fêmur
- 7) Tornozelo: maléolo lateral
- 8) Calcânhar: tuberosidade lateral do calcâneo
- 9) Dedo: tuberosidade do 5^o osso metatarsal

Figura 8 – Plano sagital esquerdo.



- 10) Gastrocnêmio ascendente: ponto ascendente do tendão calcâneo
- 11) Gastrocnêmio descendente: $\frac{1}{4}$ do ponto ascendente do tendão calcâneo
- 12) Tornozelo posterior: $\frac{3}{4}$ do ponto ascendente do tendão calcâneo
- 13) Calcânhar posterior: tuberosidade do calcâneo

Figura 9 – Vista posterior da perna esquerda.

Os valores referentes à ergoespirometria foram armazenados desde o repouso até o final do teste ergométrico, de forma instantânea, em um microcomputador por meio da utilização do software AEROGRAPH. A figura 10 ilustra um exemplo da aplicação do teste de ECO para um indivíduo.

A magnitude das variáveis cinemáticas da corrida foram registradas a partir do quarto minuto de corrida com a utilização do sistema de cinemetria SPICA. Foram feitas duas filmagens de 15 s, uma no plano frontal posterior e a outra no plano sagital esquerdo do indivíduo, em que foram utilizadas duas câmeras a uma frequência de 120 quadros por segundo. As filmadoras foram colocadas a uma distância aproximada de três metros do avaliado e a um metro do solo para a filmadora do plano sagital e 30 cm para a filmadora do plano frontal posterior. As filmadoras foram ligadas faltando 10 segundos para o final do 3^o minuto. Para cada filmagem, foi feita a calibração espacial com um calibrador cujo erro angular detectado foi menor que 0,1 grau para cada ângulo, verificado por meio de uma rotina desenvolvida no MATLAB (ANEXO IV).



Figura 10 – Teste de economia de corrida de um indivíduo realizado no Instituto Brasileiro de Tecnologia do Couro, Calçado e Artefatos (IBTeC).

A amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral nas fases de suporte e balanço da corrida foi registrada

por meio da utilização do eletromiógrafo portátil a partir do quarto minuto de corrida em quatro canais, com uma frequência de 2000 Hz por canal. Foi utilizado um filtro de 20-500 Hz com o objetivo de remover os artefactos de baixa e alta frequência. As fases de suporte e balanço foram visualmente identificadas ao longo dos ciclos de passada utilizando-se o software DVIDEO. Considerou-se como a fase de suporte todo o período de contato do pé com o solo.

A figura 11 demonstra um esquema resumido referente aos procedimentos do teste de ECO.

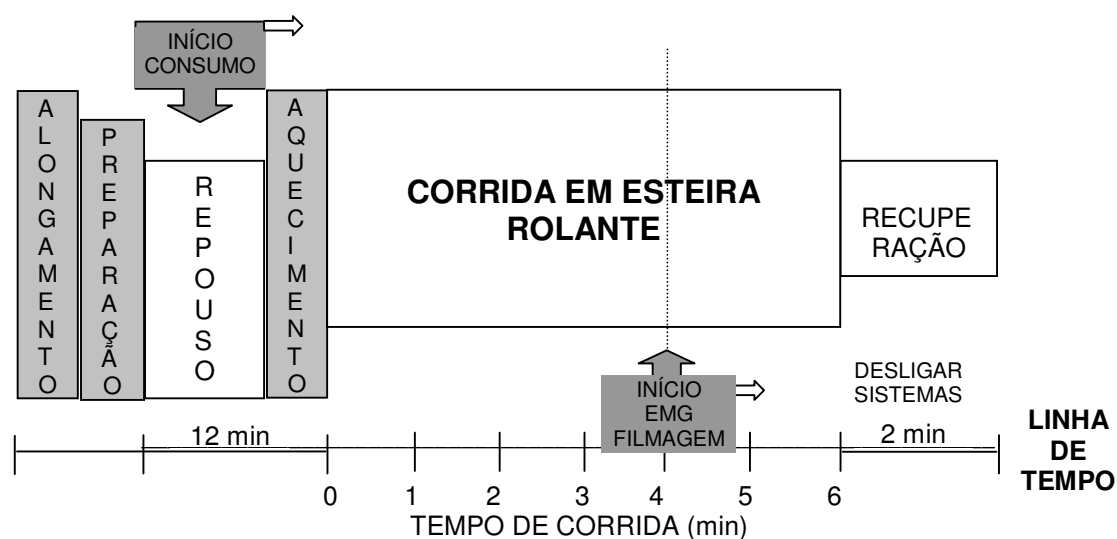


Figura 11 – Procedimentos de coletas de dados do teste de ECO.

Terminada a fase de coleta de dados, iniciou-se a fase de tratamento de dados.

Foram analisados três ciclos de passadas, a partir da terceira passada, com início no quarto minuto de corrida.

Os valores de $VO_{2\text{submáx}}$ foram exportados para uma planilha do *Microsoft Excel*, versão XP, na qual se determinou o valor de ECO de cada corredor a partir da média dos valores de consumo de oxigênio registrados nos últimos dois minutos de teste.

As filmagens dos planos frontal posterior e sagital esquerdo foram digitalizadas utilizando o software DVIDEO. A partir da digitalização manual e automática, e dos modelos espaciais dos planos sagital esquerdo (figura 12) e frontal posterior (figura 13), ambos em duas dimensões (2D), foram calculadas as variáveis cinemáticas da técnica de corrida (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulo do tornozelo

no *foot strike*, ângulo do tornozelo no *take-off*, máxima flexão do joelho na fase de suporte, máxima flexão do tronco na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé e amplitude vertical do centro de massa - CM) em função do tempo, para cada corredor, por meio da utilização de três rotinas desenvolvidas no *software* MATLAB (rotina para o cálculo da amplitude vertical do centro de massa (CM) – ANEXO V; rotina para o cálculo do ângulo de pronação – ANEXO VI; rotina para o cálculo dos demais parâmetros cinemáticos angulares – ANEXO VII). Conforme Tartaruga *et al.* (2001), o processo de digitalização manual na análise do movimento de corrida.

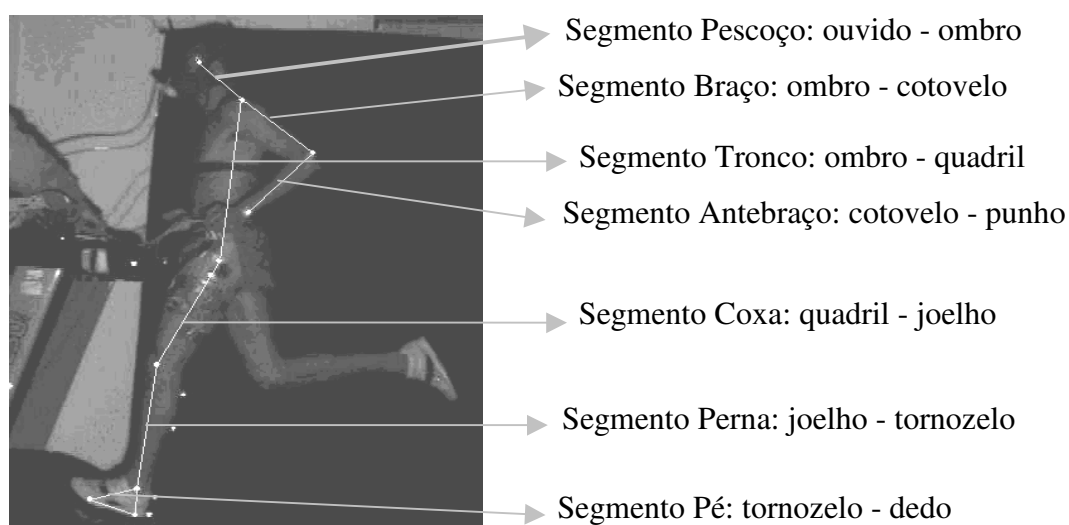


Figura 12 – Modelo espacial do plano sagital esquerdo.

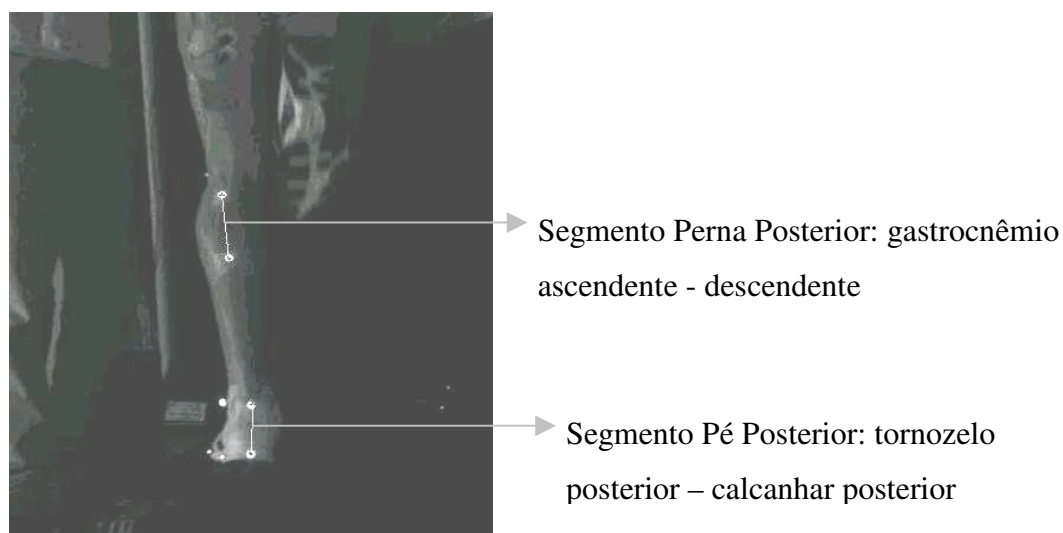


Figura 13 – Modelo espacial do plano frontal posterior.

Para a determinação da magnitude de todas as variáveis cinemáticas foi aplicado um filtro *Butterworth*, com frequência de corte (*Cut-off*) de 5 Hz (WINTER, 1990).

A definição e o cálculo das variáveis cinemáticas da técnica de corrida foram desenvolvidos conforme descrito a seguir:

➤ Tempo de passada:

Definição: tempo entre sucessivos contatos do mesmo pé com o solo (CAVANAGH e KRAM, 1989).

Cálculo: produto da multiplicação do número de quadros durante a passada por $8,33 \cdot 10^{-3}$ s (tempo de cada quadro para uma filmagem com taxa de amostragem de 120 quadros por segundos).

➤ Tempo de suporte:

Definição: tempo de contato de um dos pés com o solo durante o ciclo de passada (WANK *et al.*, 1998).

Cálculo: produto da multiplicação do número de quadros durante o tempo de contato do pé esquerdo com o solo por $8,33 \cdot 10^{-3}$ s.

➤ Tempo de balanço:

Definição: tempo de balanço de um dos pés durante o ciclo de passada (WANK *et al.*, 1998).

Cálculo: produto da multiplicação do número de quadros durante o tempo de balanço do pé esquerdo por $8,33 \cdot 10^{-3}$ s.

➤ Comprimento de passada:

Definição: distância percorrida entre sucessivos contatos do mesmo pé com o solo (HAUSSWIRTH *et al.*, 1997).

Cálculo: produto da multiplicação da velocidade de corrida ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) pelo tempo de passada (s).

➤ Comprimento de passada relativo:

Definição: comprimento de passada relativo ao comprimento de perna (CAVANAGH e KRAM, 1989).

Cálculo: produto da divisão do comprimento de passada (m) pelo comprimento de perna (m) - distância entre o trocanter maior do fêmur e o solo.

➤ Frequência de passada:

Definição: número de passadas por segundo (BUS, 2003)

Cálculo: produto da divisão da velocidade de corrida ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) pelo comprimento de passada (m).



➤ Ângulo do joelho no *foot strike*:

Definição: ângulo do joelho no primeiro contato do pé com o solo (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: ângulo formado entre os vetores unitários perna e coxa no primeiro contato do pé com o solo (ANEXO VII).

Figura 14 – Ângulo do joelho no *foot strike*.



➤ Ângulo do tornozelo no *foot strike*:

Definição: ângulo do tornozelo no primeiro contato do pé com o solo (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: ângulo formado entre os vetores unitários perna e pé no primeiro contato do pé com o solo (ANEXO VII).

Figura 15 - Ângulo do tornozelo no *foot strike*.

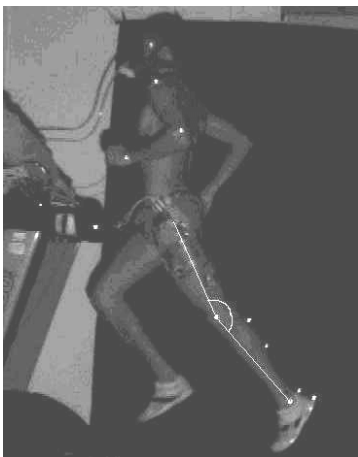


Figura 16 - Ângulo do joelho no *take-off*.

➤ Ângulo do joelho no *take-off*:

Definição: ângulo do joelho no último contato do pé com o solo (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: ângulo formado entre os vetores unitários perna e coxa no último contato do pé com o solo (ANEXO VII).



Figura 17 - Ângulo do tornozelo no *take-off*.

➤ Ângulo do tornozelo no *take-off*:

Definição: ângulo do tornozelo no último contato do pé com o solo (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: ângulo formado entre os vetores unitários perna e pé no último contato do pé com o solo (ANEXO VII).



Figura 18 - Máxima flexão do joelho na fase de suporte.

➤ Máxima flexão do joelho na fase de suporte:

Definição: Menor ângulo do joelho na fase de suporte (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: menor ângulo formado entre os vetores unitários perna e coxa durante a fase de suporte (ANEXO VII).



Figura 19 - Máxima flexão do tronco na fase de suporte.

- Máxima flexão do tronco na fase de suporte:

Definição: maior ângulo formado entre o tronco e o eixo vertical durante a fase de suporte (WANK *et al.*, 1998).

Cálculo: ângulo formado entre o eixo vertical e o vetor unitário tronco (ANEXO VII).



Figura 20 - Amplitude angular do cotovelo durante a passada.

- Amplitude angular do cotovelo durante a passada:

Definição: amplitude angular média do movimento de flexão e extensão do cotovelo (WILLIAMS e CAVANAGH, 1987).

Cálculo: ângulo formado entre os vetores unitários braço e antebraço (ANEXO VII).

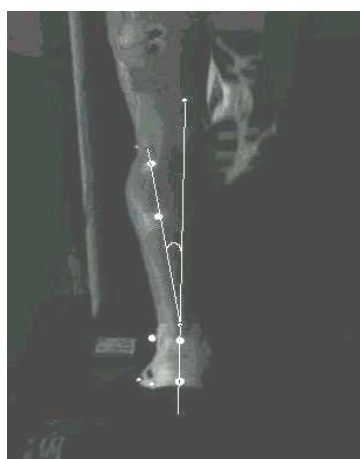


Figura 21 - Máxima pronação da parte posterior do pé.

- Máxima pronação da parte posterior do pé:

Definição: maior ângulo de pronação da articulação subtalar formado durante o ciclo da passada (TARTARUGA *et al.*, 2005).

Cálculo: maior ângulo formado entre os vetores unitários pé posterior e perna posterior durante a fase de suporte (ANEXO VII).

➤ Amplitude vertical do CM:

Definição: amplitude de deslocamento vertical média do CM de três ciclos de passada (WILLEMS *et al.* 1995).

Cálculo: Rotina desenvolvida no MATLAB (ANEXO V). A rotina considera, para o cálculo do deslocamento do CM, as massas e as localizações dos centros de massas dos segmentares propostos por Winter (1979). Ela estima o comportamento do plano sagital direito em função do plano sagital esquerdo, com um atraso de 180 graus. A rotina considera a rotação dos ombros no cálculo da posição do CM.

A determinação da atividade elétrica muscular nas fases de suporte e balanço da corrida dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral foi feita a partir do alinhamento em relação à cinemetria.

Para o alinhamento, foi utilizado um led luminoso, o qual, quando acessado, emite um impulso ao eletromiógrafo, ocasionando um sinal diferente (sinal retangular) daquele gerado pela ativação elétrica muscular.

Os dados eletromiográficos coletados foram exportados no formato “.SAD” e foram tratados no software SAD32 (figura 22).

Primeiramente, foram retirados os ganhos do sinal nos arquivos brutos. Depois, quando necessário, foi realizada a filtragem digital do sinal utilizando-se filtros do tipo Passa-banda Butterworth, de 5ª ordem, com frequência de corte entre 20 e 450 Hz, com remove picos automáticos.

Após a filtragem dos sinais, foram realizados os recortes das fases de suporte e balanço de cada indivíduo referentes a três ciclos de passadas a partir da terceira passada do quarto minuto (da mesma forma que na cinemetria). Os recortes das curvas foram baseados nos tempos estabelecidos pela filmagem. Foi obtido o valor RMS (*root mean square*), a partir do envelope RMS do tipo Hamming, para as fases de suporte e balanço. O sinal eletromiográfico foi coletado em microvolts e o tempo em segundos.

Da mesma forma que as variáveis cinemáticas da corrida, os valores RMS das curvas na fase de suporte e balanço foram relacionados, estatisticamente, com a ECO.

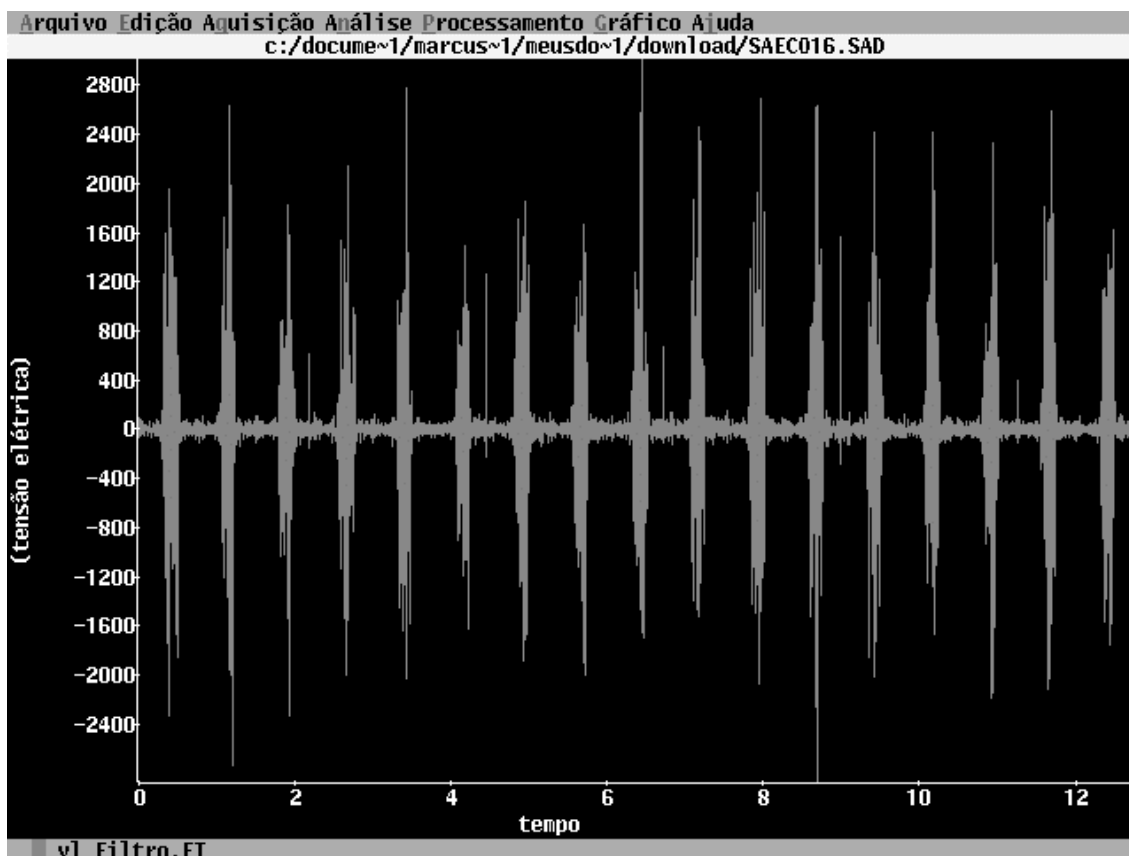


Figura 22 – Sinal eletromiográfico filtrado do músculo vasto lateral de um indivíduo.

3.7 – Desenho experimental

Quadro 1: Desenho experimental.

GRUPOS	TESTES	VARIÁVEIS
A	X ₁ X ₂	O ₁ O ₁ - O ₂ - O ₃ - O ₄ - O ₅ - O ₆ - O ₇ - O ₈ O ₉ - O ₁₀ - O ₁₁ - O ₁₂ - O ₁₃ - O ₁₄ - O ₁₅ - O ₁₆

- A = grupo;
- X₁ = Teste de VO₂máx
- X₂ = Teste de ECO
- O₁ = Consumo de oxigênio;
- O₂ = Variáveis temporais (tempo de passada, de suporte e de balanço);
- O₃ = Comprimento de passada;

- O_4 = Comprimento de passada relativo;
- O_5 = Freqüência de passada;
- O_6 = Ângulo do tornozelo no *foot strike* e no *take-off*;
- O_7 = Ângulo do joelho no *foot strike* e no *take-off*;
- O_8 = Máxima flexão do joelho na fase de suporte;
- O_9 = Máxima flexão do tronco na fase de suporte;
- O_{10} = Amplitude angular do cotovelo durante a passada;
- O_{11} = Máxima pronação da parte posterior do pé;
- O_{12} = Amplitude vertical do centro de massa;
- O_{13} = valor RMS do músculo reto femoral;
- O_{14} = valor RMS do músculo vasto lateral;
- O_{15} = valor RMS do músculo semitendinoso;
- O_{16} = valor RMS do músculo bíceps femoral.

3.8 – Análise Estatística

Primeiramente, foi feito o teste de Shapiro-Wilk para verificação da normalidade dos dados. Optou-se por este teste por ser o mais indicado para estudos com menos de 50 amostras (THOMAS e NELSON, 2002). As variáveis que apresentaram índices de significância (α) maiores de 0,05 apontaram para uma distribuição normal, possibilitando o uso de testes estatísticos paramétricos (PESTANA e GAGEIROS, 1998). Para as variáveis com $\alpha < 0,05$, foi verificada a simetria da curva normal e aplicada a transformação matemática $x' = \log x$ (logaritmo à base 10) para assimetria à direita (JACQUES, 2004). A estatística descritiva foi feita por meio de médias, erros-padrão e coeficientes de variação. Para a verificação da associação, sem causa-efeito, entre as variáveis cinemáticas e neuromusculares com o consumo submáximo de oxigênio, a 16 km.h^{-1} , foi aplicado o teste de Correlação Linear Produto-Momento de Pearson. As variáveis que apresentaram $\alpha < 0,25$ foram investigadas quanto ao grau de relação com a ECO por meio da análise de Regressão Linear Múltipla (método *enter*), adotando um ponto de corte de 25% (HOSMER e LEMESHOW, 2000; THOMAS e NELSON, 2002).

4 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

Dos 24 corredores de rendimento convidados a participar do estudo, 16 estiveram presentes em todas as sessões de testes e foram considerados aptos a participarem da pesquisa, de acordo como os critérios de seleção adotados.

A tabela 1 apresenta os resultados médios e de variabilidade (erro-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos) das variáveis de caracterização da amostra (idade, massa corporal, estatura, comprimento de perna, densidade corporal e percentual de gordura corporal) dos 16 corredores de rendimento.

Tabela 1 – Caracterização da amostra: médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos das variáveis idade, massa corporal, estatura, comprimento de perna, densidade corporal, percentual de gordura corporal e tempo de desempenho em provas de 10.000 metros de 16 corredores de rendimento.

Variáveis	Média	EP	Mínimo	Máximo
Idade (anos)	27,13	± 1,43	20,00	39,00
Massa corporal (kg)	64,52	± 1,47	53,10	76,30
Estatura (m)	1,74	± 0,02	1,64	1,85
Comprimento de perna (m)	0,82	± 0,01	0,76	0,92
Densidade corporal (g/ml)	1,08	± 0,00	1,07	1,08
Percentual de gordura corporal (%G)	9,11	± 0,37	6,84	11,76
Tempo de desempenho em 10.000m	0:32:40	±0:00:18	0:30:27	0:33:35

A massa média do calçado utilizado pela amostra foi de 220,31 gramas, com um erro-padrão de ± 21,79 gramas.

Primeiramente, foi aplicado o teste de normalidade para as variáveis biomecânicas (cinemáticas e neuromusculares) e para o consumo de oxigênio por meio do Teste de Shapiro-Wilk (tabela 2).

Tabela 2 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) para as variáveis cinemáticas (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulos do joelho e tornozelo no *foot strike* e no *take-off*, máxima flexão do joelho e tronco na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé e amplitude vertical do centro de massa), neuromusculares (percentuais RMS dos músculos reto femoral (%CVM RF), vasto lateral (%CVM VL), semitendinoso (%CVM ST) e bíceps femoral - porção curta – (%CVM BF), nas fases de suporte e balanço) e consumo de oxigênio, durante corrida a 16 km.h⁻¹.

Variáveis	gl	p
Tempo de passada (s)	16	0,454
Tempo de suporte (s)	16	0,073
Tempo de balanço (s)	16	0,390
Comprimento de passada (m)	16	0,463
Comprimento de passada relativo	16	0,953
Frequência de passada (passos/s)	16	0,701
Ângulo do joelho no <i>foot strike</i> (°)	16	0,039*
Ângulo do joelho no <i>take-off</i> (°)	16	0,799
Ângulo do tornozelo no <i>foot strike</i> (°)	16	0,357
Ângulo do tornozelo no <i>take-off</i> (°)	16	0,960
Máxima flexão do joelho na fase de suporte (°)	16	0,300
Máxima flexão do tronco na fase de suporte (°)	16	0,813
Amplitude angular do cotovelo durante a passada (°)	16	0,910
Máxima pronação da parte posterior do pé (°)	16	0,808
Amplitude vertical do centro de massa (m)	16	0,908
%CVM RF na fase de suporte	16	0,000*
%CVM VL na fase de suporte	16	0,000*
%CVM ST na fase de suporte	16	0,021*
%CVM BF na fase de suporte	16	0,004*
%CVM RF na fase de balanço	16	0,011*
%CVM VL na fase de balanço	16	0,018*
%CVM ST na fase de balanço	16	0,147
%CVM BF na fase de balanço	16	0,015*
Consumo de oxigênio (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	16	0,287

Nota: graus de liberdade (gl); índice de significância (p) de 0,05. Variável com distribuição normal assimétrica (*).

Das 24 variáveis testadas em relação à sua normalidade, 8 apresentaram distribuição normal assimétrica ($p < 0,05$). As variáveis ângulo do joelho no *foot strike*, %CVM RF, %CVM VL, %CVM ST e %CVM BF na fase de suporte e, %CVM RF,

%CVM VL e %CVM BF na fase de balanço foram submetidas à transformação matemática de $x' = \log x$ (logaritmo à base 10) e testadas, novamente, em relação à sua normalidade (tabela 3).

Tabela 3 – Teste de normalidade (Shapiro-Wilk) para as variáveis ângulo do joelho no *foot strike*, %CVM RF, %CVM VL, %CVM ST e %CVM BF na fase de suporte e %CVM RF, %CVM VL e %CVM BF na fase de balanço após a transformação matemática $x' = \log x$ (logaritmo à base 10).

Variável	gl	<i>p</i>
Ângulo do joelho no <i>foot strike</i> (°)	16	0,058
%CVM RF na fase de suporte	16	0,259
%CVM VL na fase de suporte	16	0,402
%CVM ST na fase de suporte	16	0,397
%CVM BF na fase de suporte	16	0,812
%CVM RF na fase de balanço	16	0,800
%CVM VL na fase de balanço	16	0,300
%CVM BF na fase de balanço	16	0,172

Nota: graus de liberdade (gl); índice de significância (*p*) de 0,05.

De acordo com a tabela 3, todas as variáveis submetidas à sua normalidade após a transformação matemática de $x' = \log x$ (logaritmo à base 10) apresentaram distribuição normal simétrica, o que permitiu a utilização de testes estatísticos paramétricos.

Após os testes de normalidade, foi feita a análise descritiva das velocidades e do consumo de oxigênio na máxima intensidade de esforço e no LA, bem como do consumo de oxigênio a 16 km.h⁻¹ (tabelas 4 e 5).

Tabela 4 – Médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos da velocidade máxima de corrida e da velocidade no limiar anaeróbico (LA) verificadas no teste máximo de esforço.

Variáveis	Média	EP	Mínimo	Máximo
Velocidade máxima de corrida (km.h ⁻¹)	21,37	± 0,33	19,00	23,00
Velocidade no LA (km.h ⁻¹)	18,06	± 0,28	16,00	20,00

Tabela 5 – Médias, erros-padrão da média (EP), valores mínimos e máximos do consumo máximo de oxigênio (VO_{2máx}), do consumo de oxigênio (VO₂) no LA e na velocidade de 16 km.h⁻¹.

Variáveis	Média	EP	Mínimo	Máximo
VO _{2máx} (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	56,36	± 1,19	48,40	63,20
VO ₂ no LA (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	49,23	± 1,15	39,50	58,20
VO ₂ a 16 km.h ⁻¹ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	43,95	± 0,85	36,00	49,27

A velocidade de 16 km.h⁻¹ correspondeu a 25,1% abaixo da média da velocidade máxima de corrida do grupo analisado. Da mesma forma, a velocidade média no LA correspondeu a 15,5%.

Fisiologicamente, a média do consumo de oxigênio na velocidade de 16 km.h⁻¹ correspondeu a 22,0% abaixo da média do VO_{2máx} do grupo analisado. Por outro lado, a média do consumo de oxigênio no LA correspondeu a 12,7%.

Pode-se perceber que as intensidades submáximas de esforço a 16 km.h⁻¹ e no LA são parecidas em termos de velocidade e de consumo de oxigênio, ou seja, para o grupo analisado, a intensidade submáxima de corrida a 16 km.h⁻¹ correspondeu a um valor médio de 23,5% abaixo da máxima intensidade de esforço, e a intensidade submáxima de corrida no LA a um valor médio de 14,1%. Além disso, como foi dito anteriormente, a velocidade de 16 km.h⁻¹ correspondeu a 11,1% abaixo da velocidade no LA (18±1 km.h⁻¹) e a média do VO_{2submáx} a 16 km.h⁻¹ correspondeu a um valor de 10,7±1,1% abaixo do consumo de oxigênio no LA.

Esses resultados nos permitem dizer que, em termos de velocidade ou de consumo de oxigênio, todos os indivíduos estavam se exercitando, durante o teste de economia de corrida, a uma intensidade abaixo do LA individual próxima de 10% e, possivelmente, o condicionamento físico entre os indivíduos era semelhante. Além disso, de acordo com Farrell *et al.* (1979), corredores com valores de LA de no mínimo 75% do VO_{2máx} podem ser considerados de alto nível. No presente estudo, o LA dos corredores foi de 87,3% do VO_{2máx}. Esse alto valor de limiar reflete a alta capacidade do organismo dos corredores de ressintetizar adenosina trifosfato (ATP) através de uma rota metabólica aeróbia durante intensidades semelhantes às de prova dos atletas analisados.

Posteriormente, aos testes de normalidade e da análise descritiva, foi aplicado o Teste de Correlação Linear Produto-Momento de Pearson com o objetivo de selecionar as variáveis cinemáticas e neuromusculares que poderiam ter relação com o VO_{2submáx} (tabela 6). Para a Análise de Regressão Linear Múltipla (tabela 7), foram selecionadas as variáveis que apresentaram um índice de significância menor que 0,25. De acordo com Hosmer e Lemeshow (2000), variáveis que apresentaram índice de significância menor que 0,25 podem resultar em variáveis com alto poder de relação e, conseqüentemente, devem ser investigadas na análise de regressão. Da mesma forma, o teste de correlação possibilitou a verificação do grau de relação (direta ou inversa) entre as variáveis independentes e dependentes.

Tabela 6 – Médias e erros-padrão da média (EP) das variáveis biomecânicas (tempo de passada, tempo de suporte, tempo de balanço, comprimento de passada, comprimento de passada relativo, frequência de passada, ângulo do joelho e do tornozelo no *foot strike* e *take-off*, máxima flexão do joelho e tronco na fase de suporte, amplitude angular do cotovelo durante a passada, máxima pronação da parte posterior do pé, amplitude vertical do centro de massa, %CVM RF, %CVM VL, %CVM ST e %CVM BF nas fases de suporte e de balanço) e coeficientes de correlação com consumo de oxigênio a 16 km.h⁻¹.

Variáveis	Média	EP	<i>r</i>	<i>p</i>
Tempo de passada (s)	0,69	± 0,00	-0,608	0,012*
Tempo de suporte (s)	0,21	± 0,00	-0,058	0,832
Tempo de balanço (s)	0,48	± 0,00	-0,613	0,012*
Comprimento de passada (m)	3,07	± 0,04	-0,608	0,013*
Comprimento de passada relativo (m)	3,74	± 0,06	-0,461	0,072*
Frequência de passada (passos/s)	1,45	± 0,02	0,613	0,012*
Ângulo do joelho no <i>foot strike</i> (°)	159,26	± 1,53	0,409	0,115*
Ângulo do joelho no <i>take-off</i> (°)	156,71	± 1,01	0,006	0,984
Ângulo do tornozelo no <i>foot strike</i> (°)	121,99	± 1,66	0,318	0,230*
Ângulo do tornozelo no <i>take-off</i> (°)	138,98	± 2,04	0,030	0,913
Máxima flexão do joelho na fase de suporte (°)	128,12	± 3,08	0,239	0,372
Máxima flexão do tronco na fase de suporte (°)	14,86	± 1,08	-0,182	0,500
Amplitude do cotovelo durante a passada (°)	38,84	± 3,15	-0,418	0,107*
Máxima pronação da parte posterior do pé (°)	11,69	± 1,14	-0,122	0,653
Amplitude vertical do centro de massa (m)	9,52	± 0,25	0,651	0,006*
%CVM RF na fase de suporte	13,44	± 3,54	0,086	0,750
%CVM VL na fase de suporte	14,08	± 5,28	0,068	0,802
%CVM ST na fase de suporte	27,14	± 4,98	-0,340	0,198*
%CVM BF na fase de suporte	19,89	± 3,63	-0,095	0,726
%CVM RF na fase de balanço	14,38	± 1,99	0,364	0,166*
%CVM VL na fase de balanço	39,36	± 4,47	-0,037	0,893
%CVM ST na fase de balanço	34,31	± 4,33	-0,593	0,015*
%CVM BF na fase de balanço	30,14	± 4,35	-0,014	0,959

Nota: Coeficiente de correlação linear (*r*), índice de significância bilateral (*p*), percentuais RMS dos músculos reto femoral (%CVM RF), vasto lateral (%CVM VL), semitendinoso (%CVM ST) e bíceps femoral - porção curta - (%CVM BF). Variáveis com *p* < 0,25 (*).

Das 23 variáveis biomecânicas correlacionadas com o VO_{2submáx}, 6 das 15 variáveis cinemáticas (40%) e 5 das 8 variáveis neuromusculares (62,5%) foram desconsideradas para a análise de regressão, o que demonstra a dificuldade em se correlacionar variáveis biomecânicas com consumo de oxigênio, principalmente variáveis neuromusculares. De acordo com Solomonow *et al.* (1990), a dificuldade em se correlacionar a ativação elétrica muscular com a produção de força e com o consumo de oxigênio pode estar relacionado a vários fatores como: i) a variabilidade do sinal

EMG entre diferentes indivíduos; ii) as estratégias de controle muscular; iii) as dificuldades em se mensurar diretamente o sinal EMG com o mínimo de interferência de ruídos externos; iv) aspectos relacionados à área de interface tecido-eletrodo, sendo considerada a superfície de detecção, que capta somente determinadas fibras musculares.

As variáveis que não apresentaram correlações significativas com o $VO_{2submáx}$ foram as seguintes: tempo de suporte, ângulo do joelho no *take-off*, ângulo do tornozelo no *take-off*, máxima flexão do joelho na fase de suporte, máxima flexão do tronco na fase de suporte, máxima pronação da parte posterior do pé, %CVM RF na fase de suporte, %CVM VL na fase de suporte, %CVM BF na fase de suporte, %CVM VL na fase de balanço e %CVM BF na fase de balanço.

A partir dos resultados da análise de correlação foi feito o Teste de Regressão Linear Múltipla (método *enter*) com o objetivo de relacionar as variáveis biomecânicas com a consumo de oxigênio a 16 km.h^{-1} , conseqüentemente, com a ECO.

Tabela 7 – Análise de Regressão Linear Múltipla (método *enter*) entre as variáveis cinemáticas (tempo de passada, frequência de passada, comprimento de passada, ângulo do joelho no *foot strike*, amplitude vertical do centro de massa, amplitude angular do cotovelo durante a passada, tempo de balanço, ângulo do tornozelo no *foot strike* e comprimento de passada relativo) e neuromusculares (percentuais RMS do músculo semitendinoso (%CVM ST) nas fases de suporte e de balanço e, percentual RMS do músculo reto femoral (%CVM RF) na fase de balanço) com o consumo de oxigênio a 16 km.h^{-1} .

Variáveis Biomecânicas	Coefficientes Ajustados	Relação (%)
Frequência de passada	2,275	28,3
Comprimento de passada	1,848	23,0
Ângulo do joelho no <i>foot strike</i>	1,022	12,7
%CVM ST na fase de suporte	0,911	11,3
Amplitude vertical do centro de massa	0,580	7,2
Amplitude angular do cotovelo durante a passada	0,447	5,6
%CVM RF na fase de balanço	0,346	4,3
%CVM ST na fase de balanço	0,276	3,4
Tempo de balanço	0,252	3,2
Ângulo do tornozelo no <i>foot strike</i>	0,049	0,6
Comprimento de passada relativo	0,021	0,4
Total		100,0

Variável relacionada: Consumo de oxigênio a 16 km.h^{-1} .

Variável excluída pelo modelo de regressão: Tempo de passada.

Verificou-se uma relação de 81% das variáveis cinemáticas e 19% das variáveis neuromusculares com a ECO. O coeficiente de determinação do modelo de regressão resultante foi de 85,5%, com um erro estimado de 2,52.

No nosso estudo, a frequência de passada apresentou uma relação inversa de 28,3% com a ECO e o comprimento de passada uma relação direta de 23%, ou seja, quanto menor a frequência de passada e maior o comprimento de passada, maior a ECO. Ambas foram responsáveis por 51,3% da relação das variáveis biomecânicas com a ECO.

Cavanagh e Williams (1982), analisando os efeitos da variação do comprimento de passada no consumo de oxigênio de 10 corredores de longa distância, verificaram que a demanda aeróbica para uma determinada velocidade de corrida é menor quando o comprimento de passada corresponde a um comprimento ótimo de passada (livre-escolha). Em outras palavras, aumentar ou diminuir demasiadamente o comprimento de passada pode acarretar em um aumento no $VO_{2submáx}$ e, conseqüentemente, uma menor ECO. Nesse estudo, os atletas desenvolveram dois testes de ECO em dias alternados, em esteira rolante, compostos de 8 min de aquecimento e 7 estágios de 8 a 10 min de corrida a $13,8 \text{ km.h}^{-1}$, na qual o comprimento de passada era modificado a partir do comprimento ótimo de passada (mais confortável). Seis comprimentos de passada correspondentes a $\pm 6,7\%$, $\pm 13,4\%$ e $\pm 20\%$ do comprimento ótimo de passada (três abaixo e três acima) foram adotados no estudo.

O estudo de Cavanagh e Williams (1982) nos leva a acreditar que a relação direta do comprimento de passada com a ECO ($r = 0,608$), verificada no nosso estudo, possa estar relacionada a velocidade de corrida adotada no teste de ECO. Possivelmente, a velocidade de 16 km.h^{-1} seja uma velocidade abaixo da velocidade de treino e de prova, o que pode ter ocasionado uma diminuição do comprimento de passada em relação ao comprimento ótimo de passada de cada indivíduo devido à falta de adaptação a essa velocidade. Dessa forma, os indivíduos que desenvolveram um maior comprimento de passada, conseqüentemente um comprimento de passada mais próximo do provável comprimento ótimo de passada para a velocidade de 16 km.h , foram os que apresentaram maior ECO.

Em 1952, Hogberg (1952), investigando a influência do comprimento e da frequência de passada no consumo de oxigênio durante uma corrida submáxima de esforço de um único indivíduo, havia verificado aumentos de 6 e 12% no consumo de oxigênio com a diminuição e aumento do comprimento de passada em relação ao

comprimento de passada ótimo. O autor relata em seu estudo que, em velocidades entre 14 e 16 km.h⁻¹, uma maior ECO pode ser verificada durante o comprimento ótimo de passada referente a velocidade executada. No nosso estudo, utilizamos a velocidade de 16 km.h⁻¹, o que também nos leva a acreditar que possivelmente alguns indivíduos da nossa amostra, durante o teste de ECO, se utilizaram de um comprimento de passada diferente do que o comprimento ótimo de passada, tornando o comprimento de passada uma variável preditora da ECO para o grupo analisado.

Em um estudo desenvolvido por Tartaruga *et al.* (2004), analisando a relação entre economia de corrida e variáveis cinemáticas em corredores de alto nível de 13 homens e 9 mulheres, em duas corridas submáximas de esforço (85 e 93% do VO_{2máx}) correspondentes a 14 e 16 km.h⁻¹ para os homens, e 12 e 14 km.h⁻¹ para as mulheres, verificaram uma forte correlação ($r = 0,83$) entre comprimento de passada e ECO para as mulheres na velocidade de 12 km.h⁻¹, ou seja, quanto maior o comprimento de passada, maior a ECO. Os autores destacam que o fato de não ter ocorrido correlações significativas ($p < 0,05$), entre o comprimento de passada e a ECO nas velocidades de 14 e 16 km.h⁻¹ para os homens e 14 km.h⁻¹ para as mulheres, pode estar relacionado com as velocidades adotadas no presente estudo. Assim sendo, de acordo com Daniels e Daniels (1992), a ECO, diferente entre homens e mulheres, pode ser mais relacionada com a técnica de corrida quando a velocidade de corrida corresponde à velocidade habitual de prova, na qual o corredor encontra-se mais adaptado biomecanicamente à corrida.

No nosso estudo, foi verificada uma correlação direta de 0,61 com um índice de significância menor que 0,05, o que demonstra apesar de 16 km.h⁻¹ ser, possivelmente, uma velocidade de corrida abaixo da velocidade de treino e de prova, visto que 30 a 34 min em provas de 10.000 metros corresponde a uma velocidade média de prova entre 17,6 e 20 km.h⁻¹, é uma velocidade em que a relação entre comprimento de passada e ECO é significativa.

Em relação à frequência de passada, de acordo com Cavanagh e Kram (1989), existe uma relação inversa com a velocidade de corrida. Em um estudo desenvolvido com 12 corredores (altura: 1,79±0,05 m; massa: 70,2±7,37 kg), correndo nas velocidades de 11,34, 12,06, 12,85, 13,79 e 14,83 km.h⁻¹, verificaram-se fortes correlações ($r = -0,87$ a $-0,99$) entre frequência de passada e velocidade de corrida. Da mesma forma, os autores verificaram fortes correlações entre comprimento de passada e velocidade de corrida ($r > 0,99$). Apesar de os autores relatarem que o comprimento de

passada possui uma relação mais forte com a velocidade de corrida em comparação com a frequência de passada, para Cavanagh e Williams (1982) a combinação ideal de ambas as variáveis pode resultar em uma maior ECO. Além disso, o comportamento da frequência de passada é contrariamente influenciado pela velocidade de corrida comparada ao comprimento de passada (CAVANAGH e KRAM, 1989). Dessa forma, é de se esperar que os índices de correlação entre comprimento e frequência de passada com a ECO sejam parecidos no que se refere ao valor absoluto da correlação.

Nós verificamos uma correlação inversa ($r = -0,613$) da frequência de passada com a ECO, muito parecida com o comprimento de passada ($r = 0,608$). Percebemos, também, que, no grupo analisado, ambas as variáveis, de forma conjunta, podem prever em 51,3% a ECO. De acordo com Bailey e Pate (1991), a manipulação das variáveis biomecânicas do comprimento e a frequência de passada é a forma mais fácil de se manipular os resultados de ECO, apesar de Bailey e Messier (1991) demonstrarem que o comprimento de passada é lentamente adaptado à especificidade da prova, podendo demorar até sete semanas de treinamento.

Em um estudo recentemente publicado por Steudel-Numbers *et al.* (2007) no *Journal of Human Evolution*, investigando os efeitos da mudança do comprimento de perna na economia da locomoção de 18 indivíduos (comprimento de perna: $0,84 \pm 0,07$ m; massa: $69,16 \pm 12,3$ kg), correndo durante 12 min a uma velocidade de $9,65 \text{ km.h}^{-1}$, verificaram uma boa correlação ($r = -0,69$) entre o custo de transporte (L/km) e o comprimento de perna. Os autores definiram o custo de transporte como sendo o produto do custo metabólico da corrida, para uma determinada distância, pelo custo postural, ou seja, o custo metabólico durante a corrida menos o custo metabólico em repouso. Dessa forma, os autores verificaram que quanto maior o comprimento de perna, menor o custo de transporte, conseqüentemente, maior o comprimento de passada relativo e maior a ECO. Entretanto, os autores não verificaram a relação entre o comprimento de passada absoluto e o comprimento de perna ($r = 0,349$) como era esperado, corroborando com o estudo de (KRUEL *et al.*, 2007).

Da mesma forma, Pontzer (2005), predizendo o custo da locomoção (quantidade de força necessária para sustentar o peso da perna durante a passada – relacionado com o CM do segmento) pelo comprimento de perna de 9 indivíduos (massa corporal entre 53,3 e 94,3 kg) durante 4 velocidades de caminhada (entre 3,6 e 9 km.h^{-1}) e 3 de corrida (entre 6,3 e 12,6 km.h^{-1}), verificou boas correlações entre ambas as variáveis durante a caminhada ($r = -0,96$) e corrida ($r = -0,65$). Possivelmente o custo da locomoção esteja

mais relacionado com o comprimento de passada relativo comparado à frequência de passada.

No nosso estudo, apesar de não termos determinado o custo de transporte e o custo da locomoção, nos preocupamos em relacionar o comprimento de passada relativo ao comprimento de perna com a ECO. Entretanto, o percentual de predição da ECO pelo comprimento de passada relativo e o coeficiente de correlação foram considerados baixos (0,4% e $r = 0,461$). Apesar da correlação do comprimento de passada relativo com a ECO se dar de forma direta, possivelmente, a baixa predição verificada pode estar relacionada aos critérios de seleção amostral adotados no nosso estudo, o que tornou a amostra homogênea em termos de altura e de comprimento de perna. Ambas as variáveis apresentaram desvios-padrão menores que 5% em relação à média do grupo, o que diminuiu o grau de predição da ECO por parte do comprimento de passada relativo.

Em relação ao ângulo do joelho no *foot strike*, verificamos uma correlação inversa ($r = -0,409$) e uma relação de 12,7% com a ECO. Isso significa que quanto mais estendido estiver o joelho no primeiro contato do pé com o solo, menor ECO. Da mesma forma, o ângulo do tornozelo no *foot strike* apresentou uma correlação inversa ($r = -0,318$) e uma relação de 0,6% com a ECO, o que demonstra que, apesar da correlação e do percentual de relação com a ECO serem considerados baixos, uma maior flexão plantar pode influenciar em uma menor ECO.

Em um estudo desenvolvido por Kyrolainen *et al.* (2001), analisando os fatores biomecânicos que afetam a ECO de 17 corredores (8 mulheres e 9 homens), entre 18 e 24 anos, correndo em diferentes velocidades (entre 11,7 e 29,9 km.h⁻¹), verificaram um aumento na coativação dos músculos agonistas e antagonistas da corrida (vasto lateral vs bíceps femoral e gastrocnêmio vs tibial anterior) durante o *foot strike*, conseqüentemente, um aumento na tensão muscular. De acordo com os autores, uma maior tensão muscular pode resultar em um aumento da extensão do joelho e da flexão plantar durante o *foot-strike* devido a uma excessiva ativação dos extensores do joelho, bem como dos flexores plantares, portanto, um aumento do consumo de oxigênio.

De acordo com Gollhofer *et al.* (1987), a força de reação do solo é influenciada pela capacidade do sistema músculo-tendão em suportar a força de impacto. Uma maior rigidez do sistema músculo-tendão, relacionada a um aumento da acidose na musculatura extensora do joelho e flexora do tornozelo, principalmente em contrações excêntricas, acarreta uma maior força de impacto (Nummela *et al.*, 1994) e um maior gasto energético.

Da mesma forma, em um estudo desenvolvido por Wank *et al.* (1998) comparando alguns parâmetros cinemáticos e neuromusculares entre corrida e esteira rolante e solo de 10 estudantes de educação física (idade: $27 \pm 3,4$ anos; massa: $77,4 \pm 5,2$; altura: $1,78 \pm 0,05$ m) em duas velocidades (14,4 e 21,6 km.h⁻¹), verificaram que o ângulo do joelho no *foot strike* é menor na esteira rolante ($170,3 \pm 3,1$ e $167,7 \pm 3,6$ graus) comparado ao solo ($172,7 \pm 4,0$ e $170,7 \pm 3,4$ graus) devido a uma maior flexão plantar, conseqüência de um menor impacto do pé com o solo. Entretanto, em ambas as situações de corrida, os autores verificaram uma ativação elétrica muscular do vasto lateral durante o *foot strike*, o que possivelmente pode contribuir no consumo de oxigênio, logo, na ECO.

No nosso estudo, não verificamos a ativação elétrica muscular do tibial anterior e todas as sessões foram desenvolvidas em esteira rolante. No entanto, a ativação elétrica muscular do vasto lateral foi investigada durante as fases de suporte e de balanço, sem que haja uma subdivisão das fases. Acreditamos que, apesar de não ter sido demonstrado uma relação da ativação elétrica muscular do vasto lateral, em ambas as fases da passada com a ECO, o reto femoral apresentou uma correlação de 0,364 e uma relação de 4,3% com a ECO durante a fase de balanço, o que pode ter influenciado na relação entre o ângulo do joelho no *foot strike* e a ECO. Por outro lado, os flexores plantares podem ter contribuído, de forma mais gradual, na relação entre o ângulo do tornozelo no *foot strike* e a ECO. A média dos valores angulares do joelho e do tornozelo foi de $159,26 \pm 6,12$ e $121,99 \pm 6,64$ graus, respectivamente. Possivelmente a diferença nos valores correspondentes ao ângulo do joelho no *foot strike* (menores no nosso estudo) se deva a utilização de corredores profissionais no nosso estudo (com uma melhor técnica).

Williams e Cavanagh (1987), analisando a relação entre mecânica de corrida, ECO e performance de 31 indivíduos, na velocidade de corrida de 12,96 km.h⁻¹, verificaram que indivíduos que apresentavam menor $VO_{2\text{submáx}}$, apresentavam menor oscilação vertical do CM, indicando para uma maior ECO. O $VO_{2\text{submáx}}$ variou entre 36,8 e 41,5 ml.kg⁻¹.min⁻¹ e a oscilação vertical do CM entre 9,1 e 9,6 cm.

Também verificamos, no nosso estudo, uma boa correlação ($r = -0,651$) entre a amplitude vertical do centro de massa e a ECO, com uma média de oscilação do CM de $9,52 \pm 1$ cm. Percebemos, igualmente, uma relação de 7% da amplitude vertical do CM com a ECO, corroborando com o estudo de Williams e Cavanagh (1987). Dessa forma, quanto maior a oscilação vertical do CM, menor a ECO.

No mesmo estudo de Williams e Cavanagh (1987), apesar de ter sido verificado um aumento no deslocamento do punho com o aumento do $VO_{2\text{submáx}}$, não foi verificada nenhuma relação desta variável com a ECO.

No entanto, no nosso estudo foi verificada uma relação direta entre a amplitude angular do movimento de flexão e extensão do cotovelo durante a passada com a ECO. Enquanto os valores do deslocamento do punho, verificados por Williams e Cavanagh (1987), variaram de 80,7 para 86,3 cm com o aumento do $VO_{2\text{submáx}}$, o valor angular médio do cotovelo verificado no nosso estudo foi de $38,84 \pm 12,6$ graus, sendo que a sua relação com a ECO foi de 5,6% para uma correlação de 0,418, ou seja, quanto maior a amplitude angular referente ao movimento de flexão e extensão do cotovelo, maior a ECO. Possivelmente, indivíduos que correm com os braços mais contraídos tendem a aumentar o $VO_{2\text{submáx}}$ durante a corrida. No entanto, uma demasiada movimentação dos braços pode acarretar em um gasto de energia desnecessário.

Segundo Williams e Cavanagh (1987), o movimento dos braços é de grande importância, pois auxilia no aumento da velocidade de corrida, diminuindo as oscilações transversais, assegurando o equilíbrio.

Provavelmente, a diferença nos achados de ambos os estudos esteja relacionada à velocidade de corrida. Williams e Cavanagh (1987) adotaram a velocidade de 12,8 km.h^{-1} . No nosso estudo, foi adotada a velocidade de 16 km.h^{-1} , resultando em uma maior amplitude e velocidade de deslocamento dos braços. Além disso, Bhambhani *et al.* (1989) verificaram que a movimentação dos braços, associada ao peso do seu segmento corporal, pode influenciar significativamente nos valores de ECO, independente da velocidade de corrida adotada.

Das variáveis temporais que mais se relacionam com o comprimento e a frequência de passada (tempos de passada, de suporte e de balanço), o tempo de balanço foi a que apresentou uma correlação ($r = 0,613$) e relação (3,1%) com a ECO, ou seja, quanto maior o tempo de balanço, maior a ECO. O que chama a atenção é que o tempo de balanço apresentou um mesmo coeficiente de correlação do que a frequência de passada ($r = -0,613$), porém de forma inversa. Possivelmente, das variáveis temporais analisadas no presente estudo, o tempo de balanço seja a que mais afetou o comprimento e a frequência de passada.

Clarke (1991), analisando as alterações da velocidade de locomoção de ratos em decorrência das alterações dos tempos de passada, de contato e de balanço, verificou que a velocidade de locomoção é influenciada, significativamente, pelo tempo da

passada e, esta, pelo tempo de balanço. É provável que a capacidade de produção de força dos flexores do quadril, associado a uma maior elasticidade da musculatura pélvica, possibilite um maior tempo de balanço e, conseqüentemente, uma maior ECO.

Em contrapartida, é possível que exista uma influência do tempo de passada decorrente da influência do tempo de suporte (MORIN *et al.*, 2007). Entretanto, mais estudos devem ser desenvolvidos para uma melhor compreensão da relação das variáveis temporais com o comprimento e a freqüência de passada.

De acordo com Montgomery *et al.* (1994), durante a corrida, os músculos vasto medial e vasto lateral são os principais responsáveis pela extensão do joelho na fase final do balanço, além de estabilizarem a patela durante a passada. O vasto intermediário não só atua como auxiliar dos vastos medial e lateral na extensão do joelho na fase final do balanço, mas também atua excêntrica controlando a flexão do joelho durante a referida fase, desacelerando o movimento de flexão do joelho. Os músculos adutor magno, tensor da fácia lata e glúteo máximo atuam, principalmente, como estabilizadores da pelve e, os ísquios tibiais, como controladores excêntricos da flexão do quadril.

Em um estudo desenvolvido por Kyrolainen *et al.* (2001), analisando os fatores biomecânicos que afetam a economia de corrida, verificaram que a ativação elétrica muscular dos músculos glúteo máximo, bíceps da coxa, vasto lateral, gastrocnêmio e tibial anterior, em diferentes velocidades, está diretamente associada ao trabalho produzido para manter-se em uma determinada velocidade. Quanto maior a velocidade de corrida, maior a ativação elétrica muscular. Além disso, os autores verificaram correlações entre 0,45 e 0,48, com $p < 0,05$ entre o $VO_{2submáxi}$ e a ativação elétrica muscular, sugerindo que possa existir relação entre a ECO e a ativação elétrica muscular. No entanto, os autores destacam que a relação entre os parâmetros biomecânicos e a ECO não pode ser explicada por uma única variável, mas pela interação de todas elas. Kyrolainen *et al.* (2001) destacam que corredores com uma péssima ECO possuem uma má técnica de corrida, conseqüência de uma ação limitada de diversos músculos envolvidos na corrida, por exemplo, ação limitada dos ísquios tibiais.

No nosso estudo, relacionando a amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos reto femoral, vasto lateral, semitendinoso e bíceps femoral nas fases de contato e de balanço, verificamos uma relação de 19,1% da eletromiográfica com a ECO, especificamente da amplitude do sinal eletromiográfico do semitendinoso nas

fases de suporte e de balanço (11,3% e $r = 0,34$; 3,4% e $r = 0,59$) e do reto femoral na fase de balanço (4,3% e $r = 0,36$), ou seja, quanto maior a ativação elétrica muscular do semitendinoso nas fases de suporte e de balanço e, do reto femoral na fase de balanço, maior a ECO.

É de consenso comum que o gesto motor é influenciado pelo grau de ativação elétrica muscular dos músculos agonistas e antagonistas responsáveis pelo deslocamento de segmentos corporais em relação ao espaço (WANK *et al.*, 1998). O fato de termos encontrado uma relação de 19,1% das variáveis neuromusculares e 80,9% das variáveis cinemáticas pode ser explicado pelo maior número de variáveis biomecânicas ($n = 15$) em relação às variáveis neuromusculares ($n = 8$) analisadas no nosso estudo. Além disso, a não utilização de outros músculos responsáveis pela flexão e extensão das articulações do quadril, joelho e tornozelo podem ter contribuído para uma menor relação. A escolha pela monitoração de apenas quatro músculos durante o teste de ECO deve-se ao número de canais do eletromiógrafo portátil e ao fato de que a monitoração de mais músculos poderiam contribuir para a alteração na técnica de corrida devido à interferência dos acessórios deste equipamento no gesto locomotor da corrida.

De acordo com Thompson e Floyd (1997), devido ao semitendinoso ser um músculo bi-articular, atuando na extensão do quadril e na flexão do joelho, o mesmo permite que o músculo glúteo máximo, na fase de contato e, os músculos semimembroanoso e bíceps da coxa (porção curta), na fase de balanço, diminuam a ativação elétrica muscular durante a passada, conseqüentemente, aumentando a ECO. O semitendinoso é melhor desenvolvido por meio da rosca de posteriores da coxa conforme descrito para o bíceps da coxa, porém é mais salientado se o joelho for mantido em rotação interna em toda a sua amplitude de movimento. Provavelmente, a maior relação do semitendinoso na fase de suporte em relação à fase de balanço se deva à importância deste músculo na fase de propulsão.

Além de atuar como um extensor do joelho no final da fase de balanço, o reto femoral atua como um potente flexor do quadril, principalmente durante a fase de contato, fazendo com que o CM seja projetado à frente (MONTGOMERY *et al.*, 1994; THOMPSON e Floyd, 1997). Entretanto, sua ação na fase de contato é considerada auxiliar devido à ação do iliopsoas, principalmente na extensão do joelho na fase final do balanço. Provavelmente, a sua contribuição na extensão do joelho seja maior em

relação à flexão do quadril, tornando a sua relação com a ECO significativa na fase de balanço.

Os demais músculos analisados no presente estudo não apresentaram relações significativas com a ECO. É possível que a ação do semitendinoso em ambas as fases analisadas e do reto femoral na fase de balanço tenham uma maior relação com a ECO em comparação com o bíceps femoral (porção curta) e o vasto lateral, em ambas as fases, bem como com o reto femoral, atuando excentricamente na fase de contato.

5 – CONCLUSÕES, SUGESTÕES E APLICAÇÕES PRÁTICAS

5.1 – Conclusões

A partir dos resultados do presente estudo, podemos concluir que a ECO possui relação significativa com diversas variáveis cinemáticas e neuromusculares em corredores fundistas, especialistas em provas de 10.000 metros, que estejam se exercitando a uma intensidade próxima de 10% abaixo do LA e da velocidade no LA.

As variáveis cinemáticas apresentaram uma relação com a ECO de 80,9%, destacando-se a frequência e o comprimento de passada, responsáveis por 51,3% dessa relação. Da mesma forma, variáveis como o ângulo do joelho no *foot strike*, a amplitude vertical média do CM, a amplitude angular média do cotovelo durante a passada, o tempo de balanço, o ângulo do tornozelo no *foot strike* e o comprimento de passada relativo apresentaram uma relação com a ECO de 29,6%.

As variáveis neuromusculares também apresentaram uma relação significativa com a ECO, correspondente a 19,1%, destacando-se a ativação elétrica muscular do semitendinoso nas fases de suporte e de balanço e do reto femoral na fase de balanço.

Apesar de as variáveis cinemáticas apresentarem maior relação com a ECO, comparadas às variáveis neuromusculares, a interação entre as variáveis analisadas no presente estudo apresentaram um coeficiente de determinação do modelo de regressão correspondente a 85,5%. Isto é, além dos parâmetros biomecânicos analisados no presente estudo, 24,5% do comportamento da ECO pode ser relacionado a outras variáveis intervenientes tais como: o gênero, o meio ambiente e a idade.

Concluindo, mudanças na técnica de corrida e na ativação elétrica muscular podem resultar em mudanças na ECO em corredores de 10.000 metros, que estejam se exercitando a uma intensidade próxima de 10% abaixo do LA e da velocidade no LA.

5.2 – Aplicações Práticas

Durante o treinamento para provas de 10.000 metros, objetivar a busca de uma menor frequência de passada e um maior comprimento de passada pode contribuir para uma maior ECO em corredores fundistas. Além disso, o treinamento específico para a melhora do componente neural, objetivando uma maior eficiência do músculo semitendinoso pode, também, contribuir para uma maior ECO, portanto, um melhor desempenho.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Allor, K. M., J. M. Pivarnik, L. J. Sam e C. D. Perkins. Treadmill economy in girls and women matched for height and weight. **Journal of Applied Physiology**, v.89, n.2, Aug, p.512-6. 2000.
2. Amadio, A. C. Introdução à análise do movimento humano - descrição e aplicação dos métodos biomecânicos de medição. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.3, n.2, p.41-5. 1999.
3. Anderson, T. Biomechanics and running economy. **Sports Medicine**, v.22, n.2, Aug, p.76-89. 1996.
4. Ansley, L., P. J. Robson, A. St Clair Gibson e T. D. Noakes. Anticipatory pacing strategies during supramaximal exercise lasting longer than 30 s. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.36, n.2, Feb, p.309-14. 2004.
5. Baeta, A. e J. Mackenzie. **Middle and Long Distance Training**, EUA: Track and Field Coaching, 1989
6. Bailey, S. P. e S. P. Messier. Variations in stride length and running economy in male novice runners subsequent to a seven-week training program. **International Journal of Sports Medicine**, v.12, n.3, Jun, p.299-304. 1991.
7. Bailey, S. P. e R. R. Pate. Feasibility of improving running economy. **Sports Medicine**, v.12, n.4, Oct, p.228-36. 1991.
8. Bassett, D. R., Jr., M. D. Giese, F. J. Nagle, A. Ward, D. M. Raab e B. Balke. Aerobic requirements of overground versus treadmill running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.17, n.4, Aug, p.477-81. 1985.

9. Bassett, D. R., Jr. e E. T. Howley. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.29, n.5, May, p.591-603. 1997.
10. Bassett, D. R., Jr. e E. T. Howley. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.1, Jan, p.70-84. 2000.
11. Beck, T. W., T. J. Housh, G. O. Johnson, J. P. Weir, J. T. Cramer, J. W. Coburn e M. H. Malek. The effects of interelectrode distance on electromyographic amplitude and mean power frequency during isokinetic and isometric muscle actions of the biceps brachii. **Journal of Electromyography and Kinesiology** , v.15, n.5, Oct, p.482-95. 2005.
12. Bhambhani, Y., R. Burnham, M. Singh e P. Gomes. Ankle and wrist weights: their effect on physiologic responses during treadmill running. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.70, n.4, Apr, p.291-6. 1989.
13. Bhambhani, Y. e M. Singh. Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.17, n.1, Feb, p.131-7. 1985.
14. Bransford, D. R. e E. T. Howley. Oxygen cost of running in trained and untrained men and women. **Medicine and Science in Sports**, v.9, n.1, Spring, p.41-4. 1977.
15. Brenzikofer, R., R. M. L. D. Barros, B. Wolfgang e P. Figueroa. Concepção e implementação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **VII Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Campinas - SP: Anais do VII Congresso Brasileiro de Biomecânica, 222-7 p. 1997.
16. Brisswalter, J. e P. Legros. Variability in energy cost of running during one training season in high level runners. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v.34, n.2, Jun, p.135-40. 1994.

17. Burkett, L. N., W. M. Kohrt e R. Buchbinder. Effects of shoes and foot orthotics on VO₂ and selected frontal plane knee kinematics. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.17, n.1, Feb, p.158-63. 1985.
18. Bus, S. A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.35, n.7, Jul, p.1167-75. 2003.
19. Campbell, D. T. e J. C. Stanley. **Delineamentos experimentais e quase-experimentais de pesquisa**, São Paulo: Ed. USP, 1979
20. Catlin, M. J. e R. H. Dessorfer. Effect of shoe weight on the energy cost of running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.11, n.80. 1979.
21. Cavagna, G. A., F. P. Saibene e R. Margaria. Mechanical Work in Running. **Journal of Applied Physiology**, v.19, Mar, p.249-56. 1964.
22. Cavanagh, P. R. e R. Kram. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.21, n.4, Aug, p.467-79. 1989.
23. Cavanagh, P. R. e K. R. Williams. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.14, n.1, p.30-5. 1982.
24. Chang, Y. H. e R. Kram. Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. **Journal of Applied Physiology**, v.86, n.5, May, p.1657-62. 1999.
25. Chen, T. C., K. Nosaka e J. H. Tu. Changes in running economy following downhill running. **Journal of Sports Sciences**, v.25, n.1, Jan 1, p.55-63. 2007a.
26. Chen, T. C., K. Nosaka e C. C. Wu. Effects of a 30-min running performed daily after downhill running on recovery of muscle function and running economy. **Journal of Science and Medicine in Sport** , May 30. 2007b.

27. Clarke, K. A. Swing time changes contribute to stride time adjustment in the walking rat. **Physiology & Behavior**, v.50, n.6, Dec, p.1261-2. 1991.
28. Coe, D. e D. Martin. Fix your form. **Runner's World**, v.26, n.9, p.38-43. 1991.
29. Conley, D. L. e G. S. Krahenbuhl. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.12, n.5, p.357-60. 1980.
30. Cooke, C. B., M. J. Mcdonagh, A. M. Nevill e C. T. Davies. Effects of load on oxygen intake in trained boys and men during treadmill running. **Journal of Applied Physiology**, v.71, n.4, Oct, p.1237-44. 1991.
31. Corrêa, J. C. F., R. F. N. Filho, J. A. Peres e F. Bérzin. Estudo de alterações das variáveis eletromiográficas e letrogoniométricas na instabilidade patelofemoral durante marcha humana no domínio temporal. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.4, n.7, p.21-8. 2003.
32. Costill, D. L. e E. L. Fox. Energetics of marathon running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.1, p.81-6. 1969.
33. Coyle, E. F. Integration of the physiological factors determining endurance performance ability. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.23, p.25-63. 1995.
34. Dainty, D. A. e R. W. Norman. **Standarding biomechanical testing in sport**, Champaign: Human Kinetics, 1987
35. Daniels, J. e N. Daniels. Running economy of elite male and elite female runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.24, n.4, Apr, p.483-9. 1992.
36. Daniels, J., G. Krahenbuhl, C. Foster, J. Gilbert e S. Daniels. Aerobic responses of female distance runners to submaximal and maximal exercise. **New York Academy**

- of Sciences**. New York: Annals of the New York Academy of Sciences, 726-33 p. 1977.
37. Daniels, J. e N. Oldridge. Changes in oxygen consumption of young boys during growth and running training. **Medicine and Science in Sports**, v.3, n.4, Winter, p.161-5. 1971.
38. Daniels, J., N. Oldridge, F. Nagle e B. White. Differences and changes in VO₂ among young runners 10 to 18 years of age. **Medicine and Science in Sports**, v.10, n.3, Fall, p.200-3. 1978.
39. Daniels, J. T. A physiologist's view of running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.17, n.3, Jun, p.332-8. 1985.
40. Davies, C. T. Effects of wind assistance and resistance on the forward motion of a runner. **Journal of Applied Physiology**, v.48, n.4, Apr, p.702-9. 1980.
41. Davies, C. T. e M. W. Thompson. Aerobic performance of female marathon and male ultramarathon athletes. **European Journal of Applied Physiology Occup Physiol**, v.41, n.4, Aug, p.233-45. 1979.
42. De Luca, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, n.2, p.135-63. 1997.
43. Elliott, B. C. e B. A. Blanksby. Optimal stride length considerations for male and female recreational runners. **British Journal of Sports Medicine**, v.13, n.1, Apr, p.15-8. 1979.
44. Enoka, R. M. **Neuromechanics of Human Movement**, Champaign - IL: Human Kinetics, 2002
45. Eriksrud, O., M. M. Moltubakk e G. A. Smith. Flexibility and Stiffness Interactions influencing Running Economy: 820: June 1 8:30 AM - 8:45 AM. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.39, n.5 Suppl, May, p.S70. 2007.

46. Farley, C. T. e T. A. McMahon. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. **Journal of Applied Physiology**, v.73, n.6, Dec, p.2709-12. 1992.
47. Farrell, P. A., J. H. Wilmore, E. F. Coyle, J. E. Billing e D. L. Costill. Plasma lactate accumulation and distance running performance. **Medicine and Science in Sports**, v.11, n.4, Winter, p.338-44. 1979.
48. Fernandez, J. L. **Corridas**, São Paulo - SP: Ed. Pedagógica e Universitária, 1979
49. Ferrandis, R., A. C. García, J. Ramiro, J. V. Hoyos e P. Vera. Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. **Journal of Applied Biomechanics**, v.10, p.28-42. 1994.
50. Foster, C. e A. Lucia. Running economy : the forgotten factor in elite performance. **Sports Medicine**, v.37, n.4-5, p.316-9. 2007.
51. Gheluwe, B. V. e G. Madsen. Frontal rearfoot kinematics in running prior to volitional exhaustion. **Journal of Applied Biomechanics**, v.13, p.66-75. 1997.
52. Gillooly, J. F., J. H. Brown, G. B. West, V. M. Savage e E. L. Charnov. Effects of size and temperature on metabolic rate. **Science**, v.293, n.5538, Sep 21, p.2248-51. 2001.
53. Gleim, G. W., N. S. Stachenfeld e J. A. Nicholas. The influence of flexibility on the economy of walking and jogging. **Journal of Orthopaedic Research**, v.8, n.6, Nov, p.814-23. 1990.
54. Gollhofer, A., P. V. Komi, M. Miyashita e O. Aura. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. **International Journal of Sports Medicine**, v.8, n.2, Apr, p.71-8. 1987.

55. Grillner, S., J. Halbertsma, J. Nilsson e A. Thorstensson. The adaptation to speed in human locomotion. **Brain Research**, v.165, n.1, Apr 6, p.177-82. 1979.
56. Hagan, R. D., T. Strathman, L. Strathman e L. R. Gettman. Oxygen uptake and energy expenditure during horizontal treadmill running. **Journal of Applied Physiology**, v.49, n.4, Oct, p.571-5. 1980.
57. Hausswirth, C., A. X. Bigard e C. Y. Guezennec. Relationships between running mechanics and energy cost of running at the end of a triathlon and a marathon. **International Journal of Sports Medicine**, v.18, n.5, Jul, p.330-9. 1997.
58. Heise, G. D. e P. E. Martin. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics? **European Journal of Applied Physiology**, v.84, n.5, May, p.438-42. 2001.
59. Hogberg, P. How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running? **Arbeitsphysiologie**, v.14, n.6, p.437-41. 1952.
60. Hollmann, W. 42 years ago--development of the concepts of ventilatory and lactate threshold. **Sports Medicine**, v.31, n.5, p.315-20. 2001.
61. Holloszy, J. O. Biochemical adaptations to exercise: aerobic metabolism. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.1, p.45-71. 1973.
62. Hosmer, D. W. e S. Lemeshow. **Applied logistic regression**, 2000
63. Howley, E. T., D. R. Bassett, Jr. e H. G. Welch. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.27, p.1292-1301. 1995.
64. Hreljac, A., R. N. Marshall e P. A. Hume. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.9, Sep, p.1635-41. 2000.

65. Hsi, W. L., C. Lan e J. S. Lai. Normal standards for cardiopulmonary responses to exercise using a cycle ergometer test. **Journal of the Formosan Medical Association**, v.97, n.5, May, p.315-22. 1998.
66. Jackson, A. S. e M. L. Pollock. Generalized equations for predicting body density of men. **The British Journal of Nutrition**, v.40, n.3, Nov, p.497-504. 1978.
67. Jacques, S. M. C. **Bioestatística: princípios e aplicações**, São Paulo: Artmed Editora, 2004
68. Johnson, R. E., T. J. Quinn, R. Kertzer e N. B. Vroman. Strength training in female distance runners: impact on running economy. **Journal of Strength and Conditioning Research** , v.11, n.4, p.224-29. 1997.
69. Komi, P. V. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. **Journal of Biomechanics**, v.33, n.10, Oct, p.1197-206. 2000.
70. Krahenbuhl, G. S., D. W. Morgan e R. P. Pangrazi. Longitudinal changes in distance-running performance of young males. **International Journal Sports Medicine**, v.10, n.2, Apr, p.92-6. 1989.
71. Krahenbuhl, G. S., J. S. Skinner e W. M. Kohrt. Developmental aspects of maximal aerobic power in children. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.13, p.503-38. 1985.
72. Krahenbuhl, G. S. e T. J. Williams. Running economy: changes with age during childhood and adolescence. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.24, n.4, Apr, p.462-6. 1992.
73. Krueel, L. F. M., L. A. P. Tartaruga, M. Coertjens, A. S. Oliveira, L. R. Ribas e M. P. Tartaruga. Influência das variáveis antropométricas na economia de corrida e no comprimento de passada em corredoras de rendimento. **Motrix**, v.13, n.1, p.1-6. 2007.

74. Kyrolainen, H., A. Belli e P. V. Komi. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.33, n.8, Aug, p.1330-7. 2001.
75. Lapuente, M., S. Olaso, A. Ensenyat, A. García-Fojeda, A. Blanco e F. Calvo. Efectos de la frecuencia de zancada en el coste energético de la carrera. **Educación Física e Deportes**, v.75, p.38-44. 2001.
76. Leger, L. e D. Mercier. Gross energy cost of horizontal treadmill and track running. **Sports Medicine**, v.1, n.4, Jul-Aug, p.270-7. 1984.
77. Macdougall, J. D., P. D. Roche, O. Bar-Or e J. R. Moroz. Maximal aerobic capacity of Canadian schoolchildren: prediction based on age-related oxygen cost of running. **International Journal of Sports Medicine**, v.4, n.3, Aug, p.194-8. 1983.
78. Mann, R. A. e J. Hagy. Biomechanics of walking, running, and sprinting. **The American Journal of Sports Medicine**, v.8, n.5, Sep-Oct, p.345-50. 1980.
79. McMiken, D. F. e J. T. Daniels. Aerobic requirements and maximum aerobic power in treadmill and track running. **Medicine and Science in Sports**, v.8, n.1, Spring, p.14-7. 1976.
80. Mian, O. S., J. M. Thom, L. P. Ardigo, M. V. Narici e A. E. Minetti. Metabolic cost, mechanical work, and efficiency during walking in young and older men. **Acta Physiologica (Oxford, England)**, v.186, n.2, Feb, p.127-39. 2006.
81. Milheiro, V. **Análise das variações na estrutura cinemática em corridas de meio fundo curto. Influência do nível competitivo das capacidades motoras e das características antropométricas dos atletas: FMH-UTL, (Desporto de Rendimento/ Desporto de Recreação e Tempos Livres.)**. 1991
82. Minetti, A. E., L. P. Ardigo e F. Saibene. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. **The Journal of Experimental Biology**, v.195, Oct, p.211-25. 1994.

83. Mizrahi, J., O. Verbitsky e E. Isakov. Shock accelerations and attenuation in downhill and level running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.15, n.1, Jan, p.15-20. 2000.
84. Mizrahi, J., O. Verbitsky e E. Isakov. Fatigue-induced changes in decline running. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v.16, n.3, Mar, p.207-12. 2001.
85. Mogroni, P. e P. E. Di Prampero. Gear, inertial work and road slopes as determinants of biomechanics in cycling. **European Journal of Applied Physiology**, v.90, n.3-4, Oct, p.372-6. 2003.
86. Montgomery, W. H., 3rd, M. Pink e J. Perry. Electromyographic analysis of hip and knee musculature during running. **The American Journal of Sports Medicine**, v.22, n.2, Mar-Apr, p.272-8. 1994.
87. Morgan, D. W., D. R. Bransford, D. L. Costill, J. T. Daniels, E. T. Howley e G. S. Krahenbuhl. Variation in the aerobic demand of running among trained and untrained subjects. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.27, n.3, Mar, p.404-9. 1995.
88. Morgan, D. W. e M. Craib. Physiological aspects of running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.24, n.4, Apr, p.456-61. 1992.
89. Morgan, D. W., P. E. Martin e G. S. Krahenbuhl. Factors affecting running economy. **Sports Medicine**, v.7, n.5, May, p.310-30. 1989.
90. Morin, J. B., P. Samozino, K. Zameziati e A. Belli. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. **Journal of Biomechanics**, v.40, n.15, p.3341-8. 2007.
91. Narici, M. V., G. S. Roi, L. Landoni, A. E. Minetti e P. Cerretelli. Changes in force, cross-sectional area and neural activation during strength training and detraining of

- the human quadriceps. **European Journal of Applied Physiology Occup Physiol**, v.59, n.4, p.310-9. 1989.
92. Netter, F. H. **Atlas de anatomia humana**, Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2000
93. Nigg, B. M., R. W. De Boer e V. Fisher. A kinematic comparison of overground and treadmill running. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.27, n.1, Jan, p.98-105. 1995.
94. Nilsson, J., A. Thorstensson e J. Halbertsma. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. **Acta Physiologica Scandinavica**, v.123, n.4, Apr, p.457-75. 1985.
95. Noakes, T. D. Maximal oxygen uptake: "classical" versus "contemporary" viewpoints: a rebuttal. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n.9, Sep, p.1381-98. 1998.
96. Novacheck, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v.7, n.1, Jan 1, p.77-95. 1998.
97. Nummela, A., T. Keranen e L. O. Mikkelsen. Factors related to top running speed and economy. **International Journal of Sports Medicine**, v.28, n.8, Aug, p.655-61. 2007.
98. Nummela, A., H. Rusko e A. Mero. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n.5, May, p.605-9. 1994.
99. Nummela, A. T., L. M. Paavolainen, K. A. Sharwood, M. I. Lambert, T. D. Noakes e H. K. Rusko. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v.97, n.1, May, p.1-8. 2006.

100. Owles, W. H. Alterations in the lactic acid content of the blood as a result of light exercise, and associated changes in the co(2)-combining power of the blood and in the alveolar co(2) pressure. **The Journal of Physiology**, v.69, n.2, Apr 14, p.214-37. 1930.
101. Paavolainen, L., K. Hakkinen, I. Hamalainen, A. Nummela e H. Rusko. Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. **Journal of Applied Physiology**, v.86, n.5, May, p.1527-33. 1999.
102. Pereira, M. A. e P. S. Freedson. Intraindividual variation of running economy in highly trained and moderately trained males. **International Journal of Sports Medicine**, v.18, n.2, Feb, p.118-24. 1997.
103. Pestana, M. H. e J. N. Gageiros. **Análise de dados para ciências sociais: a complementaridade do SPSS**, Lisboa, 1998
104. Petroski, E. L. **Desenvolvimento e validação de equações generalizadas para predição da densidade corporal**. Programa de Pós-graduação da Escola de Educação Física, Universidade Federal de Santa Maria, Santa Maria - RS, 1995.
105. Pincivero, D. M., R. C. Green, J. D. Mark e R. M. Campy. Gender and muscle differences in EMG amplitude and median frequency, and variability during maximal voluntary contractions of the quadriceps femoris. **Journal of Electromyography and Kinesiology** , v.10, n.3, Jun, p.189-96. 2000.
106. Pollock, M. L., G. A. Gaesser, J. Butcher, D., R. K. Dishman, B. A. Franklin e C. E. Garber. Position stand on the recommendation quantity and quality of exercise for developing and maintaining cardiorespiratory and muscular fitness, and flexibility in healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, p.975-91. 1998.

107. Pontzer, H. A new model predicting locomotor cost from limb length via force production. **The Journal of Experimental Biology**, v.208, n.Pt 8, Apr, p.1513-24. 2005.
108. Pugh, L. G. Oxygen intake in track and treadmill running with observations on the effect of air resistance. **The Journal of Physiology**, v.207, n.3, May, p.823-35. 1970.
109. Rainoldi, A., G. Melchiorri e I. Caruso. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of Neuroscience Methods**, v.134, n.1, Mar 15, p.37-43. 2004.
110. Roberts, T. J., R. L. Marsh, P. G. Weyand e C. R. Taylor. Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. **Science**, v.275, n.5303, Feb 21, p.1113-5. 1997.
111. Rose, J. e G. J. Gamble. **Marcha Humana**, São Paulo - SP: Editora Premier, 1998
112. Roy, J. P. e D. J. Stefanyshyn. Shoe midsole longitudinal bending stiffness and running economy, joint energy, and EMG. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.38, n.3, Mar, p.562-9. 2006.
113. Roy, S. H., C. J. De Luca e J. Schneider. Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. **Journal of Applied Physiology**, v.61, n.4, Oct, p.1510-7. 1986.
114. Saunders, P. U., D. B. Pyne, R. D. Telford e J. A. Hawley. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, v.34, n.7, p.465-85. 2004.
115. Schenau, G. Some fundamental aspects of the biomechanics of over-ground versus treadmill locomotion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.12, p.257-61. 1980.

116. Schmolinsky, G. **Atletismo**, Lisboa - Portugal: Editora Estampa, 1982
117. Serrão, J. C. Locomoção humana: em busca da identificação de parâmetros reguladores do controle e geração do movimento. **IX Congresso Brasileiro de Biomecânica**. Gramado - RS: Anais do IX Congresso Brasileiro de Biomecânica, 15-19 p. 2001.
118. Serrão, J. C. e A. C. Amadio. Determinação de forças internas na articulação do joelho: uma revisão de proposta metodológica no estudo de sobrecarga articular. **IV Congresso Nacional de Biomecânica**. São Paulo - SP: Anais do IV Congresso Nacional de Biomecânica. 1991.
119. Silva, E. M. D., C. L. Alberton, M. P. Tartaruga, E. L. Cadore, M. E. Becker, M. A. Brentano e L. F. M. Krueel. Electromyographic signal reliability analysis during isometric and dynamic actions performed in different environments. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.39, p.S261. 2007.
120. Siri, W. E. Body composition from fluid spaces and density. **National Academy of Science (Techniques for measuring body composition)**. Washington - USA. 1961.
121. Sjodin, B. e I. Jacobs. Onset of blood lactate accumulation and marathon running performance. **International Journal of Sports Medicine**, v.2, n.1, Feb, p.23-6. 1981.
122. Sjodin, B. e J. Svedenhag. Applied physiology of marathon running. **Sports Medicine**, v.2, n.2, Mar-Apr, p.83-99. 1985.
123. Smith, L. K., E. L. Weiss e L. D. Lehmkuhl. **Cinesiologia clínica de Brunnstrom**, São Paulo: Editora Manole Ltda., 1997
124. Solomonow, M., R. Baratta, H. Shoji e R. D'ambrosia. The EMG-force relationships of skeletal muscle; dependence on contraction rate, and motor units

- control strategy. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v.30, n.3, Apr-May, p.141-52. 1990.
125. Steudel-Numbers, K. L., T. D. Weaver e C. M. Wall-Scheffler. The evolution of human running: effects of changes in lower-limb length on locomotor economy. **Journal of Human Evolution**, v.53, n.2, Aug, p.191-6. 2007.
126. Svedenhag, J. e B. Sjodin. Body-mass-modified running economy and step length in elite male middle- and long-distance runners. **International Journal of Sports Medicine**, v.15, n.6, Aug, p.305-10. 1994.
127. Tartaruga, L. A. P., M. P. Tartaruga, G. L. Black, M. Coertjens e L. F. M. Krueel. Objetividade e fidedignidade do sistema de digitação manual para o movimento de corrida. **Revista Perfil**, v.5, n.5, p.67-70. 2001.
128. Tartaruga, L. A. P., M. P. Tartaruga, G. L. Black, M. Coertjens, L. R. Ribas e L. F. M. Krueel. Comparação do ângulo da articulação subtalar durante velocidades submáximas. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.13, n.2, p.57-60. 2005.
129. Tartaruga, L. A. P., M. P. Tartaruga, J. L. Ribeiro, M. Coertjens, L. R. Ribas e L. F. M. Krueel. Correlação entre economia de corrida e variáveis cinemáticas em corredores de alto nível. **Revista Brasileira de Biomecânica**, v.5, n.9, Nov, p.51-58. 2004.
130. Thomas, D. Q., B. Fernhall, P. Blanpied e K. Stillwell. Changes in Running Economy and Mechanics During a Submaximal 5-km Run. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.9, n.3, p.170-5. 1995.
131. Thomas, J. R. e J. K. Nelson. **Métodos de pesquisa na atividades físicas**, Porto Alegre: Artmed Editora, 2002
132. Thompson, C. W. e R. T. Floyd. **Manual de cinesiologia estrutural**, São Paulo - SP: Manole LTDA, 233 p., 1997

133. Wank, V., U. Frick e D. Schmidbleicher. Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. **International Journal of Sports Medicine**, v.19, n.7, Oct, p.455-61. 1998.
134. Wasserman, K. e M. B. Mcilroy. Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. **The American Journal of Cardiology**, v.14, Dec, p.844-52. 1964.
135. Wasserman, K., B. J. Whipp, S. N. Koyl e W. L. Beaver. Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. **Journal of Applied Physiology**, v.35, n.2, Aug, p.236-43. 1973.
136. Waters, R. L., H. J. Hislop, J. Perry, L. Thomas e J. Campbell. Comparative cost of walking in young and old adults. **Journal of Orthopaedic Research**, v.1, n.1, p.73-6. 1983.
137. Weston, A. R., Z. Mbambo e K. H. Myburgh. Running economy of African and Caucasian distance runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.32, n.6, Jun, p.1130-4. 2000.
138. Willems, P. A., G. A. Cavagna e N. C. Heglund. External, internal and total work in human locomotion. **The Journal of Experimental Biology**, v.198, n.Pt 2, Feb, p.379-93. 1995.
139. Williams, K. R. e P. R. Cavanagh. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. **Journal of Applied Physiology**, v.63, n.3, Sep, p.1236-45. 1987.
140. Williams, T. J., G. S. Krahenbuhl e D. W. Morgan. Mood state and running economy in moderately trained male runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.23, n.6, Jun, p.727-31. 1991.
141. Winter, D. A. **Biomechanics of human movement**, New York: Wiley 1979

142. Winter, D. A. Processing of raw kinematic data. In: J. W. Profession (Ed.). **Biomechanics and motor control of human movement**. Processing of raw kinematic data, 1990.
143. Wit, B. D., D. D. Clercq e M. Leonoir. The effect of varying midsole hadness on impact forces and foot motion during foot contact in running. **Journal of Applied Biomechanics**, v.11, p.395-406. 1995.
144. Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid e I. Stokes. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics. **Journal of Biomechanics**, v.35, n.4, Apr, p.543-8. 2002.
145. Zacks, R. M. The mechanical efficiencies of running and bicycling against a horizontal impeding force. **Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie, Einschliesslich Arbeitsphysiologie**, v.31, n.4, Jul 20, p.249-58. 1973.

ANEXOS

Anexo I - Termo de consentimento informado

Eu aceito participar como amostra de dois testes laboratoriais (consumo máximo de oxigênio e economia de corrida). Eu entendo que os testes são parte de um estudo intitulado "RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS". O objetivo deste estudo é verificar a relação entre economia de corrida e variáveis biomecânicas de homens, corredores de 10.000 metros.

Eu autorizo o Dr. Luiz Fernando Martins Krueel e bolsistas ou assistentes selecionados por ele a realizar os seguintes procedimentos:

a. Fazer-me exercitar em uma esteira rolante, com aumento da intensidade de esforço em 1 km/h a cada 1 minuto, partindo de uma velocidade inicial de 10 km/h, até que eu não possa continuar mais.

b. Fazer-me correr em uma intensidade submáxima de esforço por 6 minutos, em uma esteira rolante.

Eu entendo que durante o teste máximo de esforço:

1. Estarei respirando através de um bocal, no qual estará anexado a um analisador de gases.

Para o teste de economia de corrida, eu entendo que:

1. Estarei respirando através de um bocal, no qual estará anexado a um analisador de gases.
2. Estarei sendo filmado através de duas filmagens, uma no plano sagital esquerdo e outra no plano frontal posterior, onde será, posteriormente, analisada a minha técnica de corrida através da digitalização de nove pontos anatômicos.
3. Estarão sendo monitorados quatro músculos da minha coxa esquerda através da fixação de 9 eletrodos de superfícies bipolares ligados a um eletromiógrafo portátil. Eu entendo que para a determinação da localização dos eletrodos de superfície será feita estimulação elétrica muscular dos músculos vasto lateral, reto femoral, semitendinoso e bíceps femoral através de um estimulador elétrico portátil de baixa frequência.

Os procedimentos expostos acima têm sido explicados para mim pelo Dr. Luiz Fernando Marins Krueel ou algum bolsista.

Eu entendo que ambos os procedimentos podem envolver os seguintes riscos e desconfortos: dor e cansaço muscular temporário. Há a possibilidade de mudanças anormais da minha frequência cardíaca e pressão sanguínea ou mesmo um ataque do coração durante os testes. Porém, eu entendo que minha FC será monitorada durante todos os testes de laboratório através de um sensor de batimentos cardíacos, e que eu posso terminar o teste em qualquer momento sob meu critério. Além disso, posso correr em qualquer intensidade de esforço, sem que haja alguma restrição médica.

Eu entendo que todos os dados relativos a minha pessoa irão ficar confidenciais e disponíveis apenas sob minha solicitação escrita. Além disso, eu entendo que no momento da publicação, não irá ser feita associação entre os dados publicados e eu.

Eu entendo que não há compensação monetária pela minha participação neste estudo.

Eu entendo que no surgimento de uma lesão física resultante diretamente de minha participação, não será providenciada nenhuma compensação financeira. Eu entendo que não terá nenhum médico ou desfibrilador presente durante os testes. Apesar disso, estará disponível nos laboratórios uma linha telefônica para a Assistência Médica de Emergência (192 / 32897999). Durante todos os testes haverá a presença de uma pessoa com o curso de Reanimação Cardiorrespiratória.

Eu entendo que eu posso fazer contato com o Orientador do estudo Professor o Dr. Luiz Fernando Martins Krueel, ou qualquer bolsista ou assistente, para quaisquer problemas referentes a minha participação no estudo ou se eu sentir que há uma violação nos meus direitos.

Nome do indivíduo: _____

Assinatura: _____

Data: _____

Anexo II – Comitê de Ética

Marcus Peikriszwili Tartaruga

De: "Renata Baum" <renata@propesq.ufrgs.br>
Para: <kruei@esef.ufrgs.br>; <mtartaruga@bol.com.br>
Enviada em: quinta-feira, 13 de setembro de 2007 18:41
Assunto: PROJETO 2007716 CEP-UFRGS

Prezado(a) PESQUISADOR(a)

Informamos que o projeto intitulado 'RELAÇÃO ENTRE ECONOMIA DE CORRIDA E VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS EM CORREDORES FUNDISTAS', cadastrado no CEP/UFRGS com o nº 2007716 encontra-se na:

situação APROVADO.

AGUARDAMOS SEU CONTATO !

Qualquer outra eventual dúvida, entrar em contato com Marcia (ramal 3629), Renata (ramal 3738) ou Irineu (ramal 4178).

Atenciosamente,
Luiz Carlos Bombassaro
Coordenador do CEP/UFRGS

Anexo III – Ficha de dados individuais

QUESTIONÁRIO DE SAÚDE

NOME : _____ DATA: ____/____/____

1 - ANAMNESE CLÍNICA:

A) CITE AS DOENÇAS FAMILIARES NOS ÚLTIMOS ANOS: _____

B) CITE AS DOENÇAS PESSOAIS NOS ÚLTIMOS ANOS: _____

2 - SISTEMA CARDIOVASCULAR

() Varizes nas Pernas () Ponte de Safena () Infarto do Coração

() Pressão Alta () Arritmia () OUTROS: _____

3 - SISTEMA RESPIRATÓRIO

() Asma () Sinusite () Rinite () Pneumonia de repetição () Otite () Bronquite ou Efisema

OUTROS: _____

4 - SISTEMA ENDÓCRINO E NUTRIÇÃO

() Diabetes () Colesterol Aumentado () Obesidade () Tireóide

() Distúrbios Hormonais () Pouco Apetite () Perda de Peso

() Outro: _____

5 - SISTEMA MÚSCULO-ESQUELÉTICO

() Dor na Coluna () Dor Muscular () Osteoporose

() Artrite () Fraturas () Hérnia de Disco

() Dores Articulares

(especifique): _____

() Outros: _____

6 - VOCÊ POSSUI ALGUMA RESTRIÇÃO A PRÁTICA DE ATIVIDADE FÍSICA?

() SIM () NÃO

7 - VOCÊ JÁ FOI SUBMETIDO(A) A ALGUM TIPO DE CIRURGIA? () SIM () NÃO

QUAL? _____

8 - VOCÊ POSSUI ALGUM TIPO DE ALERGIA? () SIM () NÃO

QUAL? _____

9 - VOCÊ UTILIZA ALGUM TIPO DE MEDICAMENTO? () SIM () NÃO

QUAL? _____

10 - VOCÊ FUMA? () NÃO () SIM QUANTOS CIGARROS POR DIA? _____

11 - ESTÁ EM DIETA PARA PERDER OU GANHAR PESO? () SIM () NÃO

12 - VOCÊ APRESENTA ALGUM DOS SINTOMAS ABAIXO DURANTE O EXERCÍCIO?

() Falta de Ar () Dor no Peito () Tontura () Caimbras

() Tosse () Palpitação () Outros: _____

13 - VOCÊ ALGUMA VEZ TEVE RESTRIÇÃO MÉDICA QUE IMPEDISSE DE PRATICAR ATIVIDADE FÍSICA? ()

NÃO () SIM

SE POSITIVO, QUAL O MOTIVO? _____

Assinatura: _____

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
 ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA
 LABORATÓRIO DE PESQUISA DO EXERCÍCIO
 GRUPO DE PESQUISA EM ATIVIDADES AQUÁTICAS E TERRESTRES

TESTE DE ECONOMIA DE CORRIDA

Data: _____

Hora: _____

PONTO MOTOR

Comprimento de Coxa (cm): _____

Músculo	Canal	Distância (cm)	Observações
Vasto Lateral			
Reto Femoral			
Semitendinoso			
Bíceps Femoral			

FILMAGEM

Velocidades (km/h): **10%LV** _____ **5%LV** _____
 Nomes Arquivados: 4º minuto: _____ 10º minuto: _____
 5º minuto: _____ 11º minuto: _____
 6º minuto: _____ 12º minuto: _____

				Observações
FC20seg (bpm):	00:03:00		00:10:00	
	00:03:20		00:10:20	
	00:03:40		00:10:40	
	00:04:00		00:11:00	
	00:04:20		00:11:20	
	00:04:40		00:11:40	
	00:05:00		00:12:00	
	00:05:20		00:12:20	
	00:05:40		00:12:40	
	00:06:00		00:13:00	
	00:06:20		00:13:20	
	00:06:40		00:13:40	
	00:07:00		00:14:00	

CVM

VALOR RMS

Músculos	Flexão Quadril	Extensão Quadril	Flexão Joelhos	Extensão Joelhos
Vasto				
Reto				
Tendinoso				
Bíceps				

Observações

Anexo IV - Rotina do MATLAB - Calcula os ângulos de um calibrador de 4 pontos

```
clear all
close all

h = msgbox('Arquivo de cinematria 2D');
waitfor(h)
[directorio,nombre]=carrega('*.2D');
cinematica = Levideow(directorio,nombre);

% Definição de variáveis
dt = 1/120;          % frequência de amostragem de 120 Hz

[nl,nc]=size(cinematica);

% pontos anatômicos
P1 = cinematica(:,2:3);      % ponto 1 (0,0)
P2 = cinematica(:,4:5);     % ponto 2 (0,1)
P3 = cinematica(:,6:7);     % ponto 3 (1,1)
P4 = cinematica(:,8:9);     % ponto 4 (1,0)

% seguimentos corporais em vetores unitários
vetunit(:,1:2)=P1-P2;      % segmento a para ponto 2
vetunit(:,3:4)=P2-P1;      % segmento a para ponto 1
vetunit(:,5:6)=P2-P3;      % segmento b para ponto 3
vetunit(:,7:8)=P3-P2;      % segmento b para ponto 2
vetunit(:,9:10)=P3-P4;     % segmento c para ponto 4
vetunit(:,11:12)=P4-P3;    % segmento c para ponto 3
vetunit(:,13:14)=P4-P1;    % segmento d para ponto 1
vetunit(:,15:16)=P1-P4;    % segmento d para ponto 4

% normalização do tamanho dos vetores unitários
for i=1:nl
    vetunit(i,1:2)=(P1(i,:)-P2(i,:))./norm(P1(i,:)-P2(i,:));
    vetunit(i,3:4)=(P2(i,:)-P1(i,:))./norm(P2(i,:)-P1(i,:));
    vetunit(i,5:6)=(P2(i,:)-P3(i,:))./norm(P2(i,:)-P3(i,:));
    vetunit(i,7:8)=(P3(i,:)-P2(i,:))./norm(P3(i,:)-P2(i,:));
    vetunit(i,9:10)=(P3(i,:)-P4(i,:))./norm(P3(i,:)-P4(i,:));
    vetunit(i,11:12)=(P4(i,:)-P3(i,:))./norm(P4(i,:)-P3(i,:));
    vetunit(i,13:14)=(P4(i,:)-P1(i,:))./norm(P4(i,:)-P1(i,:));
    vetunit(i,15:16)=(P1(i,:)-P4(i,:))./norm(P1(i,:)-P4(i,:));
end

% posição angular articular
for i=1:nl
    ang(i,1)=acos(dot(vetunit(i,3:4),vetunit(i,13:14)))*(180/pi);    % ângulo do
ponto 1
    ang(i,2)=acos(dot(vetunit(i,1:2),vetunit(i,7:8)))*(180/pi);    % ângulo do
ponto 2
    ang(i,3)=acos(dot(vetunit(i,5:6),vetunit(i,11:12)))*(180/pi);  % ângulo do
ponto 3
    ang(i,4)=acos(dot(vetunit(i,9:10),vetunit(i,15:16)))*(180/pi); % ângulo do
ponto 4
end
[nframes ncolumns]=size(ang);

% parâmetros de análise
dados(:,1) = tempo;          % coluna do tempo
dados(:,2) = ang(:,1);      % coluna do ângulo do ponto 1
dados(:,3) = ang(:,2);      % coluna do ângulo do ponto 2
dados(:,4) = ang(:,3);      % coluna do ângulo do ponto 3
dados(:,5) = ang(:,4);      % coluna do ângulo do ponto 4

% salvar os dados de interesse
save 'calmarcus2.txt' dados -ascii;
```

Anexo V - Rotina do MATLAB - Calcula o comportamento do CM e do trabalho mecânico na locomoção humana

```
clear all
close all

% definição das variáveis
fsamp = 120;           % frequência de amostragem(Hz)
dt = 1/120;           % período
g = -9.8;             % aceleração da gravidade (m/seg^2)
fcut=5;               % frequência de corte
order=5;              % ordem do polinomio

% chamadas
pc=input('Peso Corporal (kg): ');
y=input('Velocidade (km/h): ');
vh=y/3.66;

% carrega arquivo 2D
h = msgbox('Arquivo de cinematria 2D');
waitfor(h)
[diretorio,arquivo]=carrega('*.2D');
cinematica = levideow(diretorio,arquivo);
[nquadros,nc] = size(cinematica);

% valores de massa dos segmentos do membro inferior
m = [0.006*pc 0.016*pc 0.027*pc];           % m = [pé, perna, coxa]

%Definição da matriz do lado esquerdo
p1e = cinematica(:,2:3);           % Cabeça esquerda
p2e = cinematica(:,4:5);           % Ombro esquerdo
p3e = cinematica(:,6:7);           % Cotovelo esquerdo
p4e = cinematica(:,8:9);           % Pulso esquerdo
p5e = cinematica(:,10:11);         % Quadril esquerdo
p6e = cinematica(:,12:13);         % Joelho esquerdo
p7e = cinematica(:,14:15);         % Tornozelo esquerdo
p8e = cinematica(:,16:17);         % Calcânhar esquerdo
p9e = cinematica(:,18:19);         % Dedo esquerdo

[nquadros,ncolunas] = size(cinematica);

% filtragem dos dados de cinematica
cinematicafe=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematica);
[nl,nc]=size(cinematicafe);

% definir os ciclos de passada
load stime.txt;
[np,nc]=size(stime);

% definição da matriz do lado direito
for passada=1:np-1
    cont=1;
    nquadros=stime(passada+1,2)-stime(passada,2);
    i=stime(passada,2);
    while cont<=nquadros/2
        cinematicafd(i+nquadros/2,:)=cinematicafe(i,:);
        cont=cont+1;
        i=i+1;
    end
    cont=1;
    while cont<=nquadros/2
        cinematicafd(i-nquadros/2,:)=cinematicafe(i,:);
        cont=cont+1;
        i=i+1;
    end
end

matriztempe=cinematicafe(stime(1,2):stime(end,2),:);
matriztempd=cinematicafd(stime(1,2):stime(np,2)-1,:);
[l,c]=size(matriztempd);
matriztempd(l+1,:)=matriztempe(l-(nquadros/2)+1,:);
```



```

clear cinematicafe cinematicafd
cinematicafe=matriztempe;
cinematicafd=matriztempd;

% cria numero de passadas
[nlstime ncstime]=size(stime);
nstride=nlstime-1;

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

p1d = cinematicafd(:,2:3);      % Cabeça direita
p2d = cinematicafd(:,4:5);      % Ombro direito
p3d = cinematicafd(:,6:7);      % Cotovelo direito
p4d = cinematicafd(:,8:9);      % Pulso direito
p5d = cinematicafd(:,10:11);    % Quadril direito
p6d = cinematicafd(:,12:13);    % Joelho direito
p7d = cinematicafd(:,14:15);    % Tornozelo direito
p8d = cinematicafd(:,16:17);    % Calcânhar direito
p9d = cinematicafd(:,18:19);    % Dedo direito

% cálculo dos cm's segmentares via vetor
% lado direito
cmd(:,1:2) = (( cinematicafd(:,8:9) - cinematicafd(:,6:7))*0.682 + cinematicafd
(:,6:7));      % CM do antebraço (localização)
cmd(:,3:4) = (( cinematicafd(:,6:7) - cinematicafd(:,4:5))*0.436 + cinematicafd
(:,4:5));      % CM do brço
cmd(:,5:6) = (( cinematicafd(:,4:5) - cinematicafd(:,10:11))*0.66 + cinematicafd
(:,10:11));    % CM do tronco
cmd(:,7:8) = (( cinematicafd(:,10:11) - cinematicafd(:,12:13))*0.433 + cinematicafd
(:,12:13));    % CM da coxa
cmd(:,9:10) = (( cinematicafd(:,12:13) - cinematicafd(:,14:15))*0.433 + cinematicafd
(:,14:15));    % CM da perna
cmd(:,11:12) = (( cinematicafd(:,14:15) - cinematicafd(:,18:19))*0.50 + cinematicafd
(:,18:19));    % CM do pé

% lado esquerro
cme(:,1:2) = (( cinematicafe(:,8:9) - cinematicafe(:,6:7))*0.682 + cinematicafe
(:,6:7));      % CM do antebraço
cme(:,3:4) = (( cinematicafe(:,6:7) - cinematicafe(:,4:5))*0.436 + cinematicafe
(:,4:5));      % CM do brço
cme(:,5:6) = (( cinematicafe(:,4:5) - cinematicafe(:,10:11))*0.66 + cinematicafe
(:,10:11));    % CM do tronco
cme(:,7:8) = (( cinematicafe(:,10:11) - cinematicafe(:,12:13))*0.433 + cinematicafe
(:,12:13));    % CM da coxa
cme(:,9:10) = (( cinematicafe(:,12:13) - cinematicafe(:,14:15))*0.433 + cinematicafe
(:,14:15));    % CM da perna
cme(:,11:12) = (( cinematicafe(:,14:15) - cinematicafe(:,18:19))*0.50 + cinematicafe
(:,18:19));    % CM do pé

% calculo de posicao do centro de massa total
cmtronco(:,1:2) = (cmd(:,5:6)+cme(:,5:6))./2;      % ponto medio do tronco para x e y

% [péd, pernad, coxad, troncopescoçocabeça, braçod, antebraçod, mãod, pée, pernae,
coxae, braçoe, antebraçoe, mãoe]
% massa de segmentos
cm(:,1:2) = (cmd(:,11:12).*0.0145)+(cmd(:,9:10).*0.0465)+(cmd(:,7:8).*0.100)+(cmtronco
(:,1:2).*0.578)+(cmd(:,3:4).*0.028)+(cmd(:,1:2).*0.022)+(cme(:,11:12).*0.0145)+(cme
(:,9:10).*0.0465)+(cme(:,7:8).*0.100)+(cme(:,3:4).*0.028)+(cme(:,1:2).*0.022);
[nl nc]=size(cm);

% calculo de velocidade do centro de massa total
vcm(:,1:2) = diff(cm)./dt;

% determinação do tempo
% (TEMPO)
t=0;
for i=1:nl
    tempo(i,1)=t;
    t=t+dt;
end

```

```

quadro=(tempo/dt);
acm=max(cm(:,1:2))-min(cm(:,1:2))

% figuras
figure(1)
plot(cinematicafe(:,15))
hold on;plot(cinematicafd(:,15),'r')
title('CONTROLE DA ESTIMATIVA DO ATRASO - pto tornozelo') % para o ponto do tornozelo
legend('esq','dir')

figure(2)
plot(tempo,cm(:,1:2) )
title('DESLOCAMENTO DO CENTRO DE MASSA')
legend('x','y')
xlabel('tempo (seg)')
ylabel('distância (graus)')

figure(3)
plot(cm(:,1),cm(:,2))
hold on
legend('posição do centro de massa' )
xlabel('cm em x')
ylabel('cm em g')

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%inserido no dia 22 de novembro de 2007

% CALCULO DA ENERGIA POTENCIAL via escalar(M*g*H)
ep = cm(:,2)*g*pc;
epp = ep(2:end,:);

% CALCULO DA ENERGIA CINETICA via escalar(MV^2/2)
ech= vcm(:,1).*vcm(:,1)*pc*0.5; %energia cinética horizontal
ecv= vcm(:,2).*vcm(:,2)*pc*0.5; %energia cinética vertical
ec= ech + ecv; %energia cinética total

% CALCULO DA ENERGIA TOTAL (Epot + Ekin)
Etot=ec+epp; % Energia total
maxEtoto=max(Etot)
minEtoto=min(Etot)
medEtot=median(Etot)

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO
tme=diff(Etot);
tme=interpft(tme, nl); %matriz do trabalho mec externo normalizado para tam
inicial

for i=1:nl
    if tme(i) > 0
        tmposs(i)=tme(i);
    else
        tmneg(i)=tme(i);
    end
end
tmpos=tmposs/nstride;
tmet=sum(tmpos);
tmneg=sum(tmneg)/nstride;

% CALCULA O TEMPO DE PASSADA MÉDIO
T=nl*dt/nstride;

% CALCULO DO TRABALHO MECANICO EXTERNO na unidade da distancia e peso
dist=vh/(1/T); % distância percorrida
médio por passada
tmetr=tmet/pc/dist % trabalho mecânico por kg
por metro percorrido

%trabalho mecânico vertical (potencial mais cinético vertical)
ev=ecv+epp;

```

```

tmvv=diff(ev);
tmv=interpft(tmvv, nl);          %matriz do trabalho mec vertical normalizado para tam
inicial

for i=1:nl
    if tmv(i) > 0
        tmvpos(i)=tmv(i);
    else
        tmvneg(i)=tmv(i);
    end
end
tmvt=sum(tmvpos)/nstride;
tmvnegt=sum(tmvneg)/nstride;

%trabalho mecânico horizontal
tmhh=diff(ech);
tmh=interpft(tmhh, nl);          %matriz do trabalho mec potencial normalizado para tam
inicial

for i=1:nl
    if tmh(i) > 0
        tmhpos(i)=tmh(i);
    else
        tmhneg(i)=tmh(i);
    end
end
tmht=sum(tmhpos)/nstride;
tmhnegt=sum(tmhneg)/nstride;

% CÁLCULO DO QUANTO A TROCA DE ENERGIA VIA PÊNDULO INVERTIDO REDUZ O TRAB MEC EXT
LÍQUIDO (NET) (RECONVERSÃO DE ENERGIA MECANICA - RECOVERY)
Recovery= ((tmht+tmvt-tmet)/(tmht+tmvt))*100

%CÁLCULO DO ÂNGULO DE FASE (TIMING RELATIVO ENTRE ENERGIA CINÉTICA E POTENCIAL)
(CAVAGNA, FRANZETTI, FUCHIMOTO,1983)
% angulo de fase=(delta tempo/T)*360graus+180graus
%onde, delta tempo é o intervalo entre a energia cinética mínima e a energia Pot
máxima,
    %T é o tempo de uma passada completa

figure(4)
plot(Etot,'r')
title('ENERGIA TOTAL - Etot')
hold on
plot(ec,'g')
plot(epp,'b')
legend('en.total', 'en.cinetica', 'en.potencial')
xlabel('quadros')
ylabel('energia mecânica')

figure(5)
plot(tempo,tmetr )
title('TRABALHO MECÂNICO EXTERNO RELATIVO POR UNIDADE DE DISTÂNCIA E PESO')
legend('x','y')
xlabel('tempo (seg)')
ylabel('tmetr (joule)')

figure(6)
plot(tempo,Recovery )
title('RECONVERSÃO DE ENERGIA MECÂNICA')
legend('x','y')
xlabel('tempo (seg)')
ylabel('recovery (joule)')

```

Anexo VI - Rotina do MATLAB - Calcula o ângulo de pronação

```
clear all
close all

h = msgbox('Arquivo de cinemetria 2D');
waitfor(h)
[directorio,nombre]=carrega('*.2D');
cinematica = Levideow(directorio,nombre);

q=input('Quadro Inicial: ');

% Definição de variáveis
dt = 1/120;           % frequência de amostragem de 120 Hz
[nl,nc]=size(cinematica);

% pontos anatômicos
P1 = cinematica(:,2:3);           % Gastrocnêmio ascendente
P2 = cinematica(:,4:5);           % Gastrocnêmio descendente
P3 = cinematica(:,6:7);           % Tornozelo posterior
P4 = cinematica(:,8:9);           % Calcânhar posterior

% posição angular com o eixo y
angperna = atan2(P1(:,2)-P2(:,2),P1(:,1)-P2(:,1));           % ângulo do segmento perna
com a vertical
angpe = atan2(P3(:,2)-P4(:,2),P3(:,1)-P4(:,1));           % ângulo do segmento pe com
a vertical
[nline ncol]=size(angperna);
[nline ncol]=size(angpe);

% para retirar as transições pi e -pi (3,14)
% perna
for i=2:nl
    while (angperna(i,:)-angperna(i-1,:) > 3.14),
        angperna(i,:) = angperna(i,:) - 2*pi;
    end
    while (angperna(i,:)-angperna(i-1,:) < -3.14),
        angperna(i,:) = angperna(i,:) + 2*pi;
    end
end
% pé
for i=2:nl
    while (angpe(i,:)-angpe(i-1,:) > 3.14),
        angpe(i,:) = angpe(i,:) - 2*pi;
    end
    while (angpe(i,:)-angpe(i-1,:) < -3.14),
        angpe(i,:) = angpe(i,:) + 2*pi;
    end
end

% ângulo em graus com o eixo y
anggperna = 90 + 180 * angperna/pi;
anggpe = 90 + 180 * angpe/pi;

% velocidade e aceleração angular com o eixo y
vangperna = diff(anggperna)./dt;           % velocidade angular do segmento perna com o
eixo y
aangperna = diff(vangperna)./dt;           % aceleração angular do segmento perna com o
eixo y
vangpe = diff(anggpe)./dt;           % velocidade angular do segmento pe com o eixo y
aangpe = diff(vangpe)./dt;           % aceleração angular do segmento pe com o eixo y

% interpola velocidade e aceleração angular para ficar do mesmo tamanho da posição
angular com o eixo y
vanggperna=interpft(vangperna, nline);           % matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(I)
aanggperna=interpft(aangperna, nline);           % matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(I)
vanggpe=interpft(vangpe, nline);           % matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(I)
```

```

aangppe=interpft(aangpe, nline);           % matriz da vel ang no mesmo tamanho do
momento de inércia(I)

% determinação do tempo
t=0;
for i=1:nl
    tempo(i,1)=t;
    t=t+dt;
end

% determinação crescente dos quadros
quadro=(tempo/dt) + q;

% correção dos ângulos
perna=180-anggperna;
pe=180-anggppe;
prona=anggperna-anggppe;

% parâmetros de análise
dados(:,1) = tempo;           % coluna do tempo
dados(:,2) = quadro;         % coluna do número do quadro
dados(:,3) = perna;          % ângulo da perna com 2 pontos
dados(:,4) = pe;             % ângulo de pronação com 2 pontos
dados(:,5) = prona;          % ângulo de pronação com 4 pontos

% figuras
% figure(1)
% plot(tempo,pe)
% title('ÂNGULO DE PRONAÇÃO 2pts')
% xlabel('tempo (seg)')
% ylabel('ângulo (graus)')

% figure(2)
% plot(tempo,prona)
% title('ÂNGULO DE PRONAÇÃO 4pts')
% xlabel('tempo (seg)')
% ylabel('ângulo (graus)')

% salvar os dados de interesse
save 'promarcus1.txt' dados -ascii;

```

Anexo VII - Rotina do MATLAB - Calcula parâmetros lineares e angulares da locomoção humana

```
clear all
close all

h = msgbox('Arquivo de cinemetria 2D');
waitfor(h)
[directorio,nombre]=carrega('*.2D');

q=input('Quadro Inicial: ');

cinematicaa = Levideow(directorio,nombre);

% Definição de variáveis
dt = 1/120;          % frequência de amostragem de 120 Hz
fcut=5;             % frequencia de corte
order=5;            % ordem do polinomio

% filtragem dos dados de cinematica
cinematica=matfiltfilt(dt, fcut, order, cinematicaa);
[nl,nc]=size(cinematica);

% pontos anatômicos
P1 = cinematica(:,2:3);          % Cabeça
P2 = cinematica(:,4:5);          % Ombro
P3 = cinematica(:,6:7);          % Cotovelo
P4 = cinematica(:,8:9);          % Pulso
P5 = cinematica(:,10:11);        % Quadril
P6 = cinematica(:,12:13);        % Joelho
P7 = cinematica(:,14:15);        % Tornozelo
P8 = cinematica(:,16:17);        % Calcanhar
P9 = cinematica(:,18:19);        % Dedo

% seguimentos corporais em vetores unitários
vetunit(:,1:2)=P3-P2;            % braco para calculo do ombro
vetunit(:,3:4)=P2-P3;            % braco para calculo do cotovelo
vetunit(:,5:6)=P4-P3;            % antebraço para calculo do cotovelo
vetunit(:,7:8)=P2-P5;            % tronco para calculo do quadril
vetunit(:,9:10)=P5-P2;           % tronco para calculo do ombro
vetunit(:,11:12)=P5-P6;          % coxa para calculo do joelho
vetunit(:,13:14)=P6-P5;          % coxa para calculo do quadril
vetunit(:,15:16)=P6-P7;          % perna para calculo do tornozelo
vetunit(:,17:18)=P7-P6;          % perna para calculo do joelho
vetunit(:,19:20)=P9-P7;          % pe para calculo do tornozelo

% normalização do tamanho dos vetores unitários
for i=1:nl
    vetunit(i,1:2)=(P3(i,:)-P2(i,:))./norm(P3(i,:)-P2(i,:));
    vetunit(i,3:4)=(P2(i,:)-P3(i,:))./norm(P2(i,:)-P3(i,:));
    vetunit(i,5:6)=(P4(i,:)-P3(i,:))./norm(P4(i,:)-P3(i,:));
    vetunit(i,7:8)=(P2(i,:)-P5(i,:))./norm(P2(i,:)-P5(i,:));
    vetunit(i,9:10)=(P5(i,:)-P2(i,:))./norm(P5(i,:)-P2(i,:));
    vetunit(i,11:12)=(P5(i,:)-P6(i,:))./norm(P5(i,:)-P6(i,:));
    vetunit(i,13:14)=(P6(i,:)-P5(i,:))./norm(P6(i,:)-P5(i,:));
    vetunit(i,15:16)=(P6(i,:)-P7(i,:))./norm(P6(i,:)-P7(i,:));
    vetunit(i,17:18)=(P7(i,:)-P6(i,:))./norm(P7(i,:)-P6(i,:));
    vetunit(i,19:20)=(P9(i,:)-P7(i,:))./norm(P9(i,:)-P7(i,:));
end

% posição angular articular
for i=1:nl
    ang(i,1)=acos(dot(vetunit(i,1:2),vetunit(i,9:10)))*(180/pi);    % ângulo da
    articulação do OMBRO
    ang(i,2)=acos(dot(vetunit(i,3:4),vetunit(i,5:6)))*(180/pi);    % ângulo da
    articulação do COTOVELO
    ang(i,3)=acos(dot(vetunit(i,7:8),vetunit(i,13:14)))*(180/pi);  % ângulo da
    articulação do QUADRIL
    ang(i,4)=acos(dot(vetunit(i,11:12),vetunit(i,17:18)))*(180/pi); % ângulo da
    articulação do JOELHO
    ang(i,5)=acos(dot(vetunit(i,15:16),vetunit(i,19:20)))*(180/pi); % ângulo da
```

```

articulação do TORNOZELO
end
[nframes ncolumns]=size(ang);

% velocidade angular articular
% (AVELANG)
velang=diff(ang)./dt;
avelang=interpft(velang, nframes);

% aceleração angular articular
% (AACELANG)
acelang=diff(velang)./dt;
aaccelang=interpft(acelang, nframes);

% posição angular com o eixo y
angcab = atan2(P2(:,2)-P1(:,2),P2(:,1)-P1(:,1));           % ângulo da CABEÇA com a
vertical                                                    % ângulo do TRONCO com a
angqua = atan2(P5(:,2)-P2(:,2),P5(:,1)-P2(:,1));
vertical
[nline ncol]=size(angcab);
[nline ncol]=size(angqua);

% para retirar as transições pi e -pi (3,14)
% cabeça
for i=2:nline
    while (angcab(i,:)-angcab(i-1,:) > 3.14),
        angcab(i,:) = angcab(i,:) - 2*pi;
    end
    while (angcab(i,:)-angcab(i-1,:) < -3.14),
        angcab(i,:) = angcab(i,:) + 2*pi;
    end
end
% tronco
for i=2:nline
    while (angqua(i,:)-angqua(i-1,:) > 3.14),
        angqua(i,:) = angqua(i,:) - 2*pi;
    end
    while (angqua(i,:)-angqua(i-1,:) < -3.14),
        angqua(i,:) = angqua(i,:) + 2*pi;
    end
end

% ângulo em graus com o eixo y
% (ANGGCAB , ANGGQUA)
anggcab = 90 + 180 * angcab/pi;
anggqua = 90 + 180 * angqua/pi;

% velocidade e aceleração angular com o eixo y
vangcab = diff(anggcab)./dt;           % velocidade angular da cabeça com o eixo y
aangcab = diff(vangcab)./dt;          % aceleração angular da cabeça com o eixo y
vangqua = diff(anggqua)./dt;          % velocidade angular da quadril com o eixo y
aangqua = diff(vangqua)./dt;          % aceleração angular da quadril com o eixo y

% interpola velocidade e aceleração angular para ficar do mesmo tamanho da posição
angular com o eixo y
% (VANGGCAB , AANGGCAB , VANGGQUA , AANGGQUA)

vanggcab=interpft(vangcab, nline);     % matriz da vel ang no mesmo tamanho do momento
de inércia(I)
aanggcab=interpft(aangcab, nline);     % matriz da vel ang no mesmo tamanho do momento
de inércia(I)
vanggqua=interpft(vangqua, nline);     % matriz da vel ang no mesmo tamanho do momento
de inércia(I)
aanggqua=interpft(aangqua, nline);     % matriz da vel ang no mesmo tamanho do momento
de inércia(I)

% determinação do tempo
% (TEMPO)
t=0;
for i=1:nline
    tempo(i,1)=t;
    t=t+dt;
end

```

```
end
```

```
quadro=(tempo/dt) + q;  
amplcot=(max(ang(:,2)))-(min(ang(:,2)));  
amplquad=(max(P5))-(min(P5))
```

```
% parâmetros de análise  
dados(:,1) = quadro;           % coluna do quadro  
dados(:,2) = ang(:,4);        % coluna do ângulo da articulação do joelho  
dados(:,3) = ang(:,5);        % coluna do ângulo da articulação do tornozelo  
dados(:,4) = anggqua;         % coluna da posição angular do tronco com o eixo y  
dados(:,5) = ang(:,2);        % coluna do ângulo da articulação do cotovelo  
dados(:,6) = amplcot;         % amplitude do cotovelo
```

```
% figuras  
figure(1)  
plot(quadro, ang(:,4))  
title('ÂNGULO DO JOELHO')  
xlabel('quadro')  
ylabel('ângulo (graus)')
```

```
figure(2)  
plot(quadro, ang(:,5))  
title('ÂNGULO DO TORNOZELO')  
xlabel('quadro')  
ylabel('ângulo (graus)')
```

```
figure(3)  
plot(quadro, anggqua)  
title('ÂNGULO DO TRONCO')  
xlabel('quadro')  
ylabel('ângulo (graus)')
```

```
figure(4)  
plot(quadro, ang(:,2))  
title('ÂNGULO DO COTOVELO')  
xlabel('quadro')  
ylabel('ângulo (graus)')
```

```
figure(5)  
plot(quadro, P5)  
title('DESLOCAMENTO DO QUADRIL')  
xlabel('quadro')  
ylabel('distância (metros)')
```

```
% salvar os dados de interesse  
save 'locomarcus5.txt' dados -ascii;
```


Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)