

Camila Cristina Melo

**NÍVEL DE RELAÇÃO ENTRE A ASSIMETRIA DINÂMICA DO CENTRO DE
MASSA E A EFICIÊNCIA MECÂNICA NA CORRIDA DE 10KM**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2018

Camila Cristina Melo

**NÍVEL DE RELAÇÃO ENTRE A ASSIMETRIA DINÂMICA DO CENTRO DE
MASSA E A EFICIÊNCIA MECÂNICA NA CORRIDA DE 10KM**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências do Esporte da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências do Esporte.

Linha de Pesquisa: Análise Biomecânica do Movimento

Orientador: Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2018

M528n Melo, Camila Cristina
2018 Nível de relação entre a assimetria dinâmica do centro de massa e a eficiência mecânica na corrida de 10 km. [manuscrito] / Camila Cristina Melo – 2018.
49 f., enc.: il.

Orientador: André Gustavo Pereira de Andrade

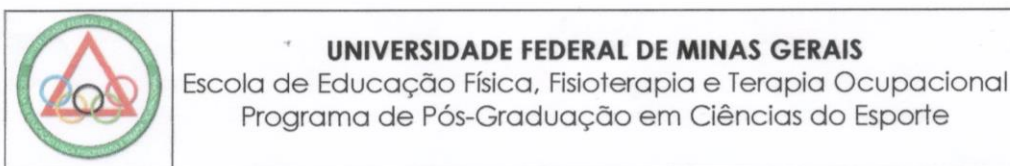
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.

Bibliografia: f. 37-42


1. Corridas - Teses. 2. Eficiência - Teses. 3. Biomecânica – Teses. I. Andrade, André Gustavo Pereira de. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. III. Título.

CDU: 612.76

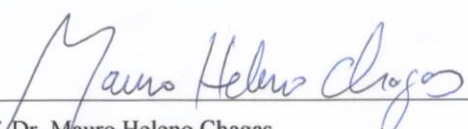
Ficha catalográfica elaborada pela equipe de bibliotecários da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais.




A Dissertação intitulada "**Nível de relação entre a assimetria dinâmica do centro de massa e a eficiência mecânica na corrida de 10km**", de autoria do mestrando **Camila Cristina Melo**, defendida em 25 de abril de 2018, na Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, foi submetida à banca examinadora composta pelos professores:



Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (Orientador)
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais



Prof. Dr. Mauro Heleno Chagas
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
Universidade Federal de Minas Gerais



Prof. Dr. Felipe Pivetta Carpes (À distância)
Universidade Federal do Pampa

Belo Horizonte, 25 de abril de 2018.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, André Gustavo, pelo precioso conhecimento compartilhado e pela incrível paciência demonstrada ao longo de todo o processo. Ao professor Thiago Teixeira Mendes, pela orientação dos métodos, do uso dos equipamentos, da tabulação de dados e até da compra dos materiais. E ao Leandro, pela elaboração das rotinas no Matlab.

Agradeço aos membros do Biolab, principalmente à Thamara que ajudou na maioria das coletas, à Sara Andrade, que acordou cedo para me ajudar nas coletas e me salvou em vários perrengues, à Sarah Teles que me ensinou a instalar e usar o Delsys, ao Matheus que me ajudou bastante e disponibilizou o notebook quando ele mesmo estava quase defendendo o mestrado, à Fabiola que também ajudou quando precisei, e aos demais membros pelo apoio.

Agradeço ao Prof. Rafael Reimann Baptista da PUC de Porto Alegre, que disponibilizou o sensor inercial, e à Andreia, que veio à Belo Horizonte para dar orientações sobre o sensor aos membros do Biolab. Agradeço à Prof. Amanda da UFV, que disponibilizou o Delsys para a coleta.

Agradeço especialmente a todos os voluntários que participaram de todas as coletas e seguiram todos os procedimentos sem reclamar (muito). Agradeço ao João e ao Rúbio do Lafise pela colaboração nos trabalhos.

Agradeço à minha mãe que acompanhou todas as dificuldades e todas as conquistas dando todo apoio possível do início ao fim. Agradeço aos meus amigos Pirracentos, especialmente Lili, Bia, Pedrinho, Luca, Popô e Mikael, que sempre me deram muita moral.

E agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para o sucesso desse trabalho. Obrigada a todos.

RESUMO

O presente estudo teve como primeiro objetivo verificar se o nível de assimetria e de eficiência mecânica se modificam durante uma corrida de longa distância. O segundo objetivo foi investigar o nível de relação entre a assimetria dinâmica do centro de massa e a eficiência mecânica de uma corrida de 10km em esteira. Participaram do estudo 13 corredores amadores (8 homens e 5 mulheres), que realizaram um teste de corrida de 10km na esteira, em velocidade constante previamente determinada, utilizando acelerômetro e máscara de análise de gases continuamente. A assimetria dinâmica do centro de massa foi obtida através de um acelerômetro tri-axial fixado na primeira vértebra sacral cujos dados foram utilizados para o cálculo dos índices de simetria nos eixos vertical, anteroposterior e mediolateral, que foram utilizados para o cálculo do Índice de Simetria Global. A eficiência mecânica da corrida foi obtida através da razão entre o trabalho (J) realizado e a energia despendida. A ANOVA de medidas repetidas mostrou que houve redução significativa do Índice de Simetria Global ($p = 0,0001$) e dos níveis de eficiência mecânica ($p = 0,0001$) ao longo do teste de 10km. Houve uma correlação significativa e moderada entre o Índice de Simetria Global e a eficiência mecânica ($r = 0,657$, $p = 0,015$). A redução do Índice de Simetria no eixo vertical contribuiu de forma mais significativa para a redução do Índice de Simetria Global do que os outros dois eixos. Além disso, o aumento da assimetria foi capaz de explicar 43,1% da redução da eficiência mecânica ao longo de uma corrida de 10km em velocidade constante na esteira. Em conclusão, a assimetria dinâmica do centro de massa, mensurada via acelerometria, está relacionada com a eficiência mecânica de corredores amadores em um teste de 10km em esteira. Apesar de não ter sido mensurada de forma direta, a fadiga muscular parece ter sido a principal responsável pela redução do ISG e da eficiência mecânica da corrida.

Palavras-chave: Corrida. Assimetria. Eficiência. Acelerômetro.

ABSTRACT

The first aim of this study was to analyze whether the level of asymmetry and mechanical efficiency would change over a long-distance running. The second aim was to investigate the relationship between the dynamic asymmetry of the center of mass and the mechanical efficiency of a 10-km running in a treadmill. Thirteen amateur runners (8 men and 5 women) were equipped with a triaxial accelerometer (fixed at the first sacral vertebra) and a portable gas analyzer mask and ran 10 km on a treadmill at a constant pre-determined velocity. The dynamic asymmetry of the center of mass in the vertical, anteroposterior and mediolateral axes were calculated, as well as the Global Symmetry Index. Running mechanical efficiency was calculated as the ratio between external work and the energy spent. The repeated measures ANOVA showed significant decreases of the Global Symmetry Index ($p = 0,0001$) and the running mechanical efficiency ($p = 0,0001$) over the 10 km. There was a significant moderate relationship between the Global Symmetry Index and running mechanical efficiency ($r = 0,657$, $p = 0,015$). The decrease in the vertical axis Symmetry Index showed a more significant contribution in decreasing the Global Symmetry Index than the symmetry of the other two axes. The increase in asymmetry explained 43,1% of the reduction in running mechanical efficiency over the 10-km run at a constant velocity. In conclusion, the dynamic asymmetry of the center of mass measured with an accelerometer is related to the running mechanical efficiency of amateur runners over a 10-km run. Although muscular fatigue has not been directly measured, it seems to be the main cause of the reduction in the Global Symmetry Index and in the running mechanical efficiency over a 10-km run.

Keywords: Running. Asymmetry. Efficiency. Accelerometer.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Delineamento do estudo	19
Figura 2. Equipamentos utilizados	20
Figura 3. Média e desvio padrão do ISG no teste de 10km.	26
Figura 4. Média e desvio padrão de IS_y , IS_x e IS_z neste de 10km.	27
Figura 5. Média e desvio padrão da eficiência mecânica no teste de 10km.	27
Figura 6. Correlação entre ISG e eficiência mecânica	28
Figura 7. Média e desvio padrão do trabalho (J) no teste de 10km.....	28
Figura 8. Média e desvio padrão de VE, VO_2 , FC e TTR no teste de 10km.....	29

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATP = adenosina trifosfato

CENESP = Centro de Excelência Esportiva

CM = centro de massa

d = velocidade de corrida \times frequência de passada

E_c = energia cinética

E_p = energia potencial

E_n = energia despendida

EPOC = excesso de consumo de oxigênio pós-exercício

FC = frequência cardíaca

TCS = tempo de contato com o solo

IS = índice de simetria

IS^z = índice de simetria no eixo vertical

IS^y = índice de simetria no eixo mediolateral

IS^x = índice de simetria no eixo anteroposterior

ISC = índice de simetria composto

ISG = índice de simetria global

iVO_{2max} = intensidade do VO_{2max}

O_2 = oxigênio

PSE = percepção subjetiva de esforço

P/O = taxa de fosfato/oxigênio

TTR = taxa de troca respiratória

SPSS = Statistical Package for the Social Sciences

UFMG = Universidade Federal de Minas Gerais

VE = ventilação minuto

VMI = velocidade média individual

VO_2 = consumo de oxigênio

VCO_2 = produção de dióxido de carbono

VO_{2max} = consumo máximo de oxigênio

W_e = trabalho externo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Objetivos	17
1.2	Hipóteses	17
2	MATERIAIS E MÉTODOS	18
2.1	Procedimentos éticos	18
2.2	Amostra	18
2.3	Delineamento do estudo	18
2.4	Teste de VO_{2max}	20
2.5	Avaliação da eficiência mecânica da corrida	21
2.6	Avaliação da assimetria dinâmica	23
2.7	Análise estatística	24
3	RESULTADOS	25
4	DISCUSSÃO	30
5	CONCLUSÃO	38
	REFERÊNCIAS	39
	APÊNDICE 1	45
	APÊNDICE 2	46
	APÊNDICE 3	49

1 INTRODUÇÃO

A assimetria de membros inferiores é definida como a diferença em parâmetros dinâmicos e cinemáticos entre os membros direito e esquerdo (HODGES *et al.*, 2011). Diversos estudos têm investigado a possível relação entre a assimetria e o desempenho de várias tarefas esportivas (SATO; HAISE, 2012; BAILEY *et al.*, 2013; BAZYLER *et al.*, 2014). Esses estudos mostraram que a assimetria pode influenciar negativamente o pico de potência e a altura de saltos verticais (BAILEY *et al.*, 2013) e desempenho no exercício agachamento (SATO; HAISE, 2012; BAZYLER *et al.*, 2014). Uma possível explicação é que nos indivíduos mais assimétricos o centro de massa se desloca no eixo mediolateral em direção ao membro inferior mais forte, levando o indivíduo a realizar movimentos indesejados que podem influenciar na dinâmica da tarefa (BAILEY *et al.*, 2013). No entanto, em tarefas cíclicas como a corrida, estudos sobre a relação entre assimetria e o desempenho ainda são escassos e contraditórios.

Alguns estudos apresentaram resultados conflitantes sobre a relação entre a assimetria e desempenho em corridas de velocidade, com distâncias inferiores a 800m (TRIVERS *et al.*, 2014; EXELL *et al.*, 2016). O estudo de Trivers *et al.* (2014) comparou os níveis de assimetria de um grupo de 73 atletas de elite jamaicanos de diversas modalidades de atletismo e 116 indivíduos do grupo controle. Os autores encontraram que atletas de 100m apresentaram menor assimetria do que os atletas de 200m, 400m e 800m rasos, sugerindo que quanto maior a distância da prova, maior o nível de assimetria (TRIVERS *et al.*, 2014). Diferentemente de Trivers *et al.* (2014), Exell *et al.* (2016) não encontraram relação entre assimetria de força e desempenho de *sprints* de 60m. De acordo com os autores, uma possível explicação para esse resultado é que os atletas não apresentaram dominância de um membro em relação ao outro e sim que os níveis de assimetria eram específicos da demanda da tarefa (EXCELL *et al.*, 2016).

Já em corridas de longa distância, especula-se que corredores de elite tendem a ser mais simétricos do que corredores amadores (VAGENAS; HOSHIZAK *et al.*, 1992; CAVANAGH *et al.*, 1977). Embora os níveis de assimetria apresentem uma alta variabilidade entre corredores, tanto para variáveis cinéticas (3% a 54%) (ZIFCHOCK *et al.*, 2006; CARPES; MOTA; FARIA, 2010) quanto para variáveis cinemáticas (4% a 25%) (VAGENAS; HOSHIZAKI, 1992; CARPES; MOTA; FARIA,

2010), o comportamento dos níveis de assimetria ao longo de corridas de longa distância é um tema recente e ainda pouco investigado (AMMANN *et al.*, 2017; RADZAK *et al.*, 2017).

O comportamento da assimetria ao longo de uma corrida de longa distância foi investigado por Ammann *et al.* (2017), onde 25 corredores de elite internacionais (10 mulheres e 15 homens) realizaram um teste de 5km em pista de atletismo sintética de 400m utilizando acelerômetros tri-axiais para análise do tempo de contato com o solo (TCS). Os corredores foram equipados com um acelerômetro em cada pé e poderiam escolher a própria velocidade a fim de alcançar o menor tempo possível nos 5km. Os resultados mostraram que na corrida em curva, o TCS foi significativamente maior do que em linha reta (193,7 vs. 192,9 ms, $p < 0,001$). E o TCS do pé esquerdo foi significativamente maior comparado ao pé direito (194,5 vs. 192,8 ms, $p < 0,001$), o que não é surpreendente, uma vez que na corrida em pista de atletismo as mudanças de direção ocorrem somente para o lado esquerdo. Na corrida em linha reta não houve diferença significativa entre ambos os pés. Também não houve diferença significativa da assimetria entre a corrida em curva e a corrida em linha reta, bem como do início ao fim do teste de 5km. Entretanto, a amostra foi composta por atletas de elite, que, como já mencionado, tendem a ser mais simétricos (VAGENAS; HOSHIZAK *et al.*, 1992; CAVANAGH *et al.*, 1977). Além disso, a variabilidade da velocidade da corrida pode ter influenciado os resultados encontrados (LEE *et al.*, 2010; ARAMPATZIS *et al.*, 1999).

Corridas de longa distância (ou de fundo) abrangem distâncias de 3.000m até 42.000m (maratonas), segundo a *International Association of Athletics Federations* (IAAF), sendo que alguns autores consideram 3000m como corridas de meio-fundo, e outros consideram distâncias superiores à maratona como outra categoria de longa distância (THOMPSON, 2017). O desempenho de corridas de longa distância depende de um conjunto de fatores, *e.g.*, mecânicos e fisiológicos, como VO_{2max} (BASSET; HOWLEY, 2000; BRANDON, 1995), limiar anaeróbio (BRANDON, 1995), economia de corrida (MOORE, 2016; CONLEY; KRAHENBUHL, 1980) e eficiência mecânica (THOMPSON, 2017; KYROLAINEN *et al.* 2001; KYROLAINEN *et al.* 1995; KANEKO, 1990). O presente estudo abordará a eficiência mecânica da corrida como variável de análise, por considerar aspectos mecânicos e fisiológicos para o desempenho da corrida. Vale ressaltar que diante dos diversos termos e cálculos para eficiência mecânica utilizados na literatura, como eficiência

mecânica (MCBRIDE *et al.*, 2014; KANEKO, 1990; ITO *et al.*, 1983), eficiência de trabalho (SUN; HILL, 1993), eficiência bruta (HOPKER *et al.*, 2016), eficiência líquida (BARCLAY; WEBER, 2004) e eficiência delta (MARSH *et al.*, 2000), para melhor compreensão dos métodos utilizados, o presente estudo adotará o termo eficiência mecânica, entendido como a razão entre o trabalho (J) realizado e a energia despendida (MCBRIDE *et al.*, 2014; CAVAGNA; KANEKO, 1977).

Atletas de elite possuem maior eficiência mecânica do que atletas amadores, pois gastam menos energia para realizar a mesma tarefa (MCBRIDE *et al.*, 2014; KANEKO, 1990). Segundo Thompson (2017), uma corrida eficiente decorre da execução de padrões mecânicos ótimos que consistem na aplicação de forças de magnitude, direção e tempo apropriados, sem movimentos não produtivos. Se esse mesmo raciocínio for aplicado em parâmetros fisiológicos, a assimetria de membros inferiores poderia estar relacionada a um maior custo energético, e conseqüentemente, a uma pior eficiência mecânica na corrida. No entanto, apenas um estudo verificou a relação entre a assimetria e o custo energético [$\text{mlO}_2 (\text{kg}\cdot\text{min})^{-1}$] em corredores de longa distância (SEMINATI *et al.*, 2013). Neste estudo, 19 corredores de 3 diferentes níveis de experiência (destreinados, ocasionais e experientes) foram avaliados quanto ao Índice de Simetria Global (ISG), mensurado através de análise cinemática 3D, em 6 velocidades diferentes (2,22 a 5 m/s) de corrida em esteira, onde cada velocidade foi mantida por 5 minutos, com intervalo de 5 minutos entre cada uma. Os resultados mostraram que os níveis de simetria tenderam a aumentar com o aumento da velocidade em corredores experientes e ocasionais, apesar de não apresentarem diferenças significativas. Além disso, corredores destreinados apresentaram níveis de simetria significativamente menores do que corredores experientes e ocasionais ($p < 0,01$) e uma tendência à redução da simetria a medida que a velocidade aumentava. Os autores não encontraram correlação significativa entre o custo energético e o ISG e justificaram os resultados devido a uma possível adaptabilidade do corpo humano em lidar com mudanças estruturais, com o objetivo de preservar a economia de locomoção (SEMINATI *et al.*, 2013). Entretanto, este estudo utilizou um tempo de análise relativamente curto (5 minutos) e pouco específico de corridas de longa distância. De acordo com Lee *et al.* (2010), a assimetria pode não ser tão evidente na fase inicial do exercício, mas pode sofrer alterações ao longo deste, devido a modificações de intensidade

(ARAMPATZIS *et al.*, 1999) ou instalação de fadiga (MIZRAHI *et al.*, 2000). Isso porque durante o exercício aeróbico prolongado, observa-se um aumento do consumo de oxigênio, mesmo este sendo realizado em intensidade constante, e esse aumento é acompanhado pela redução da eficiência mecânica durante o exercício (HOPKER *et al.*, 2016). Assim, o aumento da assimetria ao longo de uma corrida poderia ser um indicativo de redução da eficiência mecânica, e conseqüentemente, do desempenho da corrida. Porém, até o momento, apenas um estudo verificou o comportamento dos níveis de assimetria ao longo de uma corrida de longa distância (AMMANN *et al.*, 2017), mas não se essa variável apresenta uma relação com a redução da eficiência mecânica da corrida.

Além disso, um aspecto metodológico que deve ser levado em consideração diz respeito aos métodos para mensuração da assimetria, tais como: testes isocinéticos (CROISIER *et al.*, 2008; IMPELLIZZERI *et al.*, 2007), saltos verticais com determinação das forças de reação de solo (MENZEL *et al.*, 2013), testes isométricos de extensão do joelho (NEWTON *et al.*, 2006; SIMON e FERRIS, 2008) e agachamento realizado em plataforma de força (SATO; RAISE, 2012; FLANAGAN; SALEM, 2007). Em relação à corrida, a assimetria tem sido quantificada por meio da análise cinemática do movimento em três dimensões (3D) (SEMINATI *et al.*, 2013; TRIVERS *et al.* 2014; EXELL *et al.*, 2016) em que imagens são capturadas por meio de sistemas compostos por múltiplas câmeras de alta frequência e marcadores reflexivos posicionados nas articulações e segmentos corporais dos indivíduos (EXELL *et al.*, 2010). Entretanto, estes sistemas de análise de movimento apresentam algumas limitações, como alto custo financeiro e baixa portabilidade (CUESTA-VARGAS *et al.*, 2010), além da dificuldade de utilização em ambientes não laboratoriais como locais de treinamento ao ar livre (SCHMITZ *et al.*, 2014), pois torna-se inviável a utilização de marcadores reflexivos (ROBERTSON *et al.*, 2004).

No intuito de resolver questões como custo financeiro elevado e baixa portabilidade, alguns estudos têm verificado a validade da tecnologia acelerômetros tri-axiais para quantificar a locomoção humana e fornecer informações relevantes sobre reabilitação da marcha e desempenho esportivo (SCHÜTTE *et al.*, 2015; WUNDERSITZ *et al.*, 2014; CUESTA-VARGAS *et al.*, 2010), quantificando, por exemplo, os valores de aceleração do centro de massa (CM) em diferentes

atividades como a marcha, o trote e a corrida (WUNDERSITZ *et al.*, 2014). Lee *et al.* (2010) verificaram a validade da utilização de acelerômetros para quantificar a assimetria na corrida em três velocidades distintas: velocidade autorregulada, 1 km/h acima e 1 km/h abaixo dessa velocidade, sendo que cada uma foi mantida por 5 minutos. O acelerômetro tri-axial foi afixado na primeira vértebra sacral (S1) e as medidas de aceleração vertical do CM foram correlacionadas com o padrão ouro, dado pela análise cinemática 3D. Os resultados mostraram uma alta correlação ($r = 0,96$) e um baixo erro típico estimado de $1,84 \text{ m/s}^2$. Esse método possui a desvantagem de não localizar em qual articulação/segmento a assimetria se manifesta, uma vez que considera apenas o CM. No entanto, esse sistema apresenta como principais vantagens um custo financeiro mais baixo, simplicidade operacional e possibilidade de utilização em ambientes variados.

Outro aspecto a ser considerado diz respeito à forma de se calcular a assimetria. A literatura apresenta diversas equações para o cálculo da assimetria tais como o índice de simetria (ROBINSON *et al.*, 1987), o *gait assymetry* (BŁAŻKIEWICZ *et al.*, 2014), a taxa de simetria (LEE *et al.*, 2010) e o ângulo de simetria (ZIFCHOCK *et al.*, 2008). Entretanto, não há um consenso sobre qual índice deve ser utilizado para a quantificação da assimetria, pois todos apresentam algum tipo de limitação, como por exemplo, os diferentes resultados obtidos por valores de referência distintos e a falta de identificação do membro inferior responsável pela assimetria (CARPES; MOTA; FARIA, 2010). Vagenas e Hoshizaki (1992) propuseram um método de matrizes que considera mais de um parâmetro como referência para o cálculo do índice de simetria, mas atualmente, muitos estudos que investigaram a assimetria na corrida têm utilizado o ângulo de simetria proposto por Zifchock *et al.* (2008), que possui a vantagem de não necessitar de um valor de referência específico. Exell *et al.* (2016, 2012, 2010) mensuraram um conjunto de variáveis cinemáticas e dinâmicas que estão associadas ao sucesso no *sprint*, e também quantificaram a assimetria por meio do ângulo de simetria. A partir dos ângulos de simetria calculados para cada variável de interesse foi construído um índice de simetria composto (ISC), que apresenta em uma única matriz toda a informação de assimetria das diferentes variáveis cinemáticas ou dinâmicas utilizadas, em que se percebe uma grande variabilidade individual (EXELL *et al.*, 2016, 2012, 2010). Todavia, uma das limitações do ISC diz respeito ao critério para

se definir um indivíduo como assimétrico, em que basta haver uma diferença estatisticamente significativa da variável investigada entre membros para o indivíduo ser considerado assimétrico. Apenas a significância estatística pode não ser um critério adequado para considerar uma assimetria como clinicamente relevante, pois esta depende do tamanho amostral e da variabilidade da característica investigada. Assim, uma variável que apresente uma pequena dispersão dos dados favorecerá a um ISC significativo. Além dessas limitações do ISC, esses autores avaliaram a assimetria apenas em um ponto específico da série temporal, dado pelo pico de aceleração do CM.

Uma desvantagem dos índices citados acima é que a informação de assimetria é resumida a um único ponto definido a partir da escolha de um evento específico, geralmente valores de pico máximo e mínimo, sendo que a detecção de mudanças no padrão de corrida fica restrita a diferenças significativas entre as médias desses valores e, portanto, desprezam-se informações importantes contidas na série temporal, o que pode resultar em uma baixa acurácia do índice em classificar os indivíduos como simétricos ou assimétricos (CRENSHAW; RICHARDS, 2006). Nesse sentido, novos métodos de análise quantitativa da série temporal têm sido propostos, em que esta é representada por um conjunto de polinômios ortogonais (e.g. séries de Fourier) (CRENSHAW; RICHARDS, 2006; SEMINATI *et al.*, 2013; ANDRADE *et al.*, 2014).

Nesta abordagem de análise de séries temporais, Seminati *et al.* (2013) utilizaram um modelo matemático que simultaneamente captura as características espaciais e temporais da trajetória do CM e permite quantificar a assimetria da corrida de forma dinâmica. Se por um lado, a forma de se representar a trajetória do CM no espaço envolve certa complexidade matemática, por meio da modelagem da série temporal via uma expansão em série de *Fourier*, por outro ganha em simplicidade em resumir a informação de assimetria do indivíduo ao CM, pois acredita-se que todas as alterações na cinemática e/ou dinâmica do movimento se refletem na trajetória do CM. Entretanto Seminati *et al.* (2013) utilizaram essa metodologia aliada a uma análise cinemática 3D com oito câmeras que, como já dito anteriormente, apresenta a desvantagem do elevado custo e baixa portabilidade.

No presente estudo a assimetria dinâmica verificada a partir da trajetória do CM será calculada inicialmente pelo índice de simetria (IS) de cada eixo do acelerômetro tri-axial, e os valores obtidos serão utilizados para o cálculo do Índice

de Simetria Global (ISG) proposto por Seminati *et al.* (2013). Sendo assim, o presente estudo pretende aliar a tecnologia dos acelerômetros tri-axiais com a metodologia de análise de séries temporais proposta por Seminati *et al.* (2013) para avaliação da assimetria em corrida de longa distância. Considerando o desempenho da corrida de longa distância um conjunto de fatores, *e.g.*, mecânicos e fisiológicos, e que a eficiência mecânica é um fator determinante para o desempenho, torna-se importante investigar a influência da assimetria do CM na eficiência mecânica da corrida e o comportamento dessas variáveis ao longo de uma corrida de longa distância a fim de contribuir com informações relevantes para a otimização do treinamento dessa modalidade, beneficiando tanto atletas como treinadores.

1.1 Objetivos

- (a) Verificar se o nível de simetria do CM se modifica do início para o final do protocolo de corrida de 10km em esteira.
- (b) Verificar se a eficiência mecânica se modifica do início para o final o protocolo de corrida de 10km em esteira.
- (c) Verificar o nível de relação entre as séries temporais do Índice de Simetria Global e da eficiência mecânica durante o protocolo de corrida de 10km em esteira.

1.2 Hipóteses

- H1: Os níveis de simetria representados pelo Índice de Simetria Global, ao final do protocolo de corrida, serão significativamente menores do que no início.
- H2: Os níveis de eficiência mecânica ao final do protocolo serão significativamente menores do que no início.
- H3: Haverá correlação significativa e positiva entre as séries temporais dos ISG e da eficiência mecânica ao longo da corrida.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Procedimentos éticos

O projeto foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais e aprovado sob o parecer CAAE 64800817.0.0000.5149, atendendo aos requisitos estabelecidos pela resolução 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde. Todos os voluntários da pesquisa foram esclarecidos e informados acerca de todos os procedimentos realizados, objetivos, riscos e benefícios do estudo e, quando houve concordância em relação à participação nos experimentos, foi preenchido e assinado o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1) por ambas as partes.

2.2 Amostra

Para participarem da pesquisa, os voluntários deveriam ter no mínimo 1 ano de prática em corrida de longa distância, ter participado de pelo menos uma prova de corrida de longa distância acima de 10km nos últimos 6 meses, ter aptidão para realizar 10km em um tempo inferior a 60 minutos, não apresentar histórico de lesões nos membros inferiores e coluna nos últimos 6 meses.

Foram excluídos da amostra os indivíduos que apresentaram diferença superior a 2cm de comprimento entre os membros inferiores (SEMINATI *et al.*, 2013), lesão nos membros inferiores ou coluna durante o período de coletas, complicações relacionadas à saúde durante o período de coletas, ou que se ausentaram em qualquer uma das sessões experimentais.

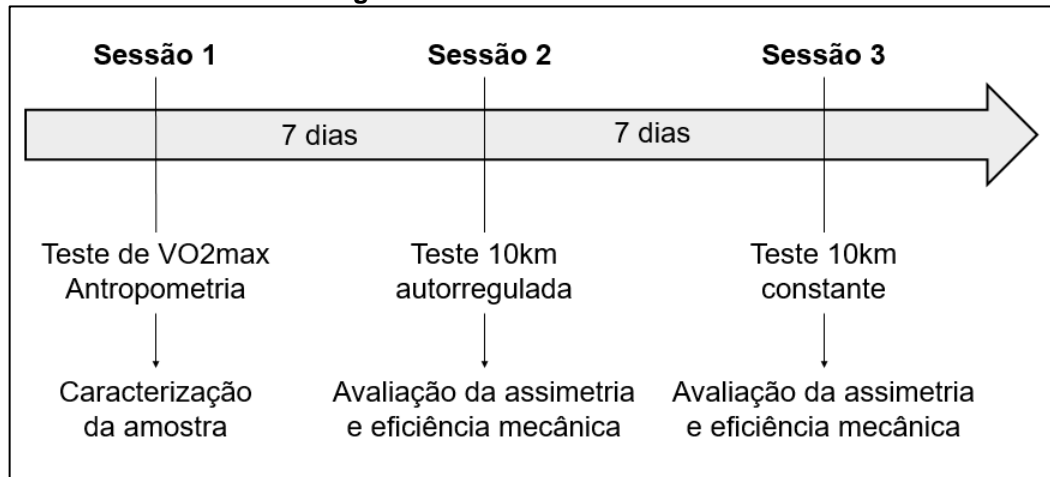
Inicialmente foram selecionados 28 voluntários, mas após os critérios de exclusão, apenas 13 foram incluídos na análise de dados.

2.3 Delineamento do estudo

Todos os voluntários participaram de 3 sessões experimentais, com intervalo de aproximadamente 1 semana entre cada sessão, como esquematizado na Figura 1, que foram realizadas no Centro de Excelência Esportiva (CENESP) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Os voluntários foram orientados a

não realizar atividades físicas vigorosas nas 24 horas antecedentes às sessões experimentais, a se alimentarem 3 horas antes das sessões e a ingerir 500ml de água 2 horas antes das sessões para garantir que iniciem os testes hidratados (ACSM, 2000).

Figura 1. Delineamento do estudo

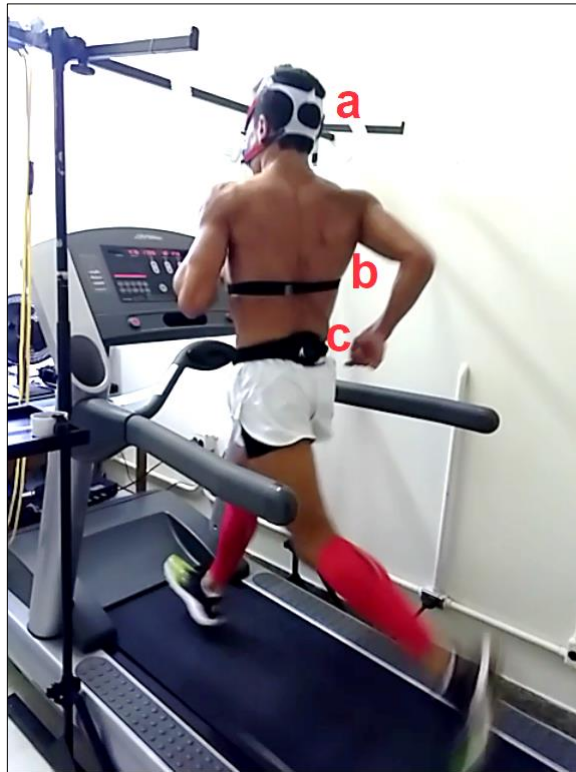


Fonte: Elaboração própria.

Na primeira sessão experimental, os voluntários foram submetidos a uma avaliação antropométrica, anamnese e um teste VO_{2max} , para caracterização da amostra. Na avaliação antropométrica foram mensurados massa corporal, estatura (Filizola® - MF-100, Brasil), percentual de gordura corporal (Lange®, EUA) e comprimento dos membros inferiores, sendo que os voluntários que apresentassem diferença superior a 2cm de comprimento entre os membros inferiores seriam excluídos da amostra, para evitar que os resultados sejam influenciados por assimetria morfológica (SEMINATI *et al.*, 2013). Na anamnese, os voluntários foram questionados quanto ao tempo de prática na corrida, histórico de lesões e o programa de treinamento de corrida atual.

Para a avaliação da assimetria de membros inferiores e eficiência mecânica na corrida, foram realizados dois testes de 10km em duas situações distintas: velocidade autorregulada e velocidade constante. Em ambos os testes, os voluntários foram equipados com (a) o analisador de gases (BIOPAC System®, GasSys2, EUA), (b) o cardiofrequencímetro (Polar s810, Kempele, Finlândia) e (c) o acelerômetro tri-axial (DELSYS, SP-W01D, Trigno Wireless EMG System), como exemplificado na Figura 2.

Figura 2. Voluntário equipado com (a) analisador de gases, (b) cardiofrequencímetro e (c) acelerômetro tri-axial.



Fonte: Arquivo pessoal.

Na segunda sessão experimental, após uma atividade preparatória livre de 5 minutos na esteira, os equipamentos previamente calibrados foram posicionados no voluntário. Então, a partir do comando “vai!”, o voluntário deveria iniciar a corrida de 10km na esteira (*HPX350, Total Health Evolution*) em velocidade autorregulada no menor tempo possível. A velocidade média obtida neste teste foi considerada a velocidade média individual (VMI).

Na terceira sessão, foram realizados os mesmos procedimentos da segunda sessão, porém, o voluntário deveria correr 10km na intensidade correspondente a VMI, de forma constante. Apenas o teste de 10km em velocidade constante foi considerado para a análise da assimetria e da eficiência mecânica.

2.4 Teste de VO_{2max}

Foi realizado um teste incremental para caracterização da amostra em que os dados foram fornecidos através da análise das variáveis ventilatórias durante um exercício progressivo. Cada voluntário foi posicionado sobre uma esteira

(HPX350, Total Health Evolution), onde foi ajustado o equipamento de análise de gases (BIOPAC System®, GasSys2, EUA) previamente calibrado, e um cardiofrequencímetro (Polar s810, Kempele, Finlândia). O exercício era iniciado a uma velocidade de 10km/h com incrementos de 1,5km/h a cada estágio de dois minutos (BERRY *et al.*, 2016). As variáveis consumo de oxigênio (VO_2), produção de dióxido de carbono (VCO_2), ventilação minuto (VE), taxa de troca respiratória (TTR), frequência cardíaca (FC) e percepção subjetiva de esforço (PSE) (BORG, 1982) foram registradas ao final de cada estágio e na interrupção do exercício, no ponto de exaustão do voluntário. O VO_2 do último minuto do exercício (pico de consumo de oxigênio) foi considerado o VO_{2max} . A velocidade na qual o aumento desproporcional da razão entre VE e VO_2 foi acompanhada pelo aumento desproporcional da razão entre VE e VCO_2 foi considerada o Limiar Ventilatório (DE BARROS, 2011).

Os critérios para a interrupção do teste incremental foram:

- O voluntário solicitar interrupção;
- O voluntário atribuir nota 20 à PSE;
- O voluntário apresentar tontura, confusão mental, palidez ou náusea.

2.5 Avaliação da eficiência mecânica da corrida

Um acelerômetro tri-axial (DELSYS, SP-W01D, Trigno Wireless EMG System) previamente calibrado foi fixado através de um cinto na primeira vértebra sacral (S1) do voluntário. Os três planos ortogonais do sensor (vertical, anteroposterior e mediolateral) foram determinados com o voluntário em posição ortostática. Os dados de aceleração vertical e anteroposterior foram combinados para criar um vetor de orientação do acelerômetro tri-axial (LEE *et al.*, 2010). A frequência de amostragem foi de 100Hz. As séries temporais da aceleração foram utilizadas para análise, sendo que um trecho de 10 segundos (5 segundos antes e 5 segundos depois) a cada minuto de coleta foi considerado para a análise. Os dados de aceleração em cada eixo foram filtrados com um filtro passa-baixa de quarta ordem do tipo *Butterworth* com frequência de corte de 20Hz (WUNDERSITZ *et al.*, 2014). A partir da dupla integração do sinal de aceleração filtrado, foram obtidas as coordenadas do CM em cada eixo e determinada a trajetória do CM no espaço. Posteriormente o trabalho externo (W_e) do CM (Equação 3) foi calculado a partir do

somatório da energia cinética (Equação 1) e da energia potencial (Equação 2) do CM (MCBRIDE *et al.*, 2014).

$$E_c = \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 \quad (\text{Equação 1})$$

$$E_p = m \cdot g \cdot h \quad (\text{Equação 2})$$

$$W_e = m \cdot g \cdot h + \frac{1}{2} \cdot m \cdot v^2 \quad (\text{Equação 3})$$

Em que, E_c é a energia cinética, E_p é a energia potencial, W_e é o trabalho externo, m é a massa corporal do sujeito, v é a velocidade de deslocamento do centro de massa, g é a aceleração da gravidade e h é o deslocamento vertical do centro de massa.

A energia despendida (E_n) foi expressa em joules por litro de oxigênio consumido a cada minuto (Equação 4), mensurado diretamente através do equipamento de análise de gases (*BIOPAC System®*, *GasSys2*, *EUA*). Apesar de seguir o modelo de McBride *et al.* (2014), a energia anaeróbica foi desconsiderada (BAHR *et al.*, 1991), uma vez que não foram realizadas medidas de lactato sanguíneo e também por apresentar uma contribuição menor que 5% em relação a energia aeróbica (MCBRIDE *et al.*, 2014), sendo esta uma limitação do estudo.

$$E_n = VO_2 \cdot 20,202 \quad (\text{Equação 4})$$

Assim, a eficiência mecânica da corrida, foi calculada pela razão entre o trabalho externo e energia despendida (Equação 5) a cada minuto durante a corrida de 10km.

$$\text{Eficiência Mecânica (\%)} = \frac{W_e}{E_n} \quad (\text{Equação 5})$$

2.6 Avaliação da Assimetria Dinâmica

Nos testes de corrida de 10km, foi utilizado um modelo matemático para representar a trajetória do CM que permite quantificar os índices de simetria de locomoção nos 3 eixos espaciais (SEMINATI *et al.*, 2013; MINETTI *et al.*, 2011). O pico de aceleração anteroposterior foi utilizado para determinar o impacto do pé em cada passada, e o perfil de aceleração mediolateral foi utilizado para identificar os lados esquerdo e direito (SEMINATI *et al.*, 2013). A trajetória do CM foi definida matematicamente por uma série de *Fourier*, que é, basicamente, uma forma de modelar uma série temporal, por uma combinação de termos em senos e cossenos, cujos coeficientes foram utilizados para calcular os índices de simetria. No presente estudo, 6 coeficientes da série de *Fourier* foram utilizados para representar a trajetória do deslocamento do CM em cada um dos 3 eixos seguindo o protocolo de Minetti *et al.* (2011). As equações que definem os índices de simetria nos eixos vertical (IS^z), mediolateral (IS^y) e anteroposterior (IS^x) são apresentadas abaixo. Onde n é igual ao número de passadas. O deslocamento do CM foi considerado perfeitamente simétrico entre os membros direito e esquerdo se contivesse apenas harmônicos pares nas direções X e Y, e apenas harmônicos ímpares na direção Z, conforme uma passada oscila duas vezes no plano sagital (Y-X) e apenas uma vez no plano horizontal (X-Z). A assimetria foi calculada inicialmente pelo IS dinâmico de cada eixo, onde os valores obtidos foram ponderados pelo intervalo de deslocamento máximo real do CM de cada eixo ($d_{x,y,z}$ = velocidade da corrida x frequência de passada), que então foram utilizados para o cálculo do Índice de Simetria Global (ISG) (Equação 9) proposto por Seminati *et al.* (2013). A média da assimetria calculada em cada trecho de 10 segundos (5 segundos antes e 5 segundos depois) a cada minuto de coleta, foi considerada para análise.

$$\overline{IS^x} = \frac{\sum_{j=1}^n IS_j^x}{n} \quad (\text{Equação 6})$$

$$\overline{IS^y} = \frac{\sum_{j=1}^n IS_j^y}{n} \quad (\text{Equação 7})$$

$$\overline{IS^z} = \frac{\sum_{j=1}^n IS_j^z}{n} \quad (\text{Equação 8})$$

$$ISG = \frac{dx \cdot \overline{IS^x} + dy \cdot \overline{IS^y} + dz \cdot \overline{IS^z}}{dx + dy + dz} \quad (\text{Equação 9})$$

2.7 Análise estatística

Uma vez que os voluntários realizaram o teste de 10km em tempos distintos, os dados foram interpolados linearmente para o mesmo número de pontos (100). Após o procedimento de interpolação dos dados, foram analisados 10 momentos que correspondiam a mesma fase do teste (e.g., 10%, 20%, 30%... até 100%). Esse procedimento teve por finalidade permitir a comparação dos diferentes indivíduos. Tanto a rotina para o cálculo do ISG quanto a interpolação dos dados foram realizadas utilizando uma rotina implementada no software MatLab® (versão 2015a).

A normalidade dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk* e a esfericidade pelo teste da *Mauchly* (FIELD, 2013). Com o objetivo de se comparar os níveis de assimetria, de cada eixo e o global, e de eficiência mecânica a cada momento, uma análise de variância (ANOVA) de medidas repetidas, com *post hoc* de Bonferroni foi utilizada. O nível de significância global do experimento foi mantido fixo em 5% e o tamanho do efeito foi calculado por meio do ETA ao quadrado (η^2) (FIELD, 2013).

A análise de correlação produto-momento de Pearson foi utilizada para determinar o nível de relação entre o ISG e a eficiência mecânica. Além disso, foi elaborada uma equação de predição da eficiência mecânica por meio do ISG, dada por:

$$Y = a + bx \quad (\text{Equação 10})$$

Sendo y a variável dependente (eficiência mecânica), x a variável independente (ISG) e 'a' e 'b' os coeficientes estimados da reta de regressão. A qualidade de ajuste do modelo foi dada pelo coeficiente de determinação (R^2). O valor de R^2 é igual a porcentagem da variância da eficiência mecânica explicada pela variância no ISG. Todas as análises estatísticas foram realizadas no software SPSS 18.0 e o nível de significância adotado foi de $\alpha \leq 0,05$.

3 RESULTADOS

A tabela 1 mostra a estatística descritiva de média e desvio padrão da idade, das variáveis antropométricas massa, estatura e percentual de gordura, do VO_{2max} e da duração do teste de 10km da amostra de corredores.

Tabela 1. Caracterização da amostra

	n	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Gordura corporal (%)	VO_{2max} (ml/kg/min ⁻¹)	Teste 10km (min)
Homens	8	36 ± 3,8	78,6 ± 9,0	177,3 ± 8,2	14,5 ± 5,3	66,6 ± 5,7	44 ± 6
Mulheres	5	35 ± 5,1	56,8 ± 8,5	159,6 ± 7,2	19,3 ± 3,8	61,2 ± 7,9	47 ± 5
Total	13	36 ± 4,2	70,2 ± 13,4	170,5 ± 11,7	16,3 ± 5,2	64,4 ± 7,0	45 ± 6

Fonte: Elaboração própria.

Os resultados da análise de variância com medidas repetidas para o ISG nos 10 momentos do teste de 10km estão apresentados na Figura 3 ($F = 26,9$, $p = 0,0001$, poder = 1,0, $\eta^2 = 0,7$). A comparação par a par revelou diferenças significativas em diversos momentos que podem ser observados no Apêndice 2, no entanto optou-se por apresentar graficamente apenas as diferenças referentes aos momentos iniciais e finais do teste (10, 20 30, 80, 90 e 100%, respectivamente), de acordo com o objetivo do estudo.

A ANOVA com medidas repetidas para os índices de simetria dos eixos mediolateral ($F = 14,6$, $p = 0,0001$, poder = 1,0, $\eta^2 = 0,5$) anteroposterior ($F = 26,9$, $p = 0,0001$, poder = 1,0, $\eta^2 = 0,7$) e vertical ($F = 26,9$, $p = 0,0001$, poder = 1,0, $\eta^2 = 0,7$) ao longo do teste de 10km estão apresentados na Figura 4.

Em relação à eficiência mecânica, a ANOVA com medidas repetidas revelou os seguintes resultados apresentados na Figura 5 ($F = 411,4$, $p = 0,0001$, poder = 1,0, $\eta^2 = 0,97$).

Foi verificada uma correlação moderada e significativa entre a eficiência mecânica e o ISG ($r = 0,66$, $p = 0,015$), representada na Figura 6. A equação de predição da eficiência mecânica a partir dos valores de ISG, foi dada por:

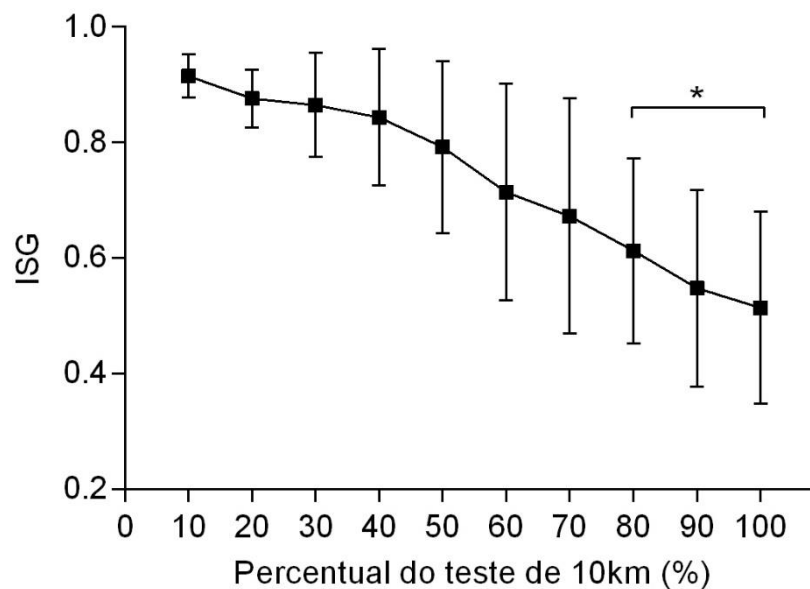
$$\text{Eficiência mecânica predita} = 28,4 + 31,2 \cdot \text{ISG} \quad (\text{Equação 11})$$

Sendo que o ISG explicou 43,1% da variância da eficiência mecânica ($p = 0,015$).

Para o trabalho (J) (Figura 7), apenas o primeiro momento do teste (10%) apresentou diferença significativa com os momentos de 60 a 90% do teste ($p < 0,05$).

Os resultados das variáveis fisiológicas são apresentados na Figura 8. Houve aumento significativo em VE, VO_2 , FC ($p < 0,05$) dos momentos iniciais (10, 20 e 30%) para os momentos finais do teste (80, 90 e 100%). Apenas a TTR não apresentou diferença significativa entre o início e o fim do teste.

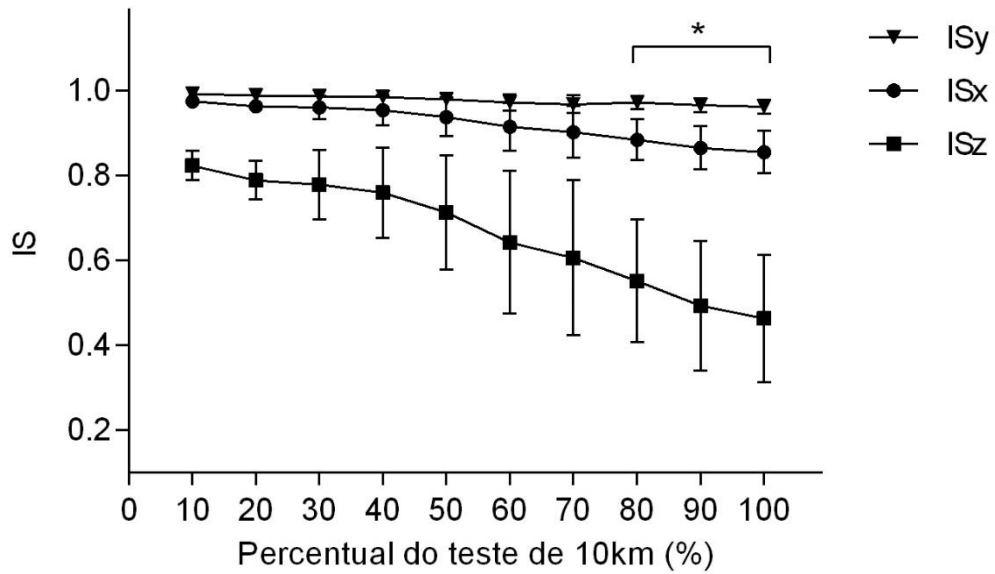
Figura 3. Média e desvio padrão do ISG ao longo do teste de 10km.



Fonte: Elaboração própria.

* Os momentos 80, 90 e 100% foram significativamente diferentes de 10, 20 e 30%.

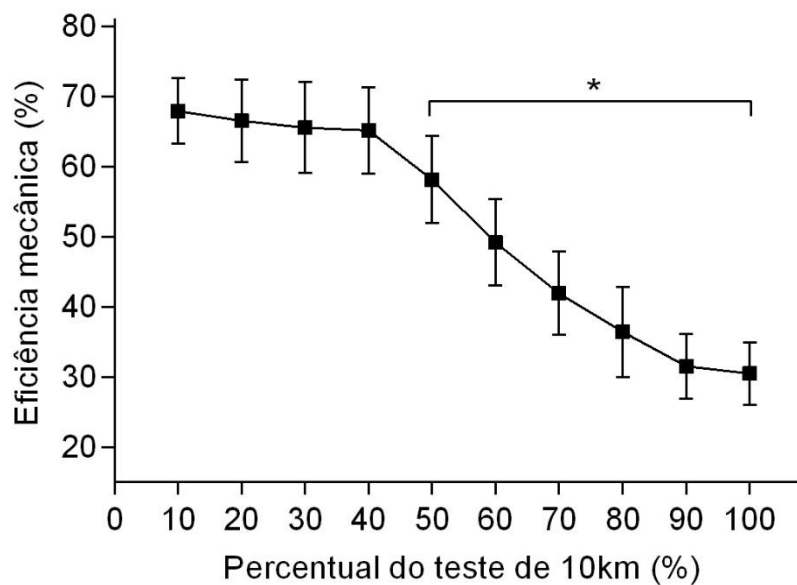
Figura 4. Média e desvio padrão dos índices de simetria nos eixos mediolateral (ISy), anteroposterior (ISx) e vertical (ISz) ao longo do teste de 10km.



Fonte: Elaboração própria.

* Os momentos 80, 90 e 100% foram significativamente diferentes de 10, 20 e 30% para ISy, ISx e ISz.

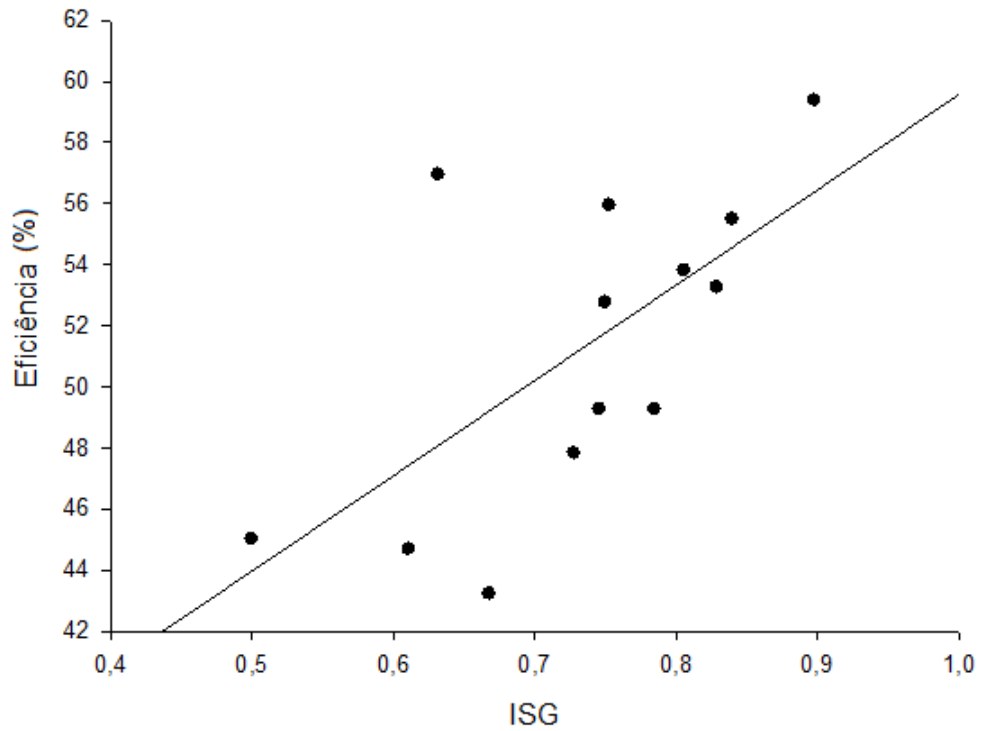
Figura 5. Média e desvio padrão da eficiência mecânica (%) ao longo do teste de 10km.



Fonte: Elaboração própria.

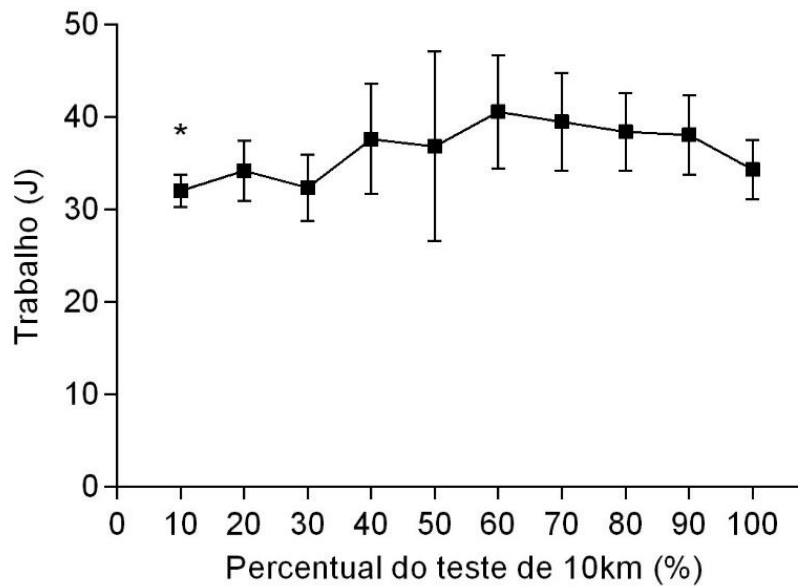
* Os momentos 50 a 100% foram significativamente diferentes de 10, 20 e 30%.

Figura 6. Correlação entre ISG e eficiência mecânica ($r = 0,66$, $p = 0,015$).



Fonte: Elaboração própria.

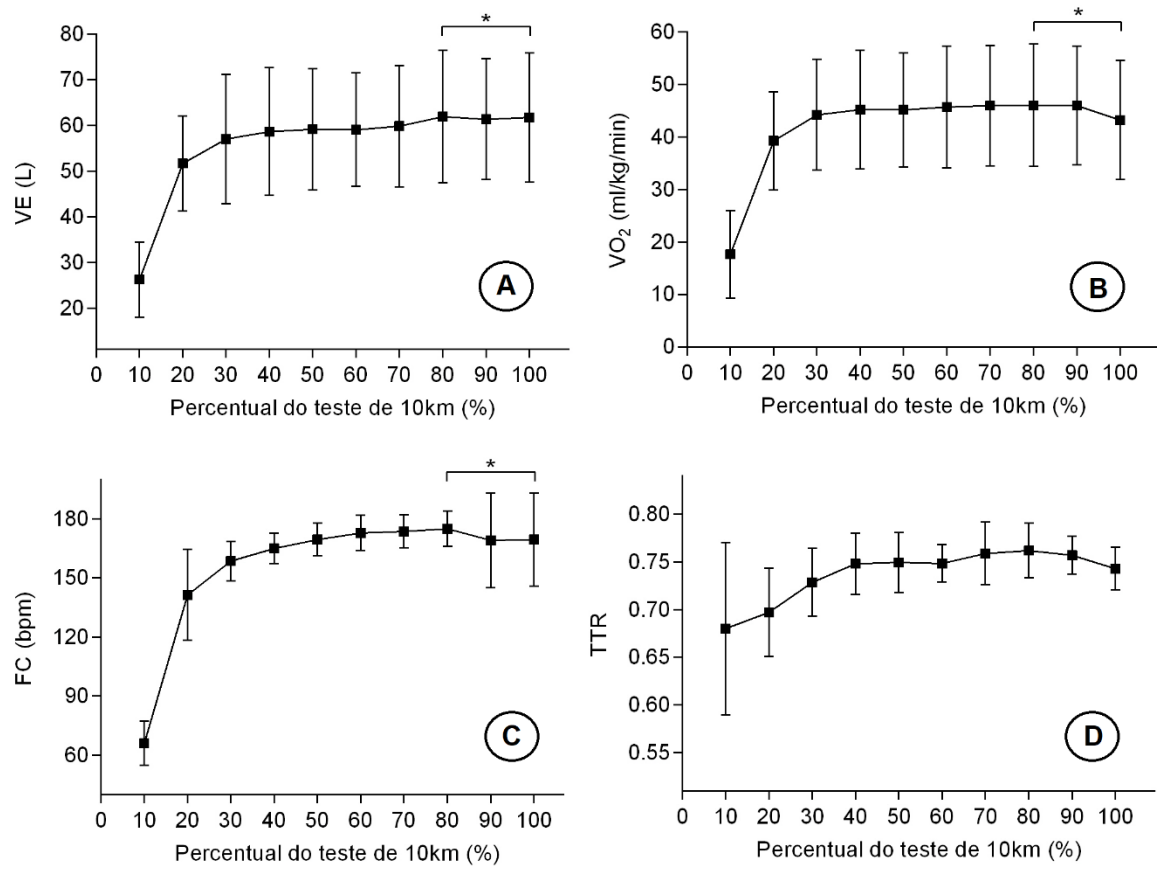
Figura 7. Média e desvio padrão do Trabalho (J) ao longo do teste de 10km.



Fonte: Elaboração própria.

* O momento 10% foi significativamente diferente dos momentos 60 a 90%.

Figura 8. Média e desvio padrão de (A) ventilação, (B) consumo de oxigênio, (C) frequência cardíaca e (D) taxa de troca respiratória ao longo do teste de 10km.



Fonte: Elaboração própria.

* Os momentos 80, 90 e 100% foram significativamente diferentes de 10, 20 e 30% em A, B e C.

4 DISCUSSÃO

As hipóteses do presente estudo eram que os níveis de ISG e eficiência mecânica ao final do teste de 10km seriam menores do que no início, e que o nível de relação entre essas variáveis seria significativo e positivo. De acordo com os resultados apresentados, as três hipóteses foram confirmadas.

O ISG ao final do teste de 10km (momentos 80, 90 e 100%) foi significativamente menor ($p = 0,0005$) do que no início (momentos 10, 20 e 30%). Segundo Seminati *et al.* (2013), valores de ISG próximos de 1 (um) representam simetria completa, enquanto valores próximos de zero representam assimetria. Logo, como os valores de ISG diminuíram do início para o final do protocolo, pode-se afirmar que o nível de assimetria aumentou ao longo do teste de 10km. Os resultados do presente estudo mostraram que os IS's (x, y, z) e o ISG permaneceram mais estáveis no início do teste de 10km, corroborando com hipóteses de estudos prévios (LEE *et al.*, 2010; AMMANN *et al.*, 2015), em que a assimetria pode não ser visível nos estágios iniciais do exercício, mas pode ser evidenciada com mudanças na intensidade do exercício (LEE *et al.*, 2010; ARAMPATZIS *et al.*, 1999) e/ou desenvolvimento da fadiga muscular (MIZRAHI *et al.*, 2000). É possível afirmar que as mudanças nos níveis de assimetria não foram causadas por alterações na intensidade do exercício, pois a velocidade do teste de 10km foi mantida constante. Apesar de não mensurar os níveis de fadiga de forma direta no presente estudo, alguns resultados como o aumento da FC, VE, VO₂ (Figura 8), além da própria redução da eficiência mecânica (Figura 5), permitem deduzir que houve aumento da fadiga muscular, o que pode ter contribuído para o aumento da assimetria ao longo do teste (MIZRAHI *et al.*, 2000).

A fadiga muscular é capaz de induzir mudanças nas variáveis cinemáticas da corrida (RADZAK *et al.*, 2017; HANLEY; MOHAN, 2014; ELLIOT; ACKLAND, 1981). Radzak *et al.* (2017) encontraram aumento de 14% da assimetria de rotação interna de joelho e aumento de 5,3% de assimetria de rigidez de joelho após um protocolo de fadiga em esteira. Segundo os autores, uma possível explicação para as alterações na mecânica do joelho estaria relacionada a um aumento da demanda da fase excêntrica em um dos membros.

Diferente dos resultados do presente estudo, Ammann *et al.* (2017) não encontraram diferença significativa no índice de simetria ao longo de uma corrida de

5km. Segundo os autores, os atletas de elite foram capazes de lidar de forma consistente com a fadiga muscular emergente, corroborando com Seminati *et al.* (2013), pois os atletas de elite foram hábeis a manter altos índices de simetria, mesmo em altas velocidades (média de 4,92 m/s). Entretanto, Ammann *et al.* (2017) realizaram um teste em pista de atletismo, o que pode ter contribuído para uma maior variabilidade da velocidade de corrida, levando a crer que a falta de mudanças na assimetria poderia ter sido mascarada pelas mudanças de velocidade da corrida, uma vez que a intensidade é um fator que influencia os níveis de assimetria na corrida (SEMINATI *et al.*, 2013; LEE *et al.*, 2010; ARAMPATZIS *et al.*, 1999).

De acordo com Vagenas e Hoshizaki (1992), em um esforço para contrabalancear qualquer assimetria funcional, o sistema neuromuscular do corredor é forçado a realizar ajustes mecânicos assimétricos. O resultado imediato dessa adaptação é o comprometimento da técnica de corrida por meio de movimentos compensatórios, o que por sua vez, pode causar uma concentração das tensões nas articulações de forma incorreta. Os efeitos negativos produzidos devido à concentração incorreta dessas tensões em uma corrida de longa distância são então ampliados e o corredor é predisposto a uma variedade de problemas biomecânicos, aumentando assim, o risco de lesões musculoesqueléticas (VAGENAS e HOSHIZAKI, 1992).

Especula-se que o histórico de lesões prévias em membros inferiores pode ser um fator importante para a manifestação da assimetria em corredores (AMMANN *et al.*, 2017; CARPES; MOTA; FARIA, 2010), apesar de alguns estudos demonstrarem que não há diferença significativa nos níveis de assimetria entre indivíduos com ou sem lesões prévias (BREDEWEG *et al.*, 2013; ZIFCHOCK *et al.*, 2006), ainda não há um consenso na literatura sobre esta teoria. O presente estudo garantiu que a amostra fosse composta por corredores sem lesões prévias nos 6 meses antecedentes ao período de coletas (SCHÜTTE *et al.*, 2015). No estudo de Ammann *et al.* (2017), a amostra também foi composta por atletas sem lesões prévias, o que, segundo os autores, foi um dos principais fatores que contribuiu para que os níveis de assimetria não se modificassem do início ao fim do teste. De acordo com Ammann *et al.* (2015), atletas com lesões crônicas ou prévias nos membros inferiores poderiam ser afetados de forma diferente pela fadiga muscular e assim, apresentar aumento nos níveis de assimetria ao longo de uma corrida.

Porém, acredita-se que estudos futuros ainda sejam necessários para confirmar tal hipótese.

Um aspecto metodológico que deve ser considerado é que diversos estudos têm investigado a biomecânica da corrida através da aceleração do CM utilizando acelerômetros tri-axiais (REENALDA *et al.*, 2016; LINDSAY *et al.*, 2016; SCHÜTTE *et al.*, 2015; LIN *et al.*, 2014; STROHRMANN *et al.*, 2012; LEE *et al.*, 2010), porém, este foi o primeiro estudo a utilizar a aceleração do CM para avaliar a assimetria dinâmica em uma corrida de 10km em esteira. A redução do ISG observada na Figura 3, pode ser explicada, principalmente, pela redução do índice de simetria no eixo vertical (ISz), observado na Figura 4. Apesar do IS dos três eixos terem apresentado diferença significativa do início para o final do teste de 10km, o ISz apresentou a maior queda, sendo assim a maior contribuição para a redução do ISG. Esses resultados corroboram com Reenalda *et al.* (2016), que encontraram aumento do pico da aceleração vertical do CM como consequência da fadiga ao longo de uma maratona. Entretanto, no estudo de Schütte *et al.* (2015), após um protocolo de fadiga com tempo médio de 20 minutos, foi encontrado aumento significativo na aceleração do CM (*ratio of acceleration RMS*) apenas nos eixos anteroposterior e mediolateral, corroborando com os achados de Lin *et al.* (2014). Já no estudo de Seminati *et al.* (2013), o índice de simetria no eixo anteroposterior ($0,72 \pm 0,06$) apresentou valores significativamente menores ($p < 0,01$) do que nos eixos vertical ($0,88 \pm 0,04$) e mediolateral ($0,85 \pm 0,05$). De acordo com Strohrmann *et al.* (2012), altas oscilações verticais do CM estão relacionadas ao aumento da fadiga e a redução de economia de corrida, uma vez que a quantidade de oscilações verticais do CM são proporcionais ao trabalho (J) realizado. Em seu estudo, Strohrmann *et al.* (2012) encontraram aumento da oscilação vertical do CM em uma corrida de 45 minutos em velocidade constante na esteira para corredores iniciantes, mas não para corredores experientes. Esses resultados foram acompanhados de reduções da frequência de passada e da elevação de calcanhar, e aumentos do pico de impacto, do ângulo de inclinação do tronco e da rotação de ombros (STROHRMANN *et al.*, 2012). Além disso, especula-se que o aumento das forças de impacto causadas pelo aumento da aceleração no eixo vertical estaria relacionado a um maior risco de lesões na corrida (MCGREGOR *et al.*, 2009; MIZRAHI *et al.*, 2000). Sendo assim, no presente estudo, não só houve aumento da oscilação vertical do CM pelo aumento da fadiga, como também um aumento desproporcional

dessa variável entre os membros inferiores direito e esquerdo, o que explica a redução do índice de simetria mais acentuada no eixo vertical, sendo esta a principal contribuição para a redução do ISG.

No presente estudo, as mudanças no ISG só se tornaram mais proeminentes a partir de 60% do tempo do teste de 10km (Apêndice 1), o dobro da distância utilizada por Ammann *et al.* (2017). Dessa forma, é possível inferir que um teste de corrida com distância inferior a 6km talvez não seja suficiente para visualizar mudanças significativas nos níveis de assimetria específicos da modalidade de corridas de longa distância. Entretanto, estudos futuros ainda precisam ser realizados para fundamentar esta hipótese.

Com relação à eficiência mecânica da corrida, os resultados apresentados mostraram que os momentos finais (50 a 100%) foram significativamente menores do que os momentos iniciais (10, 20 e 30%) do protocolo de 10km, portanto, houve redução da eficiência mecânica ao longo do teste.

O comportamento da eficiência mecânica na corrida em diferentes velocidades já foi amplamente discutido na literatura (CAVAGNA; KANEKO, 1977; ITO *et al.*, 1983, LUHTANEN *et al.*, 1990; SCHEPENS *et al.*, 2001; KEIR *et al.*, 2012). Segundo Cavagna e Kaneko (1977), a medida em que a velocidade da corrida aumenta, a eficiência mecânica também aumenta. Isso se deve, principalmente, ao aumento da utilização de energia elástica, pois o trabalho (J) é derivado principalmente da deformação das estruturas musculares passivas (elementos elásticos em série e em paralelo) e em menor grau, do encurtamento ativo do maquinário contrátil. A força produzida pelo componente contrátil diminui progressivamente com o aumento da velocidade de encurtamento (CAVAGNA, 2006). Já em intensidades constantes, apesar de alguns estudos terem encontrado redução da eficiência mecânica em exercícios de longa duração realizados em cicloergômetro (HOPKER *et al.*, 2016; BAHR *et al.*, 1991), até o momento nenhum estudo havia investigado o comportamento da eficiência mecânica especificamente em uma corrida de longa distância utilizando acelerômetros tri-axiais.

Uma possível explicação para a redução da eficiência mecânica é que o custo de O₂ para produção ATP pode ter aumentado durante o exercício prolongado (HOPKER *et al.*, 2016). Os resultados do presente estudo corroboram com os achados de Hopker *et al.* (2016), que encontraram uma redução significativa da eficiência mecânica ($\eta^2 = 0,38$, $p < 0,01$) e um aumento do consumo de oxigênio, da

ventilação ($\eta^2 = 0,49$, $p < 0,01$) e da frequência cardíaca ($\eta^2 = 0,42$, $p < 0,05$) após 2 horas de exercício em cicloergômetro a 60% da potência máxima obtida em um teste incremental. Segundo Hopker *et al.* (2016), o exercício cíclico prolongado é capaz de induzir componentes periféricos e centrais da fadiga muscular, e que parte da redução da eficiência mecânica ocorreu devido a presença de fadiga periférica. Esses achados corroboram com Cannon *et al.* (2014), que encontraram aumento do custo do fosfato durante o exercício extensor de joelho bilateral de intensidade moderada e constante, sugerindo que um aumento na taxa de transferência de ATP (*ATP turnover rate*) e consumo de O₂ durante o exercício com intensidade constante é consequência do aumento da ineficiência contrátil associada ao processo de fadiga muscular.

De acordo com Bahr *et al.* (1991), uma possível explicação para a elevação do consumo de O₂ se deve ao aumento da utilização de ATP ou a redução da capacidade de produzir o mesmo. Assim como no presente estudo, Bahr *et al.* (1991) encontraram aumento do consumo de O₂ e redução da eficiência mecânica após um teste de 30 minutos em cicloergômetro com intensidade constante a 50% do VO_{2max}. Os autores afirmam que, ao final do exercício, o substrato energético predominante foi a gordura. O que também pode ser observado no presente estudo, pois a TTR alcançou valores próximos a 0,75 ao final do exercício. Uma vez que a taxa fosfato/oxigênio (*P/O*) para a gordura é menor que para glicose, há uma redução da eficiência de acoplamento da fosforilação, ou seja, mais O₂ deve ser consumido para produzir a mesma quantidade de ATP. Além disso, a taxa de transferência de ATP pode ter sido aumentada, possivelmente devido ao processo de contração muscular específico. Se a demanda de ATP da miosina ATPase foi aumentada para uma dada força e velocidade de contração, isso levaria a uma diminuição da eficiência mecânica (BAHR *et al.*, 1991). No entanto, não há evidências na literatura que suportem essa explicação.

Embora o ciclismo e a corrida sejam atividades diferentes, a demanda energética apresenta algumas semelhanças (FONTANA *et al.*, 2009). A redução da eficiência mecânica e aumento do consumo de oxigênio, ventilação e frequência cardíaca ao longo do exercício foram resultados comuns encontrados no presente estudo e nos estudos de Hopker *et al.* (2016) e Bahr *et al.* (1991). Sendo assim, acredita-se que a redução da eficiência mecânica observada no presente estudo

pode ser explicada, principalmente, pelo aumento do custo de O₂ para produção de ATP causado pela fadiga muscular.

Os resultados do presente estudo mostraram uma correlação moderada e significativa ($r = 0,657$; $p = 0,001$) entre o ISG e a eficiência mecânica. Além disso, a redução do ISG foi capaz de explicar 43% da redução da eficiência mecânica ao longo do teste de 10km, de acordo com a análise de regressão.

Diferente do presente estudo, Carpes *et al.* (2010) não encontraram efeito da preferência lateral de membros inferiores na eficiência mecânica e no consumo de oxigênio no ciclismo. No estudo de Carpes *et al.* (2010), os voluntários realizaram um teste em cicloergômetro por cerca de 10 minutos em intensidade submáxima e constante, pedalando apenas com um dos membros inferiores, e após 40 minutos de pausa, realizaram o mesmo teste com o outro membro. Segundo os autores, se um membro inferior preferido é capaz de produzir mais torque comparado ao membro inferior não preferido durante o ciclismo, isso poderia estar relacionado a uma adaptação em termos de energia despendida. Entretanto, a preferência lateral parece não estar associada à melhoria da eficiência mecânica e não explica a assimetria significativa encontrada na pedalada (CARPES *et al.*, 2010). Além disso, um melhor nível de condicionamento físico não está relacionado com a uma melhor eficiência mecânica do membro inferior preferido em relação ao membro não preferido (CARPES *et al.*, 2010). No entanto, o estudo de Carpes *et al.* (2010) teve como objetivo comparar o efeito da preferência lateral na eficiência mecânica unilateral da pedalada, e não verificar as alterações desta ao longo de um exercício prolongado, o que dificulta a comparação com os resultados encontrados no presente estudo.

Os resultados relacionados à correlação entre ISG e eficiência mecânica são contrários aos achados de Seminati *et al.* (2013), que não encontraram correlação significativa entre o custo energético e o ISG, e justificaram os resultados devido a uma possível adaptabilidade do corpo humano em lidar com mudanças estruturais, com o objetivo de preservar a economia de locomoção (SEMINATI *et al.*, 2013). Segundo os autores, com os principais músculos propulsivos operando próximo à isometria na corrida, os tendões podem armazenar e utilizar quantidades variáveis de energia potencial elástica durante cada passada, na tentativa de se adaptarem à diferentes assimetrias anatômicas. À medida que a frequência de passada e o esforço muscular aumentam, a maior demanda física e a fadiga

periférica podem prejudicar a manutenção de uma marcha simétrica e um padrão de locomoção consistente (SEMINATI *et al.*, 2013). Além disso, atletas de alto rendimento possuem a capacidade de manter, mesmo em altas velocidades, a simetria dinâmica maior do que atletas amadores (SEMINATI *et al.*, 2013). Apesar de algumas similaridades com o presente estudo, como a escolha do ISG para cálculo da assimetria, o uso de esteira rolante e a relação da assimetria com o custo energético da corrida, Seminati *et al.* (2013) utilizaram análise cinemática 3D, velocidades de corrida variadas e um tempo de coleta muito curto (5 minutos em cada velocidade). Esse tempo, como já mencionado, pode não ser suficiente para identificação de níveis de assimetria significativos especificamente para a modalidade de corridas de longa distância, o que impossibilita a comparação com o presente estudo, cujo tempo médio no teste de 10km foi de 45 ± 6 minutos.

Uma possível explicação para a correlação encontrada entre o ISG e a eficiência mecânica pode estar relacionada às mudanças nas variáveis cinemáticas com o desenvolvimento da fadiga muscular durante a corrida (HANLEY; MOHAN, 2014; ELLIOT; ACKLAND, 1981). Sujeitos não fadigados em uma dada velocidade de corrida tendem a selecionar uma frequência de passada ótima correspondente a um custo metabólico mínimo (CAVANAGH; WILLIAMS, 1982; MIZRAHI *et al.*, 2000). Entretanto, com a fadiga progressiva, a frequência de passada diminui devido ao aumento do custo metabólico (MIZRAHI *et al.*, 2000). A redução da frequência de passada em uma corrida de velocidade constante implica em um aumento do deslocamento do CM (MIZRAHI *et al.*, 2000). Além disso, um aumento gradual do ângulo de extensão máxima do joelho (e.g., logo antes da aterrissagem) e uma redução gradual da amplitude de flexão do joelho após a aterrissagem também são observados com o desenvolvimento da fadiga em uma corrida de velocidade constante (MIZRAHI *et al.*, 2000). De acordo com Belli *et al.* (1995), a diferença de flexão e extensão máximas entre os membros inferiores poderia influenciar na fase de propulsão da corrida, e essa diferença poderia explicar a assimetria do deslocamento vertical do CM. Segundo os autores, apenas a variação do trabalho (J) não explica satisfatoriamente a variação do custo energético da corrida, o que também foi observado no presente estudo (Figura 8). Contudo, Belli *et al.* (1995) encontraram uma correlação significativa ($p < 0,05$) entre o custo energético e o deslocamento vertical do CM em velocidades submáximas de corrida em esteira.

Além disso, o percentual de variância explicada da eficiência mecânica de 43,1% apenas com uma variável explicativa no modelo (ISG) permite especular que com o acréscimo de outras variáveis mecânicas como a frequência de passada (WILLIAMS; CAVANAGH, 1987), ângulo de pronação do pé e velocidade do calcanhar na aterrissagem (VAGENAS; HOSHIZAKI, 1992), ângulos de extensão e flexão de joelho, inclinação do tronco, rotação de quadril e tempo de contato com o solo (MIZRAHI *et al.*, 2000), deveriam ser consideradas em futuras análises no sentido de melhorar a compreensão acerca dos fatores que influenciam a eficiência mecânica da corrida.

Algumas limitações foram encontradas no presente estudo, como: a não padronização do tênis utilizado pelos corredores, que é um fator que pode influenciar na assimetria (HOERZER *et al.*, 2015; VAGENAS; HOSHIZAKI, 1988) e no custo energético da corrida (HOOGKAMER *et al.*, 2018); a falta de marcadores de fadiga; a comparação entre grupos de atletas de elite vs. atletas amadores. Outro fato importante é que os valores de assimetria individuais podem ser mascarados quando os dados são calculados em média para uma amostra completa (AMMANN *et al.*, 2017). Por exemplo, enquanto alguns atletas podem demonstrar uma assimetria mais alta no início e reduzi-la ao longo da corrida, outros podem se adaptar na direção oposta. Além disso, a identificação do membro inferior responsável pela assimetria (ZIFCHOCK *et al.*, 2008) também deve ser levada em consideração. Portanto, os dados de assimetria individualizados podem trazer informações importantes para fins diagnósticos e prognósticos (AMMANN *et al.*, 2017).

5 CONCLUSÃO

Ao longo de uma corrida de 10km em esteira, o nível de assimetria aumentou e o nível de eficiência mecânica reduziu significativamente em uma amostra de treze corredores amadores e saudáveis. A correlação entre o ISG e a eficiência mecânica da corrida foi significativa e moderada, sendo que a redução do ISG foi capaz de explicar 43% da redução da eficiência mecânica ao longo do teste de 10km. A redução do Índice de Simetria no eixo vertical contribuiu de forma mais significativa para a redução do Índice de Simetria Global do que os outros dois eixos. Apesar de não ter sido mensurada de forma direta, a fadiga muscular parece ter sido a principal responsável pela redução do ISG e da eficiência mecânica da corrida.

REFERÊNCIAS

- ACSM - AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE. **ACSM`s Guidelines for Exercise Testing and Prescription**. 6. ed. United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. p. 368.
- AMMANN, R.; TAUBE, W.; WYSS, T. Gait asymmetry during 400-to 1000-m high-intensity track running in relation to injury history. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. Suppl 2, p. 157-160, 2017.
- AMMANN, R.; TAUBE, W.; WYSS, T. Gait asymmetry during a 5-km time trial in elite runners: a descriptive study. **International Congress on Sports Science Research and Technology Support**. Springer, Cham, p. 13-21, 2015.
- ANDRADE, A. G. P. *et al.* Functional data analyses for the assessment of joint power profiles during gait of stroke subjects. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 30, n. 2, p. 348-352, 2014.
- ARAMPATZIS, A.; BRÜGGEMANN, G. P.; METZLER, V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 12, p. 1349–1353; 1999.
- BAHR, R. *et al.* Strenuous prolonged exercise elevates resting metabolic rate and causes reduced mechanical efficiency. **Acta Physiologica**, v. 141, n. 4, p. 555-563, 1991.
- BARCLAY, C. J.; WEBER, C. L. Slow skeletal muscles of the mouse have greater initial efficiency than fast muscles but the same net efficiency. **The Journal of Physiology**, v. 559, n. 2, p. 519-533, 2004.
- BASSETT, D. R.; HOWLEY, E. T. Limiting factors for maximum oxygen uptake and determinants of endurance performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 1, p. 70-84, 2000.
- BAILEY, C. *et al.* Isometric force production symmetry and jumping performance in collegiate athletes. **Journal of Trainology**, v. 2, n. 1, p. 1-5, 2013.
- BAZYLER, C. *et al.* The effects of strength training on isometric force production symmetry in recreationally trained males. **Journal of Trainology**, v. 3, n. 1, p. 6-10, 2014.
- BELLI, A. *et al.* Mechanical step variability during treadmill running. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v. 70, n. 6, p. 510-517, 1995.
- BERRY, N. T. *et al.* The Effects of a Duathlon Simulation on Ventilatory Threshold and Running Economy. **Journal of Sports Science & Medicine**, v. 15, n. 2, p. 247-253, 2016.

BŁAŻKIEWICZ, M.; WISZOMIRSKA, I.; WIT, A. Comparison of four methods of calculating the symmetry of spatial-temporal parameters of gait. **Acta of Bioengineering and Biomechanics**, v. 16, n. 1, p. 29-35, 2014.

BRANDON, L. J. Physiological factors associated with middle distance running performance. **Sports Medicine**, v. 19, n. 4, p. 268-277, 1995.

BREDEWEG, S. W.; BUIST, I.; KLUITENBERG, B. Differences in kinetic asymmetry between injured and noninjured novice runners: a prospective cohort study. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 847-852, 2013.

BORG, G. A. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 14, n. 5, p. 377-381, 1982.

CANNON, D. T. *et al.* Skeletal muscle ATP turnover by ³¹P magnetic resonance spectroscopy during moderate and heavy bilateral knee extension. **The Journal of Physiology**, v. 592, n. 23, p. 5287-5300, 2014.

CARPES, F. P.; MOTA, C. B.; FARIA, I. E. On the bilateral asymmetry during running and cycling – A review considering leg preference. **Physical Therapy in Sport**, v. 11, n. 4, p. 136-142, 2010.

CARPES, F. P. *et al.* Does leg preference affect muscle activation and efficiency? **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 6, p. 1230-1236, 2010.

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.; KANEKO, M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. **The Journal of Physiology**, v. 268, n. 2, p. 467-481, 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, 1982.

CAVANAGH, P. R.; POLLOCK, M. L.; LANDA, J. A biomechanical comparison of elite and good distance runners. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 301, n. 1, p. 328-345, 1977.

CONLEY, D. L.; KRAHENBUHL, G. S. Running economy and distance running performance of highly trained athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 12, n. 5, p. 357-60, 1980.

CRENSHAW, S. J.; RICHARDS, J. G. A method for analyzing joint symmetry and normalcy, with an application to analyzing gait. **Gait & Posture**, v. 24, n. 4, p. 515-521, 2006.

CROISIER, J. *et al.* Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players a prospective study. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 36, n. 8, p. 1469-1475, 2008.

CUESTA-VARGAS, A. *et al.* The use of inertial sensors system for human motion analysis. **Physical Therapy Reviews**, v. 15, n. 6, p. 462-476, 2010.

DE BARROS, C. L. M. *et al.* Maximal lactate steady state is altered in the heat. **International Journal of Sports Medicine**, v. 32, n. 10, p. 749-753, 2011.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical effects of fatigue on 10,000 meter running technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 52, n. 2, p. 160-166, 1981.

EXELL, T. A. *et al.* Strength and performance asymmetry during maximal velocity sprint running. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 26, n. 8, 2016.

EXELL, T. A. *et al.* Gait asymmetry: Composite scores for mechanical analyses of sprint running. **Journal of biomechanics**, v. 45, n. 6, p. 1108-1111, 2012.

EXELL, T. A. **Lower-limb biomechanical asymmetry in maximal velocity sprint running**. 2010. Tese (Doctor of Philosophy). University of Wales Institute, Cardiff, 2010.

FIELD, A. **Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics**. 4. ed. London: Sage Publications, 2013.

FLANAGAN, S. P.; SALEM, G. J. Bilateral differences in the net joint torques during the squat exercise. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 21, n. 4, p. 1220-1226, 2007.

FONTANA, P.; BOUTELLIER, U.; KNÖPFLI-LENZIN, C. Time to exhaustion at maximal lactate steady state is similar for cycling and running in moderately trained subjects. **European journal of applied physiology**, v. 107, n. 2, p. 187-192, 2009.

HANLEY, B.; MOHAN, A. K. Changes in gait during constant pace treadmill running. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 28, n. 5, p. 1219-1225, 2014.

HODGES, S. J.; PATRICK, R. J.; REISER, R. F. Effects of fatigue on bilateral ground reaction forces asymmetries during the squat exercise. **Journal Strength Conditioning Research**, v. 25, n. 11, p. 3107-3117, 2011.

HOERZER, S. *et al.* Footwear decreases gait asymmetry during running. **PloS One**, v. 10, n. 10, 2015.

HOOBKAMER, W. *et al.* A Comparison of the Energetic Cost of Running in Marathon Racing Shoes. **Sports Medicine**, v. 48, n. 4, p. 1009-1019, 2018.

HOPKER, J. G.; O'GRADY, C.; PAGEAUX, B. Prolonged constant load cycling exercise is associated with reduced gross efficiency and increased muscle oxygen uptake. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 26, n. 2, p. 125-239, 2016.

IMPELLIZZERI, F. M. *et al.* A vertical jump force test for assessing bilateral strength asymmetry in athletes. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 39, n. 11, p. 2044-2050, 2007.

ITO, A. *et al.* Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 15, n. 4, p. 299-308, 1983.

KANEKO, M. Mechanics and energetics in running with special reference to efficiency. **Journal of Biomechanics**, v. 23, p. 57-63, 1990.

KEIR, D. A. *et al.* Mechanical efficiency of treadmill running exercise: Effect of anaerobic-energy contribution at various speeds. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 7, n. 4, p. 382-389, 2012.

KYROLAINEN, H. *et al.* Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 33, n. 8, p. 1330-1337, 2001.

KYROLAINEN, H.; KOMI, P. V.; BELLI, A. Mechanical efficiency in athletes during running. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 5, n. 4, p. 200-208, 1995.

LEE, J. B. *et al.* Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 13, n. 5, p. 559-563, 2010.

LIN, S. *et al.* Impact of center-of-mass acceleration on the performance of ultramarathon runners. **Journal of Human Kinetics**, v. 44, n. 1, p. 41-52, 2014.

LINDSAY, T. R.; YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. A wireless accelerometer node for reliable and valid measurement of lumbar accelerations during treadmill running. **Sports Biomechanics**, v. 15, n. 1, p. 11-22, 2016.

LUHTANEN, P. *et al.* Mechanical work and efficiency in treadmill running at aerobic and anaerobic thresholds. **Acta Physiologica**, v. 139, n. 1-2, p. 153-159, 1990.

MARSH, A. P.; MARTIN, P. E.; FOLEY, K. O. Effect of cadence, cycling experience, and aerobic power on delta efficiency during cycling. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 32, n. 9, p. 1630-1634, 2000.

MCBRIDE, J. M. *et al.* Index of mechanical efficiency in competitive and recreational long distance runners. **Journal of Sports Sciences**, v. 33, n. 13, p. 1388-1395, 2014.

MCGREGOR, S. J. *et al.* High resolution MEMS accelerometers to estimate VO₂ and compare running mechanics between highly trained inter-collegiate and untrained runners. **PLoS One**, v. 4, n. 10, 2009.

MENZEL, H. *et al.* Analysis of lower limb asymmetries by isokinetic and vertical jump tests in soccer players. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 27, n. 5, p. 1370-1377, 2013.

MINETTI, A. E.; CISOTTI, C.; MIAN, O. S. The mathematical description of the body centre of mass 3D path in human and animal locomotion. **Journal of Biomechanics**, v. 44, n. 8, p. 1471-1477, 2011.

MIZRAHI, J. *et al.* Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. **Human Movement Science**, v. 19, n. 2, p. 139–51; 2000.

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.

NEWTON, R. U. *et al.* Determination of functional strength imbalance of the lower extremities. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 20, n. 4, p. 971-977, 2006.

RADZAK, K. N. *et al.* Asymmetry between lower limbs during rested and fatigued state running gait in healthy individuals. **Gait & Posture**, v. 51, p. 268-274, 2017.

REENALDA, J. *et al.* Continuous three dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 14, p. 3362-3367, 2016.

ROBERTSON, G. *et al.* **Research Methods in Biomechanics**. 2. ed. Amherst: Human Kinetics, 2004.

ROBINSON, R. O.; HERZOG, W.; NIGG, B. M. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry. **Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics**, v. 10, n. 4, p. 172-176, 1987.

SATO, K.; HEISE, G. D. Influence of weight distribution asymmetry on the biomechanics of a barbell back squat. **The Journal of Strength & Conditioning Research**, v. 26, n. 2, p. 342-349, 2012.

SCHEPENS, B. *et al.* Mechanical power and efficiency in running children. **Pflügers Archiv**, v. 442, n. 1, p. 107-116, 2001.

SCHMITZ, A. *et al.* Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 2, p. 587-591, 2014.

SCHÜTTE, K. H. *et al.* Wireless Tri-Axial Trunk Accelerometry Detects Deviations in Dynamic Center of Mass Motion Due to Running-Induced Fatigue. **PloS One**, v. 10, n. 10, 2015.

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

SIMON, A. M.; FERRIS, D. P. Lower limb force production and bilateral force asymmetries are based on sense of effort. **Experimental Brain Research**, v. 187, n. 1, p. 129-138, 2008.

STROHRMANN, C. *et al.* Monitoring kinematic changes with fatigue in running using body-worn sensors. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 16, n. 5, p. 983-990, 2012.

SUN, M.; HILL, J. O. A method for measuring mechanical work and work efficiency during human activities. **Journal of Biomechanics**, v. 26, n. 3, p. 229-241, 1993.

THOMPSON, M. A. Physiological and biomechanical mechanisms of distance specific human running performance. **Integrative and Comparative Biology**, v. 57, n. 2, p. 293-300, 2017.

TRIVERS, R. *et al.* Lower Body Symmetry and Running Performance in Elite Jamaican Track and Field Athletes. **PloS One**, v. 9, n. 11, 2014.

VAGENAS, G.; HOSHIZAKI, B. A multivariable analysis of lower extremity kinematic asymmetry in running. **International Journal of Sport Biomechanics**, v. 8, n. 1, p. 11-29, 1992.

VAGENAS, G.; HOSHIZAKI, B. Evaluation of rearfoot asymmetries in running with worn and new running shoes. **International Journal of Sport Biomechanics**, v. 4, n. 3, p. 220-230, 1988.

ZIFCHOCK, R. A. *et al.* The symmetry angle: a novel, robust method of quantifying asymmetry. **Gait & Posture**, v. 27, n. 4, p. 622-627, 2008.

ZIFCHOCK, R. A.; DAVIS, I.; HAMILL, J. Kinetic asymmetry in female runners with and without retrospective tibial stress fractures. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 15, p. 2792-2797, 2006.

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.

WUNDERSITZ, D. *et al.* Validity of a trunk-mounted accelerometer to assess peak acceleration during walking, jogging and running. **European Journal of Sport Science**, v. 15, n. 5, p. 382-390, 2014.

APÊNDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO Resolução CNS466/2012, item II-23

Você está sendo convidado a participar da pesquisa intitulada “NÍVEL DE RELAÇÃO ENTRE A ASSIMETRIA DINÂMICA DO CENTRO DE MASSA E A EFICIÊNCIA MECÂNICA NA CORRIDA DE 10KM” que será realizada no Laboratório de Biomecânica (Biolab) da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais, sob responsabilidade dos pesquisadores Prof. Dr. André Gustavo Pereira de Andrade (orientador) e Camila Cristina Melo (mestranda).

Os objetivos da pesquisa são verificar o nível de relação entre a assimetria dinâmica do centro de massa e a eficiência mecânica durante uma corrida de 10km em esteira, e também verificar se os níveis de assimetria e eficiência se modificam durante este protocolo.

A coleta de dados será realizada em três sessões experimentais com intervalo de uma semana entre cada uma. Na primeira sessão será realizada uma avaliação física para determinação do percentual de gordura corporal, antropometria, anamnese e um teste de VO_{2max} em esteira, onde você utilizará uma máscara de análise de gases e um cardiofrequencímetro. Na segunda sessão, você realizará uma corrida de 10km na esteira no menor tempo possível em velocidade autorregulada, utilizando uma máscara de análise de gases, um acelerômetro e um cardiofrequencímetro. Na terceira sessão, você utilizará os mesmos equipamentos e realizará uma corrida de 10km na esteira na velocidade média obtida na segunda sessão, mantida de forma constante durante todo o protocolo.

Como benefício de participar desta pesquisa, você terá o conhecimento do seu VO_{2max} e limiar anaeróbio mensurados através do padrão ouro do teste espirométrico, além de uma análise biomecânica da corrida fornecida através do acelerômetro.

Você estará sujeito à riscos como dores musculares ou articulares, cansaço ou fadiga devido ao esforço físico demandado dos testes.

A sua participação será voluntária e você não receberá qualquer tipo de remuneração financeira, podendo recusar-se a participar ou retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa sem qualquer penalização ou prejuízo.

Em qualquer momento da pesquisa, você terá total liberdade para esclarecer qualquer dúvida com os pesquisadores responsáveis: Camila Cristina Melo (31-985481884 / camila_cm7@yahoo.com.br) e André Gustavo Pereira de Andrade (31-34092327 / andreguto@yahoo.com.br), ou com o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (COEP-UFMG) pelo telefone (31)3409-4592, email coep@prpq.ufmg.br, ou pelo endereço Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Unidade Administrativa II – 2º andar, sala 2005, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG.

Eu, _____, após ler e ter todas as minhas dúvidas respondidas, concordo com tudo que foi acima citado, dou livremente o meu consentimento e aceito em participar como voluntário (a) desta pesquisa.

Belo Horizonte, _____ de _____ de 2017.

Assinatura do voluntário

Assinatura do pesquisador

APÊNDICE 2
Comparação par a par das médias para ISG

(I) fator1	(J) fator1	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	,039	,010	,073	-,002	,080
	3	,050	,022	1,000	-,044	,143
	4	,071	,031	1,000	-,059	,201
	5	,123	,037	,263	-,034	,280
	6	,201 [*]	,047	,048	,001	,401
	7	,242 [*]	,048	,012	,039	,445
	8	,302 [*]	,036	,000	,148	,457
	9	,367 [*]	,038	,000	,204	,530
	10	,401 [*]	,038	,000	,237	,564
	2	1	-,039	,010	,073	-,080
3		,011	,017	1,000	-,063	,085
4		,032	,025	1,000	-,076	,141
5		,084	,032	1,000	-,053	,222
6		,162	,044	,133	-,024	,348
7		,203 [*]	,045	,033	,011	,395
8		,264 [*]	,037	,001	,105	,422
9		,328 [*]	,040	,000	,158	,498
10		,362 [*]	,040	,000	,189	,534
3		1	-,050	,022	1,000	-,143
	2	-,011	,017	1,000	-,085	,063
	4	,021	,012	1,000	-,029	,072
	5	,073	,025	,565	-,033	,180
	6	,151	,041	,152	-,026	,328
	7	,192	,046	,061	-,005	,389
	8	,252 [*]	,044	,005	,063	,442
	9	,317 [*]	,046	,001	,122	,513
	10	,351 [*]	,046	,000	,153	,548
	4	1	-,071	,031	1,000	-,201
2		-,032	,025	1,000	-,141	,076
3		-,021	,012	1,000	-,072	,029
5		,052	,024	1,000	-,052	,155
6		,130	,042	,417	-,049	,308
7		,171	,047	,162	-,031	,372
8		,231	,049	,023	,022	,441
9		,296	,052	,004	,076	,516

	10	,329	,050	,001	,115	,544
5	1	-,123*	,037	,263	-,280	,034
	2	-,084*	,032	1,000	-,222	,053
	3	-,073*	,025	,565	-,180	,033
	4	-,052*	,024	1,000	-,155	,052
	6	,078*	,027	,596	-,036	,192
	7	,119	,038	,365	-,041	,279
	8	,179	,046	,091	-,015	,374
	9	,244	,051	,021	,026	,462
	10	,277	,051	,007	,059	,496
	6	1	-,201	,047	,048	-,401
2		-,162*	,044	,133	-,348	,024
3		-,151*	,041	,152	-,328	,026
4		-,130*	,042	,417	-,308	,049
5		-,078*	,027	,596	-,192	,036
7		,041	,035	1,000	-,110	,192
8		,101	,047	1,000	-,097	,300
9		,166	,052	,356	-,056	,388
10		,200	,052	,107	-,022	,421
7		1	-,242	,048	,012	-,445
	2	-,203	,045	,033	-,395	-,011
	3	-,192*	,046	,061	-,389	,005
	4	-,171*	,047	,162	-,372	,031
	5	-,119*	,038	,365	-,279	,041
	6	-,041	,035	1,000	-,192	,110
	8	,060	,034	1,000	-,086	,207
	9	,125	,039	,319	-,039	,290
	10	,159	,044	,160	-,028	,346
	8	1	-,302	,036	,000	-,457
2		-,264	,037	,001	-,422	-,105
3		-,252	,044	,005	-,442	-,063
4		-,231	,049	,023	-,441	-,022
5		-,179	,046	,091	-,374	,015
6		-,101*	,047	1,000	-,300	,097
7		-,060*	,034	1,000	-,207	,086
9		,065*	,019	,230	-,016	,145
10		,098*	,026	,112	-,012	,208
9		1	-,367*	,038	,000	-,530
	2	-,328	,040	,000	-,498	-,158
	3	-,317	,046	,001	-,513	-,122
	4	-,296	,052	,004	-,516	-,076
	5	-,244	,051	,021	-,462	-,026
	6	-,166	,052	,356	-,388	,056

	7	-,125*	,039	,319	-,290	,039
	8	-,065*	,019	,230	-,145	,016
	10	,034*	,016	1,000	-,034	,101
10	1	-,401*	,038	,000	-,564	-,237
	2	-,362	,040	,000	-,534	-,189
	3	-,351	,046	,000	-,548	-,153
	4	-,329	,050	,001	-,544	-,115
	5	-,277	,051	,007	-,496	-,059
	6	-,200	,052	,107	-,421	,022
	7	-,159	,044	,160	-,346	,028
	8	-,098*	,026	,112	-,208	,012
	9	-,034*	,016	1,000	-,101	,034

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.

APÊNDICE 3

Comparação par a par das médias para Eficiência Mecânica

(I) fator1	(J) fator1	Mean Difference (I- J)	Std. Error	Sig. ^b	95% Confidence Interval for Difference ^b	
					Lower Bound	Upper Bound
1	2	1,402	1,045	1,000	-3,046	5,851
	3	2,388	1,182	1,000	-2,645	7,422
	4	2,771	1,107	1,000	-1,942	7,484
	5	9,791 [*]	,953	,000	5,733	13,850
	6	18,791 [*]	1,514	,000	12,344	25,238
	7	26,040 [*]	1,176	,000	21,035	31,045
	8	31,555 [*]	1,166	,000	26,591	36,518
	9	36,421 [*]	1,011	,000	32,117	40,726
	10	37,488 [*]	,900	,000	33,654	41,323
	2	1	-1,402	1,045	1,000	-5,851
3		,986	,540	1,000	-1,315	3,288
4		1,368	,520	,986	-,846	3,583
5		8,389 [*]	,778	,000	5,077	11,701
6		17,388 [*]	1,346	,000	11,659	23,118
7		24,638 [*]	,497	,000	22,520	26,755
8		30,152 [*]	,511	,000	27,977	32,327
9		35,019 [*]	1,235	,000	29,760	40,278
10		36,086 [*]	1,088	,000	31,455	40,717
3		1	-2,388	1,182	1,000	-7,422
	2	-,986	,540	1,000	-3,288	1,315
	4	,382	,177	1,000	-,370	1,135
	5	7,403 [*]	,966	,000	3,291	11,514
	6	16,402 [*]	1,571	,000	9,711	23,093
	7	23,652 [*]	,847	,000	20,045	27,258
	8	29,166 [*]	,744	,000	25,997	32,336
	9	34,033 [*]	1,451	,000	27,852	40,213
	10	35,100 [*]	1,289	,000	29,613	40,587
	4	1	-2,771	1,107	1,000	-7,484
2		-1,368	,520	,986	-3,583	,846
3		-,382	,177	1,000	-1,135	,370
5		7,020 [*]	,979	,001	2,851	11,190
6		16,020 [*]	1,595	,000	9,227	22,813
7		23,269	,829	,000	19,740	26,798
8		28,784	,744	,000	25,616	31,952
9		33,650	1,434	,000	27,545	39,756

	10	34,718*	1,229	,000	29,485	39,950
5	1	-9,791*	,953	,000	-13,850	-5,733
	2	-8,389*	,778	,000	-11,701	-5,077
	3	-7,403*	,966	,000	-11,514	-3,291
	4	-7,020*	,979	,001	-11,190	-2,851
	6	9,000*	1,180	,000	3,973	14,026
	7	16,249	,872	,000	12,534	19,964
	8	21,763	,857	,000	18,115	25,412
	9	26,630	,933	,000	22,657	30,603
	10	27,697*	,854	,000	24,060	31,334
	6	1	-18,791*	1,514	,000	-25,238
2		-17,388*	1,346	,000	-23,118	-11,659
3		-16,402*	1,571	,000	-23,093	-9,711
4		-16,020*	1,595	,000	-22,813	-9,227
5		-9,000*	1,180	,000	-14,026	-3,973
7		7,249	1,185	,002	2,201	12,297
8		12,764	1,342	,000	7,051	18,477
9		17,630	1,304	,000	12,079	23,182
10		18,698*	1,318	,000	13,086	24,309
7		1	-26,040*	1,176	,000	-31,045
	2	-24,638*	,497	,000	-26,755	-22,520
	3	-23,652*	,847	,000	-27,258	-20,045
	4	-23,269*	,829	,000	-26,798	-19,740
	5	-16,249*	,872	,000	-19,964	-12,534
	6	-7,249	1,185	,002	-12,297	-2,201
	8	5,515	,438	,000	3,650	7,379
	9	10,381	1,184	,000	5,339	15,424
	10	11,448*	,978	,000	7,284	15,613
	8	1	-31,555*	1,166	,000	-36,518
2		-30,152	,511	,000	-32,327	-27,977
3		-29,166	,744	,000	-32,336	-25,997
4		-28,784	,744	,000	-31,952	-25,616
5		-21,763*	,857	,000	-25,412	-18,115
6		-12,764*	1,342	,000	-18,477	-7,051
7		-5,515*	,438	,000	-7,379	-3,650
9		4,867*	1,176	,062	-,142	9,875
10		5,934*	1,034	,004	1,529	10,338
9		1	-36,421*	1,011	,000	-40,726
	2	-35,019	1,235	,000	-40,278	-29,760
	3	-34,033	1,451	,000	-40,213	-27,852
	4	-33,650	1,434	,000	-39,756	-27,545
	5	-26,630*	,933	,000	-30,603	-22,657

	6	-17,630*	1,304	,000	-23,182	-12,079
	7	-10,381*	1,184	,000	-15,424	-5,339
	8	-4,867*	1,176	,062	-9,875	,142
	10	1,067*	,516	1,000	-1,128	3,263
10	1	-37,488*	,900	,000	-41,323	-33,654
	2	-36,086	1,088	,000	-40,717	-31,455
	3	-35,100	1,289	,000	-40,587	-29,613
	4	-34,718	1,229	,000	-39,950	-29,485
	5	-27,697*	,854	,000	-31,334	-24,060
	6	-18,698*	1,318	,000	-24,309	-13,086
	7	-11,448*	,978	,000	-15,613	-7,284
	8	-5,934*	1,034	,004	-10,338	-1,529
	9	-1,067*	,516	1,000	-3,263	1,128

Based on estimated marginal means

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

b. Adjustment for multiple comparisons: Bonferroni.