

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

Daiane Sandi

**MECANISMO ELÁSTICO EM CORREDORES AÉREOS E TERRESTRES:
UM ESTUDO TRANSVERSAL**

PORTO ALEGRE

2023

Daiane Sandi

**MECANISMO ELÁSTICO EM CORREDORES AÉREOS E TERRESTRES:
UM ESTUDO TRANSVERSAL**

Dissertação apresentada como cumprimento parcial dos requisitos para a obtenção do grau de Mestre em Ciências do Movimento Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga

PORTO ALEGRE

2023

Daiane Sandi

**MECANISMO ELÁSTICO EM CORREDORES AÉREOS E TERRESTRES:
UM ESTUDO TRANSVERSAL**

Conceito final: APROVADA

Aprovado em 05 de outubro de 2023

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Flávio Antônio de Souza Castro
Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS

Prof. Dr. Rodrigo Gomes da Rosa
Hospital de Clínicas de Porto Alegre

Prof. Dr. Jorge Lopes Storniolo
Università degli Studi di Milano

Orientador – Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga
Universidade Federal do Rio Grande do Sul - UFRGS

CIP - Catalogação na Publicação

Sandi, Daiane
MECANISMO ELÁSTICO EM CORREDORES AÉREOS E
TERRESTRES: UM ESTUDO TRANSVERSAL / Daiane Sandi. --
2023.
48 f.
Orientador: Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, Escola de Educação Física, Programa
de Pós-Graduação em Ciências do Movimento Humano,
Porto Alegre, BR-RS, 2023.

1. Corrida. 2. Modelo massa-mola. 3. Método
Volodalen. 4. Assimetria de rebote. 5. Assimetria
contato-despregue. I. Alexandre Peyré Tartaruga,
Leonardo, orient. II. Título.

*Dedicado a todos que fizeram parte
deste processo.*

AGRADECIMENTOS

Agradecer é reconhecer que não fazemos nada sozinhos. As pessoas que caminham conosco são imprescindíveis para a nossa própria caminhada e, sem elas, tudo ficaria mais difícil ou até mesmo se tornaria impossível.

Muitas pessoas cruzaram a minha vida durante este tempo de estudos e de alguma forma foram importantes nesse processo. Há aquelas que não estão mais comigo, mas a base que me deixaram é de suma importância para tudo o que realizo em minha vida. Outras estiveram muito presentes, e sabem muito bem como foi cada passo. Algumas, vou citar aqui. Mas a todas elas, minha eterna gratidão.

A Deus, por ser a força e a base de tudo.

À minha mãe, Inês Pasinato Sandi, por seu amor incondicional, que me incentiva e apoia em absolutamente tudo o que faço.

Ao meu pai, Clodomar Antonio Sandi, que não está mais aqui neste plano, mas cujos princípios e valores que me passou me guiam em todos os momentos de minha vida. Sei que está orgulhoso de mim neste momento.

À minha irmã Sabrina e ao meu cunhado Arthur, que estão sempre presentes e, com seu modo de ser, me mostram que a vida pode e deve ser mais leve e alegre.

Aos meus tios Valmir e Marli, os quais considero muito mais do que tios, mas como meus segundos pais, e amigos com quem eu posso contar em qualquer momento da vida.

À minha afilhada Fernanda, por ser uma luz na minha vida.

Ao Luciano Moraes, por ser essa pessoa incrível que, antes mesmo de ser meu namorado, sempre me mostrou o quanto eu posso alcançar na vida e me incentiva a não me impor limites. Se cheguei até aqui, muito se deve a você.

Às minhas terapeutas Ivete, Ana, Mariana e Pauline, que permitiram que eu mantivesse minha saúde física e mental em todos os momentos.

Aos professores do PPGCMH, por compartilharem seu conhecimento e sua experiência de vida. Vocês foram essenciais para minha formação.

Aos queridos professores Flávio Antônio de Souza Castro, Rodrigo Gomes da Rosa e Jorge Lopes Storniolo por aceitarem fazer parte da minha Banca e por dedicarem seu tempo para avaliar e dar suas valiosas contribuições ao meu

trabalho.

Ao Rodrigo Gomes da Rosa, por compartilhar comigo seus dados de estudo, o que proporcionou realizar meu trabalho nesse tempo complicado de pandemia e pós-pandemia.

Ao professor e amigo Marcelo Alexandre Marcon, por me mostrar ser possível alcançar meu sonho de ser Mestre em Ciências do Movimento Humano pela UFRGS, e por me apresentar ao professor Leonardo Tartaruga.

Aos atuais e antigos colegas do LOCOMOTION Edson Soares da Silva, André Ivaniski Mello, Lucas de Liz Alves, Edilson Fernando de Borba, Leonardo Rossato Ribas, Vivian Torres Müller, Valéria Feijó Martins, Marcela Zimmermann Casal, Leonardo de Los Santos Bloedow e de outros grupos de pesquisa da ESEFID, pelo companheirismo e pela troca constante de conhecimento. Vocês foram essenciais em tudo o que realizei e aprendi durante o meu Mestrado. Considero vocês mais do que colegas, mas verdadeiros amigos. Meu agradecimento especial ao Edson, que teve muita paciência e esteve sempre disponível para me orientar e auxiliar em todas as etapas da construção do artigo e da dissertação, contribuindo enormemente para isso. Meu eterno reconhecimento e gratidão.

Aos pesquisadores do grupo do professor Paolo Cavallari, em especial ao Jorge Lopes Storniolo, que tão bem me receberam na Università degli Studi di Milano e me proporcionaram grandes aprendizados e muitos momentos agradáveis durante o tempo que estive estudando com eles em Milão.

Aos colegas e professores do CREM, pela convivência e por todas as experiências e conhecimento que tive ao conviver com vocês.

Aos funcionários da ESEFID, por todo o carinho e cuidado com os estudantes e com todas as pessoas que necessitam de seu precioso trabalho.

Aos meus amigos e amigas, que me auxiliaram a não desanimar diante das dificuldades, que não foram poucas.

Aos colegas de trabalho e familiares que, de uma forma ou de outra, me deram seu auxílio e me fizeram seguir em frente.

À Universidade Federal do Rio Grande do Sul – UFRGS, instituição que me permitiu cursar meu Mestrado e que é uma das melhores e mais renomadas instituições do país.

E, finalmente, ao professor Leonardo Tartaruga, que me aceitou

inicialmente como aluna-ouvinte e posteriormente em seu grupo de pesquisas LOCOMOTION. Que acreditou em mim, me incentivando a fazer a seleção para o Mestrado e me dando a oportunidade de aprender muito durante todo esse tempo. Por me apresentar a um mundo novo, de altíssimo nível, e me mostrar que eu tinha condições de fazer parte desse mundo. Por proporcionar minha ida à Itália, para estudar com os renomados pesquisadores do grupo do professor Paolo Cavallari na Università degli Studi di Milano, a qual foi uma das experiências mais marcantes da minha vida. Tenho e sempre vou ter orgulho em dizer que tive Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga como meu orientador.

RESUMO

Introdução: A corrida humana utiliza um sistema de minimização do gasto energético chamado mecanismo elástico, o qual é mensurado através da utilização do modelo massa-mola. Em situações como a corrida, a energia é mantida no sistema através da transformação da energia potencial gravitacional e cinética em energia elástica e vice-versa durante o passo. Atualmente, padrões globais de corrida classificam a técnica de corrida em aéreo ou terrestre. Apesar de alguns fatores sugerirem um mecanismo elástico mais otimizado em corredores aéreos, ainda não há estudos comparando o mecanismo elástico entre corredores aéreos e terrestres. **Objetivo:** Comparar o mecanismo elástico entre corredores aéreos e terrestres em diferentes velocidades de corrida. **Métodos:** 32 corredores recreacionais do sexo masculino, 16 do grupo aéreo (idade 29 ± 5 anos; estatura $176,8 \pm 7,8$ m; massa corporal $75 \pm 8,6$ kg) e 16 do grupo terrestre (idade 32 ± 7 anos; estatura $175,1 \pm 4,3$ m; massa corporal $70,5 \pm 8,4$ kg) participaram deste estudo. O estudo consistiu em uma avaliação cinética, cinemática e do padrão global de corrida. Após a classificação dos corredores em aéreos ou terrestres utilizando o método Volodalen, as seguintes variáveis relacionadas ao mecanismo elástico foram analisadas em cada grupo em 10, 14 e 18 km.h⁻¹: espaço-temporais, assimetrias elástica e contato-despregue, deslocamentos verticais do centro de massa, frequência de passo e do sistema massa-mola, rigidez, e força vertical. GEE e post hoc de Bonferroni foram utilizados para comparação das variáveis ($\alpha = 0,05$). Hedges' g foram calculados para determinação do tamanho de efeito. **Resultados:** As variáveis tempo aéreo e aéreo efetivo, frequência do sistema, força e rigidez vertical, deslocamento vertical do centro de massa durante o tempo aéreo e durante as fases descendente e ascendente do centro de massa durante o tempo aéreo efetivo, e a assimetria elástica foram maiores no grupo aéreo, enquanto tempo de contato efetivo, tempo de propulsão e de frenagem foram menores. Não houve diferença no tempo de contato, frequência e comprimento de passo, deslocamento vertical do centro de massa durante as fases descendente e ascendente do centro de massa durante o tempo de contato efetivo e assimetria contato-despregue entre os grupos. **Conclusão:** Corredores aéreos apresentam um mecanismo elástico mais otimizado em comparação com corredores terrestres, uma vez que as principais variáveis do modelo massa-mola são melhores no grupo aéreo.

Palavras-chave: Corrida. Modelo massa-mola. Método Volodalen. Assimetria elástica. Assimetria contato-despregue.

ABSTRACT

Background: Human running uses an energy minimization system called the elastic mechanism or spring-mass model. In these situations, energy is maintained in the system by transforming mechanical kinetic and gravitational potential energies into elastic energy and vice-versa. Currently, global running patterns classify running techniques as aerial or terrestrial. Although some factors suggest a more optimized elastic mechanism in aerial runners, there is a lack of studies comparing the elastic mechanism between aerial and terrestrial runners. **Objective:** We aimed to compare the elastic mechanism between aerial and terrestrial runners at different running speeds. **Methods:** 32 male recreational runners, 16 from Aerial group (age 29 ± 5 years; height 176.8 ± 7.8 m; body mass 75 ± 8.6 kg) and 16 from Terrestrial group (age 32 ± 7 years; height 175.1 ± 4.3 m; body mass 70.5 ± 8.4 kg) participated in this observational study. The study consisted of a kinetic, a kinematic and a running technique evaluation. After classifying runners as aerial or terrestrial using the Volodalen method, the following variables related to the elastic mechanism were analyzed in each group of runners at 10, 14 and 18 km.h⁻¹: spatiotemporal variables, rebound and landing–take-off asymmetries, vertical displacements of the body center of mass, step frequency, frequency of the bouncing system, vertical stiffness, and vertical force. We performed a GEE and Bonferroni post-hoc to compare the variables ($\alpha = 0.05$). Hedges' g effect size was calculated. **Results:** The variables aerial and effective aerial time, frequency of the bouncing system, vertical force, vertical stiffness, vertical displacement of the body center of mass during aerial time, downward and upward trajectory of body center of mass during effective aerial time and rebound asymmetry were higher in Aerial group, whereas effective contact time, push and brake duration were lower in Aerial group. There was no difference in contact time, step frequency and length, vertical displacement of the body center of mass, the downward and upward trajectory of the body center of mass during effective contact time and landing–take-off asymmetry between the Aerial and Terrestrial groups. **Conclusion:** We concluded the aerial runners presented a more optimized elastic mechanism than terrestrial runners, once the crucial variables of the spring-mass model were better in the Aerial group.

Keywords: Running. Spring-mass model. Volodalen method. Rebound asymmetry. Landing–take-off asymmetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Simetria elástica..	19
Figura 2. Assimetria elástica.....	19
Figura 3. Duração do trabalho positivo e negativo.....	20
Figura 4. Tempo de contato efetivo e tempo aéreo efetivo.....	20
Figura 5. Classificação dos corredores segundo o método Volodalen.....	22

ABREVIATURAS

BCoM	Body center of mass
f_{sys}	Natural frequency of the system
f_{step}	Step frequency
F_v	Vertical force
k_{vert}	Vertical stiffness
L	Step length
S_a	Vertical displacement of BCoM during aerial time
S_{ae}	Vertical displacement of BCoM during effective aerial time
$S_{ae \text{ down}}$	Vertical displacement of BCoM during effective aerial downward phase
$S_{ae \text{ up}}$	Vertical displacement of BCoM during effective aerial upward phase
S_c	Vertical displacement of BCoM during contact time
S_{ce}	Vertical displacement of BCoM during effective contact time
$S_{ce \text{ down}}$	Vertical displacement of BCoM during effective aerial downward phase
$S_{ce \text{ up}}$	Vertical displacement of BCoM during effective aerial upward phase
S_v	Vertical displacement of BCoM
t_a	Aerial time
t_{ae}	Effective aerial time
t_{brake}	Brake duration
t_c	Contact time
t_{ce}	Effective contact time
t_{ce}/t_{ae}	Asymmetry between effective contact and aerial time
t_{push}	Push duration
$t_{\text{push}}/t_{\text{brake}}$	Asymmetry between push and brake duration

SUMÁRIO

1 APRESENTAÇÃO	14
1.1 APRESENTAÇÃO GERAL	14
1.1.1 Contextualização e delimitação do estudo	14
1.2 O PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA	14
1.3 OBJETIVOS	15
1.3.1 Objetivo geral	15
1.3.2 Objetivos específicos	15
1.3.3 Hipótese	16
1.4 REVISÃO DE LITERATURA	17
1.4.1 Mecanismo elástico da corrida	17
1.4.2 Corredores aéreos e terrestres	21
REFERÊNCIAS	24
2 ARTIGO: Elastic mechanism in aerial and terrestrial runners: a cross-sectional study	26
3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO	46
4 APLICAÇÕES PRÁTICAS	46
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	46

1 APRESENTAÇÃO

Esta dissertação foi desenvolvida na forma de um estudo que contém um artigo, e está em consonância com o Regimento Interno do Programa de Pós-graduação em Ciências do Movimento Humano da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

É composta por uma introdução geral, problema de pesquisa, objetivos do estudo, revisão de literatura e o artigo: **Elastic mechanism in aerial and terrestrial runners: a cross-sectional study**. O artigo foi submetido à Revista Sports Biomechanics.

1.1 APRESENTAÇÃO GERAL

1.1.1 Contextualização e delimitação do estudo

Este trabalho faz parte da linha de pesquisa Atividade Física e Performance, do grupo de pesquisas LOCOMOTION (Mecânica e Energética da Locomoção Terrestre/UFRGS), sob a coordenação do Prof. Dr. Leonardo Alexandre Peyré Tartaruga. O principal objetivo do grupo é estudar os mecanismos minimizadores do gasto energético (elástico e pendular) da locomoção humana em diferentes tipos de marcha, condições de tarefa, ambientes e populações.

Neste trabalho, buscamos investigar as possíveis diferenças existentes nos principais parâmetros do mecanismo elástico entre corredores aéreos e terrestres.

1.2 O PROBLEMA E SUA IMPORTÂNCIA

Os padrões aéreo e terrestre são observados tanto em corredores recreativos como em altamente competitivos. Corredores aéreos exibem tempos de contato mais curtos, maior rigidez de perna e tempos de voo mais longos do que corredores terrestres, bem como deslocamento vertical do centro de massa e força de reação do solo vertical máxima maiores (Lussiana *et al.*, 2017b), fatores que sugerem um mecanismo elástico mais otimizado. Porém, não encontramos estudos comparando outros parâmetros do sistema massa-mola, mais representativos do mecanismo elástico, entre diferentes padrões globais de corrida. Identificar possíveis diferenças e compreender esses parâmetros nos dois padrões globais de corrida pode

proporcionar um melhor entendimento sobre o mecanismo elástico e sobre a utilização do Método Volodalen para avaliação do mecanismo elástico em atletas.

Diante do exposto acima, o problema de pesquisa deste estudo foi: existem diferenças nos parâmetros do mecanismo elástico, mensurados segundo o método proposto por Cavagna *et al.* (1997; 2008), entre corredores aéreos e terrestres, nas velocidades 10, 14 e 18 km.h⁻¹?

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo geral

O objetivo deste trabalho foi comparar o mecanismo elástico entre corredores aéreos e terrestres em diferentes velocidades de corrida.

1.3.2 Objetivos específicos

Comparar os parâmetros do mecanismo elástico entre corredores aéreos e terrestres, em diferentes velocidades (10, 14 e 18 km.h⁻¹):

- tempo de contato (t_c),
- tempo aéreo (t_a),
- comprimento de passo (L),
- tempo de contato efetivo (t_{ce}),
- tempo aéreo efetivo (t_{ae}),
- tempo de trabalho negativo (t_{brake}),
- tempo de trabalho positivo (t_{push}),
- frequência de passo (f_{step}),
- frequência do sistema massa-mola (f_{syst}),
- rigidez vertical (k_{vert}),
- força vertical (F_v),
- deslocamento vertical do centro de massa (S_v),
- deslocamento vertical do centro de massa durante o contato (S_c),
- deslocamento vertical do centro de massa durante o tempo aéreo (S_a),
- deslocamento vertical do centro de massa durante o contato efetivo (S_{ce}),

- deslocamento vertical do centro de massa durante o tempo aéreo efetivo (S_{ae}).

1.3.3 Hipótese

Nossa hipótese para este estudo foi que corredores aéreos apresentariam um mecanismo elástico mais otimizado em comparação com corredores terrestres. Esperava-se que corredores aéreos apresentassem maior assimetria elástica (t_{ae}/t_{ce}) e menor assimetria contato-despregue (t_{push}/t_{brake}) do que corredores terrestres, independentemente da velocidade de corrida.

1.4 REVISÃO DE LITERATURA

1.4.1 Mecanismo elástico da corrida

De forma geral, a corrida pode ser definida como uma alternância cíclica das fases de apoio e de voo dos membros inferiores, em que no máximo um membro está em contato com o solo. Deste modo, a proporção de tempo gasto por um membro em contato com o solo durante uma passada de corrida, ou seja, o duty factor, é inferior a 50% (Minetti, 1998; Folland *et al.*, 2017).

Em teoria, a corrida humana se utiliza de um sistema de minimização de energia que é similar ao trote de animais quadrúpedes. Esse sistema é denominado massa-mola (Blickhan, 1989; Fischer; Storniolo; Peyré-Tartaruga, 2015). O sistema massa-mola é composto de uma massa, a qual representa o centro de massa (BCoM) do indivíduo, que se localiza sobre uma mola, cuja massa é desprezada. Em todas as situações que envolvem saltos, assim como a corrida, essa mola se comprime, e há manutenção da energia no sistema por meio da transformação das energias mecânicas cinética e potencial gravitacional em energia potencial elástica (Farley; González, 1996; McMahon; Cheng, 1990), resultando em atenuação do custo energético (Cavagna; Saibene; Margaria, 1964). A troca de energia potencial e cinética do BCoM pode diferenciar a caminhada da corrida. Na corrida o modelo massa-mola economiza energia quando as energias potencial e cinética oscilam simetricamente em fase em uma frequência (f_{sys}), comprimindo a mola e armazenando energia elástica em cada passo e ajudando a elevar e acelerar o BCoM (Blickhan, 1989; McMahon; Cheng, 1990; Cavagna; Heglund; Taylor, 1977).

O modelo massa-mola na 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 uma oscilação harmônica (movimento do 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 *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 (t_c) e pode ou não incluir um tempo aéreo (t_a).

Esses fenômenos podem ser mensurados utilizando-se as forças de reação do solo como dados de entrada (Cavagna, 1975), e podem ser utilizados para diferenciar corredores de diferentes níveis de desempenho (Da Rosa *et al.*, 2019) e a descrever a mecânica de corrida de idosos e jovens (Cavagna; Legramandi; Peyré-Tartaruga, 2008).

Em cada etapa da corrida, as unidades músculo-tendíneas são alongadas após o contato com o solo e encurtadas antes do momento do despegue do pé do solo. O pico de energia cinética alcançado logo após o contato é maior do que o pico da energia cinética restaurado antes do despegue durante o tempo de trabalho positivo (t_{push}). Por outro lado, a duração do trabalho positivo é maior do que a duração do tempo de trabalho negativo (t_{brake}). Esta assimetria nesse tempo de duração de trabalho conhecida como 'assimetria contato-despegue' consiste em uma força média exercida durante o alongamento (após o contato) maior do que o desenvolvido durante o encurtamento (antes do despegue) (Cavagna, 2006).

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, até o instante no qual a força vertical é máxima. Enquanto que a duração do t_{push} é determinado pelo período no qual a força vertical é máxima até o despegue do pé do solo. Tem sido argumentado que a assimetria contato-despegue é dependente da relação força-velocidade do músculo, sendo que, quanto maior for a mudança de comprimento do músculo em relação à do tendão, na unidade músculo-tendínea, maior será a assimetria contato-despegue (Cavagna, 2006).

Cavagna *et al.* (1988) mostraram que há desvios na simetria do mecanismo elástico em humanos e animais durante a corrida. Quando a oscilação vertical do BCoM durante os tempos de contato (S_c) e aéreo (S_a) foi analisada considerando a força vertical maior (S_{ce}) e menor (S_{ae}) que o peso corporal e quando o t_c e o t_a durante a corrida foi considerado efetivo ou maior, t_{ce} , e menor, t_{ae} , que o peso corporal, eles encontraram assimetrias relacionadas ao tempo e amplitude de oscilação do BCoM que são dependentes da velocidade de corrida. Em velocidades de corrida mais baixas, até 11 km.h^{-1} , S_{ce} , t_{ce} e frequência de passo (f_{step}) são iguais aos valores de S_{ae} , t_{ae} e f_{syst} , respectivamente (Figura 1). Em velocidades de corrida mais altas, essa relação se torna assimétrica, com S_{ce} , t_{ce} e f_{step} menores do que S_{ae} , t_{ae} e f_{syst} (Figura 2).

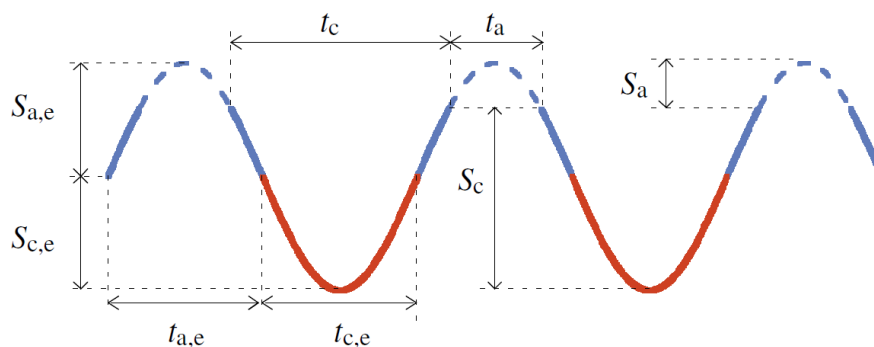


Figura 1 — Simetria elástica (até $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) durante a oscilação vertical do BCoM (extraído de Cavagna, Heglund e Williams, 2005). Tempo de contato (t_c) e tempo aéreo (t_a); tempo de contato efetivo ($t_{c,e}$) e tempo aéreo efetivo ($t_{a,e}$), oscilação vertical do BCoM durante o contato (S_c) e durante a fase aérea (S_a).

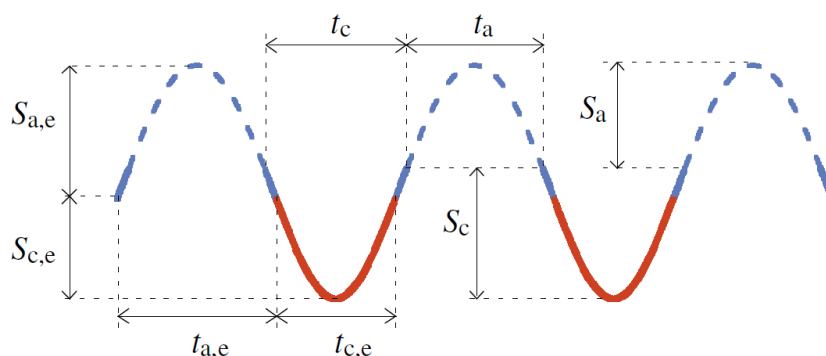


Figura 2 — Assimetria elástica (acima de $11 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$) durante a oscilação vertical do BCoM (extraído de Cavagna, Heglund e Williams, 2005). Tempo de contato (t_c) e tempo aéreo (t_a); tempo de contato efetivo ($t_{c,e}$) e tempo aéreo efetivo ($t_{a,e}$), oscilação vertical do BCoM durante o contato (S_c) e durante a fase aérea (S_a).

As assimetrias da corrida humana são descritas com detalhes em Cavagna (2006). O autor avaliou variáveis mecânicas de corrida por meio de forças de reação do solo em 10 sujeitos (8 homens e 2 mulheres) em velocidades de corrida de 2 a 21 $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$. Verificou-se que em velocidades de corrida baixas e intermediárias a relação contato-despreço é assimétrica ($t_{\text{push}} > t_{\text{brake}}$) e torna-se simétrica ($t_{\text{push}} = t_{\text{brake}}$) em altas velocidades de corrida (Figura 3).

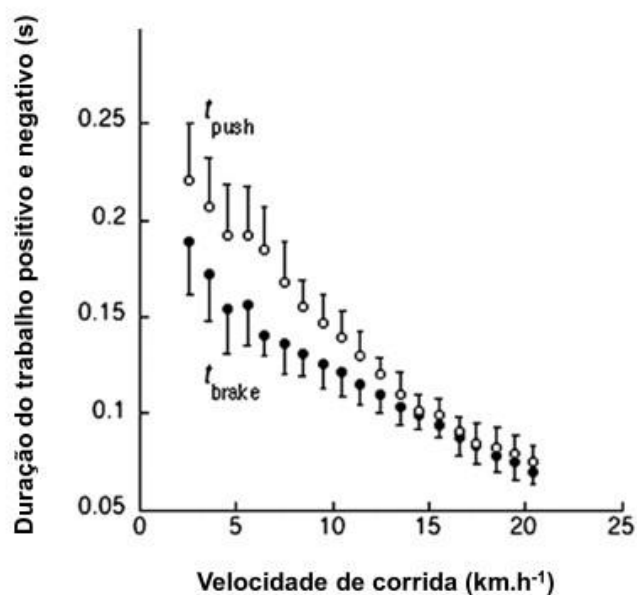


Figura 3 — Duração do trabalho positivo (t_{push}) e negativo (t_{brake}) em diferentes velocidades de corrida (adaptado de Cavagna, 2009).

Por outro lado, o rebote é simétrico ($t_{ae} = t_{ce}$) em velocidades baixas e intermediárias. Com o aumento da velocidade de corrida, os valores de t_{ae} permanecem inalterados, ao passo que o t_{ce} diminui, tornando essa relação assimétrica ($t_{ae} > t_{ce}$) em altas velocidades de corrida (Cavagna, 2009) (Figura 4).

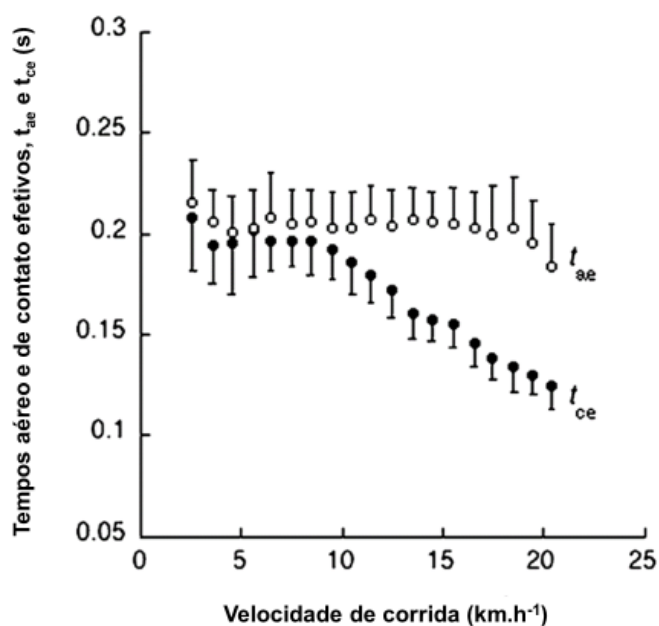


Figura 4 — Tempo de contato efetivo (t_{ce}) e tempo aéreo efetivo (t_{ae}) em diferentes velocidades de corrida (adaptado de Cavagna, 2009).

Sobre as assimetrias do sistema massa-mola, estudos recentes mostram que em velocidades altas de corrida, quando $t_{ae} > t_{ce}$ e $t_{push} = t_{brake}$, o mecanismo elástico é otimizado (Da Rosa *et al.*, 2019; Monte *et al.*, 2020).

1.4.2 Corredores aéreos e terrestres

Na prática da corrida, observamos diferentes padrões de movimento entre os atletas. A existência de uma variabilidade na cinemática da corrida tem sido demonstrada entre corredores saudáveis, mesmo quando se leva em conta fatores internos (idade, altura, massa corporal) e externos (velocidade de corrida, tipo de calçado) (Phinyomark *et al.*, 2015). Hoerzer *et al.* (2015) identificaram oito diferentes padrões de corrida em 88 corredores saudáveis, enquanto Phinyomark *et al.* (2015) identificaram dois subgrupos em 121 corredores. Os resultados desses estudos sugerem que indivíduos saudáveis empregam estratégias distintas para alcançar objetivos semelhantes de movimento (Lussiana *et al.*, 2017a).

Apesar da existência desses e de outros padrões identificados na literatura, não há evidências de que exista um padrão de corrida único que seja ideal para todos os corredores (Boullosa *et al.*, 2020).

A locomoção humana é um sistema global, no qual mudanças em um parâmetro podem influenciar vários outros e, por este motivo, é aconselhável observar padrões globais de movimento ao classificar corredores, e não apenas um movimento em particular (Gindre *et al.*, 2016). Dessa forma, um grupo de pesquisadores (Gindre *et al.*, 2016; ; Lussiana *et al.*, 2017a) propõe um método para a classificação do padrão global de corrida, o Método Volodalen, o qual permite a classificação de corredores em aéreos ou terrestres utilizando a observação visual. Esses dois padrões globais de corrida classificam a técnica de corrida em modo integrativo: padrão aéreo e padrão terrestre.

Treinadores relatam que observam a presença de ambos os tipos de corredores em competições, e os padrões aéreo e terrestre são observados tanto em corredores recreativos como em altamente competitivos (Lussiana *et al.*, 2017b). Esses dois padrões de corrida são definidos com base em 5 critérios avaliados subjetivamente (Figura 5):

A- oscilação vertical da cabeça: baixa em corredores terrestres, alta em corredores

aéreos;

B- movimento anteroposterior dos cotovelos: pronunciado em corredores terrestres, baixo em corredores aéreos;

C- posição da pelve no momento de contato com o solo: baixa em corredores terrestres, alta em corredores aéreos;

D- posição dos pés no momento de contato com o solo: em frente ao centro de massa em corredores terrestres, abaixo do centro de massa em corredores aéreos;

E- padrão de ataque do pé: retropé em corredores terrestres, antepé em corredores aéreos.

Cada critério recebe uma pontuação de 1 a 5. Essas pontuações são somadas, o que resulta em um escore global, chamado pelos autores de V_{score} , o qual pode variar de 5 a 25. Caso o valor do V_{score} seja ≤ 15 o corredor é classificado como terrestre, e um $V_{score} > 15$ classifica o corredor como aéreo (Lussiana *et al.*, 2017b).

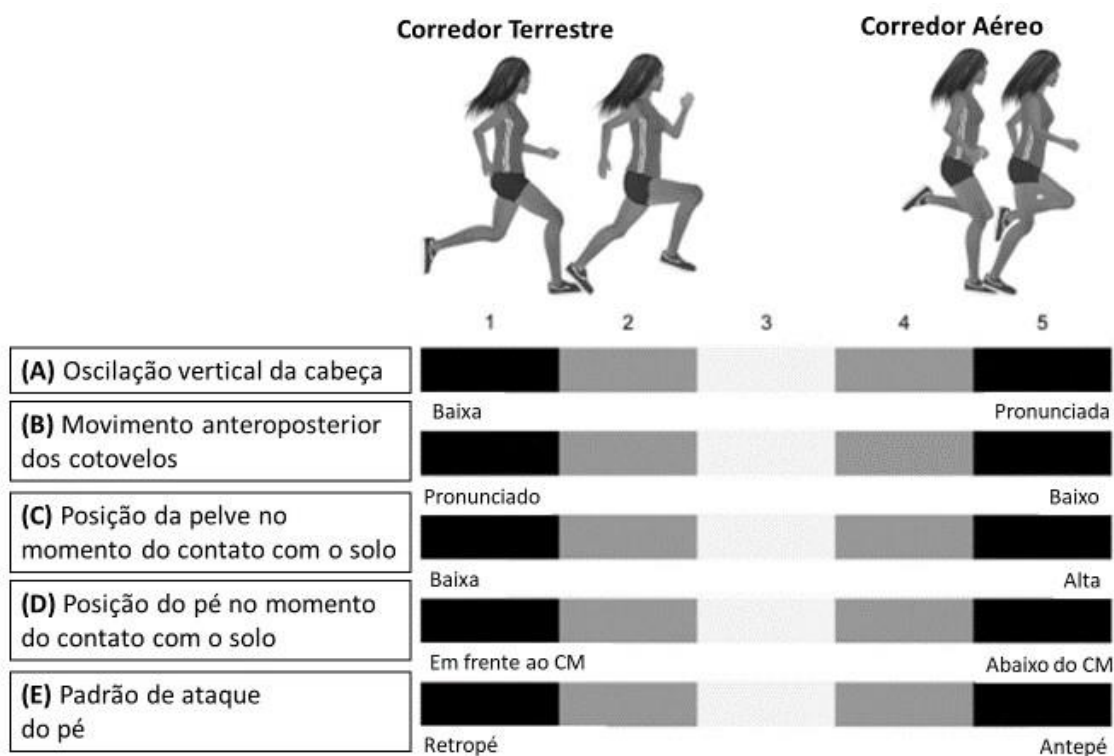


Figura 5: Tabela de classificação dos corredores segundo o método Volodalen (adaptado de Lussiana *et al.*, 2017a).

Corredores aéreos e terrestres exibem diferentes cinemáticas nas velocidades de corrida examinadas pelo método (10, 12, 14, 16 e 18 km.h⁻¹), sendo que os

corredores aéreos apresentam maior oscilação vertical da cabeça, menor deslocamento horizontal dos cotovelos, posição vertical da pelve mais alta durante o contato, menor distância horizontal entre o calcanhar e a pelve no contato com o solo e ângulos de ataque do pé menores que corredores terrestres (Gindre *et al.*, 2016).

Com o aumento da velocidade, pode-se esperar uma maior variação em certos parâmetros biomecânicos e uma menor variação em outros. Dessa forma, a mudança nas contribuições relativas das diferentes variáveis para o V_{score} pode ser parcialmente explicada pela diferença na mudança desses parâmetros nas diferentes velocidades. Em baixas velocidades, a oscilação vertical da cabeça e posição da pelve no contato com o solo são os parâmetros que mais contribuem para determinar o V_{score} . Já em velocidades mais altas, os parâmetros mais preditivos são o deslocamento anteroposterior dos cotovelos e o ângulo de ataque do pé. No entanto, apesar das mudanças na contribuição relativa dos parâmetros com o aumento da velocidade, destaca-se a manutenção da classificação geral dos corredores em todas as velocidades examinadas. Em outras palavras, o padrão global dos corredores se mantém, independente da velocidade (entre 10 e 18 km.h⁻¹) (Lussiana *et al.*, 2017a).

O método Volodalen pode ser útil na elaboração de programas de intervenção, pois é um método prático que identifica facilmente os corredores em diferentes subgrupos funcionais que usam diferentes estratégias de movimento. Através de uma melhor compreensão dessas estratégias, a identificação do padrão de corrida poderia ajudar atletas e treinadores a individualizarem a prescrição de exercícios, melhorando assim as respostas de treinamento, proporcionando benefícios para o atleta (Lussiana *et al.*, 2017a; Lussiana *et al.*, 2017b).

Quanto à economia de corrida, os corredores dos dois grupos apresentam características semelhantes, porém empregam estratégias diferentes para diminuir seu gasto energético. Corredores terrestres utilizam a estratégia de impulsionar o corpo mais para frente do que para cima, e corredores aéreos utilizam-se mais da capacidade de armazenar e liberar energia elástica (Lussiana *et al.*, 2017b; Patoz *et al.*, 2022). Dessa forma, as evidências sugerem que não há vantagem em escolher, favorecer ou prescrever um padrão global de corrida específico, e não é aconselhável que os treinadores tentem modificar o padrão de corrida espontâneo do atleta (Patoz *et al.*, 2022). Além disso, deixar que os indivíduos selecionem seu estilo de corrida preferido e mais confortável pode evitar lesões relacionadas à corrida (Nigg *et al.*, 2015), além de otimizar a eficiência da corrida (Moore, 2016).

REFERÊNCIAS

BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, v. 22, n. 11, p. 11, 1989.

BOULLOSA, D.; ESTEVE-LANAO, J.; CASADO, A.; PEYRÉ-TARTARUGA, L.A.; DA ROSA, R. G.; DEL COSO, J. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. *Sports*, v. 8, n. 3, p. 35, 2020.

CAVAGNA, G. A. Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, v. 39, p. 174-179, 1975.

CAVAGNA, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, v. 209, n. 20, p. 4051-4060, 2006.

CAVAGNA, G. A. The two asymmetries of the bouncing step. *European Journal of Applied Physiology*, v. 107, p. 739-742, 2009.

CAVAGNA, G. A.; FRANZETTI, P.; HEGLUND, N. C.; WILLEMS, P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *The Journal of Physiology*, v. 399, p. 81-92, 1988.

CAVAGNA, G. A.; HEGLUND, N. C.; TAYLOR, C. R. Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, v. 233, n. 5, p. 243-261, 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*, v. 275, n. 1633, p. 411-418, 2008.

CAVAGNA, G. A.; SAIBENE, F. P.; MARGARIA, R. Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, v. 19, n. 2, p. 249-256, 1964.

DA ROSA, R. G.; OLIVEIRA, H. B.; GOMEÑUKA, N. A.; MASIERO, M. P. B.; DA SILVA, E. S.; ZANARDI, A. P. J.; CARVALHO, A. R.; SCHONS, P.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Landing-takeoff asymmetries applied to running mechanics: a new perspective for performance. *Frontiers in Physiology*, v. 10, p.415, 2019.

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

FISCHER, G.; STORNILO, J. L. L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Effects of fatigue on running mechanics: spring-mass behavior in recreational runners after 60 seconds of countermovement jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 31, n. 6, p. 445-451, 2015.

FOLLAND, J. P.; ALLEN, S. J.; BLACK, M. I.; HANDSAKER, J. C.; FORRESTER, S.

E. Running technique is an important component of running economy and performance. *Medicine Science in Sports & Exercise*, v. 49, p. 1412-1423, 2017.

GINDRE C.; LUSSIANA T.; HEBERT-LOSIER K.; MOUROT L. Aerial and terrestrial patterns: a novel approach to analyzing human running. *International Journal of Sports Medicine*, v. 37, n. 1, p. 25-29, 2016.

HOERZER, S.; VON TSCHARNER, V.; JACOB, C.; NIGG, B. M. Defining functional groups based on running kinematics using self-organizing maps and support vector machines. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 10, p. 2072–2079, 2015.

LUSSIANA T.; GINDRE C.; MOUROT L.; HEBERT-LOSIER K. Do subjective assessments of running patterns reflect objective parameters? *European Journal of Sports Science*, v. 17, n. 7, 847-857, 2017a.

LUSSIANA, T.; GINDRE, C.; HÉBERT-LOSIER, K.; SAGAWA, Y.; GIMENEZ, P.; MOUROT, L. Similar running economy with different running patterns along the aerial-terrestrial continuum. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 12, n. 4, p. 481-489, 2017b.

MCMAHON, T. A.; CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed. *Journal of Biomechanics*, v. 23, p. 14, 1990.

MINETTI, A. E. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *Journal of Biomechanics*, v. 31, p. 463-468, 1998.

MONTE, A.; MAGANARIS, C.; BALZOPoulos, V.; ZAMPARO, P. The influence of Achilles tendon mechanical behavior on “apparent” efficiency during running at different speeds. *European Journal of Applied Physiology*, v. 120, n. 11, p. 2495-2505, 2020.

MOORE, I. S. Is there an economical running technique? A review of modifiable biomechanical factors affecting running economy. *Sports Medicine*, v. 46, n. 6, p. 793-807, 2016.

NIGG, B. M.; BALTICH, J.; HOERZER, S.; ENDERS, H. Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: ‘Preferred movement path’ and ‘comfort filter’. *British Journal of Sports Medicine*, v. 49, n. 20, 1290-1294, 2015.

PATOZ, A.; LUSSIANA, T.; BREINE, B.; GINDRE, C. There is no global running pattern more economic than another at endurance running speeds. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 17, n. 4, p. 659-662, 2022.

PHINYOMARK, A.; OSIS, S.; HETTINGA, B. A.; FERBER, R. Kinematic gait patterns in healthy runners: a hierarchical cluster analysis. *Journal of Biomechanics*, v. 48, n. 14, p. 3897–3904, 2015.

2 ARTIGO: Elastic mechanism in aerial and terrestrial runners: a cross-sectional study**Elastic mechanism in aerial and terrestrial runners: a cross-sectional study**

Daiane Sandi ¹, Edson Soares da Silva ², André Ivaniski-Mello ^{1,3}, Leonardo Rossato Ribas ¹, Rodrigo Gomes da Rosa ¹, Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga ^{1,3}

¹ LaBiodin Biodynamics Laboratory, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil.

² Université Jean Monnet, Inter-university Laboratory of Human Movement Biology, Saint-Etienne, France.

³ Department of Public Health, Experimental Medicine and Forensic Sciences, University of Pavia, Pavia, Italy

Corresponding Author

Leonardo Alexandre Peyré-Tartaruga

Full mailing address: LaBiodin Biodynamics Laboratory, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Dança, Universidade Federal do Rio Grande do Sul - 90690-200 / Porto Alegre - RS, Brazil.

Telephone number: +55 5184063793

E-mail address: leonardo.tartaruga@ufrgs.br

ABSTRACT

Background: Human running uses an energy minimization system called the elastic mechanism or spring-mass model. In these situations, energy is maintained in the system by transforming mechanical kinetic and gravitational potential energies into elastic energy and vice-versa. Currently, global running patterns classify running techniques in aerial or terrestrial and elastic mechanism evaluation can elucidate mechanical differences and, indirectly, the energy cost of running. **Objective:** We aimed to compare the elastic mechanism between aerial and terrestrial runners at different running speeds. **Methods:** 32 male recreational runners, 16 from Aerial group (age 29 ± 5 years; height 176.8 ± 7.8 m; body mass 75 ± 8.6 kg) and 16 from Terrestrial group (age 32 ± 7 years; height 175.1 ± 4.3 m; body mass 70.5 ± 8.4 kg) participated. The study consisted of a kinetic, a kinematic and a running technique evaluation. After classifying runners as aerial or terrestrial using the Volodalen method, the following variables related to the elastic mechanism were analyzed in each group of runners at 10, 14 and 18 km.h⁻¹: spatiotemporal variables, rebound and landing–take-off asymmetries, vertical displacements of the body center of mass, step frequency, frequency of the bouncing system, vertical stiffness, vertical force, step length. We performed a GEE and Bonferroni post-hoc to compare the variables ($\alpha = 0.05$). Hedges' g effect size was calculated. **Results:** The variables effective aerial time, aerial time, frequency of the bouncing system, vertical force, vertical stiffness, vertical displacement of the body center of mass during aerial time, downward and upward trajectory of the body center of mass during effective aerial time and rebound asymmetry were higher in Aerial group, whereas effective contact time, push and brake duration were lower in Aerial group. There was no difference in contact time, step frequency, step length, vertical displacement of the body center of mass, the downward and upward trajectory of the body center of mass during effective contact time and landing–take-off asymmetry between the Aerial and Terrestrial groups. **Conclusion:** We concluded the aerial runners presented a more optimized elastic mechanism than terrestrial runners, once the crucial variables of the spring-mass model were better in the Aerial group. **Keywords:** running; spring-mass model; Volodalen method; rebound asymmetry; landing–take-off asymmetry.

1 INTRODUCTION

Human running uses an energy expenditure minimization system similar to the trot of quadruped animals, called elastic mechanism or spring-mass model (Blickhan, 1989; Alexander, 1976; Fischer et al, 2015). The spring-mass model is composed of a mass, representing the body center of mass (BCoM), located on a spring, whose mass is neglected. In bouncing situations, this spring is compressed and the mechanical energy is maintained in the system through the transformation of mechanical kinetic and gravitational potential energy into elastic potential energy and vice-versa (Farley & González, 1996; McMahon & Cheng, 1990), reducing the metabolic energy cost (Cavagna et al., 1964).

The spring-mass model is divided into two phases: a part taking place when the vertical force (F_v) exerted on the ground is greater than body weight (lower part of the oscillation, named effective contact time, t_{ce}), and a part taking place when this force is smaller than body weight (upper part of the oscillation, called effective aerial time, t_{ae}). In harmonic oscillation the amplitude of the oscillation corresponds to the system's maximum deformation from its equilibrium position (Cavagna et al., 1988). According to this division, the lower part of the oscillation is always in contact with the ground, while the upper part includes a fraction of the contact time (t_c) and may or may not include aerial time (t_a). T_{ce} always represents the half period of the oscillation, whereas t_{ae} exceeds the half period in the presence of an aerial phase. At low speeds of human running, the duration of t_{ce} is about equal to t_{ae} . This is called a *symmetric rebound*. At high speeds the period of t_{ae} is greater than the duration of t_{ce} . This is called an *asymmetric rebound* (Cavagna et al. 1988).

In each running phase, the muscle-tendon units are lengthened after contact with the ground and shortened before the foot take-off the ground. The peak of kinetic energy reached after contact, is greater than that of kinetic energy restored before the take-off during the positive phase.

On the other hand, the duration of positive work or concentric contraction (t_{push}) is greater than the duration of the negative work phase or eccentric contraction (t_{brake}). This landing–take-off asymmetry consists of an average force exerted during elongation (after contact) greater than that developed during shortening (before takeoff). It has been argued that the landing–take-off asymmetry is dependent on the force-velocity relationship of the muscle, and the greater the change in muscle length concerning the tendon, in the muscle-tendon units, the greater the landing–take-off

asymmetry (Cavagna, 2006).

According to Cavagna (2009), the discrepancy between t_{ae} and t_{ce} increases with speed, whereas the disparity between t_{push} and t_{brake} decreases with speed. The increase of the vertical push with speed makes the on-off ground rebound asymmetric, but has an opposite effect on the landing-take-off asymmetry. Old adults have higher landing-take-off asymmetry than young adults, indicating a less elastic behavior (Cavagna et al., 2008b). To identify the behavior of the elastic mechanism, Da Rosa et al. (2019) argue that not only punctual and indirect aspects should be investigated, but also crucial aspects of the spring-mass model related to the rebound asymmetry (t_{ae}/t_{ce}) and landing-take-off asymmetry (t_{push}/t_{brake}). Furthermore, recent findings using the ultrasound technique have confirmed the contribution of elastic energy to the positive work generated by the muscle-tendon unit increasing with speed (Monte et al., 2020).

A global running analysis shows no evidence of an ideal pattern for all runners (Boullousa et al., 2020). Nowadays, there are two categories of global running patterns in an integrative way: aerial and terrestrial runners. This division may allow a better understanding of the relationship between running economy and biomechanics (Lussiana et al., 2017b). The Volodalen method enables the classification of runners in aerial or terrestrial using visual observation of five key elements, which have been used in recreational and highly competitive runners. Each component is scored on a 1-to-5 scale, and the five individual scores are summed to provide a global score (V_{score}) ranging from 5 to 25 (Lussiana et al., 2017a).

Previous studies have shown that aerial runners naturally exhibit shorter t_c , longer t_a , greater leg stiffness during stance compared to terrestrial ones, as well as more significant vertical displacements of the BCoM (S_v) and maximum F_v (Lussiana et al., 2017b). Although these factors suggest a more optimized elastic mechanism in aerial runners, there are still no studies comparing the elastic mechanism of running between aerial and terrestrial runners, specifically on the parameters of the spring-mass model. Identifying those parameters in both global running patterns can provide a better understanding of the elastic mechanism, and reinforce the Volodalen method usage for runners' pattern classification.

This study compared the elastic mechanism between aerial and terrestrial runners at different speeds. We hypothesized that the aerial runners will present a more optimized elastic mechanism than terrestrial runners. Aerial runners are

expected to show more significant rebound asymmetry (t_{ae}/t_{ce}) and lower landing–take-off asymmetry (t_{push}/t_{brake}) than terrestrial runners regardless of running speeds.

2 MATERIALS AND METHODS

2.1 Study design

This is a cross-sectional study. All data were collected in only one single day. Data collection procedures were explained and the informed consent form was signed, presenting all benefits and possible harms. After the explanation, anthropometric data were collected, and then the participant was positioned on the treadmill for running tests. Kinetics and kinematics data were collected to evaluate the runner's running technique and elastic mechanism. The subjects performed a familiarization and warm-up at 9–10 km.h⁻¹, on the treadmill on the level, for 5 to 10 minutes and then started the tests at different speeds (10, 14 and 18 km.h⁻¹) lasting 45-120 seconds according to the speed. The speeds were randomized at www.randomizer.org.

2.2 Subjects and ethics statement

Thirty-two male recreational runners participated in the present study, 16 from the Aerial group (GA) (age 29 ± 5 years; height 176.8 ± 7.8 m; body mass 75 ± 8.6 kg) and 16 from the Terrestrial group (GT) (age 32 ± 7 years; height 175.1 ± 4.3 m; body mass 70.5 ± 8.4 kg). Inclusion criteria were a minimum age of 18 years and a maximum of 40 years, a minimum training time of 2 years, minimum weekly training of 20 km. The exclusion criteria were: injury or illness that precludes or impairs the practice of running in the last two years, use of medication that affects running performance and being a smoker. The institutional ethics committee (No. 1.946.049 of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Brazil) approved the procedures of this study conformed to the latest revision of the Declaration of Helsinki. All participants were aware of this study's potential risks and discomforts before signing the informed consent form. Sample size calculation is shown in appendix 1.

2.3 Kinematic evaluation

Thirty-six reflective markers (14 mm, Vicon Biomechanics Marker Accessories) were positioned at anatomical references following the Plug-in-Gait Full-Body model (Nexus software 1.8.5). Kinematics data were evaluated using the Vicon 3D motion

capture system (Vicon Motion Capture System – Oxford – USA) with six video cameras Bonita model, at 100 Hz. The spatial calibration was performed according to the manufacturer's recommendations before the start of each data collection.

Anthropometric measures used as input data for the model's construction were: body mass, height, shoulder diameter, elbow diameter, wrist diameter, hand width, knee diameter and ankle diameter. After placing reflective markers, were performed the static data collection of subjects. The kinematic data were recorded during the final 30 seconds of each trial. The interval between each test was at least 2 min or until the runner achieved full recovery according to the Total Quality Recovery scale (Kentta & Hassmen, 1998).

2.4 Running technique

The running technique was evaluated using the Volodalen method to classify the runners as aerial or terrestrial (Lussiana et al., 2017a). This classification consisted of subjective observation of 5 key elements: A) vertical oscillation of the head; B) anteroposterior motion of the elbows; C) pelvis position at ground contact; D) foot position at ground contact; and E) strike pattern. Each element was scored from 1 to 5. The V_{score} was the sum of the scores obtained from all criteria. The runner was considered terrestrial if he obtained a $V_{score} \leq 15$, and considered aerial if he attained a $V_{score} > 15$ (Lussiana et al., 2017a). The collected data from the running trials were analyzed by two independent researchers, using the software Nexus 2.12.

2.5 Kinetic evaluation

The kinetic data were recorded during the final 20 seconds of each trial. An instrumented treadmill (super ATL model, Inbramed, Porto Alegre, Brazil) with four tridimensional cells was used for data collection. The sensor had a low-pass and second-order filter (Butterworth filter) with a cut-off frequency of 30 Hz. The data were collected at 1000 Hz per channel via a dedicated DAQ board (Instor Porto Alegre, Brazil) and a custom LabView software (National Instruments, Austin, United States). and a custom LabVIEW system (National Instruments, Austin, United States). We only used the vertical component of the ground reaction forces (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). Before each acquisition, the system was calibrated to the equipment standard.

2.6 Data processing

After classifying the runners as aerial or terrestrial, the following variables related to the elastic mechanism were analyzed in each group of runners (GA and GT) at 10, 14 and 18 km.h⁻¹: t_c , t_a , t_{ce} , t_{ae} , t_{brake} , t_{push} , step frequency (f_{step}), frequency of the bouncing system (f_{syst}), vertical stiffness (k_{vert}), F_v , step length (L), S_v , vertical displacement of BCoM during t_c (S_c), vertical displacement of BCoM during t_a (S_a), vertical displacement of BCoM during t_{ce} in downward phase ($S_{ce\ down}$) and upward phase ($S_{ce\ up}$), vertical displacement of BCoM during t_{ae} in downward phase ($S_{ae\ down}$) and upward phase ($S_{ae\ up}$). The ratios between t_{ae} and t_{ce} and t_{push} and t_{brake} were also calculated. Cavagna's method was used to calculate the spring-mass model components (Cavagna et al., 1997; Cavagna et al., 2008a). The F_v curve was divided into two phases: t_{ce} (which occurred when the F_v measured by the force platform was greater than the body weight) and t_{ae} (when the F_v was smaller than body weight) and the corresponding times (t_{ce} and t_{ae}) and vertical displacements (S_{ce} e S_{ae}) were determined. The t_{push} and t_{brake} were defined as the periods at which the mechanical energy of the BCoM oscillated positively and negatively, respectively.

The L was calculated by multiplying the duration of the step by the average forward velocity. The f_{step} was defined as the inverse of the step time. F_{syst} was defined as [$F_{syst} = 1 / (2 \times t_{ce})$]. F_v was determined by the highest value of the vertical ground reaction forces during contact. T_c and t_a were obtained from the F_v limit criterion of 10N. The k_{vert} was determined as the division of the maximum vertical acceleration of the BCoM by t_{ce} . S_v , S_c , S_a , $S_{ae\ down}$, $S_{ae\ up}$, $S_{ce\ down}$ and $S_{ce\ up}$ were determined from the numerical integration of the F_v data (Da Rosa et al., 2019).

2.7 Statistical Analysis

Data were presented as mean, standard deviation and 95% confidence intervals. Generalized Estimating Equations (GEE) were applied and the Bonferroni post hoc test was used to find statistical differences. Hedges' g was calculated to determine the effect size: < 0.19 insignificant; 0.20 to 0.49 small; 0.50 to 0.79 medium; 0.80 to 1.29 large; > 1.30 very large (Cohen, 1988; Rosenthal, 1996). The above Gardner-Altman estimation plot shows the Hedges' g between GA and GT. Both groups are plotted on the left axes; the mean difference is plotted on the floating axes on the right as a bootstrap sampling distribution. The mean difference is depicted as a

dot; the ends of the vertical error bar indicate the 95% confidence interval. The level of significance was $\alpha = 0.05$. All statistical analyses were performed using the SPSS 25.0 package (IBM Corporation, Inc., New York, United States).

3 RESULTS

Table 1 shows runners' aerial and terrestrial classification using the Volodalen method.

Table 1 – Mean values for each item and the overall score of the Volodalen method for runner' technique classification.

Criteria	Aerial (n = 16)			Terrestrial (n = 16)		
	10 km.h ⁻¹	14 km.h ⁻¹	18 km.h ⁻¹	10 km.h ⁻¹	14 km.h ⁻¹	18 km.h ⁻¹
A. Vertical oscillation of the head	3.5	3.9	3.8	2.8	3.4	3.5
B. Antero-posterior motion of the elbows	3.1	3.1	3.3	2.9	2.8	2.9
C. Pelvis position at ground contact	3.7	4.1	3.9	3.2	3.6	3.5
D. Foot position at ground contact	4.1	3.4	2.9	3.6	3.2	2.8
E. Strike pattern	2.8	2.6	2.6	1.6	1.7	1.2
Final Vscore	17.2	17.2	16.5	14.0	14.6	13.8

*Average Vscore

Table 2 shows the mean and standard deviation of the variables in aerial and terrestrial runners at different velocities.

Table 2 –Spring-mass system and spatiotemporal variables from aerial and terrestrial runners running at 10, 14, and 18 km.h⁻¹. Data are presented as mean and standard deviation. The p values of the statistical comparison between groups are also presented.

Variables	10 km.h ⁻¹			14 km.h ⁻¹			18 km.h ⁻¹		
	Aerial	Terrestrial	p	Aerial	Terrestrial	p	Aerial	Terrestrial	p
t _{ce} (s)	0.167 ± 0.011	0.183 ± 0.017*	.001	0.150 ± 0.010	0.159 ± 0.011*	.011	0.132 ± 0.012	0.140 ± 0.011*	.045
t _{ae} (s)	0.201 ± 0.013	0.187 ± 0.018*	.012	0.196 ± 0.011	0.187 ± 0.017	.053	0.184 ± 0.017	0.175 ± 0.024	.188
t _a (s)	0.145 ± 0.011	0.130 ± 0.021*	.008	0.148 ± 0.012	0.136 ± 0.019*	.024	0.144 ± 0.014	0.128 ± 0.025*	.019
t _c (s)	0.221 ± 0.015	0.233 ± 0.027	.120	0.199 ± 0.016	0.207 ± 0.019	.194	0.179 ± 0.018	0.189 ± 0.017	.113
f _{step} (Hz)	2.718 ± 0.127	2.757 ± 0.236	.548	2.898 ± 0.151	2.914 ± 0.201	.796	3.097 ± 0.156	3.195 ± 0.374	.318
f _{sys} (Hz)	3.015 ± 0.199	2.753 ± 0.220*	<.001	3.340 ± 0.211	3.153 ± 0.204*	.009	3.724 ± 0.276	3.558 ± 0.234	.059
t _{push} (s)	0.092 ± 0.008	0.098 ± 0.012	.151	0.082 ± 0.006	0.087 ± 0.008*	.033	0.073 ± 0.007	0.078 ± 0.006*	.024
t _{brake} (s)	0.074 ± 0.008	0.085 ± 0.011*	.002	0.068 ± 0.006	0.073 ± 0.009	.059	0.062 ± 0.006	0.062 ± 0.007	.972
S _{ae down} (m)	0.050 ± 0.007	0.043 ± 0.008*	.004	0.050 ± 0.005	0.044 ± 0.006*	<.001	0.047 ± 0.006	0.042 ± 0.008*	.044
S _{ce down} (m)	0.041 ± 0.004	0.042 ± 0.007	.697	0.038 ± 0.003	0.037 ± 0.005	.462	0.033 ± 0.004	0.033 ± 0.006	.683
S _{ae up} (m)	0.047 ± 0.006	0.043 ± 0.008	.055	0.046 ± 0.004	0.041 ± 0.007*	.005	0.043 ± 0.006	0.039 ± 0.007	.067
S _{ce up} (m)	0.045 ± 0.005	0.042 ± 0.007	.294	0.043 ± 0.003	0.040 ± 0.005	.055	0.038 ± 0.004	0.036 ± 0.006	.385
S _c (m)	0.065 ± 0.007	0.063 ± 0.010	.424	0.062 ± 0.009	0.057 ± 0.007	.050	0.053 ± 0.005	0.055 ± 0.009	.534
S _v (m)	0.092 ± 0.009	0.085 ± 0.015	.080	0.091 ± 0.011	0.081 ± 0.011*	.009	0.080 ± 0.009	0.078 ± 0.015	.540
S _a (m)	0.027 ± 0.004	0.022 ± 0.006*	.007	0.029 ± 0.004	0.024 ± 0.006*	.010	0.027 ± 0.006	0.023 ± 0.008	.069
k _{vert} (kN m ⁻¹)	38.100 ± 5.762	30.280 ± 5.426*	<.001	46.769 ± 6.400	40.362 ± 5.436*	.002	59.528 ± 9.277	53.719 ± 8.727	.060
F _v (N)	2.153 ± 0.220	1.740 ± 0.167*	<.001	2.330 ± 0.252	1.968 ± 0.199*	<.001	2.522 ± 0.263	2.156 ± 0.222*	<.001
L (m)	1.024 ± 0.048	1.015 ± 0.093	.716	1.345 ± 0.067	1.340 ± 0.093	.869	1.618 ± 0.078	1.582 ± 0.163	.417

Effective contact time (t_{ce}); effective aerial time (t_{ae}); aerial time (t_a); contact time (t_c); step frequency (f_{step}); natural frequency of the system (f_{sys}); push duration (t_{push}); brake duration (t_{brake}); vertical displacement of BCoM (s_v) during contact time (s_c), aerial time (s_a), effective aerial time in downward phase (s_{ae down}) and upward phase (s_{ae up}), effective contact time in downward phase (s_{ce down}) and upward phase (s_{ce up}); vertical stiffness (k_{vert}); vertical force (F_v); step length (L). The * and values in bold represent a significant difference between groups (p < 0.05) related to the main group effect (primary outcome of this study).

3.1 Spatiotemporal variables

There was no difference in t_c between GA and GT ($p = 0.087$), t_c decreased with increasing running speed for both groups ($p < 0.05$). Otherwise, t_a was longer in GA than GT for all velocities ($p = 0.011$). Additionally, t_a only increased in GT at higher running speeds ($p < 0.05$).

3.2 Asymmetries

T_{ce} was shorter in GA than GT for all speeds ($p = 0.002$); it decreased with increasing of running speed for both groups ($p < 0.05$). T_{ae} was higher in GA than GT at 10 km.h⁻¹ ($p = 0.042$). Additionally, t_{ae} decreased with increasing running speed for all speeds in both groups ($p < 0.05$). T_{push} and t_{brake} were lower in GA than GT ($p = 0.032$ and $p = 0.041$, respectively), and decreased with increasing of running speed for both groups ($p < 0.05$).

Figure 1 shows the effect of group on t_{ce} and t_{ae} between GA and GT:

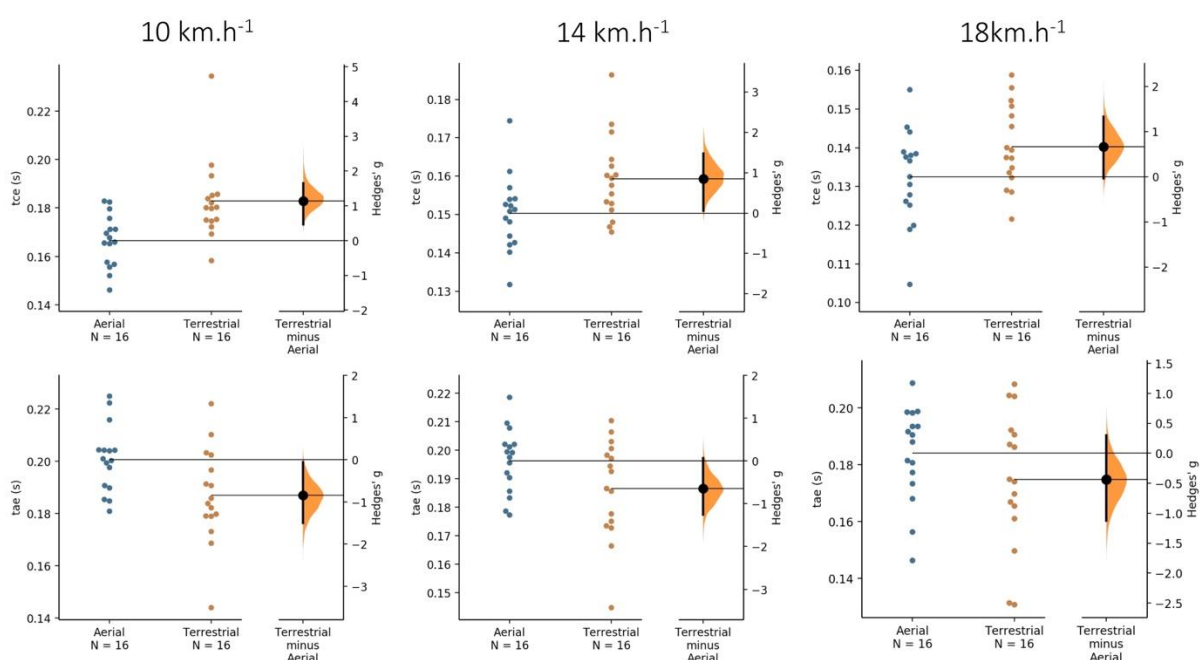


Figure 1 – Effective aerial (t_{ae}) and contact (t_{ce}) times for aerial (blue circles) and terrestrial (orange circles) groups are plotted in Gardner–Altman plots. The variables are plotted on the left axes. The Hedges' g is plotted on the right axes. The mean values of the groups are plotted in horizontal lines (black dot); the ends of the vertical error bar illustrate the 95% confidence interval.

Figure 2 shows the effect of the group on t_{push} and t_{brake} between GA and GT:

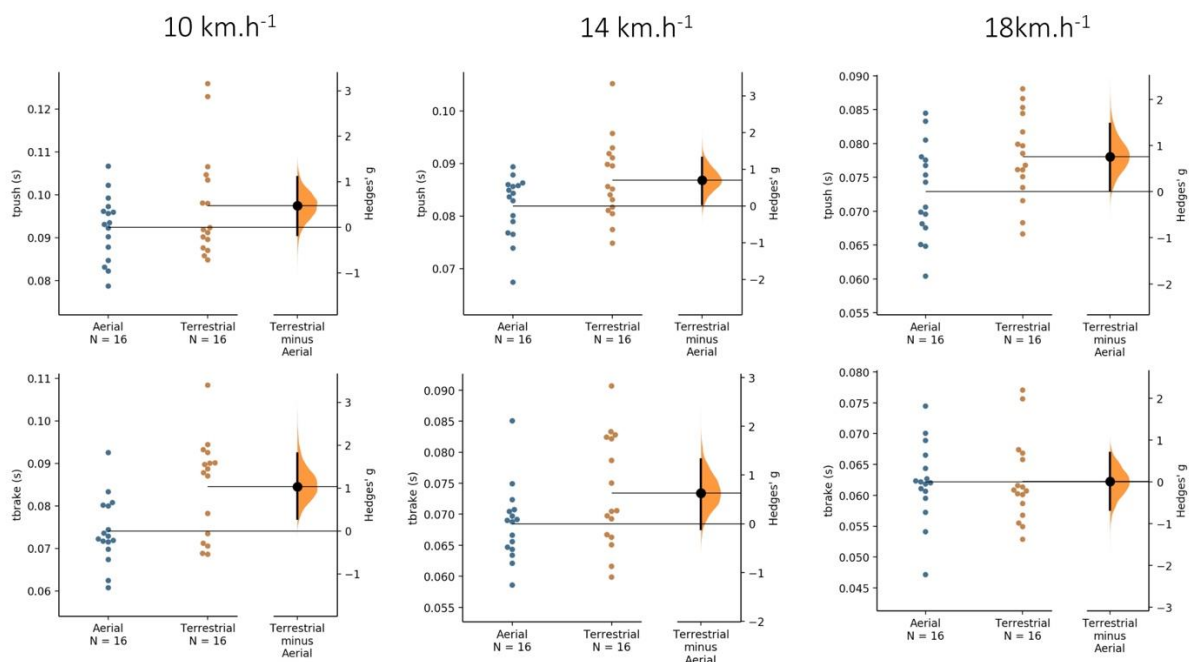


Figure 2 – Braking (t_{brake}) and push (t_{push}) times for aerial (blue circles) and terrestrial (orange circles) groups are plotted in Gardner–Altman plots. The variables are plotted on the left axes. The Hedges' g is plotted on the right axes. The mean values of the groups are plotted in horizontal lines (black dot); the ends of the vertical error bar illustrate the 95% confidence interval.

Concerning the asymmetries, the ratio between t_{ae}/t_{ce} was higher in GA than GT ($p < 0.001$), and it increased with increasing running speed for both groups ($p < 0.001$). Otherwise, there was no difference in the ratio t_{push}/t_{brake} between GA e GT ($p = 0.969$) and the ratio t_{push}/t_{brake} was not affected by running speed ($p > 0.001$). Figure 3 shows the t_{ae}/t_{ce} and t_{push}/t_{brake} ratio in GA and GT at each running speed.

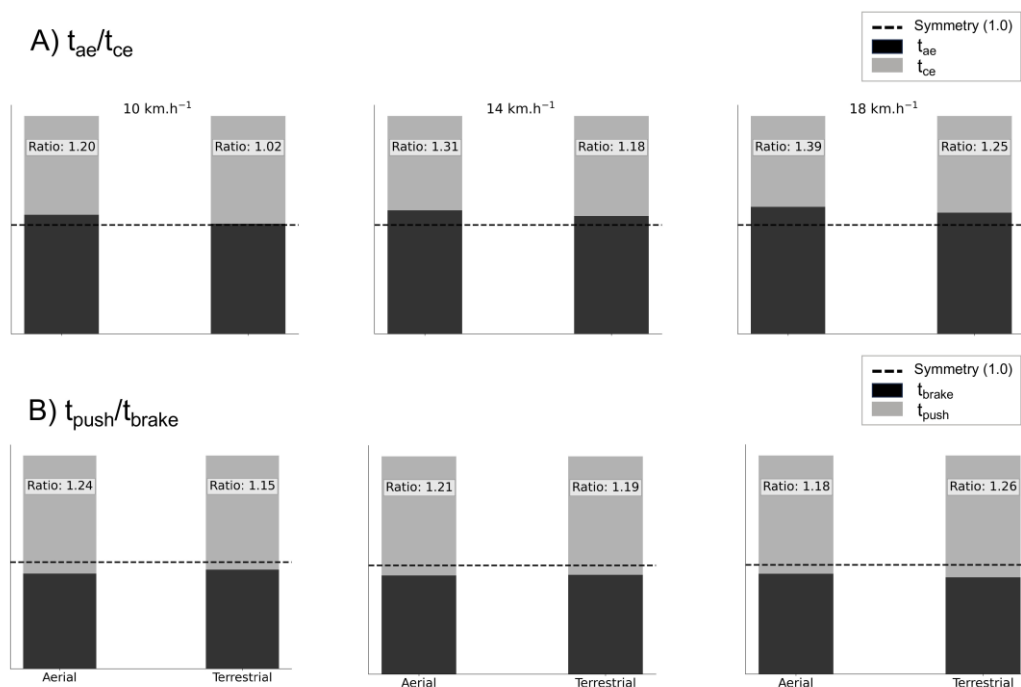


Figure 3 – Ratio values A) between effective aerial (t_{ae}) and effective contact (t_{ce}) times and B) between push (t_{push}) and braking (t_{brake}) times during running at 10, 14, and 18 km.h⁻¹ by aerial and terrestrial runners. The ratio values presented are the mean of each group at each speed. The horizontal dashed lines indicated the perfect symmetry (ratio of 1.0).

3.3 Vertical stiffness and running frequencies

There was no difference in f_{step} between GA and GT ($p = 0.447$). F_{step} increased with increasing of running speed for both groups ($p < 0.05$). Otherwise, F_{syst} was higher in GA than GT ($p = 0.005$) and it increased with increasing of running speed for both groups ($p < 0.05$).

F_v and k_{vert} were higher in GA than GT for all speeds (both with $p < 0.001$). Otherwise, there was no difference in L between groups ($p = 0.572$). Additionally, these three variables increased with increasing of running speed for both groups ($p < 0.05$).

Figure 4 shows the effect of group on F_v and k_{vert} between GA and GT:

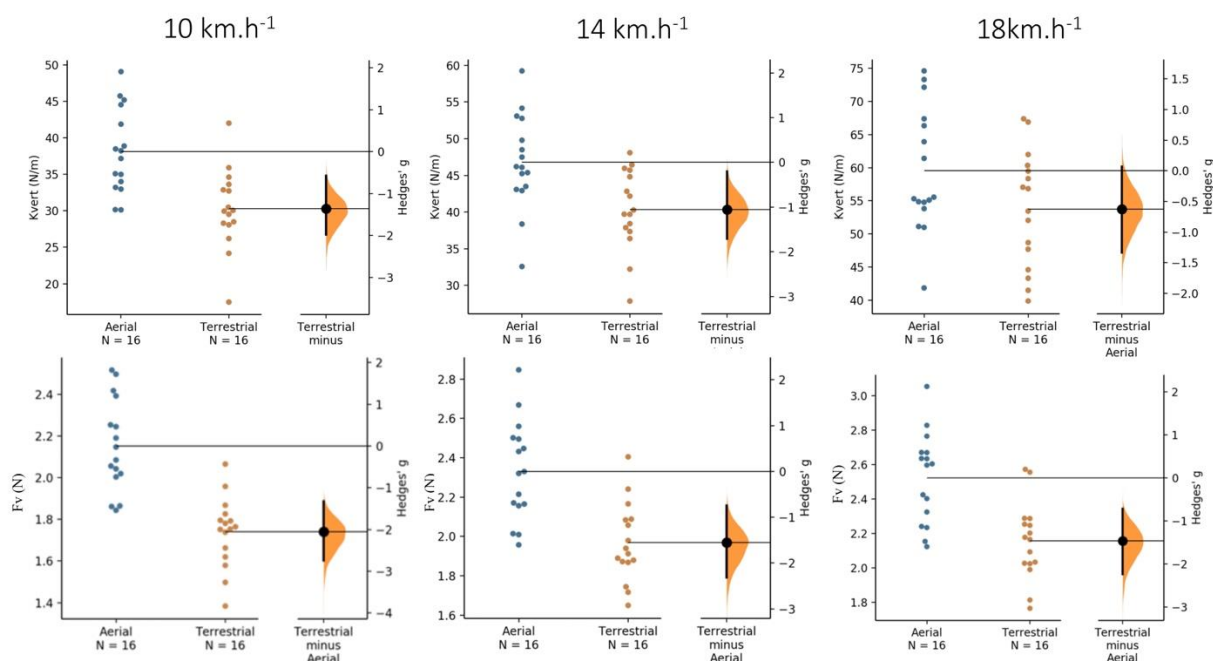


Figure 4 – Vertical stiffness and vertical force for aerial (blue circles) and terrestrial (orange circles) groups are plotted in Gardner–Altman plots. Both groups are plotted on the left axes. The Hedges' g is plotted on the right axes. The mean values of the groups are plotted in horizontal lines (black dot); the ends of the vertical error bar illustrate the 95% confidence interval.

3.4 BCoM displacement

S_a was higher in GA than in GT ($p = 0.013$). Additionally, S_a increased according to the running speed from 10 to 14 km.h⁻¹ in both groups ($p < 0.05$).

$S_{ae\ down}$ was higher in GA than GT for all speeds ($p = 0.002$). Only in GA it decreased with increasing running speed from 14 to 18 km.h⁻¹ ($p < 0.05$) and there was no difference with increasing running speed in GT. $S_{ae\ up}$ was higher in GA than GT ($p = 0.020$), and it decreased with increasing of running speed from all speeds in both groups ($p < 0.05$).

There was no difference in S_v and S_c between GA and GT ($p = 0.067$ and $p = 0.399$, respectively). In GA it decreased with increasing of speed from all velocities in both groups ($p < 0.05$). Also, there was no difference between GA and GT in $S_{ce\ down}$ and $S_{ce\ up}$ ($p = 0.846$ and $p = 0.184$, respectively). The $S_{ce\ down}$ and $S_{ce\ up}$ decreased with increasing running speed in both groups ($p < 0.05$).

4 DISCUSSION

This study compared the elastic mechanism between aerial and terrestrial runners at different running speeds. Our hypothesis was confirmed since essential

variables of the spring-mass model were better for GA, suggesting a more optimized elastic mechanism in aerial runners compared to terrestrial runners. The findings showed that aerial runners present more significant rebound asymmetry (t_{ae}/t_{ce}) due to longer t_{ae} and shorter t_{ce} values. In an ideal body's elastic bounce, the rebound is asymmetric resulting in a t_{ae} higher than t_{ce} to equilibrate the vertical momentum generated during the step (Cavagna, 2006).

According to Volodalen method, long-distance runners could be classified as aerial or terrestrial, based on the method's established criteria. Some of the main differences between aerial runners compared to terrestrial runners are shorter t_c , greater leg stiffness, higher t_a in the former, and higher vertical displacements of the BCoM and F_v (Lussiana et al., 2017b). Unlike previous studies, our findings did not show differences in t_c between GA and GT. However, the t_a and t_{ae} were higher in GA. It has been demonstrated that t_{ce} and t_{ae} represent the elastic system in running more than other temporal variables usually used in the literature, such as t_c and t_a (Da Rosa et al., 2019).

F_v and k_{vert} are also important variables that demonstrate a better elastic system and they were higher in GA. Once k_{vert} is the ratio of F_v to S_{ce} , k_{vert} increased in GA because of the increase of F_v . Since k_{vert} is a function of f_{syst} , the increase in the k_{vert} is also related to t_{ce} lower in GA (Cavagna et al., 2008b; Da Rosa et al., 2019). The t_{ce} shorter in GA than in GT was accompanied by a similar S_{ce} between groups, suggesting that vertical oscillation of the BCoM during effective contact (i.e., when the F_v is higher than body weight) is performed more rapidly in aerial runners, probably by using the viscoelastic elements of muscle-tendon units more effectively than terrestrial runners. This pattern during contact results in a more prominent vertical oscillation of the BCoM during the aerial phase in aerial runners than in terrestrial runners ($S_{a, S_{ae\ down}}$ and $S_{ae\ up}$), similar to aging effects (Cavagna et al., 2008b).

The f_{syst} and k_{vert} presented similar results, i.e., both were higher in GA and increased with increasing running speed. These findings confirm the strict relationship between f_{syst} and k_{vert} . It occurs because of the spring-mass model of running, in which the t_{ce} represents a half-period of the oscillation of the elastic system ($f_{syst} = 1/2t_{ce}$) (Cavagna et al., 2008b; Da Rosa et al., 2019). A similar half-period suggests a parallel resonant frequency of the apparent elastic system over which the body bounces each step, i.e., a similar k_{vert} . Our study demonstrates that the elastic system is better for aerial runners and works well at higher running speeds.

T_{ae}/t_{ce} asymmetry was higher in GA than in GT. Otherwise, there was no difference in the t_{push}/t_{brake} asymmetry between GA and GT, which show that general mechanical differences are not readily enough to demonstrate integrative changes on t_{push} and t_{brake} (Da Rosa et al., 2019). On the other hand, the t_{push}/t_{brake} ratio tends to approach 1 in GA with increasing speed, while it tends to move away from 1 in GT. Therefore, it suggests a responsiveness for aerial runners to become more symmetrical with increasing speed. In an ideal body's elastic bounce, t_{push} equals t_{brake} , (symmetric landing–take-off) in running speeds above 14 km.h⁻¹. Cavagna (2006) showed that with increasing speed, the work contribution by the contractile machinery is gradually replaced by elastic storage and release by tendons.

Additionally, with a predominance of tendons at long-distance running, it represents a lower cost of running. In this case, the interaction between the tendon and muscular force represented by t_{push}/t_{brake} asymmetries seems to be able to differentiate young and older runners (Cavagna et al., 2008a). This rationale was confirmed recently using direct measures of tendon work, metabolic cost and apparent efficiency (Monte et al., 2020). Thus, these results support the notion that the dynamic function of tendons is critical in improving the running economy and increasing the apparent efficiency of running. Future studies must confirm those results, evaluating running economy and efficiency.

Concerning the V_{score} criteria (Table 1), the results indicated that the strike pattern seems to be the main criterion for differentiating aerial and terrestrial runners. According to Lussiana et al. (2017a), the relative importance of foot strike angle increased from 9.5% to 31.9% as running speed increased and could be attributed to the effect of running speed. Perl et al. (2012) suggest the strike pattern has slightly different mass–spring mechanics. The lower extremity's tendons, ligaments and muscles are responsible for storing elastic energy during the first half of contact and recoil during the second half, assisting to rise and accelerate the BCoM upward and forward. Additionally, these structures may be used more effectively in forefoot strike running, storing more elastic energy in the Achilles tendon, which recovers approximately 35% of the mechanical energy that the body generates with each step (Ker et al., 1987; Alexander, 1991). Although the initial ground reaction forces are lower in forefoot strike than in rearfoot, it creates a larger external dorsiflexion moment around the ankle that is countered by an internal plantar flexor moment (Williams et al., 2000). Even though higher external dorsiflexion moments in forefoot gaits cause

higher contractile cost to triceps surae, more controlled dorsiflexion during a forefoot gait could permit more elastic energy storage and return because the heel descends substantially under controlled dorsiflexion, stretching the Achilles tendon while the muscle fascicle contracts eccentrically or isometrically (Hof et al., 2002). This mechanism aligns with our results that demonstrated aerial runners are more elastic than terrestrial runners from a mechanical point of view (Cavagna, 2009).

Interestingly, L and f_{step} were unchanged though the elastic mechanism differed between groups. It has extensively been demonstrated (Williams & Cavanagh, 1987; Cavagna et al., 1997; Tartaruga et al., 2012) that elite distance runners present a better combination of f_{step} and L compared with recreational distance runners and, consequently, a lower metabolic cost (better running economy). Our findings indicate that the running pattern does not represent *a priori* a condition for a specific combination of f_{step} and L in recreational runners. Thus, the running pattern affects the elastic mechanism independently of L and f_{step} patterns.

The main strengths of our study were including some mechanical parameters of running to literature, which has shown only the relationship between the running pattern and some biomechanical parameters. Our study extends this knowledge, showing the relationship between the two global running patterns and other biomechanical parameters more representative of the elastic running mechanism. As limitations, we can mention that this study was carried out only with young and male runners. Future studies could also include women and older adults, and correlate with running economy and long-distance running performance.

5 CONCLUSION

Aerial runners present a more optimized elastic mechanism than terrestrial runners, once the main variables of the spring-mass model are better in aerial runners, represented by more significant rebound asymmetry ($t_{\text{ae}}/t_{\text{ce}}$) due to longer t_{ae} and shorter t_{ce} values. These variables are the most sensitive to describe the elastic bouncing. Other variables did not present differences between groups. Likewise, $t_{\text{push}}/t_{\text{brake}}$ asymmetry shows that general mechanical differences cannot demonstrate integrative changes. These findings may help coaches and runners including critical aspects of running mechanics and training planning for recreational runners.

ACKNOWLEDGMENTS

We thank the Locomotion Group of the Universidade Federal do Rio Grande do Sul for discussions and comments. We extend our acknowledgments to all Brazilian citizens who, by paying taxes, allow researchers to improve their scientific knowledge in public graduate programs.

CONFLICTS OF INTEREST

All authors declare that they have no conflicts of interest.

REFERENCES

- ALEXANDER, R. M. Mechanics of bipedal locomotion. *Zoology*, p. 493-504, 1976.
- ALEXANDER, R. M. Energy-saving mechanisms in walking and running. *Journal of Experimental Biology*, v. 160, n.1, p. 55-69, 1991.
- BLICKHAN, R. The Spring-Mass Model for Running and Hopping. *Journal of Biomechanics*, v. 22, n. 11, p. 11, 1989.
- BOULLOSA, D.; ESTEVE-LANAO, J.; CASADO, A.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A.; DA ROSA, R. G.; DEL COSO, J. Factors affecting training and physical performance in recreational endurance runners. *Sports*, v. 8, n. 3, p. 35, 2020.
- CAVAGNA, G. A. The landing-take-off asymmetry in human running. *Journal of Experimental Biology*, v. 209, n. 20, p. 4051-4060, 2006.
- CAVAGNA, G. A. The two asymmetries of the bouncing step. *European Journal of Applied Physiology*, v. 107, n. 6, p. 739-742, 2009.
- CAVAGNA, G. A.; FRANZETTI, P.; HEGLUND, N. C.; WILLEMS, P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *The Journal of Physiology*, v. 399, p. 81-92, 1988.
- CAVAGNA, G. A.; LEGRAMANDI, M. A.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. The landing-take-off asymmetry of human running is enhanced in old age. *The Journal of*

Experimental Biology, v. 211, p. 1571-1578, 2008(a).

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*, v. 275, p. 411-418, 2008(b).

CAVAGNA, G. A.; MANTOVANI, M.; WILLEMS, P. A.; MUSCH, G. The resonant step frequency in human running. *European Journal of Applied Physiology*, v. 434, 678-684, 1997.

CAVAGNA, G. A.; SAIBENE, F. P.; MARGARIA, R. Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, v. 19, n. 2, p. 249-256, 1964.

COHEN, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. (2nd ed.). New York: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, 1988.

DA ROSA, R. G.; OLIVEIRA, H. B.; GOMEÑUKA, N. A.; MASIERO, M. P. B.; DA SILVA, E. S.; ZANARDI, A. P. J.; CARVALHO, A. R.; SCHONS, P.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Landing-takeoff asymmetries applied to running mechanics: a new perspective for performance. *Frontiers in Physiology*, v. 10, p. 415, 2019.

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

FISCHER, G.; STORNILO, J. L. L.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A. Effects of Fatigue on Running Mechanics: Spring-Mass Behavior in Recreational Runners after 60 Seconds of Countermovement Jumps. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 31, n. 6, p. 445-451, 2015.

HOF, A. L.; VAN ZANDWIJK, J. P.; BOBBERT, M. F. Mechanics of human triceps surae muscle in walking, running and jumping. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 174, p. 17-30, 2002.

KENTTA, G., HASSMEN, P. Overtraining and recovery: a conceptual model. *Sports*

Medicine, v. 26, p. 1-16, 1998.

KER, R. F.; BENNETT, M. B.; BIBBY, S. R.; KESTER, R. C.; ALEXANDER, R. M. The spring of the arch of the human foot. *Nature*, v. 325, p. 147-149, 1987.

LUSSIANA T.; GINDRE C.; MOUROT L.; HEBERT-LOSIER K. Do subjective assessments of running patterns reflect objective parameters? *European Journal of Sports Science*, v. 17, n.7, p. 847-857, 2017 (a).

LUSSIANA, T.; GINDRE, C.; HÉBERT-LOSIER, K.; SAGAWA, Y.; GIMENEZ, P.; MOUROT, L. Similar running economy with different running patterns along the aerial-terrestrial continuum. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, v. 12, n. 4, p. 481-489, 2017(b).

MCMAHON, T. A.; CHENG, G. C. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed. *Journal of Biomechanics*, v. 23, p. 14, 1990.

MONTE, A.; MAGANARIS, C.; BALZOPOULOS, V.; ZAMPARO, P. The influence of Achilles tendon mechanical behavior on “apparent” efficiency during running at different speeds. *European Journal of Applied Physiology*, v. 120, p. 2495-2505, 2020.

PERL, D. P.; DAOUD, A. I.; LIEBERMAN, D. E. Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *American College of Sports Medicine*, v. 44, n. 7, p. 1335-1343, 2012.

ROSENTHAL, J. A. Qualitative descriptors of strength of association and effect size. *Journal of Social Service Research*, v. 21, n. 4, p. 37-59, 1996.

TARTARUGA, M. P.; BRISSWALTER, J.; PEYRÉ-TARTARUGA, L. A.; ÁVILA, A. O. V.; ALBERTON, C. L.; COERTJENS, M.; CADORE, E. L.; TIGGEMANN, C. L.; SILVA, E. M.; KRUEL, L. F. M. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *American Alliance for Health, Physical Education, Recreation and Dance*, v. 83, n. 3, p. 367-375, 2012.

WILLIAMS, D. S.; MCCLAY, I. S.; MANAL, K. T. Lower extremity mechanics in runners with a converted forefoot strike pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 16, p. 210-8, 2000.

WILLIAMS, K. R.; CAVANAGH, P. R. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, v. 63, n. 3, p. 1236-1245, 1987.

APPENDIX 1

Sample size calculation on software GPower 3.1, based on the effect size of the variables tpush/tbrake (Da Rosa et al., 2019).

F tests - ANOVA: Repeated measures, within-between interaction			
Analysis: A priori: Compute required sample size			
Input:	Effect size f	=	0,17
	α err prob	=	0,05
	Power (1- β err prob)	=	0,85
	Number of groups	=	2
	Number of measurements	=	3
	Corr among rep measures	=	0,76
	Nonsphericity correction ϵ	=	1
Output:	Noncentrality parameter λ	=	11,56
	Critical F	=	3,150411
	Numerator df	=	2
	Denominator df	=	60
	Total sample size	=	32
	Actual power	=	0,852319

3 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

Como limitações deste estudo, podemos citar que o mesmo foi realizado apenas com corredores jovens do sexo masculino. Estudos futuros poderiam incluir corredoras do sexo feminino e idosos, bem como avaliar economia de corrida e performance em corredores de longa distância.

4 APLICAÇÕES

Os resultados deste estudo sugerem que o método Volodalen pode ser utilizado como uma avaliação/diagnóstico inicial do mecanismo elástico em corredores recreacionais. Como é uma avaliação que não necessita de muitos recursos para ser realizada, pode vir a auxiliar técnicos a avaliar características do mecanismo elástico em seus corredores quando outros métodos tradicionais não estão disponíveis.

Além disso, o estudo pode auxiliar a compreender melhor o funcionamento do mecanismo elástico e suas variáveis nos corredores, o que pode vir a auxiliar os técnicos a realizar ajustes no treinamento de corrida e complementar de corredores recreacionais, considerando o padrão global do corredor.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Concluimos que corredores aéreos apresentam um mecanismo elástico mais otimizado em comparação com corredores terrestres, uma vez que as principais variáveis do modelo massa-mola são otimizadas no grupo aéreo. Isso é representado por uma maior assimetria elástica devido a tempos aéreos efetivos mais longos e tempos de contato efetivos mais curtos. Essas variáveis são as mais sensíveis para representar o mecanismo elástico da corrida.