

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

DESEMPENHO E FISIOMECÂNICA DA CORRIDA DE 3000m

Rodrigo Gomes da Rosa

Porto Alegre, agosto de 2018.

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

DESEMPENHO E FISIOMECÂNICA DA CORRIDA DE 3000m

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências do Movimento Humano.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Rodrigo Gomes da Rosa

Porto Alegre, agosto de 2018

Rodrigo Gomes da Rosa

DESEMPENHO E FISIOMECÂNICA DA CORRIDA DE 3000m

Banca examinadora:

Prof. Dra. Cristine Lima Alberton

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro

Prof. Dra. Gabriela Fischer

Porto Alegre, agosto de 2018

CIP - Catalogação na Publicação

da Rosa, Rodrigo Gomes
DESEMPENHO E FISIOMECÂNICA DA CORRIDA DE 3000m /
Rodrigo Gomes da Rosa. -- 2018.
106 f.
Orientador: Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano, Porto Alegre, BR-RS, 2018.

1. Esporte. 2. Biomecânica. 3. Fisiologia . 4. Desempenho. 5. Atleta. I. Peyré-Tartaruga, Leonardo Alexandre, orient. II. Título.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Roberto e Rosane, por me darem a educação e amor e também por me darem a liberdade de fazer minhas escolhas, que eu possa sempre ser motivo de orgulho e felicidade para vocês. Agradeço a toda minha família por me apoiarem e me entenderem nos momentos dedicados a pesquisa e a ciência, e que por alguns instantes me afastaram de um convívio mais presente, mas não menos intenso com vocês. Tia Preta, Vó Vilma, Nilton, Tia Suzete, minha Avó Ione (*In Memoriam*) e todos os meus tios e tias queridos!

A minha esposa Gabriela, você é especial, não imagino essa conquista sem você! Você me faz uma pessoa melhor! Obrigado por entender todas as noites de estudo, os finais de semana de coleta, as reuniões de grupo... obrigado por ser além do meu amor, minha parceira, minha companheira e me entender, por muitas vezes, melhor do que eu mesmo. Obrigado por me dar mais uma família que amo. Obrigado Carlos, Jacqueline, Júlia, João, Maria Júlia e Pedro!

Obrigado ao meu Orientador Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga, tu és o meu exemplo de pesquisador, é um amigo e uma pessoa incrível. Tua capacidade como cientista só não é maior que tua capacidade humana! És capaz, mesmo com opiniões fortes e bem definidas, juntar pessoas com ideias e conceitos completamente diferentes e fazer dar certo

Ao grupo Locomotion, que desde 2008 vem sendo minha referência, meu local de estudo e de trabalho, tenho orgulho de fazer parte desse grupo. Quando entrei para trabalhar nunca imaginei que ali encontraria, além de conhecimento, meus amigos, padrinhos de casamento e tantas pessoas que são referência para mim, tanto na pesquisa quanto na vida com seus valores. Obrigado Elren, Jorginho, Alberito, Edson, Ana, Pedro, Marcos, Berriel, Alex, Marcelo, nossa equipe de triatlo e todos que fazem parte dessa família. Obrigado

também ao Grupo GPAT, em especial ao professor Dr. Luiz Fernando Martinz Krueel, por abrir as portas do seu grupo e por compartilhar o conhecimento e experiência em pesquisa de ponta, e também, ter acesso a essas pessoas incríveis que me ensinaram muito: Rochelle Costa, Felipe Schuch, Alexandre Prado, Rodrigo Delevatti, Thaís Reichert, Ana Kanitz, Bruna Barroso, Cláudia Bracht.

A Natalia Gomeñuka e Henrique Bianchi, não consigo descrever a importância de vocês em todos os momentos acadêmicos e da vida. Vocês, além de serem grandes pesquisadores, tem uma paixão e cuidado no convívio com o próximo que me fazem querer ser como vocês. Vocês são exemplos de humanidade e sempre aprendo muito com vocês!!!

Aos funcionários do LAPEX e Centro Natatório Luciano, Marly, Dani, Luiz, Roberto, Nádia, Carlinhos e o Adriano que fizeram dos meus dias mais alegres e felizes durante, coletas, estágios e treinos nesses locais dentro da ESEFID.

Ao Gabriel Espíndola, exemplo de profissional e amigo. Obrigado aos treinadores que me despertaram para a Ed. Física: Wilson Mattos, Verônica Bardini, Lucas Pretto, Mário Leite e Pedro Moraes.

Aos atletas que participaram dos estudos que compõem esta tese.

Aos professores do PPGCMH e especialmente aos professores da banca por aceitarem o convite, Dra. Cristine Alberton, Dr. Flávio Castro, Dra. Gabriela Fischer admiro o trabalho de vocês e os tenho como exemplo de profissionais na área da Educação Física.

RESUMO

O desempenho na corrida de longa distância é determinado, dentre outros fatores, pela integração de parâmetros biomecânicos e fisiológicos. Sabe-se que os parâmetros do modelo massa-mola e as assimetrias de contato e despegue se alteram com o envelhecimento e em outras formas de locomoção, contudo, não está claro o comportamento dessas variáveis mecânicas em relação ao custo metabólico (C) e desempenho de corrida. O objetivo desta tese foi verificar se os parâmetros do modelo massa-mola, trabalho mecânico e o custo metabólico são alterados em corredores de diferentes níveis de desempenho. Foram selecionados atletas de corrida e divididos em dois grupos, determinados pela mediana do desempenho no teste de 3000m. Os participantes realizaram três testes em dias diferentes: i) teste de consumo máximo de oxigênio realizado em esteira rolante; ii) teste das variáveis mecânicas da corrida realizado em esteira instrumentada com coleta das forças de reação do solo e cinemática nas velocidades (de 8 a 20 km.h⁻¹); iii) teste de desempenho de 3000m com coleta do consumo de oxigênio realizado em pista de atletismo. O processamento dos dados foi realizado em ambiente LabVIEW e MATLAB para obtenção dos parâmetros do modelo massa-mola, trabalho mecânico e custo metabólico. Para análise estatística foi utilizado o modelo de efeitos mistos lineares generalizados (GLMM) e o teste de *post-hoc* de Bonferroni para verificar as diferenças estatísticas. O nível de significância adotado foi de 5% (SPSS 25). Os corredores do grupo com desempenho superior apresentaram maior trabalho mecânico total (W_{tot}) e trabalho mecânico interno dos membros inferiores (W_{int_leg}) e menor trabalho de membros superiores (W_{int_arms}). Aliado a esses resultados, também apresentaram maior tempo aéreo efetivo (t_{ae}), rigidez (k_{vert}), frequência do sistema massa-mola (f_{sist}) e menor tempo de contato efetivo (t_{ce}) e frequência de passo (f_{step}) o que demonstrou adaptação específica que se refletiu nos resultados de custo metabólico e desempenho no teste de 3000m. Os parâmetros do sistema massa-mola demonstraram uma adaptabilidade dependente do nível de desempenho em corredores de longa distância. Com relação aos resultados do presente estudo conclui-se que os corredores de longa distância apresentam um sistema elástico otimizado e isso está relacionado ao desempenho de corrida pois apresentam melhor utilização do trabalho mecânico e menor custo metabólico.

ABSTRACT

Performance in long distance running is determined, among other factors, by the integration of biomechanical and physiological parameters. It is known that the parameters of the mass-spring model and the contact and release asymmetries change with aging and in other forms of locomotion, however, it is not clear the behavior of these mechanical variables in relation to the metabolic cost (C) and running performance. The aim of this thesis was to verify if the parameters of the mass-spring model, mechanical work and metabolic cost are changed in runners with different performance levels. Running athletes were selected and divided into two groups determined by the median of the performance in the 3000m test. The subjects performed three tests on different days: i) maximal oxygen consumption test performed on a treadmill; (ii) test of the mechanical variables of the running performed in an instrumented treadmill with collection of ground reaction forces and kinematics at speeds (from 8 to 20 km.h⁻¹); iii) 3000m performance test with collection of oxygen consumption performed in athletics track. Data processing was performed in LabVIEW and MATLAB environments to obtain parameters of the spring mass model, mechanical work and metabolic cost. For statistical analysis, the generalized linear mixed effects model (GLMM) and Bonferroni post-hoc test were used to verify statistical differences. The level of significance was 5% (SPSS 25). Higher performance group runners presented higher total mechanical work (W_{tot}) and internal mechanical work of lower limbs (W_{int_leg}) and lower internal mechanical work of upper limbs (W_{int_arms}). In addition to these results, they also presented greater effective aerial time (t_{ae}), stiffness (k_{vert}), spring mass frequency (f_{sist}) and lower effective contact time (t_{ce}) and step frequency (f_{step}) which demonstrated a specific adaptation that was reflected in the results of metabolic cost and performance in the 3000m test. The parameters of the mass-spring system showed an adaptability depending on the level of performance in long distance runners. Regarding the results of the present study, it is concluded that long-distance runners have an optimized elastic system and this is related to running performance because they present better use of mechanical work and lower metabolic cost.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Adaptada de CAVAGNA (2006). As quatro fases do modelo massa-mola no passo durante a corrida. Cada painel ilustra as mudanças da energia potencial gravitacional (E_p) e da energia cinética (E_k) do centro de massa e a transdução de energia, $R_{int}(t)$. As curvas de energia são normalizadas para oscilar entre zero e um. Cada painel começa e termina com o menor valor da curva de E_p . As cores diferentes na curva de E_p servem para distinguir as frações do passo em que a força vertical exercida sobre o solo é maior do que o peso corporal (vermelho), e menor do que o peso corporal (azul), com azul mais claro indicando a fase aérea. As quatro fases correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração $S_{ce,up}$ (vermelho) e desaceleração $S_{ae,up}$ (azul) ascendentes, e a aceleração $S_{ae,down}$ (azul) e desaceleração descendentes $S_{ce,down}$ (vermelho). As linhas pontilhadas verticais são apresentadas nos dois picos de E_k e ocupam a fração onde a transdução $E_p - E_k$ ocorre, conforme indicado pelos incrementos da curva $R_{int}(t)$ 31

Figura 2. Adaptada de CAVAGNA et. al. (2008) Deslocamento vertical do BCoM durante contato e amplitude da oscilação do modelo massa-mola. As linhas pretas representam os jovens e as linhas cinzas os idosos. As frações do deslocamento vertical do BCoM durante contato (círculos preenchidos: deslocamento descendente, círculos abertos: deslocamento ascendente). 35

Figura 3. Adaptada de CAVAGNA (2006). Duração do trabalho positivo e negativo. Os tempos durante os quais o trabalho externo positivo é realizado a cada passo, t_{push} (círculos abertos), e trabalho externo negativo é realizado, t_{brake} (círculos fechados) são apresentadas em função da velocidade de corrida. 36

Figura 4. Adaptado de Cavagna (2009). Assimetria contato e despegue, indicada uma duração da parte superior da oscilação vertical do centro de massa em cada passo maior, comparada que a oscilação inferior ($t_{ae} > t_{ce}$), dependente da quantidade de força aplicada ao corpo na parte inferior da oscilação durante o trabalho positivo e negativo. 37

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES

2VT	Limiar ventilatório
BCoM	Centro de massa
C	Custo metabólico
L	Comprimento de passo
Eff	Eficiência mecânica
E_k	Energia cinética
E_p	Energia potencial
FP	Frequência de passada
FRS	Força de reação do solo
f_{sist}	Frequência do sistema massa-mola
f_{step}	Frequência de passo
F_v	Força vertical
J	Joules
k	Constante de deformação da mola
kg	Quilograma
k_{leg}	Rigidez vertical do membro inferior
$km.h^{-1}$	Quilômetros por hora
k_{vert}	Rigidez vertical do sistema massa-mola
M_b	Massa corporal
O_2	Dióxido de oxigênio
P_{mec}	Potência mecânica
RE	Economia de corrida
RER	Razão de troca respiratória

RPM	Rotações por minute
S_v	Deslocamento vertical do centro de massa
t_a	Tempo aéreo
t_{ae}	Tempo aéreo efetivo
t_c	Tempo de contato
t_{ce}	Tempo de contato efetivo
UFRGS	Universidade Federal do Rio Grande Do Sul
VCO ₂	Produção de dióxido de carbono
VE	Ventilação
VO ₂	Consumo de oxigênio
VO _{2peak}	Pico do consumo de oxigênio
W ₋	Trabalho mecânico negativo
W ₊	Trabalho mecânico positivo
W _{ext}	Trabalho mecânico externo
W _{int}	Trabalho mecânico interno
W _{mec}	Trabalho mecânico
W _{met}	Trabalho metabólico
W _{tot}	Trabalho mecânico total
ΔL	Pico de deslocamento da perna durante o contato
Δy_c	Pico de deslocamento vertical do centro de massa

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
----------------------	---

	13
RESUMO.....	7
ABSTRACT	8
LISTA DE FIGURAS.....	9
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E UNIDADES	11
SUMÁRIO	12
APRESENTAÇÃO.....	15
1 INTRODUÇÃO GERAL	16
2 PROBLEMAS.....	21
3 OBJETIVOS.....	22
4 REVISÃO DE LITERATURA	25
4.1 Relação das forças de reação do solo com o desempenho da corrida.....	25
4.2 Mecanismos de minimização energética da corrida	29
4.3 Assimetrias do modelo massa-mola	34
5 Artigo: Landing-takeoff asymmetries applied to running mechanics: a new perspective for performance	49
6 Artigo: Mechanical work in long distance runners with different performance level
7 Análise integrativa dos resultados.....	92
ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	94
ANEXO B: Aprovação do comitê de ética.....	96

APENDICE A..... 101

APENDICE B..... 107

APRESENTAÇÃO

Esta tese foi desenvolvida na forma de um estudo que contém dois artigos, e está em consonância o regimento interno do Programa de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano a partir da resolução 10/2014 do CEPE/UFRGS.

Essa tese é composta por uma introdução geral, problema, objetivos do estudo, uma breve revisão de literatura e os dois artigos:

ARTIGO 1: Landing-takeoff asymmetries applied to running mechanics: a new perspective for performance.

ARTIGO 2: Mechanical work in long distance runners with different performance level.

O artigo 1 será submetido a revista *Frontiers in Physiology* com fator de impacto de 3,394 e o artigo 2 será submetido a revista *British Journal of Sports Medicine* com fator de impacto de 7.867 e as dois periódicos são classificados como A1 no Qualis CAPES.

Ao final da tese um capítulo com análise integrativa dos resultados.

1 INTRODUÇÃO GERAL

A corrida tem por característica alta eficiência na produção de trabalho mecânico positivo (W_+). O valor de eficiência é aproximadamente 50%, composto de uma metade pelo trabalho mecânico muscular e a outra metade advinda da energia elástica das unidades músculo-tendão, o que acaba representando baixo custo energético (CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964). Para explicar tal fenômeno, o modelo físico-matemático massa-mola foi proposto por simular um mecanismo elástico durante a corrida (BLICKHAN, 1989; MCMAHON; CHENG, 1990; SEYFARTH *et al.*, 2002).

Um sistema mola-massa passivo descrito pela física clássica é composto de uma massa (m) acoplada a uma mola. Essa mola possui uma constante de deformação (k) e a outra extremidade da mola está ligada a um ponto fixo, que se encontra em equilíbrio quando a posição da massa é zero. Toda vez que a massa é deslocada em relação a este ponto, uma força restauradora tenta trazê-la de volta à situação inicial, isso representa a mola sendo comprimida e estendida. Quando a massa é deslocada em relação à posição inicial e solta em seguida, o sistema passa a oscilar em torno da posição de equilíbrio com uma frequência de oscilação natural do sistema (THORTON; MARION, 2004).

Assim como descrito na física clássica, o modelo massa-mola da corrida também considera a oscilação do sistema em relação à mola, a qual é chamada de frequência de ressonância (f_{sist}). Neste modelo, em cada passo é necessária energia advinda dos músculos para esse sistema, para compensar as perdas de energia de um sistema ideal (física clássica). Sabe-se que em velocidades mais baixas de corrida, a frequência de passo escolhida é igual a frequência de ressonância do sistema massa-mola e que a contribuição

de energia muscular para o sistema elástico é otimizada(CAVAGNA, 1970; CAVAGNA et al., 1997).

Ao correr em velocidades de 5 km.h^{-1} até 13 km.h^{-1} o deslocamento vertical do centro de massa (S_v) aumenta enquanto a frequência do passo permanece constante (CAVAGNA. *et al.*, 1988). Ajustar a frequência do passo de modo que ela se iguale a frequência de ressonância do sistema massa mola, em baixas velocidades, pode resultar em um mínimo de gasto de energia metabólica e no máximo de eficiência na conversão de energia química em trabalho mecânico positivo (CAVAGNA *et al.*, 1997; CAVAGNA, 2010). Hipotetiza-se que essa troca de energia possa ser otimizada em atletas de alto nível com a frequência do sistema (f_{sis}). Para nosso conhecimento, não foi encontrado nenhum estudo avaliando estes parâmetros específicos do modelo massa-mola com um desenho experimental que tenha controladoo nível do desempenho da amostra.

O modelo massa-mola da corrida pode ser dividido em duas fases: uma fase em que a força vertical exercida sobre o solo é maior do que o peso corporal (parte inferior da oscilação, período denominado de tempo de contato efetivo, t_{ce}) e uma fase em que a força vertical é menor do que o peso corporal (parte superior da oscilação, período denominado de tempo aéreo efetivo, t_{ae}). Em um oscilação harmônica (movimento do centro de massa[BCoM] caracterizado e descrito por uma função harmônica do tempo) a amplitude da oscilação corresponde à deformação máxima do sistema a partir da sua posição de equilíbrio (CAVAGNA, G. A. *et al.*, 1988). De acordo com esta divisão, a parte inferior da oscilação está sempre em contato com o solo, enquanto a parte superior inclui uma fração do tempo de contato e pode ou não incluir um tempo aéreo. Esses fenômenos podem ser

mensurados utilizando-se as forças de reação do solo como dados de entrada (CAVAGNA, 1975).

Dois tipos de assimetria podem ser identificados nesse modelo: rebote assimétrico (CAVAGNA *et al.*, 1988) e assimetria contato-despregue (CAVAGNA, 2006). O rebote assimétrico é calculado utilizando o t_{ce} e o t_{ae} , e é considerado assimétrico quando o valor de t_{ae} se torna maior do que o t_{ce} a velocidades a partir de 11 km.h^{-1} . A assimetria contato-despregue é a duração do trabalho mecânico negativo (t_{brake}) mais curta que a duração do trabalho mecânico positivo (t_{push}) durante o contato. A duração do t_{brake} é determinada desde o instante do contato inicial do pé com o solo, verificado pela força de reação do solo (GRF) até o instante no qual a força vertical é máxima, enquanto que a duração do t_{push} é determinado pelo período no qual força vertical é máxima até o despregue do pé com o solo (CAVAGNA, 2009, 2006). Tem sido argumentado que a assimetria contato-despregue é dependente da relação força-velocidade do músculo, sendo que, quanto maior for a mudança de comprimento do músculo em relação à do tendão, nas unidades músculo-tendíneas, maior será a assimetria contato despregue (CAVAGNA, 2006). Atletas com melhor desempenho podem ter esses mecanismos otimizados em velocidades abaixo de 11 km.h^{-1} apresentarem melhor retorno de energia elástica. Enquanto que atletas com pior desempenho podem apresentar a assimetria contato-despregue em velocidades a partir de 11 km.h^{-1} como observado em estudos anteriores (CAVAGNA, 2006; CAVAGNA *et al.*, 2008)

Sabe-se que o pico de energia cinética (E_k) do BCoMé atingido antes do contato do pé com o solo, no momento que precede a fase de trabalho mecânico negativo (W), e é maior do que o pico de energia cinética reconvertida antes do despregue, no final da fase de

trabalho mecânico positivo (W_+) essa energia é utilizada para aumentar o deslocamento do BCoM sem custo metabólico adicional (CAVAGNA, 2006; CAVAGNA et al., 1997). Contudo, a literatura não é clara se esse mecanismo de reconversão de energia cinética (E_k) é sensível ao nível de treinamento e se tem relação com o desempenho em corredores de longa distância.

Em estudo recente, ao se avaliar corredores quenianos de elite não foi encontrada correlação entre o custo energético e a força de reação do solo (SANTOS-CONCEJERO et al., 2016). Entretanto, os tempos de contato com o solo foram cerca de 10% menores comparados com a literatura (NUMMELA; KERÄNEN; MIKKELSSON, 2007), em conjunto com um consumo de oxigênio 8,9% inferior, evidenciando a hipótese de que um menor o tempo de contato com o solo pode contribuir para uma melhor economia de corrida (KRAM; TAYLOR, 1990). O tempo de contato efetivo poderia aprimorar esta análise, levando em conta os parâmetros do modelo massa-mola.

O trabalho mecânico durante a corrida pode ser dividido em trabalho mecânico externo (W_{ext}) e interno (W_{int}): W_{ext} é o trabalho para elevar e acelerar o centro de massa (BCoM) corporal em relação ao ambiente e o W_{int} está relacionado à aceleração dos membros em relação ao BCoM. A soma entre W_{ext} e W_{int} é o trabalho mecânico total W_{tot} (CAVAGNA E KANEKO, 1977; SAIBENE E MINETTI, 2003). Além do W_{ext} e W_{int} as suas componentes trabalho interno dos membros inferiores (W_{int_leg}), superiores (W_{int_arm}) e do tronco (W_{int_trunk}) (PELLEGRINI et al., 2015) representam uma estimativa mais específica de trabalho mecânico e que pode responder melhor a especificidade de um melhor ou pior desempenho na corrida, mas que ainda foi pouco explorado para compreender desempenho de corrida.

Um das variáveis que determina o desempenho em provas de longa distância é a economia de corrida (RE) avaliada pelo consumo de oxigênio em velocidades submáximas (CONLEY; KRAHENBUHL, 1980; FLETCHER; PFISTER; MACINTOSH, 2013). Com base nas evidências atuais, os fatores biomecânicos que pareceram melhorar a RE são o comprimento de passo (L) auto selecionado, menor oscilação vertical do BCoM, maior rigidez da perna, menor extensão do joelho e do tornozelo no despegue do pé com o solo, alinhamento da força de reação do solo vertical e do eixo da perna durante a propulsão, menor co-ativação muscular; e menor ativação dos músculos dos membros inferiores durante a propulsão (MOORE, 2016). Contudo, o efeito do nível de desempenho dos corredores de longa distância nos parâmetros do modelo massa-mola e trabalho mecânico não são completamente compreendidos.

2 PROBLEMAS

- a) Os parâmetros do modelo massa-mola são otimizados em corredores com melhor desempenho?
- b) O trabalho mecânico total e suas componentes são alterados em corredores com melhor desempenho de corrida?

3 OBJETIVOS

O objetivo geral do presente estudo é comparar as variáveis do modelo massa-mola, trabalho mecânico e economia de corrida em corredores de longa distância com diferentes níveis de desempenho.

Os objetivos específicos deste estudo são:

Comparar entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida as seguintes variáveis do modelo massa-mola:

- O comportamento da rigidez vertical (k_{vert}).
- A força vertical máxima (F_v).
- A frequência de passo (f_{step}).
- O comprimento de passo (L).
- A frequência do sistema massa-mola (f_{sist}).
- O tempo de contato efetivo (t_{ce}) aéreo efetivo (t_{ae}).
- O deslocamento vertical do BCoM (S_v) nas fases do modelo massa-mola.
- O tempo de trabalho positivo (t_{push}) e tempo de trabalho negativo (t_{break}) na fase de contato.

Comparar entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida as seguintes variáveis do trabalho mecânico:

- O trabalho mecânico total (W_{mec}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico horizontal (W_{hor}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico vertical (W_{vert}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico interno (W_{int}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico interno das pernas (W_{int_leg}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico interno dos membros superiores (W_{int_arm}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.
- O trabalho mecânico interno do tronco (W_{int_trunk}) entre corredores de desempenho superior e inferior em diferentes velocidades de corrida.

Comparar entre corredores de desempenho superior e inferior as seguintes variáveis de desempenho:

- O tempo no teste de 3000m de corrida.
- A velocidade no teste de 3000m de corrida.
- O consumo de oxigênio (VO_2) no teste de 3000m de corrida.
- A custo metabólico (C) no teste de 3000m de corrida.

- O pico de consumo máximo de oxigênio (VO_{2peak}) no teste máximo em esteira.
- A velocidade no picode consumo máximo de oxigênio (vVO_{2peak}) no teste máximo em esteira.
- A frequência cardíaca no pico de consumo máximo de oxigênio (HR_{peak}) no teste máximo em esteira.
- O consumo de oxigênio no segundo limiar ventilatório (2VT) no teste máximo em esteira.
- A velocidade no segundo limiar segundo limiar ventilatório ($v2VT$) no teste máximo em esteira.
- A frequência cardíaca no segundo limiar segundo limiar ventilatório (HR_{2VT}) no teste máximo em esteira.

4 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura desta tese está dividida em três subcapítulos que descrevem o estado da arte da relação das forças de reação do solo com o desempenho da corrida, mecanismos de minimização energética da corrida, e assimetrias do modelo massa-mola.

4.1 Relação das forças de reação do solo com o desempenho da corrida

Um dos métodos utilizados para avaliação da mecânica de corrida é a dinamometria. Entre os resultados obtidos com esse método estão as forças de reação do solo (GRF), avaliada utilizando sensores capazes de mensurar as forças externas aplicadas nas dimensões anteroposterior, médio-lateral e vertical (WINTER, 2005). Recentemente MOORE (2016) buscou responder em seu artigo de revisão quais fatores biomecânicos podem modificar a economia de corrida. Dentro destes fatores, estão dois aspectos, internos, relacionados aos parâmetros espaço temporais, cinemática, cinética e também fatores neuromusculares e os aspectos extrínsecos, relacionados ao tipo e inclinação do terreno, tênis entre outros. Em relação à cinética e o desempenho na corrida, algumas estratégias foram utilizadas para entender a relação entre as GRF e o desempenho em corredores, para tanto, nesta revisão foram selecionados estudos que buscaram compreender esta temática.

Em investigação sobre parâmetros cinéticos da corrida foi avaliado o padrão das GRF em 17 corredores de diferentes níveis de treinamento e com volume de treinos semanais entre 10-160 km. Eles foram avaliados em uma velocidade de $4,5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Os indivíduos foram classificados como retropé (primeiro toque do pé próximo ao calcanhar) ou mediopé (primeiro toque do pé próximo a região medial do pé) de acordo com a

localização do centro de pressão (COP) no momento do primeiro contato do pé com o solo. Os valores de pico das componentes das forças vertical, anteroposterior e médio-laterais foram respectivamente três vezes, uma vez e 0,3 vezes o peso corporal (CAVANAGH; LAFORTUNE, 1980). Esses resultados demonstram que as forças de reação do solo são uma forma de quantificar padrões mecânicos da corrida e que cada componente de força tem uma resposta particular ao contato do pé com o solo durante a corrida.

Com objetivo de relacionar a mecânica de corrida com a economia de corrida foi conduzido um estudo avaliando 14 corredoras de elite que correram em velocidade média de $5,31 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Foram encontradas correlações significativas entre RE e mudança na velocidade anteroposterior do BCoM na fase de frenagem ($r = -0,62$) e com o aumento no componente horizontal da velocidade durante a fase de propulsão ($r = 0,53$). Neste estudo, essas relações indicaram que uma maior desaceleração e aceleração durante tempo de contato foi associada com uma melhor RE (WILLIAMS; CAVANAGH; ZIFF, 1987).

Outro estudo também com o objetivo de relacionar a GRF com a RE avaliou 16 corredores recreacionais durante a corrida em esteira instrumentada com sensores de força, em velocidade de $3,35 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, o resultado de impulso vertical foi correlacionado positivamente com a RE e pode ser explicado, segundo os autores a força muscular produzida pelos corredores durante o contato com o solo que explicaria cerca de 38% da variabilidade encontrada na RE (HEISE; MARTIN, 2001).

Ao avaliar a RE, forças de reação do solo e desempenho em 11 corredores de elite ($\text{VO}_{2\text{máx}} 75,8 \pm 6,2 \text{ ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$), foi encontrado que a soma dos picos da força horizontal e vertical apresentam correlação inversa com o desempenho nos 3km ($r=0,71$; $p<0,05$) e com a RE ($r=0,66$; $p<0,05$). Também foram encontradas relações inversas entre ($p<0,05$)

RE e a altura do atleta ($r=-0,61$; $p<0,05$) e entre a RE e o percentual de gordura ($r=-0,62$; $p<0,05$) adicionando a antropometria como fator importante para o desempenho em corredores de elite (STØREN; HELGERUD; HOFF, 2011). Os resultados deste estudo indicam que o comportamento das forças de reação do solo vertical e horizontal estão relacionados com o desempenho e a economia de corrida. Contudo, em estudo recente, avaliando a RE e as GRF em diferentes velocidades (12 e 20 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$) em uma população de corredores quenianos de alto nível, não foram encontradas correlações entre a economia e as GRF (SANTOS-CONCEJERO et al., 2016). Esses resultados indicam que a avaliação das GRF sem uma análise mais complexa do mecanismo elástico e da assimetria do modelo massa-mola pode não responder completamente ao efeito de uma maior ou menor economia de corrida e assim explicar o melhor desempenho em diferentes atletas, especialmente em grupos mais homogêneos do ponto-de-vista de desempenho.

Ao avaliar 14 corredoras iniciantes pré e pós um treinamento de corrida de 10 semanas, observou-se que elas tornaram-se mais econômicas após o treinamento e exibiram um vetor da GRF resultante e o eixo da perna mais alinhado com o pico de propulsão o que parece ser uma estratégia de otimização do padrão de corrida (MOORE; JONES; DIXON, 2015a), demonstrando que as forças de reação do solo e diferentes formas de análise dessas forças tem relação com o nível de treinamento e com a economia de corrida.

Outro estudo recente avaliou as GRF em 24 corredores divididos em três grupos por idade (26-32 anos, 50-54 anos e 60-68 anos) e dentre os critérios de inclusão deste estudo observamos um volume semanal acima de 80 km e o melhor tempo na prova de 10 km abaixo de 40min, de modo que o volume de treinamento dos atletas fosse mais homogêneo. Foi observada uma redução na velocidade de corrida associada com uma diminuição do

comprimento do passo e FRS vertical entre o grupo mais velho comparado ao mais novo (DISS et al., 2015). O declínio do desempenho e a idade foram associados a uma redução na fase de apoio do pé com o solo, contudo o método utilizado pode ter sido um viés pois a velocidade de corrida de cada grupo foi autosselecionada e ao comparar velocidades absolutas diferentes existem mudanças na mecânica de corrida independentes da idade ou do treinamento dos atletas avaliados.

A relação do padrão das GRF e a RE em atletas de diferentes níveis ainda parecem ter divergências na literatura. O treinamento parece ter influência sobre as variáveis cinéticas (MOORE; JONES; DIXON, 2015b). Contudo a velocidade de corrida parece alterar a análise independentemente do nível do atleta e o controle deste parâmetro é claro para este tipo de análise. A análise bruta dos dados de GRF utilizando os resultados como pico de força vertical ou tempo de aplicação da força, parece não responder totalmente as relações de desempenho entre diferentes níveis de atletas.

4.2 Mecanismos de minimização energética da corrida

CAVAGNA et al. (1977) sobre os mecanismos minimizadores de energia durante a locomoção terrestre descrevem que as forças aplicadas no solo durante a corrida humana são responsáveis pela aceleração e elevação do BCoM durante os passos. Além disso, a produção de energia para que isso ocorra advém da soma do trabalho mecânico externo (W_{ext}) e interno (W_{int}), e é realizada à uma determinada custo metabólico ($J\ kg^{-1}\ m^{-1}$). Contudo, nem toda energia utilizada para produzir W_{ext} é fornecida por energia metabólica e um mecanismo de armazenamento e reutilização de energia elástica dos componentes musculo-tendíneos foi proposto para explicar a produção de trabalho com um custo energético menor. Esse mecanismo é chamado massa-mola. De acordo com este modelo físico matemático a corrida pode ser descrita como sucessivos saltos para frente quando a E_k do movimento e a energia potencial gravitacional do BCoM são absorvidas e restauradas (CAVAGNA, 2006). Este modelo foi proposto por simular esse mecanismo elástico durante a corrida (BLICKHAN, 1989; MCMAHON; CHENG, 1990; SEYFARTH et al., 2002).

O modelo massa-mola da corrida assume que:

- i) As unidades musculo-tendão têm as mesmas características de uma mola, por exemplo, a mola é comprimida quando ocorre o contato do pé com o solo e as unidades músculo-tendão são alongadas, quando ocorre o despregue do pé com o solo a mola se estende e as unidades músculo-tendão são encurtadas,
- ii) Os valores de altura e velocidade do BCoM no contato e despregue do pé com o solo são iguais (BLICKHAN, 1989; MCMAHON; CHENG, 1990).

Para melhor compreender o modelo massa-mola podemos observar as energias do BCoM divididas em quatro fases distintas que correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração $S_{ce,up}$ e desaceleração ($S_{ae,up}$) na fase ascendente, e a aceleração $S_{ae,down}$ e desaceleração $S_{ce,down}$ na fase descendente (Figura 1).

Durante a corrida, os acréscimos de energia potencial e cinética acontecem concomitantemente, que durante a primeira metade da fase de apoio da corrida, principalmente, músculos e tendões, alongam armazenando energia elástica, enquanto que os módulos de E_k horizontal e potencial gravitacional diminuem. Esta energia elástica armazenada como uma mola comprimida por uma massa, é transformada em E_k horizontal e potencial gravitacional durante a segunda metade da fase de apoio (CAVAGNA *et al.*, 1964, KOMI, 2000). Evidências de energia elástica armazenada e reconvertida também foram encontradas em cangurus (ALEXANDER e VERNON, 1975) e em cavalos (BIEWENER, 1998). Os ligamentos do arco do pé também respondem pelo comportamento elástico do sistema locomotor na corrida (KER *et al.*, 1987; STEARNE *et al.*, 2016). Em estudo recente, foi estimado que a banda iliotibial também é responsável por armazenar energia elástica (ENG *et al.*, 2015).

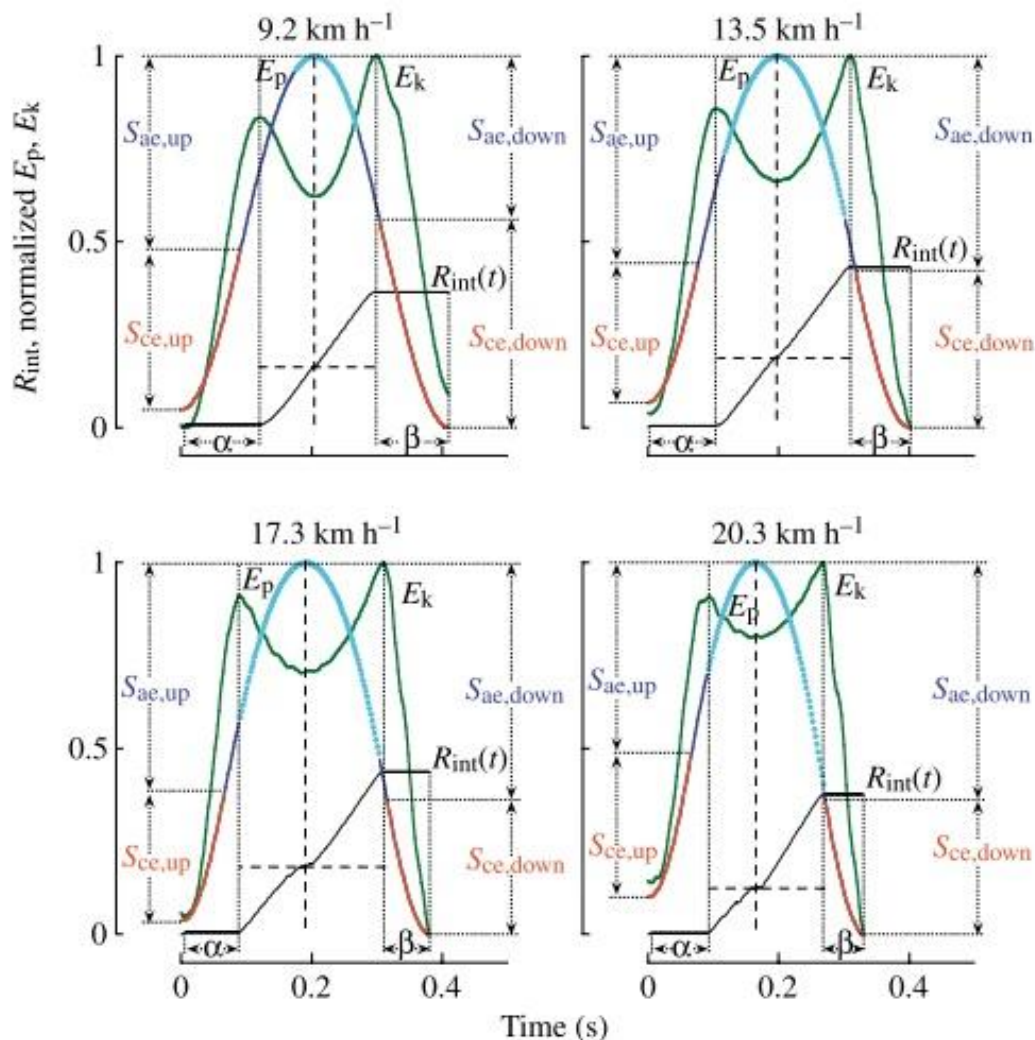


Figura 1. Adaptada de CAVAGNA (2006). As quatro fases do modelo massa-mola no passo durante a corrida. Cada painel ilustra as mudanças da energia potencial gravitacional (E_p) e da energia cinética (E_k) do centro de massa e a transdução de energia, $R_{int}(t)$. As curvas de energia são normalizadas para oscilar entre zero e um. Cada painel começa e termina com o menor valor da curva de E_p . As cores diferentes na curva de E_p servem para distinguir as frações do passo em que a força vertical exercida sobre o solo é maior do que o peso corporal (vermelho), e menor do que o peso corporal (azul), com azul mais claro indicando a fase aérea. As quatro fases correspondem ao deslocamento vertical durante a aceleração $S_{ce,up}$ (vermelho) e desaceleração $S_{ae,up}$ (azul) ascendentes, e a aceleração $S_{ae,down}$ (azul) e desaceleração descendentes $S_{ce,down}$ (vermelho). As linhas pontilhadas verticais são apresentadas nos dois picos de E_k e ocupam a fração onde a transdução $E_p - E_k$ ocorre, conforme indicado pelos incrementos da curva $R_{int}(t)$.

Para obter as posições do BCoM e assim calcular o trabalho mecânico e variáveis do modelo massa-mola em oito corredores amadores, pesquisadores franceses (DALLEAU et al., 1998) utilizaram um método conhecido como braço cinemático (BELLI; AVELA; KOMI, 1993), o qual é composto por quatro hastes rígidas ligadas entre si por três articulações equipadas com transdutores ópticos. Para utilizar o braço cinemático na esteira rolante, o mesmo foi fixado no teto, enquanto a extremidade móvel do braço cinemático é fixada na parte posterior do atleta, próximo ao BCoM. Foram encontradas relações entre a rigidez do massa-mola e o custo metabólico ($p < 0,05$, $r = 0,8$) e diferença entre a frequência de ressonância e a frequência de passo ($p < 0,05$, $r = 0,7$).

Dentre os fatores que afetam a economia de corrida está o armazenamento e reutilização da energia elástica. O aumento no custo metabólico com acréscimo de velocidade ocorre devido ao aumento no trabalho mecânico, contudo ele é atenuado até 7 m.s^{-1} pelo aumento na rigidez vertical (k_{vert}) e a diminuição do tempo de contato com o solo (t_c) (LACOUR; BOURDIN, 2015). Recentemente, foi estudada a energia elástica advinda dos elementos passivos do pé, especificamente da aponeurose plantar, em oito sujeitos correndo a $3,1 \text{ m.s}^{-1}$ utilizando modelos para estimar a tensão, força e armazenamento de energia elástica durante a fase de apoio do pé com o solo. O armazenamento de energia elástica foi de $\sim 3,1 \text{ J}$. A potência positiva verificada no despregue do pé com o solo demonstra a liberação de energia elástica armazenada no arco. Os autores ainda sugerem que a aponeurose plantar é apenas um dos tecidos passivos e elásticos do arco plantar e que todo o arco pode armazenar energia adicional para minimizar o custo metabólico da corrida (WAGER; CHALLIS, 2016). Achado confirmado em outro estudo, em foi estimado

aproximadamente 4,0 J de energia elástica proveniente do arco plantar durante a corrida em velocidades de $2,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (STEARNE et al., 2016).

Outro componente que contribui na produção de energia elástica durante a corrida é a banda iliotibial. Foi utilizado um modelo para calcular as forças e as tensões da banda iliotibial utilizando como dados de entrada arquitetura muscular, músculos dissecados, braço de momento de músculos das articulações do quadril e joelho de cadáveres combinados com análise eletromiográfica *in vivo*. Com isso foi estimado que aproximadamente 1,0 J de energia por passo em velocidades mais lentas e 7,0 J em velocidades mais altas de corrida o que representa aproximadamente 14% da energia armazenada no tendão de Aquiles (ENG et al., 2015). A energia elástica é significativa para a economia de corrida, pois o custo da corrida é em torno de $3,1 \text{ J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$ em velocidades de 3 a $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (SAIBENE; MINETTI, 2003). Ao utilizar um aporte de energia elástica para produzir movimento durante a corrida, a energia metabólica seria poupada e o atleta seria mais econômico e mais eficiente durante o exercício.

O conhecimento produzido utilizando o modelo físico-matemático massa-mola, desde a sua origem tem relação com a economia de movimento durante a locomoção. De forma geral, seja na investigação em modelos animais, seja no estudo em modelos humanos a capacidade de produzir energia a custo metabólico baixo fazendo com que o organismo funcione de forma eficiente tem norteado os estudos nesta área. Com base nos achados citados no capítulo, é possível avançar na investigação da corrida humana avaliando parâmetros do modelo massa-mola para identificar diferenças no sistema elástico em corredores com diferentes níveis de desempenho.

4.3 Assimetrias do modelo massa-mola

A teoria da assimetria contato-despregue (*landing–takeoff asymmetry*) tem uma relação direta com as propriedades do músculo em resistir ao alongamento (após o contato com o solo) com uma força maior do que ele pode desenvolver durante encurtamento (antes do despregue do pé com o solo) (CAVAGNA, 2009). A cada passo, as unidades músculo-tendão são alongadas após o contato do pé com o solo e encurtadas antes do despregue do pé com o solo. O pico de E_k atingido antes do contato, para ser absorvido pelas unidades músculo-tendão durante a fase excêntrica (W_-), é maior do que o pico de E_k “reconvertido” antes do despregue, durante a fase concêntrica (W_+). Por outro lado, a duração do W_+ é maior que a duração do W_- . A assimetria contato-despregue é consistente com uma força média exercida durante o alongamento (após o contato) maior do que a desenvolvida durante encurtamento (antes do despregue). Tem sido argumentado que a assimetria contato-despregue é uma consequência da relação força-velocidade do músculo e quanto maior a mudança de comprimento do músculo em relação à do tendão dentro das unidades do tendão músculo maior a assimetria contato-despregue (CAVAGNA, 2006).

A assimetria contato-despregue é considerada como um índice de falta de elasticidade, com maior utilização do músculo em relação ao tendão nas unidades músculo-tendão (CAVAGNA, G. A.; LEGRAMANDI, M. A., 2009). O tempo de contato durante o qual o W_+ é realizado e o tempo de W_- indicam uma assimetria do sistema elástico (Figura 1). Uma assimetria ideal consiste, basicamente, na elevação do BCoM maior comparada com o deslocamento para baixo do BCoM durante a fase de contato do pé com o solo (Figura 2). Durante a fase aérea a gravidade é explorada durante o deslocamento para baixo para aumentar a velocidade descendente do BCoM, alcançando, assim, o máximo de E_k

durante o passo e diminuindo a contribuição da energia metabólica para produzir trabalho para mover o BCoM.

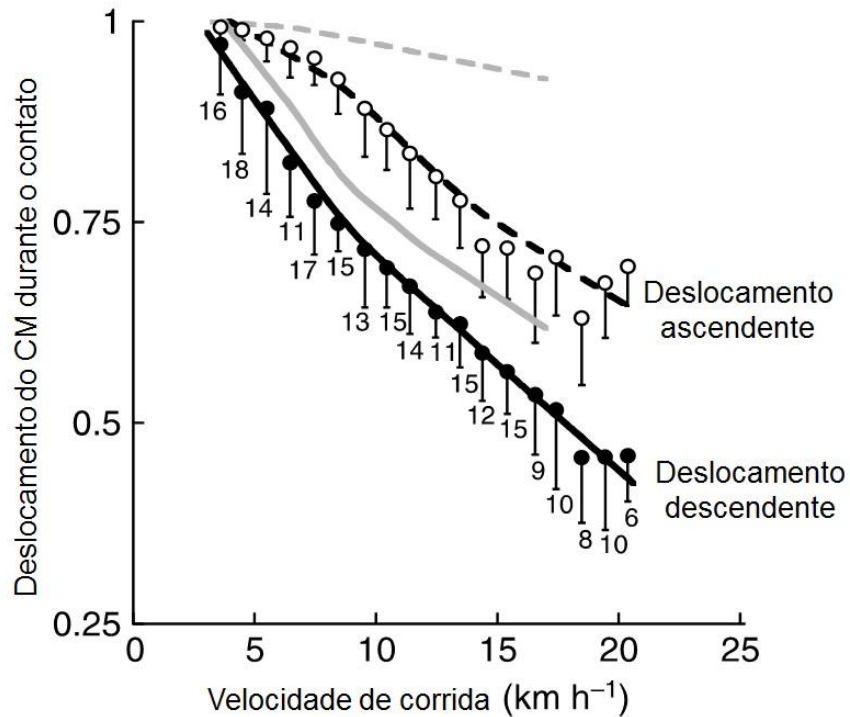


Figura 2. Adaptada de CAVAGNA et. al. (2008) Deslocamento vertical do BCoM durante contato e amplitude da oscilação do modelo massa-mola. As linhas pretas representam os jovens e as linhas cinzas os idosos. As frações do deslocamento vertical do BCoM durante contato (círculos preenchidos: deslocamento descendente, círculos abertos: deslocamento ascendente).

A duração t_{brake} é determinado pelo período desde o contato inicial até o período onde a FRS vertical é máxima (zero ao máximo) e a duração t_{push} é determinado pelo período no qual a força vertical é máxima até o despregue (máximo ao zero) (CAVAGNA, 2006; CAVAGNA, 2009). O t_{push} e o t_{brake} diminuem de acordo e tendem a se aproximar com o aumento da velocidade de corrida (ver Figura 3).

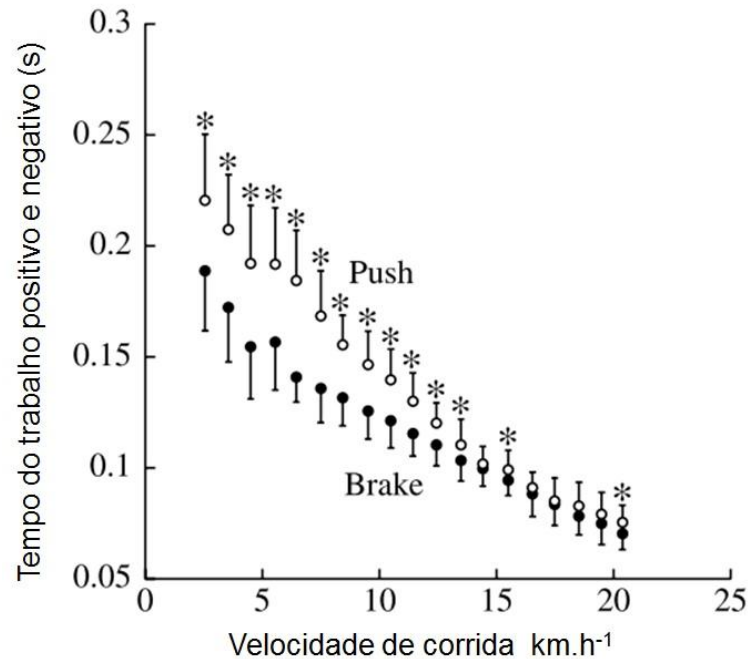


Figura 3. Adaptada de CAVAGNA (2006). Duração do trabalho positivo e negativo. Os tempos durante os quais o trabalho externo positivo é realizado a cada passo, t_{push} (círculos abertos), e trabalho externo negativo é realizado, t_{brake} (círculos fechados) são apresentadas em função da velocidade de corrida.

A Figura 4 demonstra um aumento na diferença entre o tempo de contato efetivo (t_{ce}) e aéreo efetivo (t_{ae}) com o incremento da velocidade, contrapondo a relação entre t_{push} e t_{brake} que diminuem com o aumento da velocidade e se aproximam, enquanto t_{ae} se mantém e t_{ce} diminui. Sabe-se que quanto maior a força durante a fase de trabalho negativo, menor a diferença entre tempo de alongamento e encurtamento das unidades músculo tendão.

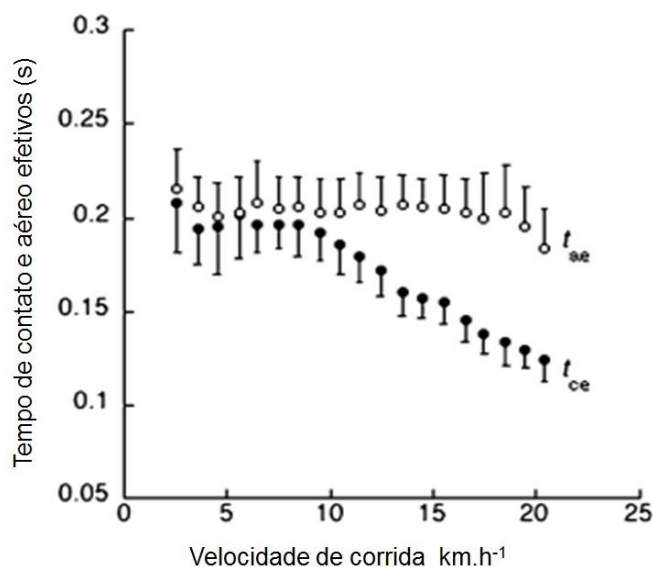


Figura 4. Adaptado de Cavagna (2009). Assimetria contato e despegue, indicada uma duração da parte superior da oscilação vertical do centro de massa em cada passo maior, comparada que a oscilação inferior ($t_{ae} > t_{ce}$), dependente da quantidade de força aplicada ao corpo na parte inferior da oscilação durante o trabalho positivo e negativo.

O primeiro estudo específico sobre a assimetria contato despegue investigou se as características funcionais dos membros inferiores durante a corrida são afetadas e se adaptam a uma assimetria do movimento durante o contato e despegue do pé com o solo. Foi verificado se durante tempo de contato do pé com o solo existe diferença da unidade músculo-tendão, se o tempo de trabalho negativo e o positivo (t_{push} e t_{brake}) era alterado em diferentes velocidades de corrida (CAVAGNA, 2006). Para isso o estudo avaliou dez jovens, oito homens e duas mulheres (massa $65,3 \pm 8,4$ kg, altura $1,8 \pm 0,1$ m, idade $28 \pm 9,8$ anos). Foram analisadas corridas nas velocidades entre 2 e 21 km.h^{-1} utilizando plataforma de força para obter as forças de reação do solo vertical e anteroposterior. A energia mecânica do BCoM foi derivada das forças de reação do solo (CAVAGNA, 1975). Os resultados indicam que ao correr em velocidades até 14 km.h^{-1} o tempo de trabalho externo positivo (t_{push}) é maior do que a duração do trabalho externo negativo (t_{brake}), sugerindo

contribuição das fibras musculares para a variação de comprimento das unidades do tendão do músculo. Acima desta velocidade, as duas durações t_{push} e t_{brake} são semelhantes, o que sugere que a mudança de comprimento ocorre principalmente pelo alongamento e encurtamento dos tendões pois as fibras musculares estariam ativadas isometricamente.

Cavagna et al. (2008) avaliaram o efeito da idade nesta variável. Para isso, foram avaliados oito idosos (homens, idade $73,6 \pm 5,5$ anos, altura $1,72 \pm 0,06$ m, massa $71,1 \pm 9,2$ kg) e oito jovens (6 homens e 2 mulheres, idade $20,8 \pm 1,6$ anos, altura $1,76 \pm 0,08$ m, massa $63,4 \pm 10,0$ kg). Os idosos correram em velocidades de 3 até 17 km. h⁻¹ e os jovens entre 3 até 21 km. h⁻¹ utilizando plataforma de força para obter as forças de reação do solo vertical e anteroposterior. A diferença entre os picos da E_k atingidas durante descida e a elevação do BCoM é maior nos idosos. O tempo para elevar e acelerar o BCoM (trabalho positivo) e para absorver a mesma quantidade de energia durante o deslocamento para baixo (trabalho negativo) é superior nos idosos. Estes resultados implicam em uma diferença no mecanismo massa mola com menor retorno de energia para o sistema em indivíduos idosos.

Com aumento da velocidade de corrida, há aumento do impulso vertical e aumenta a assimetria contato-despregue da recuperação. Em altas velocidades, o papel dos tendões na contribuição para o modelo massa-mola é maior, o que pode resultar em um sistema com maior retorno de energia elástica e objetivamente explica a maior eficiência de produção de trabalho positivo observada nas velocidades mais altas (CAVAGNA, 2009). A rigidez vertical (k_{vert}) representa uma medida da rigidez das estruturas elásticas, supondo que o músculo é mantido em isometria durante o ciclo alongamento encurtamento das unidades

músculo-tendão e a mudança de comprimento é realizada pelos elementos elásticos. O pico de armazenamento de energia elástica é atingido em seu ponto mais inferior da oscilação do BCoM, o massa-mola é “alimentado” pela força vertical, a energia potencial gravitacional e E_K do movimento para a frente estão em oposição de fase. Entretanto, a energia também pode ser usada para acelerar à frente do corpo devido à orientação específica instantânea da linha traçada entre o BCoM e o solo (CAVAGNA; LEGRAMANDI, 2009).

Com o objetivo de verificar o comportamento da assimetria contato despregue durante a corrida para trás, foram avaliados nove corredores com experiência nesta prática (idade $43,7 \pm 5,8$ anos, altura $1,69 \pm 0,07$ m, massa $65,9 \pm 8,2$ kg). Foram avaliadas velocidades de 3 até $17 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$. Os resultados indicaram uma assimetria contato despregue invertida comparada com a corrida habitual (para frente). A maior força desenvolvida durante o encurtamento deve exigir uma maior ativação muscular durante o trabalho positivo em relação a corrida para frente, isso ocorre para compensar a menor força exercida pelas fibras musculares durante o encurtamento em relação ao alongamento e a distância mais curta à disposição para a produção de trabalho positivo (CAVAGNA; LEGRAMANDI; LA TORRE, 2011).

Neste capítulo podemos observar que comportamento das assimetrias do modelo massa-mola tem relação direta com as propriedades do músculo-tendão e que as duas principais assimetrias são do contato e despregue (t_{ce} e t_{ae}) e dos tempos de trabalho positivo e negativo (t_{push} e t_{brake}). Os estudos com esta temática foram desenvolvidos de modo a entender melhor este conceito em relação a corrida humana de maneira geral, contudo, quando observamos os padrões de corrida mais otimizados em atletas de alto rendimento as assimetrias do modelo trazem um caminho novo de investigação destas

variáveis em relação ao desempenho, pois a otimização do massa-mola pode ajudar a explicar a diferença entre diferentes níveis de corredores e diferentes padrões mecânicos de corrida.

Referências

AVOGADRO, P.; DOLENEC, A.; BELLI, A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. **European journal of applied physiology**, v. 90, n. 1-2, p. 165-70, 1 set. 2003.

BERNARD, T. et al. Effect of cycling cadence on subsequent 3 km running performance in well trained triathletes. **British journal of sports medicine**, v. 37, n. 2, p. 154-8, discussion 159, 2 abr. 2003.

BENTLEY, D. J. et al. Specific aspects of contemporary triathlon: implications for physiological analysis and performance. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 32, n. 6, p. 345-59, 2 jan. 2002.

BLAXTER, K. L. Energy metabolism in animals and man. Cambridge: University Press, 1989.

BLICKHAN The spring-mass model for running and hopping. **Journal of biomechanics** v. 22, n.22, p. 1217-27 12 abril 1989.

BLUM, Y.; LIPFERT, S. W.; SEYFARTH, A. Effective leg stiffness in running. **Journal of biomechanics**, v. 42, n. 14, p. 2400-5, 5 out. 2009.

BONACCI, J. et al. Change in running kinematics after cycling are related to alterations in running economy in triathletes. **Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia**, v. 13, n. 4, p. 460-4, 4 jul. 2010.

BONACCI, J. et al. Neuromuscular adaptations to training, injury and passive interventions: implications for running economy. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 39, n. 11, p. 903-21, 4 jan. 2009.

BONACCI, J. et al. Neuromuscular control and running economy is preserved in elite international triathletes after cycling. **Sports biomechanics / International Society of Biomechanics in Sports**, v. 10, n. 1, p. 59-71, 2 mar. 2011.

BORRANI, F. et al. Does the mechanical work in running change during the VO₂ slow component? **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, n. 1, p. 50-7, 3 jan. 2003.

CANDAU, R. et al. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 77, n. 6, p. 479-85, 5 maio 1998.

CAVAGNA, G.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **The Journal of physiology**, v. 268, n. 2, p. 467-81, 1977.

CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. **Medicine and science in sports and exercise**. v.14, n. 1, p. 30-35, 1 jan. 1982.

CONNICK, M. J.; LI, F. X. Prolonged cycling alters stride time variability and kinematics of a post-cycle transition run in triathletes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 16 Set. 2014, no prelo.

DALLEAU, G. et al. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 77, n. 3, p. 257-63, 1998.

DEGACHE, F. et al. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour induced by a 5-hour hilly running bout. **Journal of sports sciences**, v. 31, n. 3, p. 299-304, 2 jan. 2013.

DI PRAMPERO, P. et al. The energetics of endurance running. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 55, n. 3, p. 259-66, 1986.

ETXEARRIA, N. et al. Physiological assessment of isolated running does not directly replicate running capacity after triathlon-specific cycling. **Journal of Sports Sciences**, p. 110, 2013.

FARLEY, C. T.; GONZÁLEZ, O. Leg stiffness and stride frequency in human running. **Journal of biomechanics**, v. 29, n. 2, p. 181-6, 4 fev. 1996.

FLETCHER, J. R.; ESAU, S. P.; MACINTOSH, B. R. Economy of running: beyond the measurement of oxygen uptake. **Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)**, v. 107, n. 6, p. 1918-22, 2 dez. 2009.

FRAGA, C. et al. Comparação das variáveis eletromiográficas e cinemáticas entre uma corrida do “triathlon” e uma corrida prolongada. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, 2013.

HAUSSWIRTH, C. et al. Pacing strategy during the initial phase of the run in triathlon: influence on overall performance. **European journal of applied physiology**, v. 108, n. 6, p. 1115-23, 4 abr. 2010.

HOBARA, H. et al. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. **Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia**, v. 13, n. 2, p. 256-61, 1 mar. 2010.

HOWLEY, E. T.; BASSETT, D. R.; WELCH, H. G. Criteria for maximal oxygen uptake: review and commentary. 1995.

HUE, O. et al. The influence of prior cycling on biomechanical and cardiorespiratory response profiles during running in triathletes. **European journal of applied physiology and occupational physiology**, v. 77, n. 1-2, p. 98-105, 4 jan. 1998.

HUNTER, I.; SMITH, G. A. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. **European journal of applied physiology**, v. 100, n. 6, p. 653-61, 3 ago. 2007.

JONES, A. M.; DOUST, J. H. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of sports sciences**, v. 14, n. 4, p. 321-7, 4 ago. 1996.

KYRÖLÄINEN, H.; BELLI, A.; KOMI, P. V. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 33, n. 8, p. 1330-7, 3 ago. 2001.

LAURSEN, P. B.; RHODES, E. C.; LANGILL, R. H. The effects of 3000-m swimming on subsequent 3-h cycling performance: implications for ultraendurance triathletes. **European journal of applied physiology**, v. 83, n. 1, p. 28-33, 5 set. 2000.

LE MEUR, Y. et al. Spring-mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle-run test to exhaustion in triathletes. **Journal of electromyography and**

kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological

Kinesiology, v. 22, n. 6, p. 835-44, 6 dez. 2012.

LE MEUR, Y. et al. Spring-Mass Behaviour during the Run of an International Triathlon Competition. **International journal of sports medicine**, v. 34, n. 8, p.748-55, 4 ago. 2013.

LUNA, N. et al. Isokinetic analysis of ankle and ground reaction forces in runners and triathletes. **Clinics**,v. 67, n. 9, p. 1023-28, 2012.

MARSH, A. P., MARTIN, P. E. Effect of cycling experience, aerobic power, and power output on preferred and most economical cycling cadences. **Medicine and Science Sports and Exercise**.v. 29, n. 9, p. 1225-32, set. 1997.

MCMAHON, T. A.; CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? **Journal of biomechanics**, v. 23 Suppl. 1, p. 65-78, 1 jan. 1990.

MILLET, G. P. et al. Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: influence of performance level. **International journal of sports medicine**, v. 21, n. 2, p. 127-32, 2 fev. 2000.

MILLET, G.; VLECK, V. Physiological and biomechanical adaptations to the cycle to run transition in Olympic triathlon: review and practical recommendations for training.**British Journal of Sports Medicine**, v. 34, n. 5, p. 384-390, out. 2000.

MORIN, J. B. et al. A simple method for measuring stiffness during running. **Journal of applied biomechanics**, v. 21, n. 2, p. 167-80, mai. 2005.

MORIN, J.-B. B.; SAMOZINO, P.; MILLET, G. Y. Changes in running kinematics, kinetics, and spring-mass behavior over a 24-h run. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 43, n. 5, p. 829-36, mai. 2011.

NARDELLO, F.; ARDIGÒ, L. P.; MINETTI, A. E. Measured and predicted mechanical internal work in human locomotion. **Human movement science**, v. 30, n. 1, p. 90-104, 2 fev. 2011.

NEPTUNE, R. R.; HULL, M. L. A theoretical analysis of preferred pedaling rate selection in endurance cycling. **Journal of biomechanics**, v. 32, n. 4, p. 409-15, 4 abr. 1999.

NUMMELA, A. et al. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. **European Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 1, p. 18, 2006.

PELLEGRINI, B. et al. Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking. **PLOS ONE**, [s. l.], v. 10, n. 9, p. e0138906, 2015.

RABITA, G. et al. Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO_{2max} . **Medicine and Science in Sports and Exercise**, vol. 43, n. 14, p. 685-692, abr. 2011.

ROBERTS, T.; CHEN, M.; TAYLOR, C. Energetics of bipedal running. II. Limb design and running mechanics. **The Journal of experimental biology**, v. 201, n. 19, p. 2753-62, 1998.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European journal of applied physiology**, v. 88, n. 4-5, p. 297-316, 3 jan. 2003.

SAUNDERS, P. U. et al. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 34, n. 7, p. 465-85, 4 jan. 2004.

SCHUBERT, A.; KEMPF, J.; HEIDERSCHEIT, B. Influence of Stride Frequency and Length on Running Mechanics: A Systematic Review. **Sports Health: A Multidisciplinary Approach**, v. 6, n. 3, p. 210217, 2013.

SEMINATI, E. et al. Anatomically asymmetrical runners move more asymmetrically at the same metabolic cost. **PloS one**, v. 8, n. 9, p. e74134, 2013.

SURIANO, R.; BISHOP, D. Combined cycle and run performance is maximized when the cycle is completed at the highest sustainable intensity. **European journal of applied physiology**, v. 110, n. 4, p. 753-60, 1 nov. 2010.

TAKAISHI, T., et al. Optimal pedaling rate estimated from neuromuscular fatigue for cyclists. **Medicine and Science Sports and Exercise**, v. 28, n. 12, p. 1492-1497, dez. 1996.

TARTARUGA, M. P. et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 83, n. 3, p. 367-375, set. 2012.

VERCRUYSSSEN, F. et al. Influence of cycling cadence on subsequent running performance in triathletes. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 34, n. 3, p. 530-6, 5 mar. 2002.

WILLEMS, P. A.; CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C. External, internal and total work in human locomotion. **The Journal of experimental biology**, v. 198, n. Pt 2, p. 379-93, 3 fev. 1995.

ZATSIORSKY V. Kinematics of human motion. Champaign: Human Kinetics, 1998.

5 ARTIGO:LANDING-TAKEOFF ASYMMETRIES APPLIED TO
RUNNING MECHANICS: A NEW PERSPECTIVE FOR PERFORMANCE

Rodrigo Gomes da Rosa¹, Henrique Bianchi Oliveira¹, Natalia Andrea Gomeñuka¹, Marcos Masiero¹, Edson Soares da Silva¹, Ana Paula Janner Zanardi¹, Alberito Rodrigo de Carvalho², Pedro Schons¹, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga¹

¹Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

² Physical Therapy College, Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), Cascavel, Brazil

Keywords: Kinetic, forces, spring-mass system, muscle function, biomechanics, physical endurance

Abstract

Background: Elastic bouncing is a physio-mechanical model that can elucidate running behavior in different situations, including landing and takeoff patterns and the characteristics of the muscle-tendon units during stretch and recoil in running. An increase in running speed improves the body's elastic mechanisms. Although some measures of elastic bouncing are usually carried out, a general description of the elastic mechanism has not been explored in running performance. This study aimed to compare elastic bouncing parameters between the higher- and lower-performing athletes in a 3000m test. **Methods:** Thirty-eight endurance runners were divided into two groups based on 3000m performance: the high-performance group (P_{high} ; $n=19$; age: 29 ± 5 years; mass: 72.6 ± 9.9 kg; stature: 177 ± 8 cm; 3000_{time} : 682 ± 56 s) and the low-performance group (P_{low} ; $n=19$; age: 29 ± 5 years; mass: 74.3 ± 7.5 kg; stature: 177 ± 8 cm; 3000_{time} : 765 ± 45 s). They performed three tests on different days: i) 3000m on a track; ii) incremental running test; and iii) a running biomechanical test on a treadmill at 13 different speeds from 8 to 20 km h^{-1} . Performance was evaluated at 3000m, and biomechanics variables included effective contact time (t_{ce}), aerial time (t_{ae}), positive work time (t_{push}), negative work time (t_{break}), step frequency (f_{step}) and elastic system frequency (f_{sist}), vertical displacement (S_{v}) in t_{ce} and t_{ae} (S_{ce} and S_{ae}), vertical force (F_{v}), and vertical stiffness (k_{vert}). **Results:** The t_{ae} , f_{sist} , k_{vert} and F_{v} were higher ($p<0.05$) and t_{ce} and f_{step} were lower ($p<0.05$) in P_{high} , with no differences between groups in t_{push} and t_{break} . **Conclusion:** The elastic bouncing was optimized in runners of the best performance level, demonstrating a better use of elastic components.

Introduction

Individual differences in locomotor performance depend on specific biomechanical patterns. In bouncing terrestrial gaits, the body is idealized as a spring-mass composition thereby acting as a simple elastic system. It is known that animals, such as kangaroos (Kram and Dawson 1998) and ostriches (Rubenson et al., 2011), make better use of the elastic mechanism and can achieve high speeds at a lower energy cost than humans. In humans, biological development and aging limit the utilization of elastic bouncing (Cavagna et al., 2008), but this function is fully developed in adulthood, and it is related to the optimization of the use of muscle-tendon units (Legramandi et al., 2013). However, the role of performance level on elastic bouncing is not completely understood in distance runners.

The elastic bounce model is dependent on time and spatial variables. In an ideal body's elastic bounce, the time in which mechanical energy is released at the push (t_{push}) equals the time in which mechanical energy is absorbed at the brake (t_{brake}), and the maximal upward velocity attained by the center of mass (BCoM) equals the maximal downward velocity (Legramandi, Schepens, and Cavagna 2013). In a symmetric elastic system, t_{brake} is identical to t_{push} . However, in human running, these similarities are not found because the rebound is asymmetric: at low and intermediate running speeds, the t_{push} is longer than t_{brake} . At low speeds of human running, the duration of the inferior vertical oscillation, called effective contact time (t_{ce}), when the vertical force (F_v) is higher than body weight is approximately equal to that of the upper part during the effective aerial time (t_{ae}), when the vertical force on the ground is less than the body weight. In a symmetric

elastic system, t_{ce} is identical to t_{ae} . At high speeds, the duration of the upper part of the oscillation is higher than that of the lower part, i.e., $t_{ae} < t_{ce}$. This phenomenon is called an asymmetric rebound (Cavagna et al., 1988). These asymmetries may be sensitive to demonstrated differences between faster and slower runners.

The relative amount of vertical displacement of the BCoM (S_v) taking place at ground contact decreases markedly with speed due to the increase of the vertical displacement during the aerial phase (Cavagna et al., 2008; Cavagna 2010). The vertical displacement of the BCoM is divided into S_{ae} and S_{ce} , which occur during t_{ae} and t_{ce} , respectively (Cavagna and Legramandi 2015). The duration of the lower part of the oscillation represents the half-period of the bouncing system, and the S_v during this period represents the amplitude of the oscillation of the BCoM (Cavagna et al., 1988; Blickhan 1989; McMahon and Cheng 1990; Cavagna et al., 2005).

In each bounce, some of the BCoM mechanical energy is absorbed by muscle-tendon units at the t_{brake} and is successively restored at the t_{push} . The BCoM vertical motion during this rebound defines the relationship between the bouncing system apparent natural frequency (f_{sist}) and the step frequency (f_{step}) at different speeds (Cavagna et al., 1988). An increase in S_v and highest f_{sist} can affect the spatiotemporal parameters and can be related to running performance.

Additionally, the analysis of the ground reaction forces (GRF) improves the understanding of long-distance running performance. In elite athletes, the average peak force is correlated with performance and running economy (RE). In other research

evaluating female runners, more substantial decreases in VO_2 were associated with the highest improvements in the alignment of the resultant GRF and leg axis during propulsion. This last finding was primarily due to runners applying their resultant GRF more horizontally (Moore 2016). On the other hand, in high-level Kenyan runners, no correlation between GRF and running economy was found (Santos-Concejero et al., 2017). The vertical force (F_v) is a determinant of vertical stiffness (k_{vert}), which may reflect the optimization of elastic bouncing. Therefore, trained distance runners were divided in two groups according to their performance, and analyzed for the main mechanical parameters and landing-takeoff asymmetries of spring-mass model. We hypothesized that the elastic bouncing parameters will be more optimized in the faster runners group, i.e. that faster distance runners would have a more asymmetric $t_{\text{ae}}/t_{\text{ce}}$ relation, higher F_v , k_{vert} , and f_{sist} than slower runners.

Methods

Subjects and ethics statement

The experiments were conducted on thirty-eight runners (table 1). Inclusion criteria were minimum age of 18 years and maximum of 40 years, minimum training time of two years, minimum weekly training of 20 km. The exclusion criteria were: injury or illness that precludes or impairs the practice of running, use of medication that affects running performance and being a smoker. The runners were divided into two groups ($n=19$ in each group), separated by the median performance in the 3000m test, the high-performance group (P_{high}) with time 682 ± 56 s and average speed 16.5 ± 0.9 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ and the low-performance group (P_{low}) with time 765 ± 45 s and average speed 14.9 ± 1.0 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. The

institutional ethics committee (Num. 1.946.049 of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brazil) approved this study and the procedures conformed to the latest revision of the Declaration of Helsinki. All participants were aware of the potential risks and discomforts associated with this study before signing the informed consent form.

Design

All athletes performed three tests on different days with a minimum interval of 24 hours between them. On the first day, in incremental running test the oxygen consumption (VO_2) were measured. On the second day, the 3000m performance test was done in a track. On the third day, in biomechanical running test they ran on a treadmill equipped with force sensors at different speeds. To calculate the spring-mass-model components, Cavagna's methods were utilized (Cavagna et al., 1997; Cavagna et al., 2008).

Incremental running test

After 3 minutes of warm-up at 8–8.5 $km \cdot h^{-1}$, athletes started the protocol at 9 $km \cdot h^{-1}$ with a fixed treadmill grade of 1% (Jones and Doust 1996). After each 25-second interval, the speed was increased by 0.3 $km \cdot h^{-1}$ until volunteers reached exhaustion. Athletes were encouraged to continue for as long as possible. After exhaustion, the athletes underwent a 5-minute recovery protocol (Lourenço et al., 2011).

3000m test performance

The 3000m test was performed on an official athletics track. The athlete had 10min to warm-up, including jogging and running on the track and free stretching within the given

time. Two experienced researchers were at the start and the finish line of the 3000m to record the time. The athlete was verbally encouraged to perform his best.

Biomechanical running test

The athletes performed a 10-minute warm-up on the treadmill at a speed of 9-10 km.h⁻¹. The athletes ran at least 45 if at most 120 s according to the speed of the test (8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 and 20 km.h⁻¹) and the kinetic data were recorded during the final 20s of the race. The interval between each test was at least two minutes or until the athlete achieved full recovery on the Total Quality Recovery scale (Kentta and Hassmen 1998). The order of the tests will be determined by simple randomization (www.randomizer.org).

Data acquisition of ground reaction forces

An instrumented treadmill (super ATL model, Inbramed, Porto Alegre, Brazil) with four tridimensional load cells was used for data collection. The sensor had a low-pass and second-order filter with a cut-off frequency of 30Hz. The data was collected with at 1000Hz per canal with Instor software (Porto Alegre, Brasil) and a custom LabVIEW system (National Instruments, Austin, USA), and the signal was proportional to the total force collected by sensors in a vertical direction. We used the vertical component of the ground reaction forces because the spring-mass model idealized for human running (Blickhan 1989; McMahon and Cheng 1990) applies only the vertical ground reaction forces. Data acquisition and analysis were performed via a dedicated DAQ board and custom LabView software (National Instruments, Austin, TX, USA). Before each acquisition, the system was

calibrated to the equipment standard. Each acquisition lasted 10 to 20 seconds after adjusting the subject at test speed, which lasted up to one minute. There were thirteen acquisitions in total, one of each speed performed by the athlete. Only the subset of the F_v records obtained between photocell crossing was used for subsequent analysis. The vertical velocities (V_v) of the BCoM were obtained as follows.

Landing-takeoff and vertical displacement

Since the mechanical energy of the BCoM is constant when the body is airborne (air resistance is neglected), the aerial time was calculated as the time interval during which the derivative $dE_{cm}(t)/dt = 0$. This time interval was measured using two reference levels set by the user above and below the section of the record where $dE_{cm}(t)/dt \approx 0$. The brake duration, t_{brake} , i.e., the time during which external negative work is done, was calculated as the time interval during which the $dE_{cm}(t)/dt$ record was below the reference level. The push duration, t_{push} , i.e., the time during which external positive work is done, was calculated as the time interval during which the $dE_{cm}(t)/dt$ record was above the reference level (Cavagna 2006).

The step period and the vertical oscillation S_v of the BCoM were divided in two parts: a lower part, which occurred when the vertical force measured by the force platform was greater than the M_b (t_{ce} and S_{ce}), and an upper part, which occurred when the vertical force was smaller than body weight (t_{ae} and S_{ae}). The step period and the vertical displacement were also divided into the fractions taking place during the ground contact time (t_c and S_c) and during the aerial time (t_a and S_a). The measurement procedure and physical meaning of the S_v fractions have been described previously (Cavagna et al., 2008; Cavagna 2010).

The vertical force, F_v , applied by the foot on the ground is $F_v = \text{body weight} + M_b a_v$, where v is the vertical acceleration of the BCoM, i.e., the time derivative of its vertical velocity, V_v . When the V_v and E_{kv} ($0.5 M_b V_v^2$) are at a maximum, the derivative is nil, $a_v=0$, and as a consequence $F_v=\text{body weight}$. The locations of the E_{kv} peaks attained during the step were therefore used to determine the instants where the vertical force equaled the body weight (Cavagna et al., 2008).

Vertical stiffness and system frequency

The mass-specific vertical stiffness, k/M_b , is given by the slope of the relationship between vertical acceleration (a_v) and S_v in the range corresponding to the amplitude of the oscillation of the spring-mass system, i.e., from its equilibrium position ($a_v=1g$) to its maximal deformation $a_{v,mx}$; (Cavagna et al., 1988). The mass-specific vertical stiffness was therefore measured as $k/M_b=a_{v,mx}/S_{ce}$, where S_{ce} is the amplitude of the oscillation, i.e., the vertical displacement of the BCoM from $a_v=1g$ to $a_{v,mx}$. Correspondingly, the natural frequency of the spring–mass system was calculated as $f_{sist}=(a_{v,mx}/S_{ce}) 0.5/(2\pi)$.

Statistical analysis

The statistical tests were performed using the SPSS 25 package (IBM Corporation, Inc., New York, USA). All descriptive statistics presented in the text, tables and figures are mean values \pm SD. The level of significance was $\alpha = 0.05$. Generalized linear analysis models (GLMM) were used and Bonferroni post-hoc tests were used to find statistical differences. Initially, intra-subject variability was tested to determine candidate random variables due to the hierarchical nature in GLMM (Nakagawa and Schielzeth 2013). The

condition was not found to be a variable according to the test of compliance with the intraclass correlation coefficient (ICC-pre) of the analysis of variance components by the maximum restricted likelihood method. The pre-ICC was not higher than 5%, and none had a random effect. The Cohen's coefficient (d) was calculated to determining the effect size between 0.2 to 0.5 to small, 0.5 to 0.8 medium and higher than 0.8 to large effect (Cohen 1977). All individual results are shown in the Supplementary Material.

Results

Table 1 shows the characterization of subjects. In the anthropometric data, however, the time performance in the 3000m race and incremental test data showed a significant difference.

Table 1 – Means and standard deviation of sample characterization for high- and low-performance groups.

Variables	P _{high} (n=19)	P _{low} (n=19)	Cohen's d	F	p
Age (years)	28.8 ± 5.3	32.0 ± 6.6	-0.55	2.668	0.111
Body Mass (kg)	72.6 ± 9.9	74.3 ± 7.5	-0.20	0.371	0.546
Height (cm)	176.7 ± 8.0	175.6 ± 4.6	0.17	0.274	0.604
vVO _{2peak} (km. h ⁻¹)	*18.9 ± 1.1	17.7 ± 0.8	1.28	13.778	0.001
VO _{2peak} (mL.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	*65.4 ± 7.3	60.6 ± 6.7	0.70	4.563	0.04
3000 time (s)	*682 ± 56	765 ± 45	-1.68	90.582	0.001

Figure 1 shows the step phase, the phases of the bouncing system and the t_{push} , t_{brake} durations for P_{high} and P_{low}. It was observed that t_a was higher for P_{high} (F=13.987, p<0.01); however, in t_c there was no difference between groups (F= 0.001, p=0.971), while in t_{ce} was

lower ($F= 6.328$, $p<0.01$) and t_{ae} was grater ($F=13,987$, $p<0.01$) in P_{high} . The t_{push} and t_{brake} showed no differences between groups ($F=2.159$, $p=0.142$ and $F=0.108$, $p=0.742$, respectively).

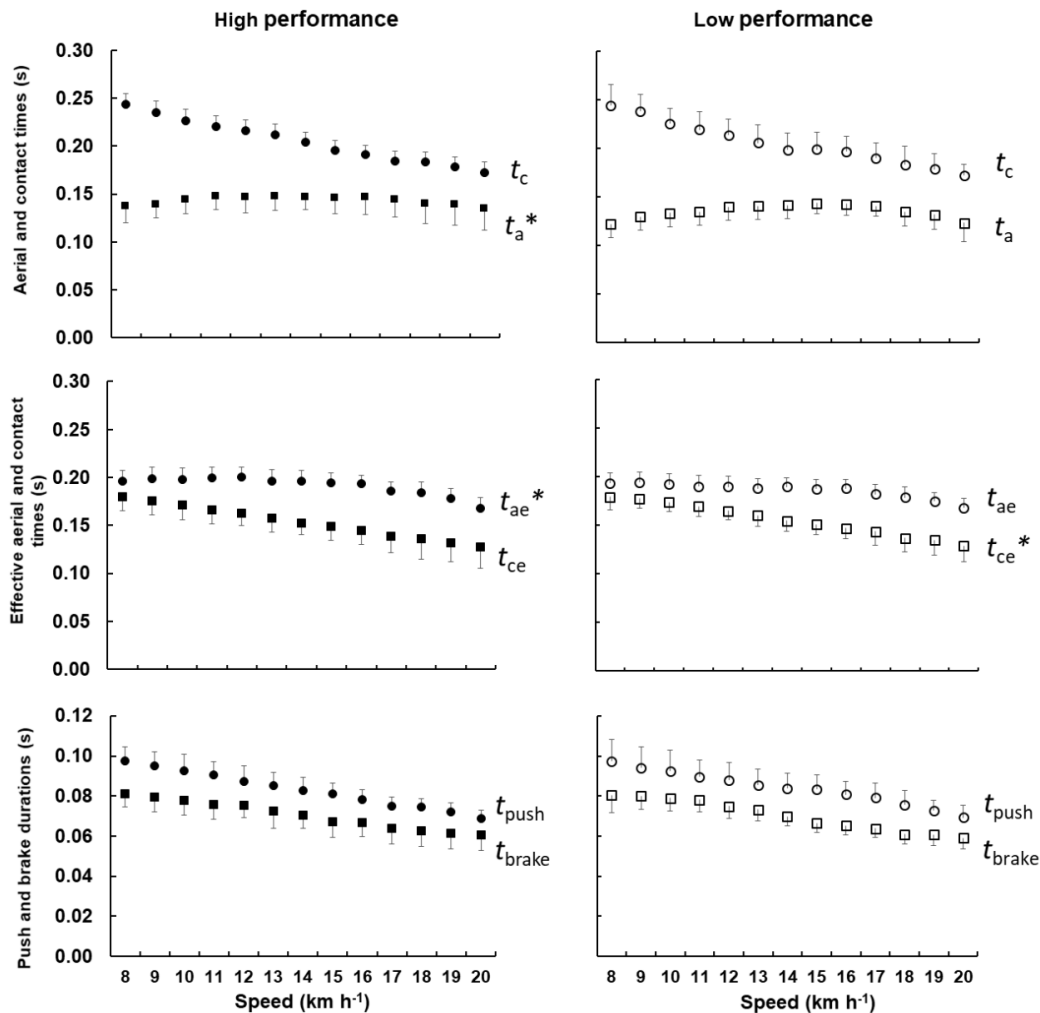


Figure 1. Mean and standard deviation in aerial and contact times, effective aerial and contact times, t_{push} and t_{brake} durations plotted as a function of the speed. Left show P_{high} and right P_{low} . The * represents differences between the groups.

In Figure 2, it is possible to visualize the upper k_{vert} , and below the F_v . The two charts are presented together because the stiffness is the ratio between F_v and S_{ce} , and it is

possible to observe their relationship. The results show that k_{vert} ($F= 4.460$, $p<0.05$) and F_v ($F=30.824$, $p<0.01$) were greater in P_{high} .

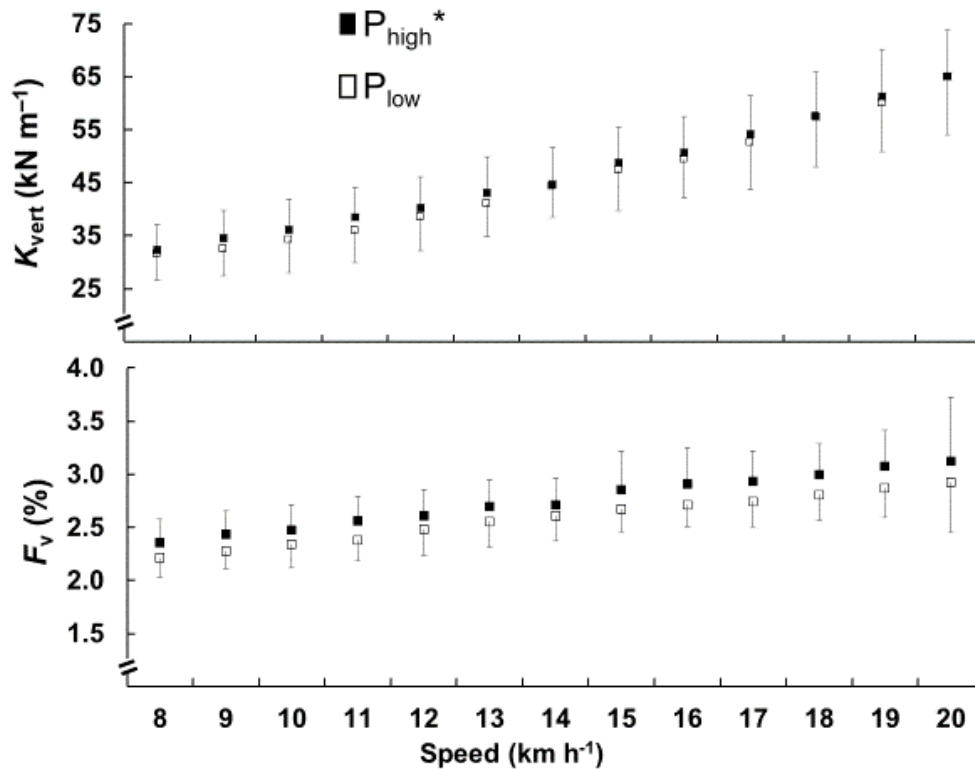


Figure2. Mean and standard deviation of the vertical stiffness (k_{vert}) in the top chart and relative vertical force (F_v) in the lower chart, for vertical distance traveled, is plotted as a function of the speed. The black square represents the P_{high} and the open square represents the P_{low} . The * represents differences between the groups.

The f_{sist} and f_{step} are shown in Figure 3. The f_{sist} was higher in P_{high} , ($F= 4.199$, $p<0.05$) and f_{step} was higher in P_{low} ($F= 4.173$, $p<0.01$). With increasing speed, both f_{sist} ($F=96.416$, $p<0.001$) and f_{step} ($F=46.664$, $p<0.001$) increased in both groups, the difference between the two frequencies f_{sist} and f_{step} appeared to be lower in the P_{high} group.

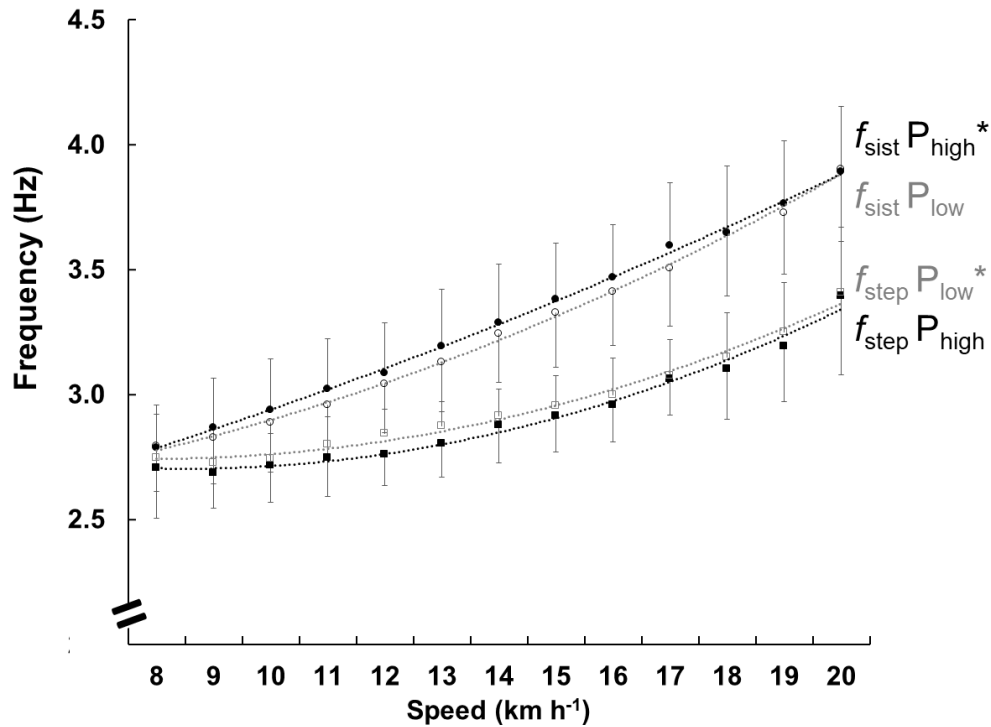


Figure 3. Mean and standard deviation of the frequency parameters at each speed for both groups. The black circles show the natural frequency of the system (f_{sist}) in P_{high} and the open circles show P_{low} . The black squares show the step frequency (f_{step}) in P_{high} and the open squares show P_{low} . The lines represent the polynomials of the second order function, the black color represents P_{high} , and the gray represents the P_{low} . Its only purpose is to facilitate the viewing of results. The * represents differences between the groups.

Figure 4 shows the S_v components divided into S_a , S_c , S_{ae} and S_{ce} . These parameters were higher in P_{high} and the step length (L) presented in the figure was higher in this group. The S_a ($F=29.475$, $p<0.01$), S_{ae} ($F= 83.044$, $p<0.001$), S_c ($F=25.835$, $p<0.01$), S_{ce} ($F=52.494$, $p<0.001$), S_v ($F=25.835$, $p<0.001$) and L ($F=4.548$, $p=0.034$) were greater in P_{high} . With increasing speed, S_v was reduced ($F=23.268$, $p<0.001$) and L ($F=667.259$, $p>0.001$) progressively increased in both groups.

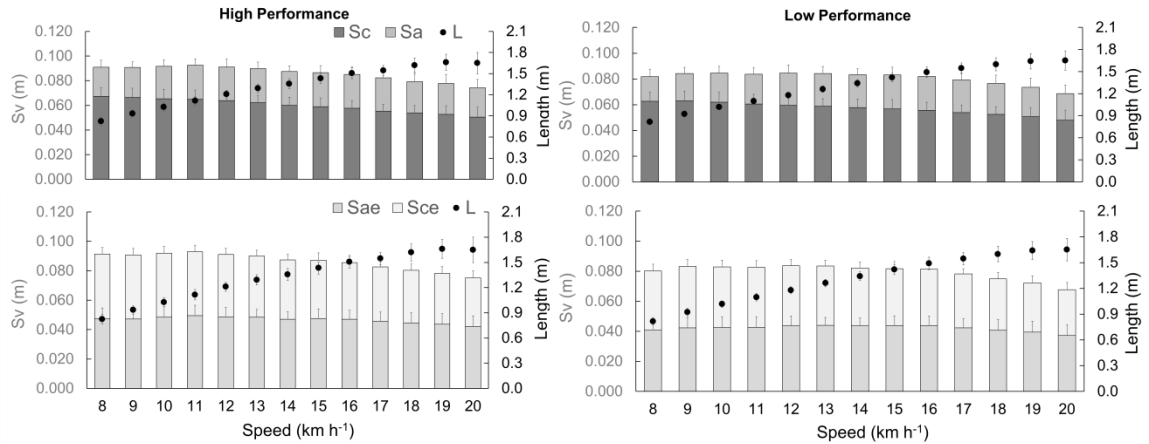


Figure 4. Vertical displacements of BCoM (S_V) during contact time (S_c), aerial time (S_a), effective aerial time (S_{ae}), effective contact time (S_{ce}), and step length (L). The gray bars are related to the left axis and the black circles to the right axis.

Discussion

We compared the elastic bouncing parameters in athletes with different running performances and investigated the possible mechanical adaptations for better runners. Our hypothesis was confirmed since crucial variables of the spring-mass model were significantly better for the P_{high} group, demonstrating that the elastic bouncing parameters are sensitive to detecting differences in the performance of athletes.

The results showed that asymmetry t_{ce}/t_{ae} is more sensible to represent the elastic mechanism than the traditional t_c/t_a asymmetry, and allows one more application of the parameters of the mass-spring system in performance athletes. When analyzing only the t_c , there was no difference between groups, but when analyzing t_{ce} , it was lowest for P_{high} , while t_{ae} was highest, showing a more effective force application in the ground with a greater L (see figure 4). Future studies should consider the use of t_{ce} and t_{ae} , which are more representative of the elastic system in running than values usually used in the literature

(Morin et al., 2007a; Pantoja et al., 2016). For instance, no differences were found in t_c and k_{vert} on contact/flight time methods nor the relationship between contact time and running economy (Santos-Concejero et al., 2017). The use of more specific parameters of the spring-mass model would demonstrate the more important role of mechanics in running performance.

Differently, t_{push} and t_{brake} did not present differences between groups, showing that the general mechanical differences are not sensible enough to demonstrate integrative changes on positive and negative mechanical work duration. In Cavagna's seminal work on landing-takeoff asymmetries, it has been shown that with increasing speed, the work contribution by the contractile machinery is gradually replaced by elastic storage and release by tendons (Cavagna 2006). These asymmetries increase with aging (Cavagna et al., 2008). The muscular force seems to determine the impaired elastic function in the elderly. In our study, the muscular force capabilities probably are not drastically different between the analyzed groups.

It is possible to observe that the S_v is higher in the P_{high} , this behavior is a response of greater optimized elastic bouncing because of the larger L . The P_{low} obtained a smaller amplitude of the vertical oscillation of the BCoM, with a lower F_v and a reduced duration of the aerial phase, implying less elastic energy stored and a higher step frequency. Similar outcomes were observed when testing effects of step frequency (Morin et al., 2007b) and comparing young and old people (Cavagna et al., 2008).

The stiffness is the ratio of F_v to S_{ce} . The k_{vert} is higher in the P_{high} due to proportionally higher F_v than S_{ce} in comparison to the P_{low} group. Considering that stiffness is a function of f_{sist} [$f_{sist}=1/(2t_{ce})=(k/M_b)^{0.5}/(2\pi)$], the increase in the k_{vert} is related to t_{ce} lower in the P_{high} (Cavagna et al., 2008), corroborating the modelistic approach of elastic bouncing proposed by Blickhan (1989). The F_v is crucial for spring-mass parameter calculations and depends on the running technique, principally the L and f_{step} adapted from a more efficient speed, to select frequencies for lower oxygen consumption (Cavanagh and Williams 1982).

The higher running speeds contribute to increased vertical and lower leg stiffness (Blickhan 1989; Arampatzis et al., 1999). During a 400-m run, k_{vert} starts higher and decreases throughout the race, and is also related to speed decreased (Hobara et al., 2010). It is possible to observe that in addition to speed, in P_{high} also has greater k_{vert} , and besides the speed, the athletic level is a marker that alters the elastic bouncing. The greatest differences were found at speeds close to those that athletes ran in their 3000m test, and at speeds from $18 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$, k_{vert} values were very close. We hypothesized that athletes exhibit optimized elastic bouncing at speeds for training and competition.

At P_{low} , the highest f_{step} is due to a lower t_a , and not to a higher f_{sist} , as this is larger in P_{high} , which means that the system was in greater vertical oscillation and greater L . The frequency minimizing the push-average power approaches the freely chosen f_{step} at high running speeds, which strongly suggests that at these speeds, the step frequency is primarily conditioned by muscular performance (Cavagna et al., 1991). The amplitude of the vertical oscillation is indeed reduced in old subjects, resulting in an approximately 20% smaller

elastic recovery and a greater f_{step} (Cavagna et al., 2008). This same behavior was observed between the groups in the present study but at a lower magnitude, which is an indicator that the effects of performance are less responsible than aging for these mechanical parameters of running. In other research, subjects consumed less energy when they could maintain stiffness, so that the f_{sist} of the model was close to the real f_{step} (Dalleau et al., 1998). This coincides with the view that P_{high} has been more elastic since $f_{\text{sist}} = 1/2t_{\text{ce}}$. Integratively, these findings suggest that the more ‘elastic’ can induce to a higher mechanical efficiency and economy (Peyré-Tartaruga and Coertjens 2018). Nevertheless, that assumption remains to be tested via controlled experiment.

In conclusion, elastic bouncing is dependent on the level of performance. More trained runners presented a spring-mass system oscillating at a higher frequency and a larger vertical amplitude. These responses, in turn, result in a greater stride length.

Conflict of Interest

The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.

Author Contributions

LAPT and RGR conceived of the study and designed the experiment. LAPT obtained the funding. RGR, HBO, NAG, MM, ESS, APJZ, ARC, PS, and LAPT carried out the analysis, interpreted the statistical results and drafted the manuscript. RGR, HBO, NAG, MM, ESS, APJZ, ARC, and PS collected the data. All authors contributed to the manuscript writing, read and approved the final manuscript.

Funding

Details of all funding sources should be provided, including grant numbers if applicable. Please ensure to add all necessary funding information, as after publication this is no longer possible. R.G.R. was supported by the CAPES/Brazil. L.A.P.T. was recipient of a PostDoc CNPq/Brazil fellowship (233293/2014-0). The study was supported by the CNPq/Brazil (422193/2016-0).

Acknowledgments

We are grateful to the Locomotion Group of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul for discussions and comments. We extend our acknowledgements to all Brazilian citizens who, through the payment of their taxes, allow so many researchers to improve their scientific knowledge in public graduate programs.

Reference

Arampatzis, A., G. P. Brüggemann, and V. Metzler. 1999. "The Effect of Speed on Leg Stiffness and Joint Kinetics in Human Running." *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/S0021-9290(99)00133-5.

Blickhan, R. 1989. "The Spring-Mass Model for Running and Hopping." *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/0021-9290(89)90224-8.

Cavagna, G. A. 2006. "The Landing-Take-off Asymmetry in Human Running." *Journal of Experimental Biology*. doi:10.1242/jeb.02344.

Cavagna, G. A., P. Franzetti, N. C. Heglund, and P. Willems. 1988. "The Determinants of the Step Frequency in Running, Trotting and Hopping in Man and Other Vertebrates." *The Journal of Physiology*. doi:10.1113/jphysiol.1988.sp017069.

Cavagna, G. A., N. C. Heglund, and P. A. Willems. 2005. "Effect of an Increase in Gravity on the Power Output and the Rebound of the Body in Human Running." *Journal of Experimental Biology*. doi:10.1242/jeb.01661.

Cavagna, G. A., and M. A. Legramandi. 2015. "Running, Hopping and Trotting: Tuning Step Frequency to the Resonant Frequency of the Bouncing System Favors Larger Animals." *Journal of Experimental Biology*. doi:10.1242/jeb.127142.

Cavagna, G. A., M. A. Legramandi, and L. A. Peyré-Tartaruga. 2008. "The Landing-Take-off Asymmetry of Human Running Is Enhanced in Old Age." *Journal of Experimental Biology*. doi:10.1242/jeb.013805.

Cavagna, G. A., M. A. Legramandi, and L. A. Peyré-Tartaruga. 2008. "Old Men Running: Mechanical Work and Elastic Bounce." *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*. doi:10.1098/rspb.2007.1288.

Cavagna, G. A., M. A. Legramandi, and A. La Torre. 2011. "Running Backwards: Soft Landing-Hard Takeoff, a Less Efficient Rebound." In *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*. doi:10.1098/rspb.2010.1212.

Cavagna, G. A., M. Mantovani, P. A. Willems, and G. Musch. 1997. "The Resonant Step Frequency in Human Running." *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*. doi:10.1007/s004240050451.

- Cavagna, G. A., P. A. Willems, P. Franzetti, and C. Detrembleur. 1991. "The Two Power Limits Conditioning Step Frequency in Human Running." *The Journal of Physiology*. doi:10.1113/jphysiol.1991.sp018586.
- Cavagna, G. A., P. Franzetti, N. C. Heglund, and P. Willems. 1988. "The Determinants of the Step Frequency in Running, Trotting and Hopping in Man and Other Vertebrates." *The Journal of Physiology* 399: 81–92. <http://jp.physoc.org/content/399/1/81.short>.
- Cavagna, G. A. 2010. "Symmetry and Asymmetry in Bouncing Gaits." *Symmetry*. doi:10.3390/sym2031270.
- Cavanagh, P. R., and K. R. Williams. 1982. "The Effect of Stride Length Variation on Oxygen Uptake during Distance Running." *Medicine and Science in Sports and Exercise*. doi:10.1249/00005768-198214010-00006.
- Cohen, J. 1977. "The Concepts of Power Analysis." In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. doi:10.1016/B978-0-12-179060-8.50006-2.
- Dalleau, G., A. Belli, M. Bourdin, and J. R. Lacour. 1998. "The Spring-Mass Model and the Energy Cost of Treadmill Running." *European Journal of Applied Physiology*. doi:10.1007/s004210050330.
- Hobara, H., K. Inoue, K. Gomi, M. Sakamoto, T. Muraoka, S. Iso, and K. Kanosue. 2010. "Continuous Change in Spring-Mass Characteristics during a 400 m Sprint." *Journal of Science and Medicine in Sport*. doi:10.1016/j.jsams.2009.02.002.
- Jones, A. M., and J. H. Doust. 1996. "A 1% Treadmill Grade Most Accurately Reflects the Energetic Cost of Outdoor Running." *Journal of Sports Sciences*. doi:10.1080/02640419608727717.
- Kentta, G., and P. Hassmen. 1998. "Overtraining and Recovery: A Conceptual Model Suretraining et Recuperation: Un Modele Conceptuel." *Sports Medicine*. doi:10.2165/00007256-199826010-00001.
- Kram, R., and T. J. Dawson. 1998. "Energetics and Biomechanics of Locomotion by Red Kangaroos (*Macropus Rufus*)." *Comparative Biochemistry and Physiology - B Biochemistry and Molecular Biology*. doi:10.1016/S0305-0491(98)00022-4.
- Legramandi, M. A., B. Schepens, and G. A. Cavagna. 2013. "Running Humans Attain Optimal Elastic Bounce in Their Teens." *Scientific Reports*. doi:10.1038/srep01310.
- Lourenço, T. F., L. E. B. Martins, L. S. Tessutti, R. Brenzikofer, and D. V. Macedo. 2011. "Reproducibility of an Incremental Treadmill Vo₂max Test with Gas Exchange Analysis for Runners." *Journal of Strength and Conditioning Research*. doi:10.1519/JSC.0b013e3181e501d6.
- McMahon, T. A., and G. C. Cheng. 1990. "The Mechanics of Running: How Does

Stiffness Couple with Speed?” *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/0021-9290(90)90042-2.

Moore, I. S. 2016. “Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy.” *Sports Medicine*. doi:10.1007/s40279-016-0474-4.

Morin, J. B., P. Samozino, K. Zameziati, and A. Belli. 2007a. “Effects of Altered Stride Frequency and Contact Time on Leg-Spring Behavior in Human Running.” *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.001.

Morin, J. B., P. Samozino, K. Zameziati, and A. Belli. 2007b. “Effects of Altered Stride Frequency and Contact Time on Leg-Spring Behavior in Human Running.” *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.001.

Nakagawa, S., and H. Schielzeth. 2013. “A General and Simple Method for Obtaining R² from Generalized Linear Mixed-Effects Models.” *Methods in Ecology and Evolution*. doi:10.1111/j.2041-210x.2012.00261.x.

Pantoja, P. D., J. B. Morin, L. A. Peyré-Tartaruga, and J. Brisswalter. 2016. “Running Energy Cost and Spring-Mass Behavior in Young versus Older Trained Athletes.” *Medicine and Science in Sports and Exercise*. doi:10.1249/MSS.0000000000000959.

Peyré-Tartaruga, L. A., and M. Coertjens. 2018. “Locomotion as a powerful model to study integrative physiology: efficiency, economy, and power relationship.” *Frontiers in Physiology*. in press.

Rubenson, J., D. G. Lloyd, D. B. Heliam, T. F. Besier, and P. A. Fournier. 2011. “Adaptations for Economical Bipedal Running: The Effect of Limb Structure on Three-Dimensional Joint Mechanics.” *Journal of the Royal Society Interface* 8 (58): 740–55. doi:10.1098/rsif.2010.0466.

Santos-Concejero, J., N. Tam, D. R. Coetzee, J. Oliván, T. D. Noakes, and R. Tucker. 2017. “Are Gait Characteristics and Ground Reaction Forces Related to Energy Cost of Running in Elite Kenyan Runners?” *Journal of Sports Sciences*. doi:10.1080/02640414.2016.1175655.

Schepens, B., P. A. Willems, G. A., and N. C. Heglund. 2001. “Mechanical Power and Efficiency in Running Children.” *Pflugers Archiv European Journal of Physiology*. doi:10.1007/s004240000511.

6 ARTIGO: MECHANICAL WORK IN LONG DISTANCE RUNNERS
WITH DIFFERENT PERFORMANCE LEVEL

Rodrigo Gomes da Rosa¹, Henrique Bianchi Oliveira¹, Natalia Andrea Gomeñuka¹, Marcos Masiero¹, Edson Soares da Silva¹, Ana Paula Janner Zanardi¹, Alberito Rodrigo de Carvalho², Pedro Schons¹, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga¹

¹ Laboratório de Pesquisa do Exercício, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

² Physical Therapy College, Universidade Estadual do Oeste do Paraná (UNIOESTE), Cascavel, Brazil

Keywords: Running, biomechanics, physical endurance, metabolic cost.

Abstract

Background: The mechanical work is an important variable in running analysis because it allows a better understanding of Metabolic Cost (C). Although important, the role of mechanical cost of running in the field of athletic performance is not fully understood. This study aimed to examine the mechanical work (W_{mec}) components and oxygen consumption (VO_2) in long distance runners divided by performance in 3000m. Methods: Thirty-six trained runners, were divided into two groups by median performance on the 3000m test, superior (P_{high} ; $n=18$; age: 29 ± 5 years; weight: 73 ± 10 kg; stature: 177 ± 8 cm; $2VT$: 58.6 ± 6.9 mL kg^{-1} min^{-1} ; $v2VT$ 18.0 ± 1.5 km.h $^{-1}$) and inferior (P_{low} ; $n=18$; age: 29 ± 5 years; weight: 73 ± 10 kg; stature: 177 ± 8 cm; $2VT$: 51.6 ± 5.4 mL kg^{-1} min^{-1} ; $v2VT$: 16.8 ± 0.8 km.h $^{-1}$) performance groups. The tests were performed in three days: (i) a maximum running test on a treadmill, (ii) a performance test in the 3000m athletic track to evaluate performance e C and, (iii) a biomechanical test in treadmill at different speeds from 8 to 20 km h $^{-1}$. We determined internal, external and total mechanical work (W_{int} , W_{ext} and W_{tot}) internal mechanical work of the trunk, arms and legs (W_{int_trunk} , W_{int_arm} , W_{int_leg}) based on fractions method, and C . Results: The performance in 3000m for P_{high} 676 ± 55 s and 750 ± 50 s for P_{low} ($p<0.001$). The W_{ext} and W_{tot} was higher in P_{high} ($p<0.001$) while for W_{int} and W_{int_trunk} there was no differences between the groups. However a higher W_{int_leg} and a lower W_{int_arm} for the P_{high} than for the P_{low} ($p<0.001$). The P_{high} was more economical in 3000m test ($p<0.001$). Conclusions: The components of W_{mec} demonstrated differences between groups, mainly with a higher W_{tot} and W_{int_leg} in P_{high} . The components of mechanical work have specific alterations depending on the level of performance of the athlete.

Introduction

Performance in long distance running is dependent on diverse factors. There are biomechanical and physiological variables, widely researched in the literature but with inconsistent results (FLETCHER; MACINTOSH, 2018; MOORE, 2016b; TARTARUGA et al., 2012). The running economy (RE), maximum oxygen consumption (VO_{2max}), kinetic and kinematic parameters are some of the common points in running performance research (SAUNDERS et al., 2004). Some biomechanical optimization parameters in running are the preferred stride length (CAVANAGH; WILLIAMS, 1983, TARTARUGA et al., 2012), less hip extension (MOORE, 2016b); greater angles of stride (FOLLAND et al., 2017; MOORE, 2016b); arm swing maintenance (HINRICHS, CAVANAGH, WILLIAMS, 1990) and low activation of the lower limb muscles during propulsion (MOORE, 2016a; TARTARUGA et al., 2012). A method that can contribute to understanding the running performance is the calculation of the mechanical work (W_{mec}), analyzing the energy changes of body segments from the body center of mass (BCoM) and the BCoM relative to the ground, W_{int} and W_{ext} respectively (WILLEMS; CAVAGNA; HEGLUND, 1995).

Folland and colleagues recently analysed runners of different performance levels. They found that low vertical oscillation, duty factor, stride frequency and limb angles explained a substantial proportion of the variance in RE and performance (FOLLAND et al., 2017). Although the authors (FOLLAND et al., 2017) have shown the importance of lower horizontal velocity fluctuation of the pelvis on RE, the energetic repercussion in terms of mechanical energy fluctuations of this and others parameters was not evaluated. The ability to produce total mechanical work (W_{mec}) during running can be the key point to maintaining its efficiency and thus improving its performance (MCBRIDE et al., 2015).

Take into account the external (W_{ext}) and internal (W_{int}) mechanical work may add an important piece in the puzzle of the relationship between biomechanics and energetics in long distance running.

Besides, the RE is clearly important to running performance. Even in well trained runners, there are a range of running economy (FOSTER; LUCIA, 2007b). The 3000m test is usually applied for coach in training and its result is used to prediction of middle-distance performance (TABBEN; BOSQUET; COQUART, 2016). The analysis of performance and RE during the 3000m test favor practical aspect and has responses closer to athlete training.

The W_{mec} does not seem to affect the slow component of VO_2 (BORRANI et al., 2003). Furthermore, W_{mec} does not change at the end of a running exhaustion test, and would not be able to explain the increase in VO_2 in triathletes and runners (AVOGADRO; DOLENEC; BELLI, 2003). Although these evidences suggest a possible indifference on mechanical work, recent findings showing defined kinematical patterns for an more optimized running style (FOLLAND et al., 2017, MOORE et al., 2016) supporting the need to test the influence of running performance on the mechanical and metabolic cost of running. To our knowledge, no study was found comparing W_{mec} in athletes with different running performances. The purpose of our study was to compare the RE during 3000m test and the mechanical work in treadmill at different speeds between two groups of distance runners based on performance. The main hypothesis is that the higher performance runners will have the W_{mec} greater and a lower C than lower performance ones.

Methods

Subjects

Thirty-six runners provided a written informed consent to participate in this study after the procedures and possible risks and benefits of participation were explained. All participants were training three or more sessions per week and training for at least two years. The subjects were classified in two groups with 18 runners in each. The groups were separated by the median performance in the 3000m test, the superior performance group (P_{sup}) with time $676 \pm 55s$ and the inferior performance group (P_{low}) with time $750 \pm 50s$. The Institutional Ethics Committee (Num. 1.946.049 of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brazil) approved this study and the procedures were conformed to the latest revision of the Declaration of Helsinki.

Maximal oxygen consumption

Oxygen consumption breath-by-breath was measured using a telemetric portable gas analyzer (K5 - Cosmed - Rome, Italy) attached to a computer, and the HR was measured using a cardiac monitor (Cosmed - Rome, Italy). Prior to each testing session, the equipment was calibrated to room air and to known gas according to the fabrication manual. The maximal oxygen consumption (VO_{2max}) protocol (LOURENÇO et al., 2011) lasting between 8 and 12 minutes and starting at between 10 and 14 $km\ h^{-1}$ according to the performance level reported by the athlete. After setting the initial velocity and attaching the gas analyzer, the treadmill (ATL- Inbramed, Porto Alegre, Brazil) was started and a fixed inclination of 1% was adopted (CASTRO et al., 2013; JONES, DOUST, 1996). During the test, at each 25 s, the speed increased by in $0.3\ km\ h^{-1}$ (each increment was a new stage)

until that the volunteer indicated when the test had to stop or until that, the researchers have recognized physiological indicators to stop the test (LOURENÇO et al., 2011). The criteria to interrupt the maximal test were comprised of: a respiratory exchange ratio (RER) greater than 1.1; and/or a HR greater than the expected 95% maximum HR for the participant's age (HOWLEY; BASSETT; WELCH, 1995). After the maximal test had been considered valid, the speed was reduced and sustained at 4.0 km h^{-1} until the runner has felt recovered and safe to come out of the treadmill.

Running biomechanical test

The athletes were prepared to collect kinematic data initially positioned on 36 reflective markers (14 mm, Vicon Biomechanics Marker Accessories) at anatomical points following the Plug-in-Gait Full-Body model (Nexus software 1.8.5). Data were collected using the Vicon 3D motion capture system (Vicon Motion Capture System - Oxford – USA) with 6 video cameras Bonitamodel, at 100 Hz. The spatial calibration was performed according to the guide prior to the start of each data collection.

The anthropometric measures used as input data for the construction of the model were: body mass, height, shoulder diameter, elbow diameter, wrist diameter, hand width, knee diameter and ankle diameter. After the placing of reflective markers, were performed the static data collection of subjects. Then the subjects performed a familiarization on the self-selected speed in treadmill for 5 to 10 minutes and then they started the tests at different speeds (8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19 and 20 km.h^{-1}). The speeds are randomized by www.randomizer.org. Then the subjects performed a familiarization on the self-selected in speed for five minutes and then started the tests at different speeds. For each speed, the subject ran between one to two minutes depending on the speed, and the

kinematics was recorded in the last 30 seconds. The interval between each speed was three minutes, and if the athlete needed more rest time, he had more than two minutes of tolerance.

3000m running test

The test was performed on official athletics track. The portable gas analyzer (K5 - Cosmed - Rome, Italy) was attached to the athlete's trunk. The subject then performed the tests before the calibration procedures were employed. Once the subject was prepared, he performed the measurement of VO_2 for five minutes standing in the orthostatic position and after a warm-up of 10 minutes of free running to become accustomed to the equipment. Then the athlete went to the starting line. At the start line, the subject received the instructions as they approached the starting line and then started the test with a standard start. At the end of the test, the VO_2 measurement was interrupted and the equipment was removed from the participant, who then performed a low intensity run. During the test, two researchers were at the beginning and at the finish line of the 3000m; they were responsible for recording the average time every 200m and the final time in stopwatch.

Data processing

Mechanical work

In the kinematic data processing, the files corresponding to the 10 strides were digitized and reconstructed three-dimensionally in the Nexus system. The files were exported from the Vicon system in .txt format files, after being analyzed in a mathematical routine created in Matlab® software. Afterwards, the data were filtered using a low-pass filter using the residual analysis procedure that automatically selected the ideal filter cut-off frequencies for each marker in the x, y, and z directions (WINTER, 2009). Each segment's

mass, center of mass and estimated and gyration radius were taken from anthropometric tables (WINTER, 2009).

The kinetic energy ($E_K = 0.5 M g v_{CoM}^2$) and the gravitational potential energy ($E_P = M_b g h_{CoM}$) of BCoM were determined by calculating v_{CoM} (the BCoM instantaneous velocity in the sagittal plane with respect to the treadmill), h_{CoM} height of the CoM in the vertical direction in relation to the height of the belt of the treadmill), and the M_b is the body mass of the subjects g is the gravitational acceleration (9.81 m s^{-2}).

The work required to sustain E_K and E_P variations was estimated by calculating respectively the sum of positive increments of E_K and P_E . The total energy of COM due to movement in the sagittal plane (E_{tot}) was calculated by the instantaneous sum of P_E and E_K (GOMENŮKA et al., 2014).

The external mechanical work (W_{ext}) or the work required to elevate and accelerate COM in relation to the environment is the sum of the positive E_{TOT} (CAVAGNA; KANEKO, 1977; CAVAGNA; THYS; ZAMBONI, 1976; MINETTI; SAIBENE, 1992). Negative changes in mechanical energy were not accounted for, considering that the cost of negative mechanical work is minimal in relation to positive work.

$$W_{ext} = \Delta E_{ext} \quad \text{Equation 1}$$

In order to calculate the W_{int} or the work required to raise and accelerate the segmental mass centers in relation to the CoM, we used the quantification of the EK variations of each segment center of mass in relation to the CoM, E_K that is obtained from the sum of the energies rotational and translational, according to Equation 3:

$$E_{int}(t) = 0,5m_i v_{ap,r}^2(t) + 0,5m_i v_{v,r}^2(t) + 0,5 m_i \omega_i^2 k_i^2 \quad \text{Equation 2}$$

were m_i is the mass of segment i , $v_{ap,r}^2$ e $v_{v,r}^2$ is the antero-posterior and vertical velocity of center of mass segment i relative to BCoM, respectively, ω_i is the angular velocity of segment i , e k_i is the radius of gyration of segment i .

In order to calculate the W_{int} , energy transfer was assumed between the thigh and leg segments, as well as between arm and forearm on the same side of the body (WILLEMS; HEGLUND; CAVAGNA, 1995).

$$W_{int} = \Delta E_{int} \quad \text{Equation 3}$$

In order to account separately for the contribution of the trunk, arms and legs, the W_{int_trunk} , W_{int_arm} , e W_{int_leg} , analyzed as the sum of the energy positive increments in the trunk, arms and legs curves (PELLEGRINI et al., 2015).

Therefore, the total mechanical work (W_{tot}) is the sum of the $|W_{int}|$ and $|W_{ext}|$.

Oxygen consumption and metabolic cost (C)

The Oxygen consumption breath-by-breath was measured using a telemetric portable gas analyzer (K5 - Cosmed - Rome, Italy) attached to a computer. The oxygen consumption were analyzed according to each partial of 200m in the 3000m test verified by the lap time recorded by the researchers.

The C was calculated dividing the net oxygen consumption (gross – stand oxygen consumption) by speed and, we converted oxygen millilitres to Joules regarding combustion enthalpy of substrates resulting from oxidation observed indirectly from respiratory exchange ratio (PÉRONNET; MASSICOTTE, 1991; SAIBENE; MINETTI, 2003; SHAW; INGHAM; FOLLAND, 2014). The oxygen consumption used for the

calculation of C was evaluated according to each partial of 200m in the 3000m test, as well as the speed used was the corresponding average speed of each partial of 200m.

Statistics

Data are reported as means and standard deviation. A value of $p < 0.05$ was accepted as the minimal level of statistical significance. Generalized linear analysis models (GLMM) were used and the bonferroni post-hoc test was applied to find statistical differences. Initially, an intra-subject variability was tested to define the candidates to the random variable, due to its hierarchical nature (NAKAGAWA; SCHIELZETH, 2013). The condition was not found using the Intraclass Correlation Coefficient (ICC-pre) from the Analysis of Variance Components by the Maximum Restricted Likelihood method. The pre-ICC was not higher than 5%, and none had random effect. All statistical analysis was conducted on SPSS 25 (IBM corporation, Inc., New York, USA). The Cohen's coefficient (d) was calculated to determining the effect size between 0.2 to 0.5 to small, 0.5 to 0.8 medium and higher than 0.8 to large effect (Cohen 1977).

Results

Table 1 shows the characterization data for groups. It is possible to observe that the anthropometric data and the age are not different between groups. And, as expected, the level of performance in the 3000m was better for the P_{high} , as well for the VO_{2peak} and vVO_{2peak} .

Table 1 – Means and standard deviation of sample characterization for superior and inferior performance groups:

	P _{high} (n=18)	P _{low} (n=18)	Cohen's d	F	p
Age (years)	29.2 ± 5.8	31.6 ± 6.7	0.39	1.294	0.263
Body Mass (kg)	71.1 ± 9.2	74.2 ± 7.6	0.38	1.264	0.269
Height (cm)	176.2 ± 7.4	175.7 ± 4.9	0.08	0.064	0.802
VO _{2peak} (mL kg ⁻¹ min ⁻¹)	66.8 ± 7.0	61.5 ± 8.5	0.70	4.045	0.052
vVO _{2peak} (km.h ⁻¹)	*18.9 ± 1.3	17.7 ± 0.8	1.14	11.997	0.001
HR _{peak} (bpm)	181 ± 11	184 ± 8	0.32	0.752	0.392
2VT (mL kg ⁻¹ min ⁻¹)	*58.6 ± 6.9	51.6 ± 5.4	0.20	11.580	0.002
HR _{2VT} (bpm)	177 ± 12	179 ± 9	0.19	0.394	0.534
v2VT (km h ⁻¹)	*18.0 ± 1.5	16.8 ± 0.8	1.03	8.290	0.007
3000 time (s)	*676 ± 55	750 ± 50	1.45	89.479	0.001
Avg speed ₃₀₀₀ (km h ⁻¹)	*16.6 ± 0.8	14.4 ± 0.6	3.20	82.593	0.001

Superior performance group (P_{high}); Inferior performance group (P_{low}); Peak of maximum oxygen consumption (VO_{2peak}); maximum oxygen consumption velocity (vVO_{2peak}); Peak heart rate (HR_{peak}); Second ventilatory threshold (2VT); Heart rate at second ventilatory threshold (HR_{2VT}), Velocity at second ventilatory threshold (v2VT).

The *C* was lower (F=17.044, p<0.001) and oxygen consumption higher (F=17.044, p<0.001) in P_{high} during 3000m test running. It is important to note that the average speed was higher in all of the partial 3000m for the P_{high} (Figure 1).

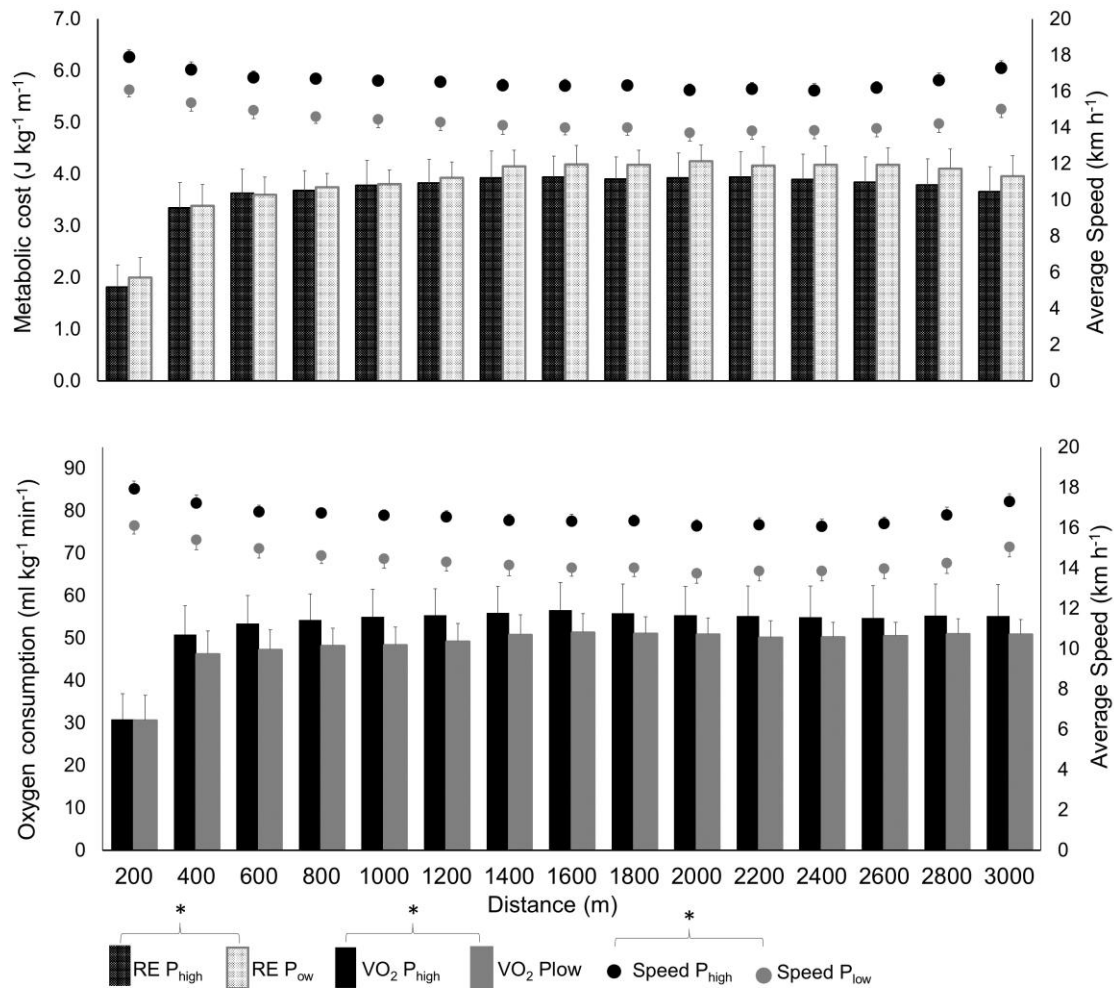


Figure 1. Data presented in mean and standard deviation for each partial of 200m in the 3000m test. In the top chart in the black grid bars are the RE in P_{high} and the gray grid bars in P_{low} . In the lower graph, the black bars are the VO_2 for P_{high} and the gray bars for P_{low} . In both graphs, the black circles are the average velocity of the P_{high} and the gray circles for P_{low} . * Significantly different from group values ($p < 0.05$).

The W_{tot} was higher in P_{high} ($F=20.550$, $p < 0.001$), this increase was mainly because W_{ext} was also higher in this group ($F=21.841$, $p < 0.001$). The W_{int} had no difference ($F=1.728$, $p=0.190$) between groups (Figure 2). However, when compared its components we can see an increase in $W_{\text{int_leg}}$ ($F=10.784$, $p=0.001$) in P_{high} and increase in $W_{\text{int_arms}}$ ($F=31.640$, $p < 0.001$) for P_{low} (Figure 3).

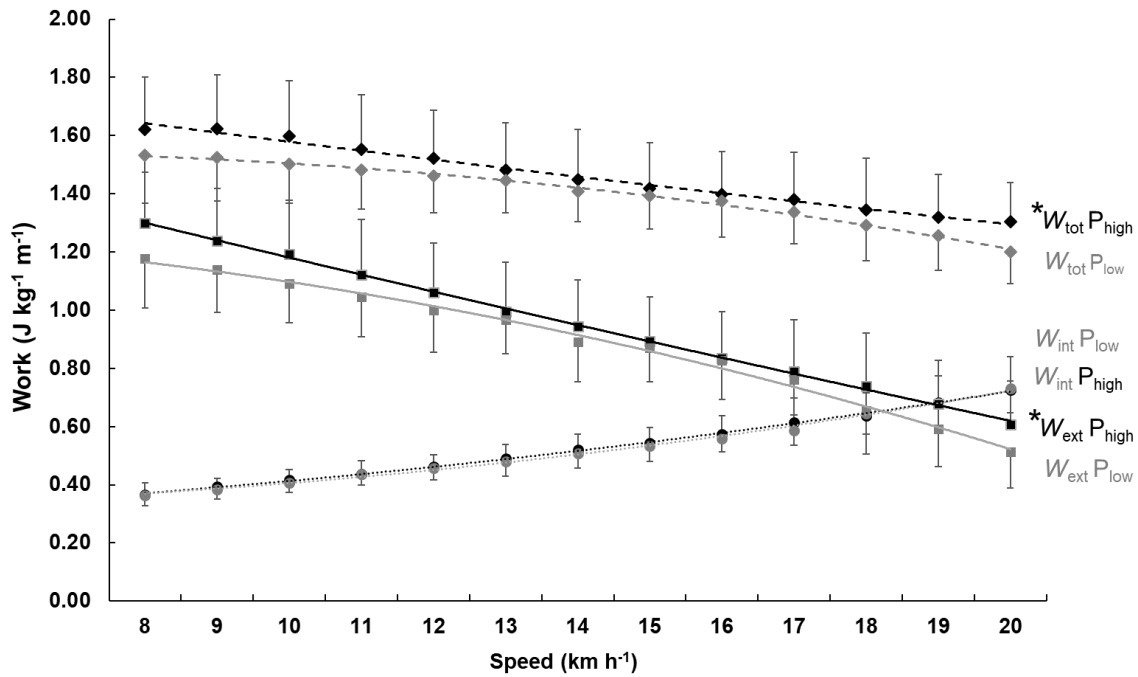


Figure 2. Data presented in mean and standard deviation for each speed in biomechanical test. On all graphs black square represent P_{high}, open gray circles represent P_{low}. a) Mechanical internal work (W_{int}); b) mechanical leg internal work (W_{int_leg}); c) mechanical arms internal work (W_{int_arms}); d) mechanical trunk internal work (W_{int_trunk}). * significantly different from group values, $p < 0.01$.

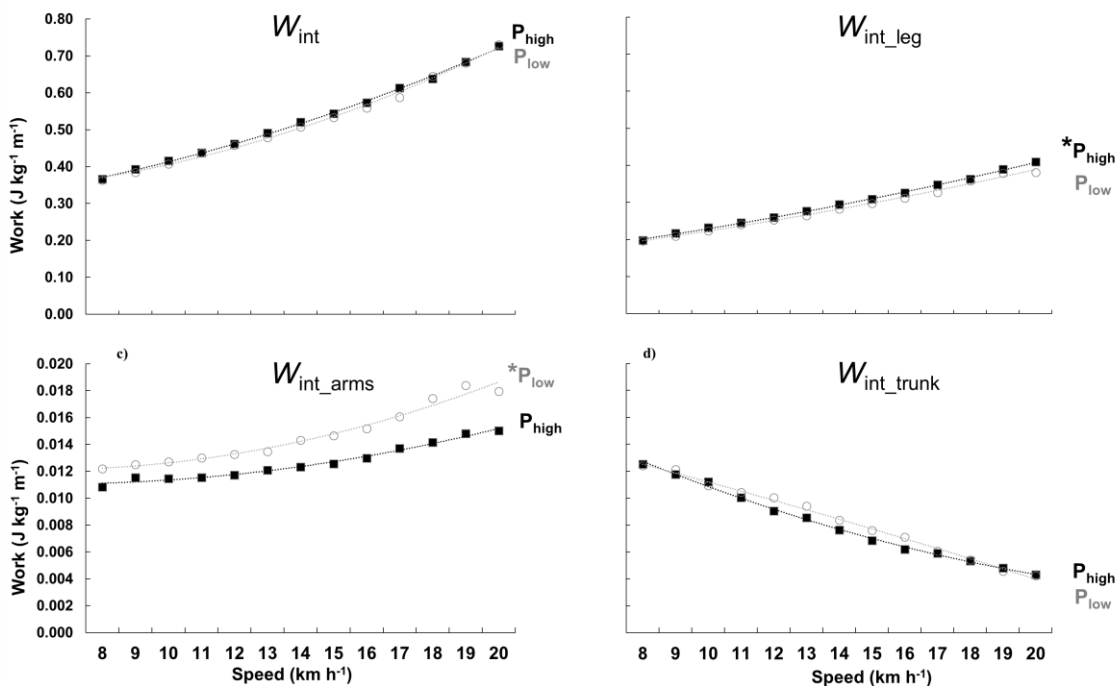


Figure 3. Data presented in mean and standard deviation for each speed in biomechanical test. On all graphs black square represent P_{high} , open gray circles represent P_{low} . a) Mechanical internal work (W_{int}); b) mechanical leg internal work (W_{int_leg}); c) mechanical arms internal work (W_{int_arms}); d) mechanical trunk internal work (W_{int_trunk}). *significantly different from group values, $p < 0.05$.

The W_{ext} and its components are shown in figure 4. The W_{ext} and W_{vert} ($F=40.204$, $p=0.001$) was higher for P_{high} and W_{hor} had no difference between groups ($F=0.032$, $p=0.859$).

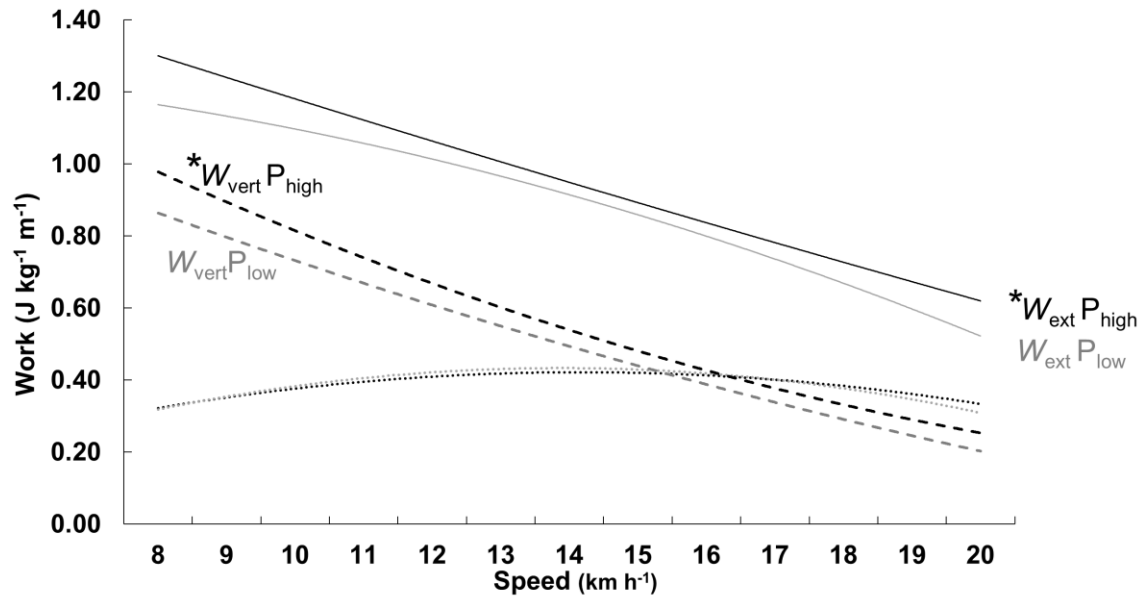


Figure 4. Second-order polynomial trend lines are plotted according to the midpoint of the variables at each speed, the full black line represents the external mechanical work (W_{mec}) in P_{high} , gray full line W_{ext} in P_{low} , vertical black dashed line external work (W_{vert}) in P_{high} , dashed line gray W_{vert} in P_{low} , dashed line black horizontal external work in P_{high} and dotted line gray W_{hor} in P_{low} . * significantly different from group values, $p < 0.05$.

Discussion

The purpose of this study was compare the mechanical work components and running economy between two levels of performance in distance runners. The results support our working hypothesis that the running economy and mechanical work in the P_{high} are higher than in the P_{low} . The higher total mechanical work was mainly due to greater external counterpart while the internal work remains unchanged. In turn, the W_{ext} higher is

explained due to increased W_{vert} and the W_{hor} was similar between groups.

The main factor studied here, the better RE in the P_{high} explains the running performance. Historically, the performance have been predicted in homogeneous runner groups by the RE (CONLEY; KRAHENBUHL, 1980). The P_{high} exhibited a higher 2VT than in the P_{low} , helping to explain the better performance in the P_{high} . From the practical point-of-view, the P_{high} and P_{low} ran at 92% and 86% of 2VT, respectively. Independently of the discussion on existence of optimal running speed - speed in which the metabolic cost is lowest, (BATLINER et al., 2018; BLACK et al., 2017) our findings suggest the better metabolic economy for better runners, as expected, due to mode to calculate the RE through the cost of transport (DI PRAMPERO, 1986).

Integratively, the running economy and mechanical work indicate a mechanical efficiency improved in the P_{high} . In fact, the estimated values of mechanical efficiency index calculated from our results indicate a 36% versus 33% in P_{high} and P_{low} , respectively. Our finding are in line with McBride et al. (2014). This finding represent an indirect evidence of elastic mechanism enhanced in P_{high} (CAVAGNA; SAIBENE; MARGARIA, 1964) with the consequence that the length change of the muscle–tendon unit is mostly sustained by tendons (CAVAGNA, 2006; FLETCHER; MACINTOSH, 2018; KER et al., 1987).

The higher W_{ext} and W_{vert} in the P_{high} than in the P_{low} are in line with the results found out in young versus elderly men, respectively (CAVAGNA; LEGRAMANDI; PEYRÉ-TARTARUGA, 2008). While the impaired muscle function in the old subjects resulted in a smaller amplitude of the vertical oscillation of the centre of mass, the P_{low} shows the similar pattern, however, due to lower performance. Also, the predominance on

components of W_{ext} are similar to non-runners (CAVAGNA; LEGRAMANDI; PEYRÉ-TARTARUGA, 2008) where the changing point from vertical-horizontal to horizontal-vertical was approximately 15 km h^{-1} , similar to average speed of 3000m test in P_{low} and lower than in P_{high} . The lower metabolic cost to move the BCoM seems to be related to higher vertical oscillation corroborating with previous findings (CAVAGNA, 2005; TARTARUGA et al., 2012).

The mechanical role of the upper extremities is acknowledged as (i) through their accelerations upward relative to the trunk, the arm help the legs propelling the body upward, (ii) Through their forward and backward swings, the arms (with the help of the upper trunk) provide the vast majority of torque about the vertical axis needed to put the legs through their alternating patterns of stance and swing (HINRICHS; CAVANAGH; WILLIAMS, 1987). The major $W_{\text{int_arms}}$ in P_{low} and consequently, a lower running economy should be related to relatively lower trunk muscles strength. It has been well established that the weakness of core muscles would be related with a higher trunk and arms movement in runners (BEHM; CAPPAS; POWER, 2009; SATO; MOKHA, 2009). Indeed, recent evidences have shown that after a ‘core’ muscle training the economy and performance was improved (FINATTO et al., 2018). This speculative reasoning needs a further analysis. Although the total internal work remains similar between groups, the better running performance seems to be associated to a noteworthy mismatch between internal work generation from legs and arms. While the mechanical energy to accelerate legs ($W_{\text{int_leg}}$) in relation to BCoM was higher in P_{high} , conversely, the $W_{\text{int_arm}}$ was reduced in P_{high} , and, to our knowledge, this is the first evidence showing differences on internal work production from legs and arms in different levels of distance running performance. Future research

investigating the influence of running technique instructions training on the performance and metabolic cost of running should consider these effects - for instance, aerial versus terrestrial technique (GINDRE et al., 2015; LUSSIANA et al., 2016) - on the components of mechanical work during level running. Hence, we may confirm the role of mechanical work mediating the relationship between movement technique and running economy and performance.

We concluded that the higher running performance imply: (i) a better RE and greater W_{tot} ; (ii) a higher W_{ext} , W_{vert} , W_{int_leg} and a lower W_{int_arm} with no differences in W_{int} and W_{hor} . The specific adjusts on W_{int} and the vertical oscillation of the body were the crucial differences to justify the changes of RE and performance in trained long distance runners from the present study.

Limitations

Our study has limitations that need to be discussed. The metabolic cost during the 3000m test was analyzed based on only aerobic counterpart and a previous study has demonstrated that underestimate may reach values of 14% (DUFFIELD; DAWSON; GOODMAN, 2005). On the other hand, our study was performed in ecological conditions (athletic track) with highly motivated athletes.

Applications

- The division of internal work was helpful to see specific patterns of limbs, particularly better runners demonstrate higher W_{int_leg} and lower W_{int_arm} than worse runners.
- The vertical oscillation of the BCoM seems to be a crucial parameter on technique analysis of running.

- These findings are compatible with the concept that interventions that optimize internal work ($W_{\text{int_leg}}$ and $W_{\text{int_arm}}$) may increase RE and performance in long distance runners.

References

AVOGADRO, P.; DOLENEC, A.; BELLI, A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], 2003.

BATLINER, M. et al. Does Metabolic Rate Increase Linearly with Running Speed in all Distance Runners? **Sports Medicine International Open**, [s. l.], v. 02, n. 01, p. E1–E8, 2018. Disponível em: <<http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0043-122068>>

BEHM, D. G.; CAPPAS, D.; POWER, G. A. Trunk muscle activation during moderate- and high-intensity running. **Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme**, [s. l.], v. 34, n. 6, p. 1008–16, 2009. Disponível em: <<http://www.nrcresearchpress.com/doi/10.1139/H09-102>>

BORRANI, F. et al. Does the Mechanical Work in Running Change during the $\dot{V}O_2$ slow component? **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], 2003.

CASTRO, A. et al. Relationship between running intensity, muscle activation, and stride kinematics during an incremental protocol. **Science and Sports**, [s. l.], 2013.

CAVAGNA, G. A.; HEGLUND N. C.; WILLEMS, P. A. Effect of an increase in gravity on the power output and the rebound of the body in human running. **Journal of Experimental Biology**, [s. l.], 2005.

CAVAGNA, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. **Journal of Experimental Biology**, [s. l.], v. 209, n. 20, p. 4051–4060, 2006. Disponível em: <<http://jeb.biologists.org/cgi/doi/10.1242/jeb.02344>>

CAVAGNA, G. A.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **Journal of Physiology**, [s. l.], 1977.

CAVAGNA, G. A.; LEGRAMANDI, M. A.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Old men running: Mechanical work and elastic bounce. **Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences**, [s. l.], 2008.

CAVAGNA, G. A.; SAIBENE, F. P.; MARGARIA, R. Mechanical work in running. **Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 19, n. 2, p. 249–256, 1964. Disponível em: <<http://www.physiology.org/doi/10.1152/jappl.1964.19.2.249>>

CAVAGNA, G. A.; THYS, H.; ZAMBONI, A. The sources of external work in level walking and running. **The Journal of Physiology**, [s. l.], 1976.

COHEN, J. 1977. “**The Concepts of Power Analysis.**” In *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. doi:10.1016/B978-0-12-179060-8.50006-2.

CONLEY, D. L.; KRAHENBUHL, G. S. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. **Medicine and science in sports and exercise**, [s. l.], v. 12, n. 5, p. 357–360, 1980. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7453514>>

DUFFIELD, R.; DAWSON, B.; GOODMAN, C. Energy system contribution to 1500- and 3000-metre track running. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 23, n. 10, p. 993–1002, 2005. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1645211>>

FINATTO, P. et al. Pilates training improves 5-km run performance by changing metabolic cost and muscle activity in trained runners. **PloS one**, [s. l.], v. 13, n. 3, p. e0194057, 2018. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29561907>>

FLETCHER, J. R.; MACINTOSH, B. R. Theoretical considerations for muscle-energy

savings during distance running. **Journal of Biomechanics**, [s. l.], 2018.

FOLLAND, J. P. et al. Running Technique is an Important Component of Running Economy and Performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], 2017.

GINDRE, C. et al. Aerial and Terrestrial Patterns: A Novel Approach to Analyzing Human Running. **International Journal of Sports Medicine**, [s. l.], 2015.

GOMEÑUKA, N. A. et al. Adaptations to changing speed, load, and gradient in human walking: Cost of transport, optimal speed, and pendulum. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, [s. l.], 2014.

HINRICHS, R. N.; CAVANAGH, P. R.; WILLIAMS, K. R. a. Upper Extremity Function in Running. I: Center of Mass and Propulsion Considerations. **International Journal of Sport Biomechanics**, [s. l.], 1987.

KER, R. F. et al. The spring in the arch of the human foot. **Nature**, [s. l.], v. 325, n. 7000, p. 147–9, 1986. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3808070>>

KER, R. F. et al. The spring in the arch of the human foot. **Nature**, [s. l.], 1987.

LOURENÇO, T. F. et al. Reproducibility of an incremental treadmill $\dot{V}O_{2max}$ test with gas exchange analysis for runners. **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], 2011.

LUSSIANA, T. et al. Biomechanical changes during a 50-minute run in different footwear and on various slopes. **Journal of Applied Biomechanics**, [s. l.], 2016.

M. JONES, JONATHAN H. DOUST, A. A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], v. 14, n. 4, p. 321–327, 1996. Disponível em: <<http://www.informaworld.com/openurl?genre=article&doi=10.1080/026404196367796&>

magic=crossref%7C%7CD404A21C5BB053405B1A640AFFD44AE3>

MCBRIDE, J. M. et al. Index of mechanical efficiency in competitive and recreational long distance runners. **Journal of Sports Sciences**, [s. l.], 2015.

MINETTI, A E.; SAIBENE, F. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. **The Journal of experimental biology**, [s. l.], v. 170, n. 1992, p. 19–34, 1992.

MOORE, I. S. **Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy**, 2016. a.

MOORE, I. S. Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, [s. l.], v. 46, n. 6, p. 793–807, 2016. b. Disponível em: <<http://link.springer.com/10.1007/s40279-016-0474-4>>

NAKAGAWA, S.; SCHIELZETH, H. A general and simple method for obtaining R2 from generalized linear mixed-effects models. **Methods in Ecology and Evolution**, [s. l.], 2013.

PELLEGRINI, B. et al. Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking. **PLOS ONE**, [s. l.], v. 10, n. 9, p. e0138906, 2015. Disponível em: <<http://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0138906>>

PÉRONNET, F.; MASSICOTTE, D. Table of nonprotein respiratory quotient: an update. **Canadian journal of sport sciences = Journal canadien des sciences du sport**, [s. l.], 1991.

SAIBENE, F.; MINETTI, A. E. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. **European Journal of Applied Physiology**, [s. l.], v. 88, n. 4, p. 297–316, 2003. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12527959>>

SATO, K.; MOKHA, M. Does Core Strength Training Influence Running Kinetics, Lower-Extremity Stability, and 5000-m Performance in Runners? **Journal of Strength and Conditioning Research**, [s. l.], v. 23, n. 1, p. 133–140, 2009. Disponível em: <<https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-200901000-00022>>

SAUNDERS, P. U. et al. Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, [s. l.], v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004.

SHAW, A. J.; INGHAM, S. A.; FOLLAND, J. P. The valid measurement of running economy in runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, [s. l.], 2014.

TARTARUGA, M. P. et al. The Relationship Between Running Economy and Biomechanical Variables in Distance Runners. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, [s. l.], v. 83, n. 3, p. 367–375, 2012. Disponível em: <<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/02701367.2012.10599870>>

WILLEMS, P. A.; CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C. External, internal and total work in human locomotion. **The Journal of Experimental Biology**, [s. l.], 1995.

WINTER, D. A. **Biomechanics and Motor Control of Human Movement**. Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2009. Disponível em: <<http://doi.wiley.com/10.1002/9780470549148>>

7 ANÁLISE INTEGRATIVA DOS RESULTADOS

Os resultados encontrados nesta tese têm grande importância do ponto de vista do modelo utilizado, pois quando observado com métodos distintos de coleta, dinamometria, cinemetria e consumo de oxigênio foi possível complementar e observar teorias relacionadas a melhor técnica de corrida com alterações no trabalho mecânico produzido durante a corrida e a “mola propulsora” dos melhores corredores.

Os parâmetros espaço temporais são amplamente avaliados na locomoção humana, contudo, ao interpretar suas repercussões de forma isolada a mensagem sobre desempenho pode indicar apenas aumento ou diminuição desses parâmetros e com os resultados encontrados neste estudo podemos melhorar nossa indicação de exercícios técnicos específicos para pernas, mas sem esquecer da importância dos membros superiores e sua relação para ajudar a elevar o BCoM durante a corrida. Então, além de indicar como os atletas devem otimizar seus movimentos de membros inferiores e superiores, a oscilação vertical também deve ser maior pois ajudará a aumentar a rigidez de todo o sistema e ter um melhor retorno da energia elástica para produzir um maior deslocamento, deslocamento esse que ocorrerá de acordo com uma frequência otimizada dentro do seu sistema. A literatura é clara quanto a escolha natural de frequências de passo para minimizar o custo energético, sabe-se também que atletas melhores conseqüentemente correm em velocidades

médias maiores, velocidades que otimizam o aproveitamento da energia elástica durante o passo.

Intervenções de treinamento podem utilizar-se desses dados para complementar e justificar uma maior aplicação de força no solo, contudo, essa força deve ser potente, pois quanto menor tempo de contato com o solo e quanto mais rápido ele ultrapassa a força equivalente ao peso, seu ganho no comprimento de passo e na economia serão maiores. Com os resultados encontrados a aplicação do método para verificar efeitos de treinamento no desempenho de corrida abre um caminho novo para analisar a técnica e obter respostas mais confiáveis sobre otimização da energia mecânica, pois mesmo quando analisado de maneira total ou em suas componentes, foi possível observar padrões ligados a desempenho e que poderiam ser treináveis.

ANEXO A - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Convidamos o Sr. para participar da pesquisa **RELAÇÃO ENTRE OS PARÂMETROS DO SISTEMA MASSA-MOLA E O DESEMPENHO NA CORRIDA**, sob a responsabilidade do pesquisador Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga a qual pretende comparar o efeito de dois tipos de treinamento no desempenho em corredores.

Sua participação é voluntária e se dará por meio da realização de três testes realizados em dias diferentes. Durante os testes serão realizadas filmagens com câmeras especiais, que não captam a imagem do senhor, apenas dos marcadores que serão fixados na pele, com fita dupla-face. Durante cada teste o Sr. será instruído a trajar roupas específicas para a prática de corrida (shorts, calção de banho, camiseta, top).

Os testes serão os seguintes:

- Um teste de esforço máximo de corrida, realizada na esteira rolante;
 - Um teste de esforço de desempenho de 3000, realizado na pista de atletismo;
 - Um teste de corrida em esteira em diferentes velocidades, o (a) Sr. (a) será filmado por câmeras especiais que só fazem o registro dos marcadores que estão na pele;

Os riscos decorrentes de sua participação na pesquisa são dores musculares agudas, principalmente nos testes máximos e durante o treinamento. Todos os testes que levarão exaustão (testes máximos) serão acompanhados pelo médico responsável pelo laboratório de pesquisa do exercício da UFRGS. Se você aceitar participar, estará contribuindo para o conhecimento dos mecanismos ligados a economia e desempenho na corrida. Todo participante receberá um pequeno laudo com os dados de consumo máximo de oxigênio e limiares ventilatórios para ajudar no seu treinamento.

Se depois de consentir em sua participação o Sr desistir de continuar participando, tem o direito e a liberdade de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, seja antes ou depois da coleta dos dados, independente do motivo e sem nenhum prejuízo a sua pessoa.

O Sr. não terá nenhuma despesa e também não receberá nenhuma remuneração. Os resultados da pesquisa serão analisados e publicados, mas sua identidade não será divulgada, sendo guardada em sigilo. Para qualquer outra informação, o Sr. poderá entrar em contato com o pesquisador no endereço (Rua Felizardo, 750, Bairro Jardim Botânico), pelo telefone (51 33085820) ou Comitê de Ética em Pesquisa da UFRGS (51 3308-3738).

Consentimento Pós-Infomação

Eu, _____, fui informado sobre o que o pesquisador quer fazer e porque precisa da minha colaboração, e

entendi a explicação. Por isso, eu concordo em participar do projeto, sabendo que não vou ganhar nada e que posso sair quando quiser. Este documento é emitido em duas vias que serão ambas assinadas por mim e pelo pesquisador, ficando uma via com cada um de nós.

Pesquisador responsável_____.

ANEXO B: Aprovação do comitê de ética



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Relação entre os parâmetros do modelo massa-mola e o desempenho na corrida

Pesquisador: Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 63611717.5.0000.5347

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

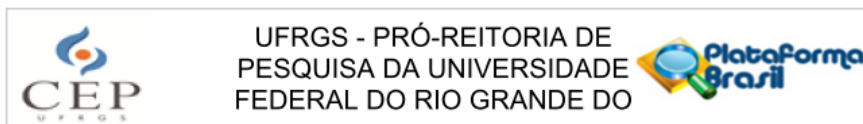
DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 1.946.049

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto de pesquisa referente a doutorado em Ciências do Movimento Humano de Rodrigo Gomes da Rosa, sob orientação do Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga. O estudo, caracterizado como ex post facto, quantitativo, transversal, comparativo e correlacional, trata sobre desempenho de corrida de longa distância, especificamente, sobre as assimetrias contato-despregue e os parâmetros do modelo massa-mola em corredores de diferentes níveis. A amostra será de 45 corredores de longa distância, amadores e profissionais de alto nível, segundo os seguintes critérios de inclusão: idade mínima de 18 anos e máxima de 50 anos, tempo de treinamento mínimo de um ano, treino semanal mínimo de 20 km. Já os critérios de exclusão: apresentarem lesão ou doença que impossibilite ou prejudique a prática da corrida, uso de medicamento que altere o desempenho na corrida e ser fumante. Foi feito cálculo do tamanho amostral. A amostra será selecionada por meio de anúncio nos veículos de comunicação do estado do Rio Grande do Sul, contato com treinadores de atletismo e federações esportivas. Também serão selecionados alunos que já fazem parte do grupo de corrida Locomotion (ESEFID/UFRGS) que estiverem dentro das características da amostra. Todos os participantes passarão por uma entrevista antes de serem incluídos na pesquisa e participarão de forma voluntária do estudo. A coleta de dados será realizada no setor de Biodinâmica do Laboratório de Pesquisa do Exercício

Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro
Bairro: Farroupilha **CEP:** 90.040-060
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propeq.ufrgs.br



Continuação do Parecer: 1.946.049

(LAPEX) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS). Os participantes irão comparecer em três sessões distintas para a realização das coletas. - Sessão 1: familiarização da amostra e Teste de esforço máximo de corrida; - Sessão 2: Teste de variáveis mecânicas. - Sessão 3: Teste de desempenho na prova de 3.000m. Os participantes serão filmados nas sessões para posterior análise.

Objetivo da Pesquisa:

OBJETIVO GERAL

O objetivo geral do presente estudo é comparar as variáveis do modelo massa-mola em corredores de diferentes níveis de desempenho e avaliar a correlação entre os parâmetros do modelo massa-mola e a economia de corrida.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar em relação ao modelo massa-mola:

- O comportamento da rigidez vertical entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- O comportamento da rigidez da perna entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- A frequência de passo entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- A frequência do massa-mola entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- O tempo de contato efetivo entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- O tempo aéreo efetivo entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- O deslocamento vertical do CM nas quatro fases do modelo massa-mola entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.
- A aceleração vertical máxima do CM no modelo massa-mola entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.

Comparar em relação à assimetria contato-despregue:

- O tempo de trabalho positivo (Tpush) e tempo de trabalho negativo (Tbreak) na fase de contato entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida. - O deslocamento ascendente e descendente do CM durante o contato entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.

Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro
Bairro: Farroupilha **CEP:** 90.040-060
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propesq.ufrgs.br



Continuação do Parecer: 1.946.049

- A velocidade vertical máxima ascendente e descendente do CM durante o contato entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.

- A EK máxima ascendente e descendente do CM durante o contato entre corredores de alto de desempenho e amadores em diferentes velocidades de corrida.

Correlacionar as seguintes variáveis:

- Tempo no teste de 3.000m versus assimetria tpush/ tbrake;
- Tempo no teste de 3.000m versus assimetria contato-despregue;
- ECO teste de 3.000 versus assimetria tpush/ tbrake;
- ECO teste de 3.000 versus versus assimetria contato-despregue;
- ECO teste laboratório versus assimetria tpush/ tbrake;
- ECO teste laboratório versus landing-takeoff asymmetry;
- Velocidade máxima atingida no teste máximo versus assimetria Tpush/ Ttbrake;
- Velocidade máxima atingida no teste máximo versus assimetria contato-despregue;
- ECO teste de laboratório versus assimetria contato-despregue;
- ECO teste de laboratório versus assimetria tpush/ tbrake.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

É dito pelos autores que os riscos decorrentes da participação na pesquisa são dores musculares agudas após a realização dos testes.

E no TCLE é dito que os testes serão feitos com acompanhamento médico preventivo.

Benefícios:

Contribuição para o conhecimento dos mecanismos ligados a economia e desempenho na corrida. Todo participante receberá um laudo com os dados de consumo máximo de oxigênio e limiares ventilatórios para ajudar no seu treinamento.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de um projeto bem construído, define a amostra, bem como o cálculo amostral e o processo de amostragem. Apresenta detalhadamente a metodologia a ser utilizada no estudo, assim como serão analisados os dados. Os aspectos éticos estão contemplados no projeto e no TCLE. Foram atendidas as pendências de anexar a carta de anuência e o parecer da COMPESQ e de ajuste no cronograma.

Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro
Bairro: Farroupilha **CEP:** 90.040-060
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propesq.ufrgs.br



Continuação do Parecer: 1.946.049

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Foram apresentados pareceres da qualificação do projeto de doutorado;

Projeto de pesquisa foi anexado;

TCLE – anexado e adequado;

Termo de Autorização Institucional (carta de anuência do Lapex);

Parecer da COMPESQ de aprovação do projeto.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Indicado para aprovação.

Considerações Finais a critério do CEP:

Aprovado.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

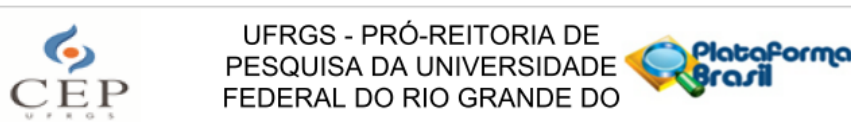
Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_848267.pdf	23/02/2017 13:37:14		Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_LAPEX.pdf	24/01/2017 14:55:47	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito
Outros	Parecer_COMPESQ.pdf	23/01/2017 14:55:35	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito
Folha de Rosto	FOLHADEROSTO_LEONARDO_ALEXANDRE_Peyre_TARTARUGA.pdf	06/01/2017 11:47:13	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_CEP_RODRIGO.pdf	03/01/2017 15:21:45	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE.pdf	29/12/2016 15:28:38	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito
Outros	Documento_Quali.pdf	29/12/2016 15:16:53	Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro
Bairro: Farroupilha **CEP:** 90.040-060
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propesq.ufrgs.br



Continuação do Parecer: 1.946.049

Não

PORTO ALEGRE, 02 de Março de 2017

Assinado por:
José Artur Bogo Chies
(Coordenador)

Endereço: Av. Paulo Gama, 110 - Sala 317 do Prédio Anexo 1 da Reitoria - Campus Centro
Bairro: Farroupilha **CEP:** 90.040-060
UF: RS **Município:** PORTO ALEGRE
Telefone: (51)3308-3738 **Fax:** (51)3308-4085 **E-mail:** etica@propesq.ufrgs.br

APENDICE A

Rotina matemática em ambiente LabVIEW para o cálculo dos parâmetros do modelo massa-mola.

The figure displays four screenshots of a LabVIEW program, arranged in a 2x2 grid. The top-left and bottom-left screenshots show the front panel of the program, which contains a text box with the following information:

LOCOMOTION ROUTINE - SPRING-MASS MODEL - RUNNING MECHANICS
 By Leonardo A. Peyré Tartaruga and Rodrigo Gomes da Rosa
 31/08/2017
 calcula parametros da mecânica de corrida e grava os seguintes arquivos:
 MainResults ResultsPerStep DataInterp
 Passos:
 1o conferir Fsamp Comprimento de membro inferior (L) e velocidade
 2o Rodar
 3o Conferir parametros de filtro em openFiltro e dar stop
 4o Conferir recortes da curva Fv que se pretende analisar nos pontos de equilibrio (igual 'a forca peso) e dar stop
 5o Conferir se salvou arquivos corretamente

Below the text box, there are four numeric input controls with the following values:

sampling freq: fs	BM (kg)	L(m)	Speed (km/h)
1000.00	59.00	0.84	11.00

The top-right and bottom-right screenshots show the block diagram of the program. The top-right screenshot shows the initial wiring, with inputs for sampling frequency, BM, L, and Speed connected to various processing blocks. The bottom-right screenshot shows the same block diagram with three red dashed circles highlighting specific components, labeled 1, 2, and 3. Circle 1 highlights a 'mean' block, circle 2 highlights a 'filter' block, and circle 3 highlights a 'save' block.

1

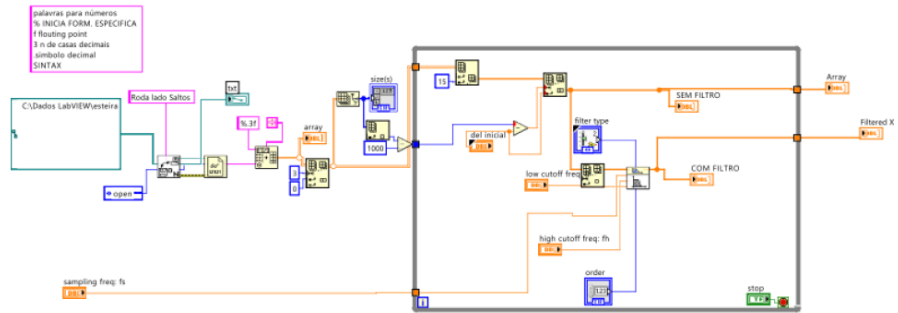
Esteira_OpenData e filtra.vi



VISUALIZAÇÃO (Front Panel)

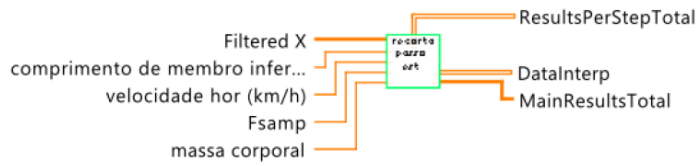


PROGRAMAÇÃO (Block diagram)



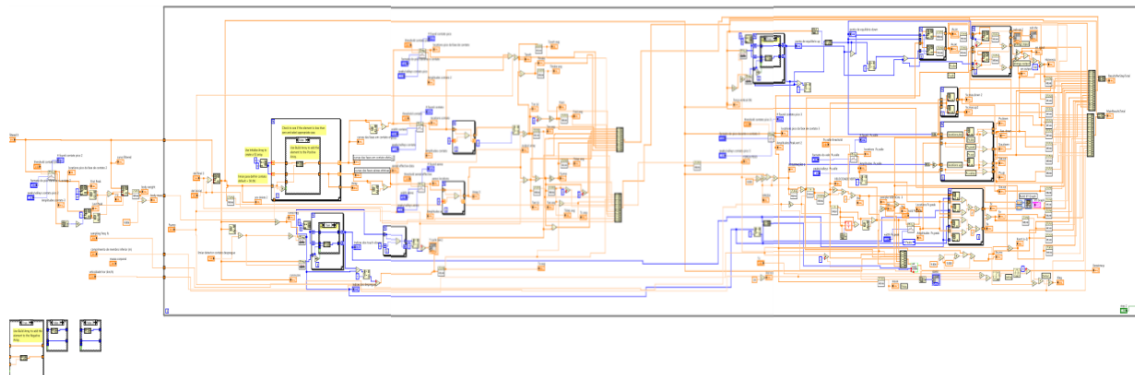
2

Esteira_recortaPasso.vi

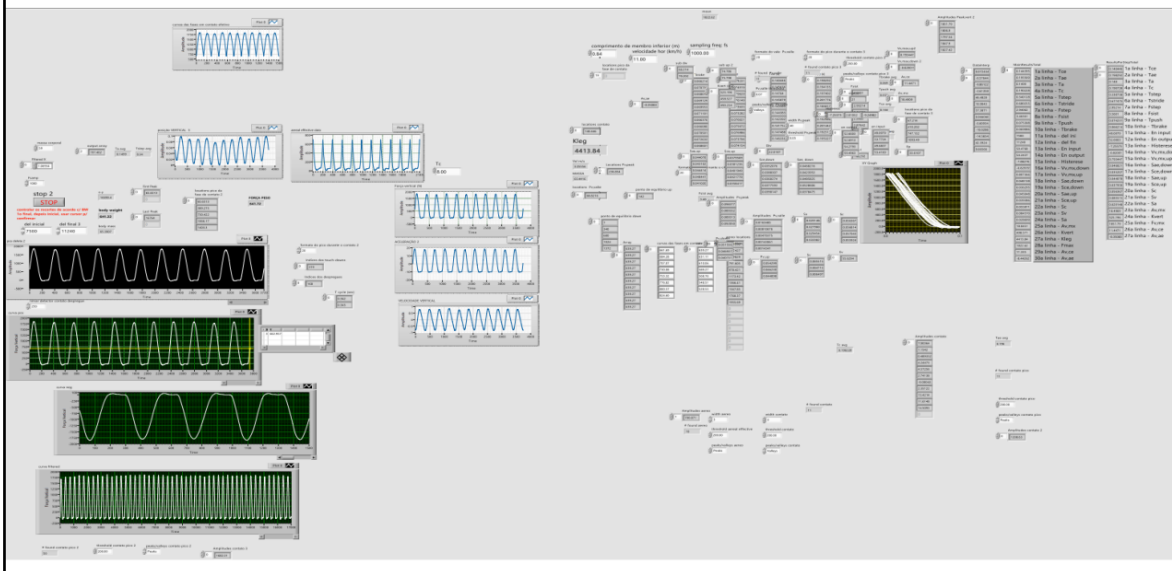


PROGRAMAÇÃO (Block diagram)

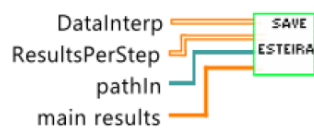
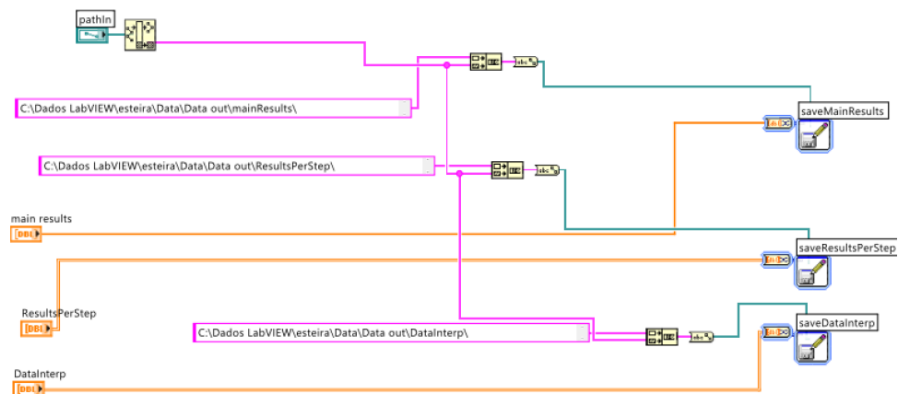
Block Diagram



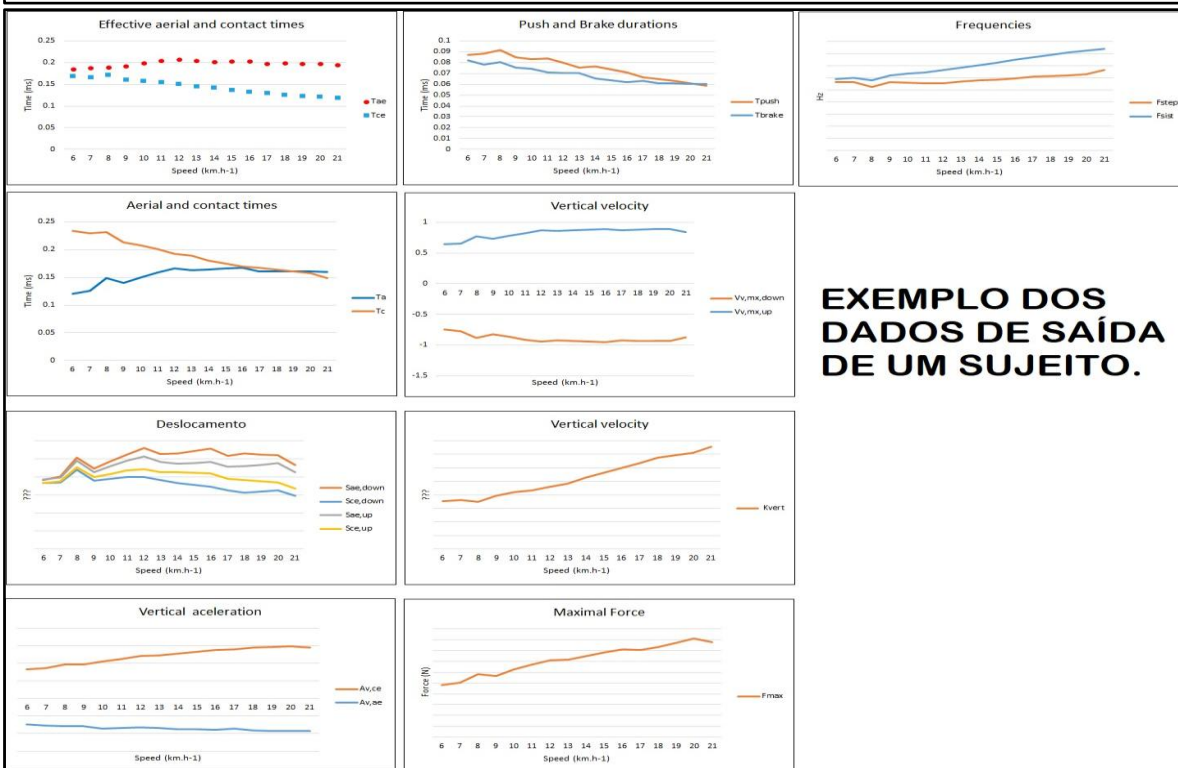
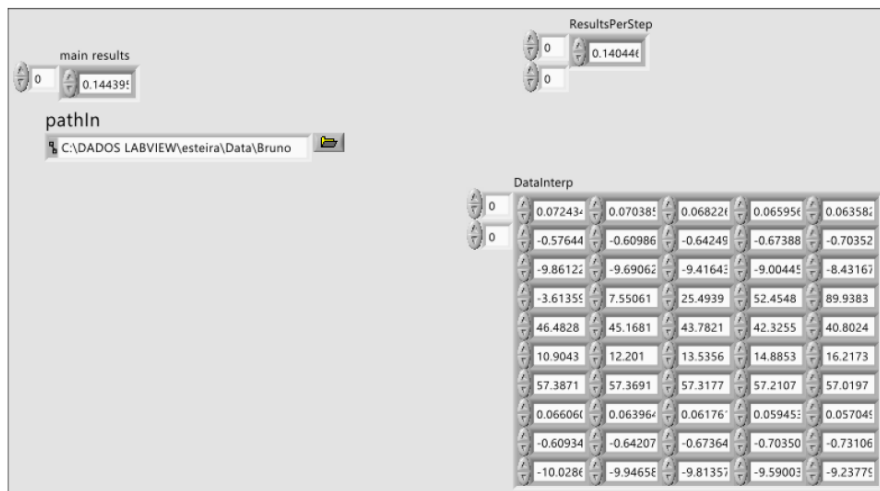
VISUALIZAÇÃO (Front Panel)



3

NameSave_Esteira.vi**PROGRAMAÇÃO (Block diagram)**

VISUALIZAÇÃO (Front Panel)



APENDICE B

Rotina matemática construída em ambiente LabVIEW para obtenção dos dados de consumo de oxigênio no teste e RE de 3000m.

