



UNIVERSIDADE
ESTADUAL de LONDRINA

VITOR BERTOLI NASCIMENTO

**APLICAÇÃO DE MÉTODOS NÃO LINEARES PARA ESTUDO DA
VARIABILIDADE DO MOVIMENTO NA CORRIDA DE FUNDO**

LONDRINA
2020

VITOR BERTOLI NASCIMENTO

**APLICAÇÃO DE MÉTODOS NÃO LINEARES PARA ESTUDO DA
VARIABILIDADE DO MOVIMENTO NA CORRIDA DE FUNDO**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Estadual de Maringá e Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki

Londrina
2020

AGRADECIMENTOS

A minha família, esposa Giuvana, filhos João e Pedro. Minhas irmãs Carlota e Guadalupe. Minha Mãe Ana Maria e falecido Pai Eloi. A minhas cunhadas e cunhados Marcia, Junior, Paulo, Gi, Augusto, Mario. A Nona Anair e Nono David. Todos ajudaram a segurar a bronca. Minha Tia e madrinha Eloisa Winter Nascimento, Doutora em Ciência Política pela inspiração.

Ao meu orientador Victor Hugo Alves Okazaki pela oportunidade, direcionamento, companheirismo, insitência, amizade, broncas e todo pacote.

Aos professores do Programa Associado de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Estadual de Maringá e Universidade Estadual de Londrina, especial de Londrina com quem tive aula.

Aos professores da Banca de Qualificação Professor Doutor André Rodacki, Professor Doutor Luiz Mochizuki, Professor Doutor Leandro Altimari, Professor Doutor Antonio Carlos Dourado.

Ao Professor Viana da Física da UFPR pelo auxílio com análise de recorrência.

Aos colegas de grupo Alessandra, Anderson, Nicolas, Tulio, Alexandre, Leonardo, Pedro. Aos filhos adotivos Mayara, Bruno e Raphael por existirem.

Ao João Vitor [*in memorian*]...

Aos colegas de outros grupos de pesquisa Luiz, André, Edson, Fabiano Salgueirosa, Jessyca, Vitória e seu Marido, Professora Juliana, Professor Denilson.

Aos participantes corredores que vieram de diferentes lugares do Paraná para participar.

Ao treinador Ivar Benazi e aos Tucanos de Rolândia, ao treinador Carlos Eduardo, treinador Fabio de Paula, ao Olímpico treinador Homero Cachel por participarem com seus atletas.

Ao NEMO, PET ao CEFE a UEL pela estrutura.

Ao André Fornazieio por sempre tentar me fazer trabalhar com futebol.

Aos clientes que atendo que entendem o processo. Ao Daniel Branco, Sandra, e a Kaluanã CrossFit. Ao Coach Luiz Unzueta, Vini, Matheus, Monstrão. Aos disseram não, ao que disseram sim!

A Deus e sua aleatoriedade, que trouxe e traz encontros e desencontros, ajuda escrever o dia a dia.

Na noite do oitavo dia, sozinho com o filho sob a lua e as estrelas, Omoro completou o ritual da indicação do nome. Levou o pequeno Kunta em seus braços fortes até a beira da aldeia, ergueu-o com o rosto virado para o céu e disse suavemente:

-Fend kiling dorong leh warrata ka iteh tee.
(Veja! É a única coisa maior do que você!)

Negras Raízes
Alex Haley

NASCIMENTO, Vitor Bertoli. **Aplicação de métodos não lineares para estudo da variabilidade do movimento na corrida de fundo** Projeto de Doutorado (Programa de Pós-Graduação em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2020.

RESUMO

A corrida é uma habilidade motora complexa, com movimentos não lineares e variáveis. Logo, novos métodos que contemplem tais características têm sido propostos para a sua análise, tal como: expoentes de *Lyapunov*, medidas de correlação de longo alcance, medidas de entropia com conceitos associado a estabilidade, complexidade e similaridade utilizados para estudo da variabilidade do movimento. Todavia, ainda não é completamente entendido qual destes métodos pode melhor analisar o desempenho em corridas de fundo. Dentro deste escopo, a presente tese foi dividida em 4 capítulos, com os seguintes objetivos: (a: revisão sistemática) identificar e descrever as medidas não lineares mais comumente utilizadas para o estudo da variabilidade de movimento na corrida de fundo demonstrando suas aplicações para entendimento do desempenho; (b: experimento I) testar a validade e a confiabilidade das medidas de acelerometria do centro de massa obtida por meio de *smartphone* em diferentes velocidades de corrida em relação a um acelerômetro já validado, à um único marcador cinemático posicionado sobre *smartphone* e a um modelo cinemático que considera vários marcadores no corpo para reconstrução do centro de massa; (c: experimento II) relacionar o tempo de prova em 10km com diferentes métodos não lineares aplicados às séries temporais de medidas angulares e às medidas de acelerometria do centro massa; e, (d: experimento III) identificar as estratégias de prova e comparar os parâmetros de desempenho em corredores de 10km com diferentes tempos de prova. O estudo de revisão (a) utilizou as bases de dados *PUBMED*, *SportDiscus*, *SCOPUS* e *Web of Science*, em que foram incluídos 12 estudos. Foram identificados o uso de medidas não lineares, tais como correlação de longo alcance, entropia e expoentes de *Lyapunov*. No primeiro experimento (b), participaram 16 voluntários que realizaram corrida em 4 velocidades (10, 12, 14 e 16 km/h). As medidas de aceleração foram realizadas no centro massa, no marcador sacral, no acelerômetro e no *smartphone*. Foi verificada validade das medidas de RMS e pico de aceleração *smartphone* em relação ao acelerômetro, ao marcador sacral e ao centro de massa e à validade para medidas de complexidade entre acelerômetros. No segundo experimento (c), 28 voluntários (tempo de $37,10 \pm 3.63$ minutos em prova de 10km) correram em cinco velocidades fixas (12, 14, 16, 18 e 20 km/h). Modelos de regressão linear múltipla foram obtidos para cada velocidade e a partir das medidas não lineares das séries temporais de variáveis angulares e de acelerometria de tronco. Também foi verificada relação entre diferentes medidas não lineares e o tempo de prova na corrida de 10km. No terceiro experimento (d), corredores competitivos (n=10,) e recreacionais (n=10) realizaram a corrida de 10km em pista de atletismo. Os corredores competitivos e recreacionais adotaram estratégias de prova particulares (forma de “J” e “U”, respectivamente). Observou-se diferença entre grupos para variabilidade de aceleração do tronco, economia de aceleração, e correlação de longo alcance. Em conjunto, os resultados da presente tese indicam que as medidas não lineares podem ser utilizadas para identificar fases da prova a serem treinadas para melhora do desempenho. O uso da acelerometria de tronco, por meio de acelerômetros e *smartphone*, pode ser uma ferramenta em potencial para o monitoramento do treinamento por meio de medidas não lineares para atletas e treinadores.

Palavras-chave: Sistemas Dinâmicos. Dinâmica não linear . Variabilidade. Corrida.

NASCIMENTO, Vitor Bertoli. **Aplicação de métodos não lineares para estudo da variabilidade do movimento na corrida de fundo**. PHD Project (PHD in Physical Education) – Londrina Stadual University, Londrina, 2020.

ABSTRACT

Running is a complex motor skill, with non-linear and variable movements. Therefore, new methods that address these characteristics have been proposed for its analysis, such as: Lyapunov exponents, long-range correlation measures, entropy measures with concepts associated with stability, complexity and similarity used to study movement variability. However, it is not yet fully understood which of these methods can best analyze performance in long distance running. Within this scope, the present thesis was divided into 4 chapters, with the following objectives: (a: systematic review) to identify and describe the nonlinear measures most commonly used for the study of movement variability in long distance running, demonstrating its applications for understanding performance; (b: experiment I) test the validity and reliability of the accelerometry measures of the center of mass obtained by smartphone at different running speeds in relation to an already validated accelerometer, a single kinematic marker positioned on a smartphone and a model cinematic that considers several markers on the body to reconstruct the center of mass; (c: experiment II) relate the test time in 10 km with different non-linear methods applied to the time series of angular measurements and the accelerometry measurements of the center of mass; and, (d: experiment III) identify running strategies and compare the performance parameters in 10 km runners with different times trial. The review study (a) used the PUBMED, SportDiscus, SCOPUS and Web of Science databases, in which 12 studies were included. The use of non-linear measures was identified, such as long-range correlation, entropy and Lyapunov exponents. In the first experiment (b), 16 volunteers participated who ran at 4 speeds (10, 12, 14 and 16 km/h). Acceleration measurements were performed at the center of mass, sacral marker, accelerometer and smartphone. The validity of the RMS measurements and smartphone acceleration peak was verified in relation to the accelerometer, sacral marker and center of mass and the validity for measures of complexity between accelerometers. In the second experiment (c), 28 volunteers (time of 37.10 ± 3.63 minutes in a 10km race) ran at five fixed speeds (12, 14, 16, 18 and 20 km/h). Multiple linear regression models were obtained for each speed and from the non-linear measurements of the time series of angular variables and trunk accelerometry. There was also a relationship between different non-linear measures and the 10km race time. In the third experiment (d), competitive ($n = 10$,) and recreational ($n = 10$) runners ran the 10km run on an athletics track. Competitive and recreational runners adopted particular pacing strategies (“J” and “U” shapes, respectively). There was a difference between groups for trunk acceleration variability, acceleration savings, and long-range correlation. Together, the results of this thesis indicate that non-linear measures can be used to identify phases of the test to be trained to improve performance. The use of trunk accelerometry, using accelerometers and smartphones, can be a potential tool for monitoring training through non-linear measures for athletes and coaches.

Key words: Dynamical Systems. Nonlinear dynamics. Variability. Running

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO GERAL	2
2.	REVISÃO DE LITERATURA	6
2.1	INTRODUÇÃO	6
2.2	MÉTODOS	8
2.3	RESULTADOS:	9
2.4	DISCUSSÃO:	15
2.5	CONCLUSÃO:	18
3.	CAPITULO II	19
3.1	INTRODUÇÃO	19
3.2	MÉTODO	21
3.2.1	Participantes	21
3.2.2	Local de Realização do Estudo	21
3.2.3	Procedimentos	21
3.2.4	Medidas Antropométricas	22
3.2.5	Instrumentos	22
3.2.6	Acelerometria	22
3.2.7	Processamento de Sinais	23
3.2.8	Análise estatística	25
3.3	RESULTADOS:	26
3.4	DISCUSSÃO:	47
3.2.9	CONSIDERAÇÕES FINAIS:	49
4.	CAPITULO III	50
4.1	INTRODUÇÃO	50
4.2	MÉTODOS	52
4.2.1	Participantes	52
4.2.2	Procedimentos	52
4.2.3	Local de Realização do Estudo	52
4.2.4	Instrumentos	53
4.2.5	Acelerometria	53
4.2.6	Cinemática	53
4.2.7	Processamento de Sinais	55
4.2.8	Variáveis do Estudo	56
4.2.9	Análise estatística	56
4.3	RESULTADOS:	58
4.4	DISCUSSÃO	68
4.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	73
5.	CAPITULO IV	74
5.1	INTRODUÇÃO	74
5.2	MÉTODO	77
5.3	RESULTADOS:	80
5.4	DISCUSSÃO:	85
5.5	CONSIDERAÇÕES FINAIS	89

6.	CONCLUSÃO GERAL	90
7.	APENDICES	92
8.	REFERENCIAS.....	98

1. INTRODUÇÃO GERAL

A corrida é uma habilidade motora complexa que envolve a coordenação de diferentes segmentos do corpo, e mesmo em atletas de alto nível são observadas variações a cada repetição do movimento que trazem informações potencialmente importantes para monitoramento de qualidades biomecânicas (BARTLETT; WHEAT; ROBINS, 2007; PREATONI et al., 2013). A variabilidade na corrida pode ser observada em variáveis cinemática, cinéticas e eletromiográficas (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007a; DECKER L.M., CIGNETTI F., 2010; PREATONI et al., 2013). Em termos estatísticos, ela é avaliada por medidas lineares discretas como desvio padrão, coeficiente de variação e variância, que pressupõe valores das séries temporais aleatórios e independentes, fato que não ocorre e, com isso, não descrevem toda riqueza das séries temporais das variáveis descritoras do movimento. Neste sentido, têm sido descrito em diferentes estudos que a locomoção humana, apresentam características de sistemas complexos que têm sido analisados por meio de medidas de variabilidade (BUZZI et al., 2003; JORDAN; NEWELL, 2008; DELIGNIÈRES; TORRE, 2009; DECKER L.M., CIGNETTI F., 2010).

A variabilidade é inerente aos mais diversos sistemas biológicos (NEWELL; CORCOS, 1993) e é fruto das interações não lineares e dinâmicas de auto-organização do sistema neuromotor, refletindo a complexidade deste sistema para o controle do movimento (BARTLETT, et al., 2007; BERNSTEIN, 1967; HAMILL, et al., 2005; JAMES, 2004; NEWELL, et al., 2006; RILEY & TURVEY, 2002). Tais sistemas complexos são descritos como sistemas dinâmicos por se alterarem com o tempo, podendo ter características determinísticas ou estocásticas, muitas vezes sendo seu comportamento não linear, com características caóticas e com auto-organização. Para melhor entender esses comportamentos complexos, têm sido feitas análises de medidas não lineares, como expoentes de *Lyapunov* (ROSENSTEIN; COLLINS; LUCA, 1992; SEVIER; KANTZ, 1994; MOCHIZUKI; ALIBERTI, 2017), medidas de correlação de longo alcance por meio de *detrend fluctuation analysis* (HAUSDORFF et al., 1996b; JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007a), medidas de entropia (PINCUS; GLADSTONE; EHRENKRANZ, 1991; COSTA et al., 2003; YENTES; SCHMID; MCGRATH, 2012) e análise de recorrência (MARWAN et al., 2007). Todavia, ainda não é completamente compreendido qual destes algoritmos explicam melhor a variabilidade, principalmente no desempenho de movimentos da corrida.

Para medir de movimentos da corrida, , são utilizados equipamentos sofisticados e de alto custo, como sistemas opto eletrônicos (FOLLAND et al., 2017; FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2017), plataformas de força (LIEBERMAN et al., 2010; SCHACHE et al., 2011; BARNES et al., 2013) e tapetes de pressão (KIM; MIRJALILI; FERNANDEZ, 2017). Por outro lado, tem sido sugerido o uso de acelerômetros como alternativa precisa, válida (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004; LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2016) e de baixo custo financeiro (FORTUNE; MORROW; KAUFMAN, 2014; IOSA et al., 2016). Ademais, os acelerômetros já têm sido disponibilizados em dispositivos de smartphones que contam com outros sensores, como GPS, giroscópio, magnetômetro, barômetros, além de permitir armazenamento e envio de dados (MAYKUT et al., 2015; ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015). Apesar da validação com acelerômetros para quantificar de parâmetros da marcha e da corrida (WUNDERSITZ et al., 2015a, 2015c; LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2016), o uso de *smartphones* se restringe à análise da marcha e à validação com outros acelerômetros, ou com modelos cinemáticos simplificados de centro de massa sem uso de modelos cinemáticos de corpo inteiro (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004; LEMOYNE et al., 2010; YOSHIMURA et al., 2012; KOSSE et al., 2014, 2016). Assim, mais estudos que realizem a validação e a confiabilidade desta ferramenta para avaliar o movimento da corrida são necessários, principalmente para o estudo de medidas não lineares aplicadas ao desempenho esportivo na corrida de fundo.

Medidas não lineares aplicadas ao desempenho esportivo têm sido propostas, pois valores discretos muitas vezes não são capazes de distinguir corredores em grupos homogêneos (WILLIAMS; CAVANAGH, 1987; SANTOS-CONCEJERO et al., 2015), mesmo sendo descritos padrões de movimento diferenciados em corredores com diferentes níveis de desempenho (CLERMONT et al., 2017; FOLLAND et al., 2017; FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2017; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). As análises não lineares têm sido aplicadas em manipulações de velocidade fixa (SCHÜTTE et al., 2015a), percentuais da velocidade preferida auto selecionada (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006a, 2007a; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010a) e aumento progressivo da velocidade (MCGREGOR et al., 2011a; LOOK et al., 2013; MURRAY et al., 2017). Apesar da velocidade preferida auto selecionada estar associada com variáveis fisiológicas das corridas de longa distância (ZAMPARO et al., 2001), e das velocidades fixas e auto selecionadas permitirem melhor controle metodológico, velocidades em competição de 10 km são relatadas em torno de 126% acima desta

(LIMA-SILVA et al., 2010; BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014). Além disso, corredores com maior volume de treinamento semanal e melhor nível competitivo apresentam diferentes estratégias de movimento em velocidades elevadas (SCHACHE et al., 2011; PADULO et al., 2012; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). Logo, análises que contemplem diferentes velocidades, e a velocidade específica da prova nas corridas de fundo, podem permitir melhor compreensão das informações obtidas por meio das medidas não lineares e sua relação com medidas biomecânicas e com a estratégia de prova desenvolvida.

Em corridas de longa distância os atletas regulam a velocidade, produto da cadência da passada e do tamanho do passada (CAVAGNA et al., 1991; DORN et al., 2012), por meio da estratégia de prova, chamada de “*pacing*”, para minimizar o stress fisiológico e mecânicos evitando a instalação acentuada de processo de fadiga (BILLAT et al., 2006; SKORSKI; ABBISS, 2017). São descritas diferentes estratégias para distância de 10 km referente ao percentual da velocidade máxima na prova, nominadas como “parabólicas”, “U”, “J” e “J-invertido” (FOSTER et al., 1994; ABBISS; LAURSEN, 2008; KONING et al., 2011; THIEL et al., 2012). Todavia, estudos divergem sobre quais destas estratégias seriam utilizadas por corredores de diferentes níveis (internacional, nacional, regional e local) (IAAF,2017; THIEL et al., 2012; BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014). Ademais, corredores de elite têm demonstrado tanto aumento quanto redução no tamanho da passada, e aumento ou não alteração da cadência da passada durante provas (ELLIOT; ACKAND, 1981; WILLIAMS; SNOW; AGRUSS, 1991; IAAF,2017). Logo, não há consenso a estratégia de prova dos corredores de fundo e não é conhecido o comportamento das medidas não lineares na prova dos corredores de diferentes níveis (competitivo e recreacionais).

Esta tese está dividida em quatro estudos com objetivos específicos para o entender a aplicação de métodos não lineares para o estudo da variabilidade do movimento da corrida de fundo. O primeiro estudo é uma revisão sistemática narrativa com objetivo de identificar e descrever medidas não lineares usadas para estudar a variabilidade de movimento na corrida e suas aplicações para entender do desempenho esportivo. No segundo estudo, de caráter experimental, testamos a validade e a confiabilidade da acelerometria de tronco por meio de *smartphone*. No terceiro estudo, de caráter experimental, relacionamos o tempo de prova em 10 km com diferentes métodos não lineares aplicados às séries temporais de medidas angulares e medidas de acelerometria do centro de massa, e como objetivo secundário comparar os valores dos diferentes

métodos não lineares em relação ao aumento de velocidade. No quarto estudo, de caráter descritivo correlacional, identificamos as estratégias de prova e comparar os parâmetros de desempenho em corredores de 10 km com diferentes tempos de prova. Esta tese contribui para o entender da variabilidade de movimento da corrida e sua aplicação no desempenho da corrida de fundo.

2. REVISÃO DE LITERATURA

Este capítulo apresenta uma revisão sistemática narrativa realizada para identificar e descrever as medidas não lineares mais utilizadas para o estudo da variabilidade na corrida e analisar o desempenho. A partir dessa revisão de literatura, foram definidas as lacunas que nortearam a estruturação dos estudos experimentais da presente tese além da escolha das variáveis dependentes de análise da variabilidade de movimento.

MEDIDAS NÃO LINEARES PARA ESTUDO DA VARIABILIDADE DO MOVIMENTO NA CORRIDA DE FUNDO – UMA REVISÃO SISTEMÁTICA NARRATIVA

2.1 INTRODUÇÃO

Diferentes variáveis estão relacionadas ao desempenho em corridas de longa distância dentre as quais se destacam as variáveis fisiológicas e biomecânicas (ELLIOT & ACKLAND 1981; WILLIAMS & CAVANAGH 1987; TARTARUGA ET AL. 2012; BARNES & KILDING 2015; MOORE 2016; ALENEZI ET AL. 2016). Por exemplo, há consenso de que consumo de oxigênio, limiar anaeróbio e economia de corrida são relacionadas ao desempenho em corrida (NOAKES; MYBURGH; SCHALL, 1990; KUBUKELI; NOAKES; DENNIS, 2002; JOYNER; COYLE, 2008; LUCIA et al., 2008; SANTOS-CONCEJERO et al., 2015). Por outro lado, a melhor utilização de energia elástica (PAAVOLAINEN et al., 1999; SCHOLZ et al., 2008), atenuação das forças de frenagem e forças médio laterais (PAAVOLAINEN et al., 1999; KYRÖLÄINEN; BELLI; KOMI, 2001), e menor oscilação vertical do centro de massa (TARTARUGA et al., 2012; MOORE, 2016) também podem afetar seu desempenho em corridas de longa distância. Apesar da grande contribuição que estas variáveis fisiológicas e biomecânicas possuem no desempenho na corrida, estas não foram capazes de explicar fatores relacionados à variabilidade de movimento.

O movimento humano não é constante (BERNSTEIN, 1967), sendo a variabilidade do movimento inerente dentro e entre todos os sistemas biológicos (NEWELL & CORCOS, 1998). Na corrida, não é diferente, para um bom desempenho ocorre a interação do sistema neuro-musculo-esquelético que resulta na produção de variações, reconhecidas como variabilidade, sendo observada nas medidas cinemáticas,

cinéticas e inerciais (CAVANAGH, 1987; MCGREGOR et al., 2009; MILLER et al., 2010; PREATONI et al., 2013), tendo relação com estado de funcionalidade (HEIDERSCHEIT; HAMILL; VAN EMMERIK, 1999; KYVELIDOU et al., 2009; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011a). Apesar de tradicionalmente a variabilidade ser quantificada por meio de medidas estatísticas lineares tais como variância, desvio-padrão e coeficiente de variação, as séries temporais de variáveis da corrida tal como tempo entre passos, angulares e deslocamento do centro de massa apresentam características complexas e não lineares (BARTLETTI; WHEAT; ROBINS, 2007; STERGIOU; DECKER, 2011; PREATONI et al., 2013), requerendo ferramentas específicas para sua melhor compreensão.

Com desenvolvimento computacional houve maior difusão das ferramentas para análise de séries temporais com características caóticas, para isso existem diversos algoritmos disponíveis. Por exemplo, os expoentes de *Lyapunov* caracterizam a taxa de expansão das trajetórias inicialmente próximas ao longo do tempo que é utilizado para avaliar estabilidade dinâmica na marcha (DINGWELL; MARIN, 2006; GATES; DINGWELL, 2009). Medidas globais de taxa de caos no sistema com medidas de entropia (PINCUS; GLADSTONE; EHRENKRANZ, 1991; YENTES et al., 2013), por meio alterações da complexidade do sinal proporcionam indicativos de aprendizagem ou reorganização dos graus de liberdade disponíveis (NEWELL, 1997; DELIGNIÈRES & TORRE 2009; HAUSDORFF 2007). Medidas de correlação de longo alcance (HAUSDORFF et al., 1996b; NOURRIT-LUCAS et al., 2014) são associadas à adaptabilidade do sistema locomotor. Foram descritos resultados controversos quando comparado medidas não lineares entre e medidas tradicionais para estudo da variabilidade do movimento (STERGIOU et al., 2001; JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007b).

Ao avaliar a variabilidade da aceleração tibial, Stergiou e colaboradores (2001) verificaram que aumentar a velocidade auto selecionada na marcha implica em valores crescentes de desvio padrão, enquanto para medidas não lineares (entropia e expoentes de *Lyapunov*) foi verificado o comportamento em forma de “U”. Tal padrão também foi observado em tarefa de corrida para variável de tempo entre passos, quando utilizado medidas de correlação de longo alcance em comparação à valores de coeficiente de variação (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007b). Estep e colaboradores (2018) também não encontraram diferenças para medidas de desvio padrão ao comparar a variabilidade entre marcha e corrida em medidas angulares do quadril no plano sagital e do joelho no plano frontal, no entanto verificaram maior sensibilidade nas medidas de

entropia para evidenciar diferenças na variabilidade na locomoção. Apesar da aplicação de tais ferramentas para estudo da funcionalidade humana no estudo da locomoção, mas especificamente na marcha (HAUSDORFF et al., 1996a; BEURSKENS; WILKEN; DINGWELL, 2014; MOCHIZUKI; ALIBERTI, 2017), ainda não se sabe a relação dos conceitos atrelados às definições dessas medidas não lineares com conceitos de estabilidade, complexidade e adaptabilidade ao desempenho esportivo. Por conseguinte, é necessário sistematizar os estudos que usam de medidas não lineares para o estudo da variabilidade de movimento na corrida, em especial, voltadas ao desempenho esportivo.

Em função do exposto, este estudo objetivou identificar e descrever medidas não lineares mais comumente utilizadas para o estudo da variabilidade de movimento na corrida mostrando as aplicações para entender o desempenho esportivo. Por conseguinte, fornecendo informações para pesquisadores, treinadores e atletas sobre a utilização de métodos não lineares na corrida para o controle do treinamento.

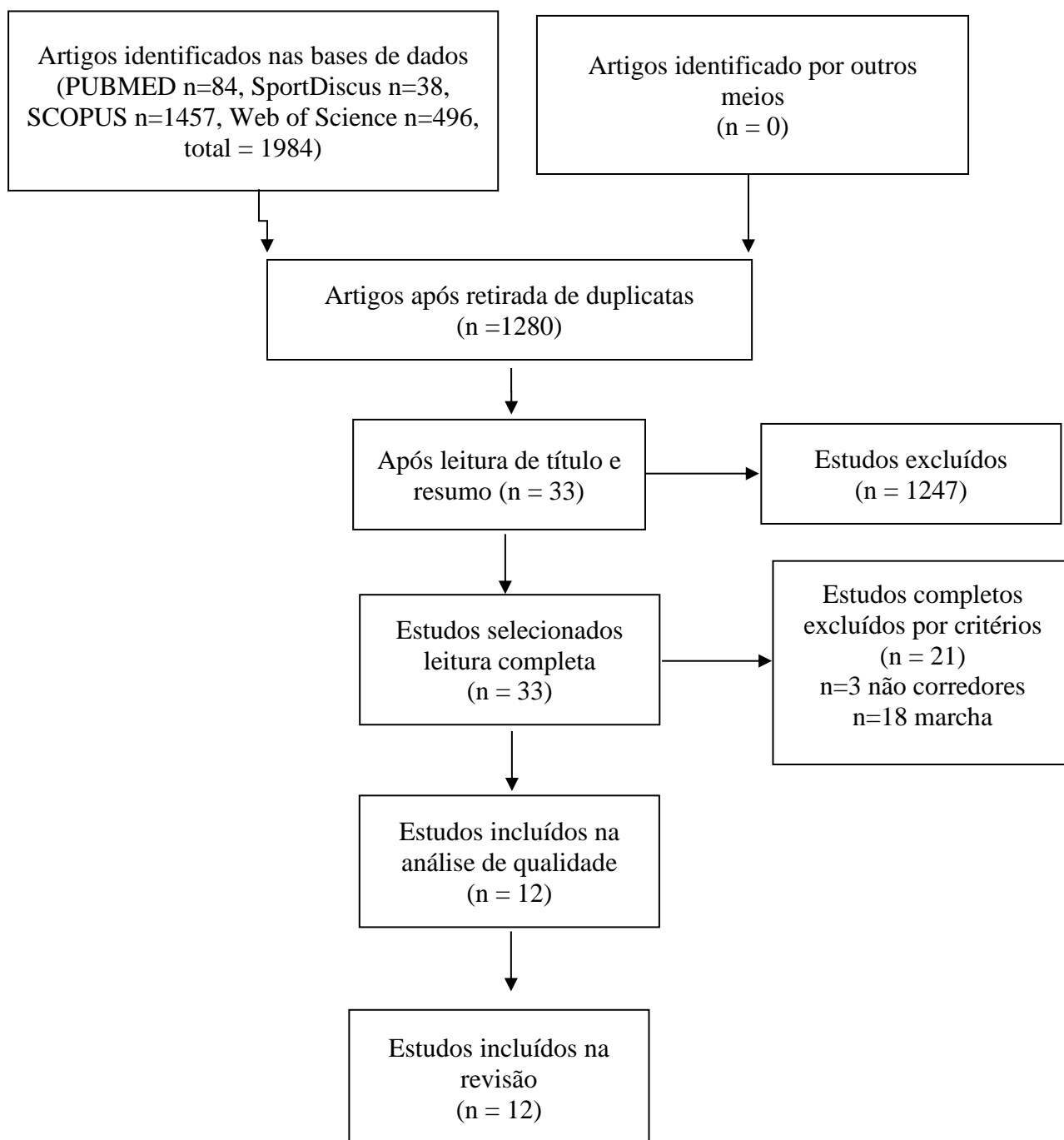
2.2 MÉTODOS

As buscas foram realizadas nas seguintes bases dados: PUBMED, SportDiscus, SCOPUS e Web of Science, sendo as buscas realizadas no dia 6 de outubro de 2017 utilizando os termos: *nonlinear dynamics*, *dynamical systems*, *entropy*, *Lyapunov exponents*, *detrend fluctuations analysis*, *long range correlation*, *running*. Os termos foram combinados com seguinte operadores booleanos a expressão: ((((((*nonlinear dynamics*)) OR (*dynamical systems*)) OR ((*entropy*) OR *entropies*)) OR ((*Lyapunov exponents*) OR *Lyapunov*)) OR ((*detrend fluctuations analysis*) OR (*long range correlation*) OR (*recurrence*)) AND (((*running*) OR *runnings*) OR *jogging*).

Critério de Inclusão e Exclusão:

Foram incluídos nesta revisão apenas artigos originais que: (1) descreviam e utilizavam medidas de variabilidade do movimento não lineares aplicados à corrida; (2) publicados em inglês, espanhol e português; e, (3) contendo participantes corredores de todos os níveis de condicionamento físico. Os critérios de exclusão utilizados foram: (1) estudos que analisaram apenas marcha, (2) estudos com populações especiais (Parkinson, Síndrome de Down), (3) estudos que analisavam participantes lesionados sem grupo controle e (4) estudos que não utilizaram corredores. Os resultados das buscas estão descritos na figura 1 que ilustra os estágios adotados para a seleção e a inclusão dos artigos nesta revisão. Para análise de qualidade dos estudos foi utilizado critério já validado (DOWNS; BLACK, 1998) sendo incluídos estudos com escore acima de 10.

Figura 1. Gráfico de Fluxo



2.3 RESULTADOS:

Na tabela 1.1. encontram-se informações sobre autores, amostra, medida e objetivo, conclusão e escore de qualidade do estudo. Os 14 estudos selecionados correspondem ao período de 2006 a 2016. A amostra analisada pelos estudos compreendeu de corredores recreacionais, sendo que quatros estudos utilizaram atletas

competitivos (PREATONI et al., 2010; MCGREGOR et al., 2011a) em que foi descrito o volume de treinamento semanal entre 30 a 120 km, além de informações sobre o desempenho por distância que variou entre 3k a 21.045m nos estudos analisados.

Foram observadas diferentes manipulações experimentais nos estudos, tais como efeito da velocidade na variabilidade (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006b, 2007c; LOOK et al., 2013), efeito da fadiga por métodos não lineares de variabilidade (SCHÜTTE et al., 2015b), discriminação do nível de condicionamento físico (MCGREGOR et al., 2011b; PARSHAD et al., 2011), predição de desempenho e controle de carga de treinamento (FULLER et al., 2016b). Para isso, foram analisadas medidas cinéticas (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006a, 2007c; MANN et al., 2015; FULLER et al., 2016a), cinemáticas (LOOK et al., 2013; HAUDUM; BIRKLBAUER; MÜLLER, 2014; HAFER et al., 2016) e de acelerometria de tronco e de membros inferiores (MCGREGOR et al., 2009, 2011a; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011a; PARSHAD et al., 2011; HOOS et al., 2014; SCHÜTTE et al., 2015b).

Os estudos encontrados descreveram uso dos seguintes métodos não lineares de para acesso da variabilidade do movimento na corrida: correlação de longo alcance por meio de análise de flutuação sem tendência (*DFA*), entropia (*control entropy*, *sample entropy*) e expoentes de *Lyapunov*.

Autores	Amostra & Volume de treino	Objetivo	Medida Utilizada	Principais Resultados	Escore de Qualidade
(JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006a)	8 mulheres corredoras recreacionais. Volume de treinamento 20 km/semana.	Descrever efeito de percentuais da velocidade preferida auto selecionada no comportamento do intervalo entre passos.	Correlação de Longo Alcance por análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>).	Comportamento em U entre medida de correlação de longo alcance e percentuais da velocidade preferida para variáveis intervalo entre passos.	14
(JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007b)	11 mulheres corredoras recreacionais, volume de treinamento 20 km/semana	Descrever o efeito de percentuais da velocidade preferida auto selecionada em variáveis espaço temporais, cinemáticas e cinéticas.	Correlação de Longo Alcance através de análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>	Comportamento em U entre medida de correlação de longo alcance e percentuais da velocidade preferida para variáveis intervalo entre passadas, tamanho do passo, intervalo entre passos, e impulso.	14
(MCGREGO R et al., 2011a)	14 Corredores sendo 7 altamente treinado NCAA Divisão e 7 destreinados 10 Km acima de 45 minutos	Descrever e comparar à complexidade na caminhada diferenciando nível de condição física dos corredores.	Entropia (<i>Control Entropy</i>).	O grupo treinado apresentou menor complexidade durante caminhada em relação ao grupo destreinado.	12
(NAKAYA MA; KUDO; OHTSUKI, 2010)	7 corredores treinados, média tempo nos 5 Km (14:50), 7 não corredores praticantes de esportes	Analisou a variabilidade e a flutuação nos ciclos da corrida com foco na diferença entre corredores de longa distância e não corredores.	Correlação de Longo Alcance através de análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>).	Corredores treinados apresentam menor variabilidade em relação a não corredores.	11

(PREATONI et al., 2010b)	4 corredores e 3 corredoras atletas de marcha atlética participantes de competições nacionais e internacionais.	Analisar a natureza da variabilidade do movimento utilizando medidas de entropia como índice de organização neuromuscular.	Entropia (<i>Sample Entropy</i>). As medidas foram aplicadas a dados cinemáticos e cinéticos.	Maior entropia nos ângulos do quadril, tornozelo e força de reação do solo em atletas com melhor desempenho. A variabilidade na marcha atlética não é produto de ruído randômico mas contém informação inerente às propriedades do sistema neuro-músculo-esquelético.	11
(MEARDON ; HAMILL; DERRICK, 2011)	9 corredores recreacionais, tendo mais de 10 anos de experiência em treinamento de corrida.	Comparar medidas entre corredores lesionados e não lesionados durante corrida de 5km com velocidade controlada.	Correlação de Longo Alcance através de análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>)	Redução nos valores de Correlação de Longo Alcance em relação ao início, meio e fim da prova de 5 Km, indicando que no final da prova os passos se tornaram mais imprevisíveis.	12
(PARSHAD et al., 2011)	14 Corredores sendo 7 altamente treinado NCAA Divisão e 7 destreinados 10 Km acima de 45 minutos	Descrever diferenças na complexidade na corrida diferenciando nível de condição física dos corredores.	Entropia (<i>Control Entropy</i>).	As medidas de entropia foram maiores em todos eixos nos corredores treinados em comparação aos corredores destreinados.	12
(LOOK et al., 2013)	17 corredores no total sendo 11 corredores sem amputação de membro inferior (8 homens, 3 mulheres), e 6 amputados.	Descrever estabilidade dinâmica em relação ao aumento de velocidade em corredores com e sem amputação de membro inferior.	Expoentes de <i>Lyapunov</i> .	Estabilidade dinâmica reduziu com aumento da velocidade mas não de forma linear, sendo observado tanto para medidas angulares quanto para a dinâmica do centro de massa.	11

(HOOS et al., 2014)	21 corredores experientes, volume de treinamento 20 a 100 Km semanal, tempo abaixo de 2 horas em meia maratona.	Analisar no domínio do tempo e da frequência e as propriedades fractais da regulação da velocidade durante corrida de meia maratona.	Análise Espectral e Fractal das séries temporais de velocidade, frequência de passada e tamanho de passada.	Flutuações não randômicas na velocidade, frequência da passada e tamanho do passo. Corredores experientes modulam a velocidade por meio do tamanho do passo.	13
(MANN et al., 2015b)	26 corredores, Volume de treinamento de 20 Km/semana	Observar diferenças no tempo entre passos com uso de tênis convencional e primeiro uso de tênis minimalista.	Correlação de Longo Alcance através de análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>).	Não se observou diferença em parâmetros espaço temporais, apenas tendência de aumento no <i>duty factor</i> , e redução no tempo de vôo. Tênis minimalista apresentou maiores valores de correlação de longo alcance mas não apresentando diferenças entre as condições.	12
(SCHÜTTE et al., 2015)	22 homens corredores, correndo menos pelo 10 Km/semana.	Detectar variação na dinâmica do centro de massa em corrida após induzir fadiga utilizando acelerometria tria-axial de tronco.	RMS, Entropia (<i>Sample Entropy</i>).	Aumento no RMS mediolateral e anteroposterior, maiores valores de entropia induzidos por fadiga.	12

(FULLER et al., 2016b)	10 homens corredores, Volume de treinamento 46 Km/semana.	Investigar alterações na correlação de longo alcance no tempo entre passos após períodos prolongados de treinos de alta intensidade e associação com desempenho.	Correlação de Longo Alcance através de análise de flutuação sem tendência (<i>DFA</i>).	Medida de correlação de longo alcance pode ser útil para monitorar efeito de cargas altas de treinamento no desempenho de atletas sendo observado correlação com desempenho em 5 Km.
------------------------	---	--	---	--

2.4 DISCUSSÃO:

Este estudo teve por objetivo identificar e descrever as medidas não lineares mais comumente utilizadas para o estudo da variabilidade de movimento na corrida demonstrando suas aplicações para entendimento do desempenho esportivo. Para tanto, uma revisão sistemática narrativa foi realizada.

Os estudos analisados apresentaram uma população de corredores com características heterogêneas. Foram analisados corredores de ambos sexos de nível recreacional, que corriam pelo menos 10 km por semana á corredores competitivos, que percorriam mais de 60 km por semana. Uma das implicações na análise de corredores competitivos e recreacionais são os diferentes padrões de movimento descritos por diferentes estudos para estas populações (LARSON et al., 2011; OSIS et al., 2014; CLERMONT et al., 2017; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). Com isso, a separação destas populações para análise da relação entre movimento e desempenho se torna necessária pois alguns estudos apresentam pouca, ou nenhuma diferença no padrão de movimento ao analisarem corredores competitivos com mesmo nível de desempenho com uso de medidas discretas (CAVANAGH; POLLOCK; LANDA, 1977; WILLIANS; CAVANAGH, 1987; SANTOS-CONCEJERO et al., 2015).

Dentre os diferentes objetivos observados nos estudos são relacionados aos conceitos de adaptabilidade, complexidade e estabilidade, sendo estes utilizados para o estudo da variabilidade de movimento (STERGIOU; HARBOURNE; CAVANAUGH, 2006; HAUSDORFF, 2007; STERGIOU; DECKER, 2011; PREATONI et al., 2013). Nos estudos dessa revisão o conceito de adaptabilidade e complexidade relacionam-se ao conceito de graus de liberdade, onde maior graus de liberdade implicam em maior número de soluções para coordenar o movimento da corrida (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007b; PREATONI et al., 2010). Quanto a estabilidade associada a manutenção da posição corporal na ação motora do movimento humano (MOCHIZUKI; ALIBERTI, 2017), tendo como condições a recuperação a pequenas e grandes perturbações (BRUIJN et al., 2013). Com isso diferentes medidas podem ser utilizadas para estudo do efeito das diferentes velocidades utilizadas durante corrida, entendidas como perturbações ao sistema locomotor e sua relação com estado de treinamento.

Dentre os diferentes medidas identificadas os nos estudos desta revisão a medida de correlação de longo alcance por meio de DFA a mais utilizada. Esta é uma medida de similaridade, considerada característica fractal, em que se analisa a interdependência da

série temporal (MACGRATH et al 2017). Nos estudos analisados, a DFA foi utilizada nas medidas de tempo entre passos, mostrando interdependência de um passo a outro. A medida de tempo entre passos foi avaliada com diferentes instrumentos, tal como esteiras com plataforma de força, sistemas opto eletrônicos, palminhas de pressão, e com uso de acelerômetros fixados no pé, tíbia ou tronco. Em Nakayama et al. (2010) que fez uso de acelerômetro fixado no pé para avaliar tempo dentre passos, demonstrou haver diferença entre corredores e não corredores em relação a esta medida sendo corredores apresentam menor valor de α indicando melhor adaptabilidade do sistema locomotor em atletas em relação a não atletas. Por outro lado, Fuller et al. (2016b) apresentaram a redução do α realizada logo após período de sobrecarga de treinamento, mostrando que a medida é sensível a períodos de *overreaching*, e sendo correlacionada com tempos em corrida de 5 km. Esta medida também foi estudada durante prova 5 km, e durante prova de meia maratona. Em corrida de 5 km o estudo apresenta redução nos valores de α ao final da prova provável ocorrido por fadiga ao final da prova (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011a). Um viés neste estudo é a realização do 5 Km em velocidade constante, fato que não ocorre em situações reais. Em Hoss et al., 2014 durante meia maratona, com uso a medida de DFA demonstrou característica fractal em medidas como tempo entre passo e tamanho do passo, mas esta não foi relacionada com tempo ou estratégia de prova.

Para uso do método de correlação de longo alcance, por DFA, séries temporais maiores são necessárias além de sofrer influência da velocidade, por ser aplicada a eventos que ocorrem na série temporal, sendo recomendado cerca de no mínimo 300 eventos, ou seja 300 passos, com protocolos com tempo de duração de 4 a 8 minutos (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006b; JORDAN; NEWELL, 2008). Com isso, a aplicação para detecção de alterações durante provas de corrida pode ser limitada. Nos estudos que a usaram em provas, a seleção do tamanho da série temporal não considerou a distância fixa, dividindo a série temporal da prova em partes similares, mas é sabido que corredores controlam sua estratégia de prova com uso da informação da distância restante para final da prova (SKEIN; DUFFIELD, 2010; SKORSKI; ABBISS, 2017). Com isso, para uso desta medida em diferentes experimentos deve-se considerar o tamanho da série amostral utilizada, a velocidade realizada deve ser fixa ou controlada, a observância sobre há redução dos valores quando se avalia em esteira (LINDSAY et al, 2014) mas com estudos indicando sua aplicação para controle de *overreaching* em atletas, adaptação a diferentes calçados, e diferenças entre níveis de condicionamento

entre corredores e não corredores, não tendo sido estudado em grupos de corredores com desempenho mais homogêneo. Por outro lado, há algoritmos que oferecem vantagens para uso em séries temporais de menores, tal como as medidas de entropia.

Nas medidas de entropia observam-se larga utilização do algoritmo de *Sample Entropy* (RICHMAN; MOORMAN, 2000). A entropia é uma medida de complexidade da série temporal e de taxa global de caos no sistema (PINCUS; GLADSTONE; EHRENKRANZ, 1991; YENTES et al., 2013). A larga utilização do algoritmo de *Sample Entropy* deve-se ao fato de ser mais robusto frente aos outros algoritmos, como *Aproximate Entropy*, apresentando respostas consistentes quando aplicado em séries temporais pequenas, necessitando séries com cerca de 2000 amostras (YENTES et al., 2013). Nos estudos encontrados, a análise de entropia foi utilizado em diferentes séries temporais como medidas angulares e cinéticas (PREATONI et al., 2010) e de acelerometria de tronco (SCHÜTTE et al., 2015b). Em Preatoni et al. (2010), McGregor et al. (2011a) e Parshad et al. (2012), demonstra-se que aplicação desta técnica pode diferenciar atletas com melhor condição física e melhor técnica. Mas, apenas no estudo com marchadores de elite foi feita relação com desempenho em prova (PREATONI et al., 2010). Com a possibilidade do uso em séries pequenas, e algoritmos serem robustos em relação a valores extremos sua aplicação em dados de acelerometria possibilita diferentes aplicações para controle do treinamento em corrida de fundo. Apesar da difusão dos algoritmos de entropia há uso de outras técnicas que exigem a construção de um espaço de fase para descrição do comportamento complexo em séries temporais. Dentre estas técnicas, destacam-se os expoentes de *Lyapunov* identificado na presente revisão.

Os expoentes de *Lyapunov* foi utilizado em um estudo da revisão (LOOK et al., 2013). Esta técnica dispõe de diferentes algoritmos para sua obtenção que requerem a construção de espaço de fase (ROSENSTEIN; COLLINS; LUCA, 1992; SEVIER; KANTZ, 1994), e pode ser utilizada com amostras de séries temporais de cerca de 10 passos (RIVA; BISI; STAGNI, 2014). Esta medida caracteriza taxa de expansão das trajetórias inicialmente próximas ao longo do tempo que é utilizado para avaliar estabilidade dinâmica na locomoção (DINGWELL; MARIN, 2006; GATES; DINGWELL, 2009). Look et al. (2013) e descreve que a redução da estabilidade dinâmica com aumento da velocidade não é linear. A quebra da linearidade em relação à estabilidade e à velocidade não foi associada ao desempenho em provas de longa distância. Uma aplicação dos expoentes de *Lyapunov* para desempenho estaria a

determinação de velocidade de menor estabilidade associada a velocidade de competição e a monitoramento de estados de *overreaching* pela perda de estabilidade dinâmica.

2.5 CONCLUSÃO:

As medidas não lineares aplicadas para acesso a variabilidade do movimento trazem informações complementares às medidas lineares e podem ser utilizadas para aplicações no treinamento desportivo. Nesta revisão foi identificado o uso de medidas não lineares como correlação de longo alcance, entropia e expoentes de *Lyapunov*. Os conceitos destas medidas são associados respectivamente à similaridade, complexidade e estabilidade, sendo utilizadas para o estudo da variabilidade do sistema locomotor para o melhor entendimento do comportamento complexo das séries temporais de variáveis biomecânicas. No entanto, ainda não está completamente compreendida a relação entre variabilidade e desempenho em corridas de longa distância, a diferença entre corredores com desempenhos homogêneos, assim como seu comportamento e sua relação com o movimento durante corridas de fundo.

3. CAPITULO II

VALIDADE E CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE ACELEROMETRIA DE TRONCO OBTIDA POR SMARTPHONE EM VELOCIDADES SUBMÁXIMAS DE CORRIDA

3.1 INTRODUÇÃO

A corrida é um dos esportes que mais atrai praticantes no mundo com eventos que chegam a ter até 65 mil participantes (Running USA, 2015). Para um bom resultado em provas de corrida de longa distância, variáveis de cadência, de tempo entre passos (BARNES; KILDING, 2015; MOORE, 2016) e de menor oscilação vertical do centro de massa (WILLIAMS; CAVANAGH, 1987; TARTARUGA et al., 2012; FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015; FOLLAND et al., 2017) estão entre os principais parâmetros relacionados ao desempenho na corrida. Normalmente, o acesso a estes parâmetros é feito por meio do uso de equipamentos sofisticados e de alto custo, tal como sistemas de cinemetria opto eletrônicos, plataformas de força, tapetes de pressão e/ou esteiras. Todavia, uma alternativa precisa, válida e de baixo custo financeiro é o uso de acelerômetros (IOSA et al., 2016).

Os acelerômetros permitem acesso às medidas espaço temporais da corrida sem restringir a coleta de informações a espaços laboratoriais, o que permite sua utilização durante treinamento com mínima interferência na tarefa (MOE-NILSEN; HELBOSTAD, 2004; LEE et al., 2010; FORTUNE; MORROW; KAUFMAN, 2014; WUNDERSITZ et al., 2015a; IOSA et al., 2016). Com progresso tecnológico, os acelerômetros foram implementados em dispositivos moveis de telefonia, os *smartphones*, que também contam com outros sensores (GPS, giroscópio, magnetômetro, barômetros) e possibilitam o armazenamento e o envio de dados (MAYKUT et al., 2015; ROSARIO; REDMOND; LOVELL, 2015). Por conseguinte, este dispositivo parece ser uma ferramenta de fácil acesso para a análise do desempenho da corrida.

No mundo são estimados mais de 200 milhões de usuários de *smartphones*, sendo cerca de 64 milhões somente no Brasil (eMarketer, 2016). Apesar de estudos de validação com acelerômetros para quantificação de parâmetros da marcha e corrida já terem sido realizados (WUNDERSITZ et al., 2015a, 2015c; LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2016), os estudos de validação com uso de *smartphones* restringem-se a análise da

marcha, sendo pouca atenção voltada para a corrida. As validações realizadas com estes dispositivos na marcha foram feitas com outros acelerômetros e em relação às medidas de *root-mean-square*, e não em relação ao pico de aceleração ou a medidas de não lineares como entropia amostral (YENTES; SCHMID; MCGRATH, 2012), análise de recorrência (MARWAN et al., 2007) e expoente de *Lyapunov* (WOLF et al., 1985) e não fizeram uso de modelos cinemáticos de corpo inteiro (MOE-NILSEN; HELBOSTAD, 2004; LEMOYNE et al., 2010; YOSHIMURA et al., 2012; KOSSE et al., 2014, 2016). Ademais, também é necessária a análise da confiabilidade das medidas de acelerometria obtidas por meio de *smartphones*.

Em função do acima exposto, este estudo foi testar a validade das medidas de acelerometria (RMS, PAP e Entropia Amostra, Análise de recorrência e Expoentes de *Lyapunov*) do centro de massa obtida por meio de *smartphone* em diferentes velocidades de corrida (10, 12, 14 e 16 km/h) em relação a um acelerômetro já validado, a um único marcador cinemático posicionado na região sacral (sobre *smartphone*) e a um modelo cinemático que considera vários marcadores no corpo para reconstrução do centro de massa. Também foi testada a confiabilidade das medidas de acelerometria do centro de massa obtida por meio destes instrumentos (*smartphone*, acelerômetro, marcador na região sacral e centro de massa). Foi levantada a hipótese de que (H₁) haverá confiabilidade das medidas de acelerometria obtida por meio de *smartphone*, acelerômetro, marcador sacral e centro de massa, nas diferentes velocidades. Também é esperada (H₂) a validade nas diferentes velocidades para as medidas de acelerometria obtidas por meio de *smartphone* em função das medidas do acelerômetro, do marcador sacral e do centro de massa. Este estudo fornecerá informações sobre a validade e a confiabilidade de medidas de acelerometria obtidas por meio de *smartphones*, de acelerômetro e de marcador cinemático posicionado na região lombar, além da confiabilidade das medidas de acelerometria obtidas por meio de cinemetria de corpo todo. Em especial, as medidas obtidas por meio de *smartphones* e acelerômetros, podem ser uma ferramenta alternativa para avaliação de desempenho em prova de campo, o que permitirá aos treinadores e atletas monitorar e controlar o desempenho e o treinamento.

3.2 MÉTODO

3.2.1 Participantes

Participaram do estudo 16 voluntários com idade 25 ± 3.2 anos com treinamento em corrida (n=14), futebol (n=1) e *Crossfit* (n=1). Cálculo amostral foi realizado após piloto com 5 indivíduos utilizando parâmetros média e desvio padrão para variável pico de aceleração e RMS para os eixos médio lateral, ântero posterior e vertical, para um efeito de 0,6, α de 0,05 e poder de 80% (COHEN, J.1988) por meio do software R (versão 3.5.2) sendo necessários n=12. Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido sendo a pesquisa aprovada no Conselho de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina com o número CAAE: 91728518.0.0000.5231.

3.2.2 Local de Realização do Estudo

A coleta de dados antropométricos, cinemáticos e acelerometria ocorreram no Laboratório de Ensino e Pesquisa em Biomecânica (LAPEB), localizando no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina.

3.2.3 Procedimentos

Ao chegar ao laboratório foi iniciada colocação de marcadores reflexivos e do *smartphone* cintura pélvica região de L5, então realizado aquecimento de 10 minutos na esteira em velocidade auto selecionada (figura 1).

Após aquecimento foi ministrado teste com uso de quatro velocidades 10 km/h, 12 km/h, 14 km/h, e 16 km/h foram administradas de forma aleatória entre os voluntários, sendo cada velocidade realizada por duas vezes consecutivas. O voluntário correu por pelo menos três minutos em cada velocidade, com intervalo entre as corridas o suficiente para sua recuperação completa. Os participantes foram orientados a não realizar atividade física extenuante por pelo menos 36 horas, não consumir álcool por pelo menos 24 horas, e cafeína por pelo menos 6 horas.

3.2.4 Medidas Antropométricas

Para a avaliação antropométrica foram realizadas as medidas de massa corporal (kg) mensurado por uma balança (Wiso W-721), estatura (em m), por meio de estadiômetro compacto (Wiso E-210), calculado índice de massa corporal (IMC, kg/m^2).

3.2.5 Instrumentos

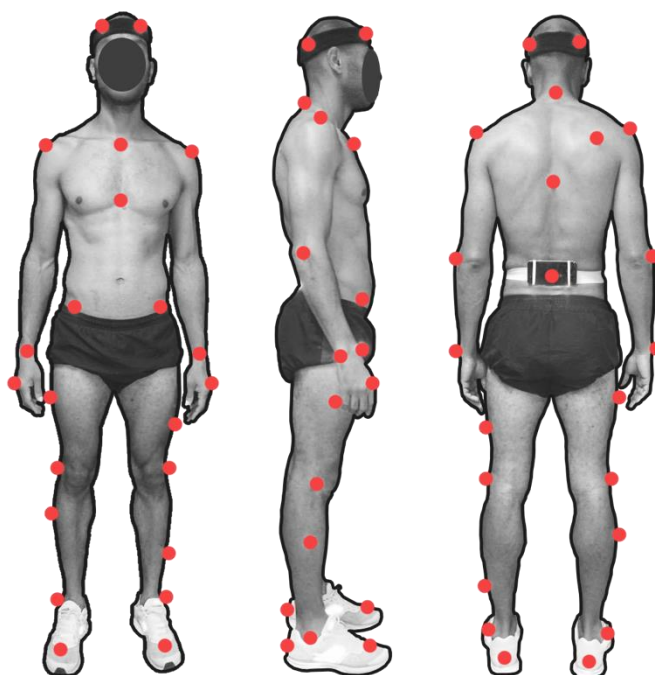
A análise da aceleração foi realizada com instrumentos de cinemetria, *smartphone* e acelerometria. Para corrida foi utilizada esteira motorizada COSMED T170, Rome, Itália.

3.2.6 Acelerometria

A análise cinemática foi realizada por meio de filmagem tridimensional (amostragem de 100 Hz), utilizando-se de 7 câmeras (MX-T-Series) do sistema Vicon Nexus (v.1.8.5, Vicon Motion System, Oxford, UK) com adaptador analógico-digital (Interface Unit). O modelo biomecânico utilizado nesse estudo será o *Plug In Gait Vicon* (Full Body). O modelo é composto por trinta e cinco marcadores reflexíveis que serão colocados nas proeminências ósseas dos centros articulares e em pontos de referência, tal como membros e ossos, em ambos os lados do corpo. Os locais de fixação dos marcadores serão: parte anterior e posterior da cabeça, vértebras C7 e T10 da coluna, escápula, junção das clavículas, processo xifoide do esterno, acrômio da escápula, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna e do rádio, cabeça do metacarpo do segundo dedo da mão, espinha íliaca anterossuperior, espinha íliaca pósterosuperior, coxa, epicôndilo lateral do fêmur, pernas, maléolo lateral, calcâneo e cabeça da falange distal do quinto dedo do pé. A calibração do volume espacial de coleta dos movimentos e a definição do ponto de origem das coordenadas tridimensionais (X, Y e Z) será efetuada com a utilização de uma haste metálica rígida (ferramenta específica do sistema Vicon), contendo cinco marcadores reflexivos com distância real conhecida entre eles.

Para cálculo de centro de massa o modelo *Plug in Gait Vicon* (Full Body) pela soma dos centroides de 15 segmentos da cabeça, tronco, três segmentos dos braços, pelve, e três segmentos da perna o centro de massa desses segmentos utilizando dados antropométricos de Winter (1990).

Figura 1. Posicionamento dos marcadores de acordo com Modelo Plug-In-Gait e *smartphone*.



3.2.7 Processamento de Sinais

Os dados referentes à acelerometria de *smartphone*, acelerômetro e cinemáticos coletados com frequência de aquisição de 100Hz, foram filtrados com frequência de corte de 30Hz após análise espectral e residual (WINTER, 1990), com uso de filtro *Butterworth*, passa baixa, 4ª ordem. Os dados cinemáticos tiveram *gaps* corrigidos por *splines* sendo processado por meio do software Vicon Nexus (v.1.8.5, Vicon Motion System, Oxford, UK). As variáveis cinemáticas e de acelerometria foram processadas por meio de rotina personalizada com uso do software MATLAB (Mathworks, R2018b). Para cálculo das variáveis foram considerados 10 ciclos de passada do último minuto de cada velocidade. Para análise posterior foi calculado do *Root Mean Square* será adotada seguinte equação:

$$RMS = \sqrt{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + \dots x_N^2} / N$$

Sendo realizada para sinais de aceleração nos 3 eixos (vertical, médio lateral, antêro posterior) do *smartphone*, acelerômetro e aceleração proveniente do modelo cinemático. Para obtenção da aceleração proveniente do modelo cinemático foi por meio da dupla derivação dos valores de deslocamento do centro de massa, sendo realizada filtragem com uso de filtro *Butterworth*, passa baixa de 4ª ordem, com frequência de corte de 20Hz, para obtenção dos

valores de velocidade, e realização de nova filtragem com frequência de corte de 30Hz, para obtenção dos valores de aceleração.

Após cálculos das acelerações os sinais foram sincronizados por meio da função *aling signal* (Mathworks, R2018b) que determina a correlação cruzada entre os pares de sinais, com a normalização entre os pares de sinais estimando o atraso para sincronização.

Entropia Amostral é o logaritmo negativo da probabilidade de que, se dois conjuntos de pontos de dados simultâneos de comprimento m tiverem distância r então dois conjuntos de dados simultâneos de comprimento $m+1$ também tem a mesma distância. Suponha que temos um conjunto de dados de séries temporais de comprimento $N = \{x_1; x_2; x_3; \dots; x_N\}$ com um intervalo de tempo constante τ . Definimos um vetor modelo de comprimento m , tal que $X_m(i) = \{x_i; x_{i+1}; x_{i+2}; \dots x_{i+m}\}$, e a função de distância absoluta. Conta-se o número de pares vetoriais em vetores modelo de comprimento m e $m+1$ tendo distância $< r$ e denotamos por B e A, respectivamente. Define-se a entropia por

$$EA = -\log \frac{A}{B}$$

Onde A é número de pares vetoriais que possuem distância $< r$ e tamanho $m+1$, e B número de pares vetoriais com distância $< r$ e tamanho m . Será adotado $m=2$, e $r=0.2$ (YENTES et al., 2013).

Para expoentes de *Lyapunov* será utilizado algoritmo de Wolf et al., 1985 representada pela seguinte equação:

$$\lambda = \frac{1}{t_M - t_0} \sum_{k=1}^M \log_2 \frac{L'(t_k)}{L(t_{k-1})}$$

Onde M é o total de pontos refeitos, L mínima distância entre pontos vizinhos, t tempo. São estimados uso de 2000 pontos para uso deste algoritmo (WUDERMAN, S.R,2016).

A Análise de Quantificação de Recorrência foi realizada por meio do software Matlab2018b com uso do *ToolBox CRPTool* v.5.21 (MARWAN et al., 2007). Sendo obtidos seguintes índices: *Reccurrece Rate* (Taxa de recorrência - RR): probabilidade de um estado específico do sistema recorrer; *Determinism* (Determinismo - Det): percentual de pontos na linha diagonal, relaciona-se com predictabilidade, ou seja, capacidade de prever o estado do sistema; *Length of Longest diagonal line* (Tamanho da Maior Diagonal- TMD) relaciona-se com força do atrator tendo relação com estabilidade do sistema. Para determinação do tempo de atraso foi feita com informação mútua (t),

número de dimensões por distância pontos vizinhos (m) para cada série temporal. A moda para valores obtidos para sinais de aceleração foram m= 3 dimensões, t=15 dimensões, sendo utilizado limiar 2%.

3.2.8 Análise estatística

Para análise estatística descritiva foram apresentados média, desvio padrão, erro padrão da medida e diferença mínima detectável para cada uma das velocidades testadas. A validade foi testada por meio de correlação de Pearson e a confiabilidade foi testada por meio de coeficiente de correlação intra-classe (ICC) para valores de RMS e picos de aceleração do sinal do *smartphone*, do acelerômetro, do marcador sacral e do centro de massa obtido do modelo cinemático. A força das magnitudes de validade e de confiabilidade foi avaliada em conformidade a proposta de Hopkins (2002): <0,10 (trivial), 0,10 a 0,30 (baixa), 0,31 a 0,50 (moderada), 0,51 a 0,70 (alta), 0,71 a 0,90 (muita alta), 0,91 a 0,99 (quase perfeita) e 1 (perfeita). Foi calculado para cada uma das medidas de aceleração dos instrumentos o erro padrão da medida por meio da equação: $EPM = sd \times \sqrt{1 - r}$, em que *sd* representa o desvio padrão da medida, e *r* o valor de ICC para medida. Para diferença mínima detectável foi utilizada equação: $EMP \times 1.96 \times \sqrt{2}$. Também foi realizada a análise concordância de *Bland-Altman*. Para todos os testes foi considerado p-valor < 0,05, e utilizado software R versão 3.5.2.

3.3 RESULTADOS:

Na tabela 1, são apresentados os valores descritivos para as medidas de RMS, ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para o eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de confiabilidade, por meio dos valores de ICC para medidas de RMS entre a primeira e a segunda tentativas do mesmo instrumento, são avaliadas como *quase perfeitas* para todas as velocidades.

Tabela 1. Valores descritivos para RMS (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método		Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior		
		Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)
RMS- 10KM/S	SM 1ª	1.640±0.127	0.998	0.018/ 0.049	0.579 ±0.256	0.995	0.018/ 0.050	0.632 ± 0.261	0.940	0.064/ 0.178
	SM 2ª	1.641±0.121	[0.997;0.998]		0.604± 0.274	[0.860;0.998]		0.619 ± 0.241	[0.837;0.979]	
	ACE 1ª	1.611± 0.125	0.997	0.022/ 0.060	0.577± 0.248	0.975	0.039/ 0.109	0.639 ± 0.265	0.992	0.023/ 0.064
	ACE2ª	1.615±0.123	[0.995;0.998]		0.576± 0.264	[0.929;0.991]		0.637 ± 0.260	[0.978;0.997]	
	MARC1ª	1.427± 0.147	0.995	0.029/ 0.080	0.578± 0.262	0.999	0.008/ 0.023	0.647 ± 0.278	0.977	0.042/ 0.116
	MARC2ª	1.430± 0.148	[0.993;0.997]		0.580± 0.259	[0.996;1.000]		0.631 ± 0.256	[0.935;0.992]	
	CM 1ª	0.815±0.123	0.995	0.023/ 0.063	0.571± 0.270	0.963	0.052/ 0.144	0.613 ± 0.271	0.998	0.012/ 0.034
	CM 2ª	0.817± 0.126	[0.997;0.998]		0.572± 0.261	[0.897;0.987]		0.624 ± 0.276	[0.995;0.999]	
RMS- 12KM/S	SM 1ª	1.626± 0.130	0.941	0.031/ 0.087	0.677± 0.244	0.989	0.025/ 0.071	0.657 ± 0.125	0.980	0.018/ 0.049
	SM 2ª	1.644± 0.139	[0.913;0.989]		0.673± 0.262	[0.969;0.996]		0.667 ± 0.131	[0.942;0.993]	
	ACE 1ª	1.729± 0.136	0.922	0.035/ 0.098	0.677± 0.239	0.982	0.032/ 0.089	0.669 ± 0.118	0.977	0.018/ 0.049
	ACE2ª	1.706± 0.127	[0.782;0.972]		0.674± 0.242	[0.949;0.994]		0.659 ± 0.118	[0.932;0.992]	
	MARC1ª	1.718± 0.153	0.943	0.036/ 0.099	0.672± 0.248	0.998	0.011/ 0.031	0.677 ± 0.110	0.970	0.019/ 0.052
	MARC2ª	1.710± 0.149	[0.836;0.980]		0.677± 0.256	[0.995;0.999]		0.673 ± 0.103	[0.818;0.989]	
	CM 1ª	0.860± 0.156	0.995	0.011/ 0.031	0.474± 0.207	0.997	0.011/ 0.031	0.639 ± 0.122	0.989	0.013/ 0.035
	CM 2ª	0.857± 0.156	[0.985;0.998]		0.472± 0.200	[0.991;0.999]		0.645 ± 0.124	[0.970;0.996]	
RMS- 14KM/S	SM 1ª	1.708± 0.156	0.951	0.034/ 0.095	0.746± 0.275	0.995	0.019/ 0.054	0.706 ± 0.142	0.983	0.019/ 0.051
	SM 2ª	1.716± 0.153	[0.869;0.983]		0.738± 0.274	[0.986;0.998]		0.710 ± 0.145	[0.953;0.994]	
	ACE 1ª	1.685± 0.162	0.919	0.046/ 0.129	0.752± 0.273	0.989	0.029/ 0.079	0.700 ± 0.135	0.978	0.020/ 0.055
	ACE2ª	1.680± 0.201	[0.783;0.971]		0.744± 0.281	[0.968;0.996]		0.703 ± 0.129	[0.963;0.995]	
	MARC1ª	1.630± 0.192	0.927	0.052/ 0.143	0.744± 0.277	0.990	0.028/ 0.077	0.708 ± 0.143	0.984	0.018/ 0.050
	MARC2ª	1.623± 0.200	[0.805;0.974]		0.743± 0.280	[0.998;1.000]		0.704 ± 0.158	[0.956;0.994]	
	CM 1ª	1.318± 0.159	0.995	0.011/ 0.031	0.535± 0.266	0.995	0.019/ 0.052	0.688 ± 0.153	0.993	0.013/ 0.035
	CM 2ª	1.313± 0.154	[0.986;0.998]		0.542± 0.265	[0.986;0.999]		0.687 ± 0.161	[0.980;0.997]	
RMS- 16KM/S	SM 1ª	1.676± 0.132	0.994	0.010/ 0.028	1.276± 0.475	0.999	0.015	0.789± 0.184	0.993	0.015/ 0.043
	SM 2ª	1.673± 0.132	[0.984;0.998]		1.274± 0.474	[0.998;1.000]		0.786± 0.184	[0.981;0.998]	
	ACE 1ª	1.680± 0.157	0.991	0.015/ 0.041	1.280± 0.484	0.998	0.022	0.781± 0.174	0.989	0.018/ 0.051
	ACE2ª	1.681± 0.152	[0.976;0.997]		1.279± 0.490	[0.995;0.999]		0.784± 0.185	[0.968;0.996]	
	MARC1ª	1.720± 0.184	0.903	0.057/ 0.159	1.298± 0.503	0.992	0.045	0.800± 0.180	0.980	0.025/ 0.071
	MARC2ª	1.702± 0.217	[0.751;0.965]		1.288± 0.504	[0.984;0.996]		0.796± 0.179	[0.945;0.993]	
	CM 1ª	1.268± 0.162	0.994	0.013/ 0.035	0.963± 0.400	0.999	0.013	0.787± 0.200	0.995	0.014/ 0.039
	CM 2ª	1.264± 0.170	[0.984;0.998]		0.959± 0.402	[0.998;0.999]		0.784± 0.192	[0.986;0.998]	

Na tabela 2, são apresentados os valores descritivos para as medidas de pico positivo de aceleração (PAP), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade, por meio dos valores de ICC para medidas de PAP entre a primeira e a segunda tentativas do mesmo instrumento, são avaliadas como *quase perfeita* para todas as velocidades.

Tabela 2. Valores descritivos no eixo médio-lateral para PAP (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACEE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método		Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior		
		Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)
PAP- 10KM/S	SM 1ª	4.21±0.62	0.975	0.098/ [0.930;0.999]	2.13 ± 0.71	0.986	0.084	1.77±0.45	0.980	0.064
	SM 2ª	4.27±0.69		0.27	2.22 ± 0.72	[0.962;0.995]	0.23	1.77±0.46	[0.943;0.993]	0.18
	ACE 1ª	4.27±0.63	0.986	0.075/ [0.959;0.995]	2.16 ± 0.74	0.988	0.081	1.75±0.45	0.986	0.055
	ACE2ª	4.26±0.61		0.21	2.21 ± 0.72	[0.965;0.996]	0.23	1.75±0.46	[0.961;0.995]	0.15
	MARC1ª	2.84±0.57	0.909	0.165/ [0.759;0.967]	1.64 ± 0.73	0.951	0.163	1.68±0.45	0.984	0.060
	MARC2ª	2.83±0.61		0.46	1.66 ± 0.76	[0.867;0.983]	0.45	1.69±0.52	[0.944;0.993]	0.17
	CM 1ª	4.26±0.55	0.978	0.084/ [0.938;0.992]	1.56 ± 0.74	0.983	0.095	1.83±0.46	0.965	0.083
	CM 2ª	4.31±0.54		0.23	1.52 ± 0.78	[0.952;0.994]	0.26	1.83±0.48	[0.902;0.988]	0.23
PAP- 12KM/S	SM 1ª	4.61±0.60	0.997	0.033/ [0.991;0.999]	2.41 ± 0.73	0.995	0.051	2.04±0.46	0.993	0.039
	SM 2ª	4.60±0.60		0.09	2.41 ± 0.72	[0.986;0.998]	0.14	2.05±0.47	[0.980;0.997]	0.11
	ACE 1ª	4.56±0.60	0.994	0.046/ [0.982;0.998]	2.46 ± 0.71	0.989	0.074	2.01±0.49	0.970	0.084
	ACE2ª	4.58±0.60		0.13	2.46 ± 0.67	[0.969;0.996]	0.21	2.00±0.53	[0.917;0.990]	0.23
	MARC1ª	2.64±0.70	0.929	0.156/ [0.794;0.975]	1.94 ± 0.81	0.988	0.097	1.97±0.49	0.988	0.054
	MARC2ª	2.64±0.73		0.43	1.94 ± 0.74	[0.967;0.996]	0.27	1.97±0.46	[0.966;0.996]	0.15
	CM 1ª	3.46±0.59	0.996	0.044/ [0.989;0.999]	2.35 ± 0.89	0.994	0.057	2.10±0.49	0.986	0.058
	CM 2ª	3.43±0.65		0.12	2.31 ± 0.89	[0.983;0.998]	0.16	2.08±0.51	[0.960;0.995]	0.16
PAP- 14KM/S	SM 1ª	4.81±0.77	0.961	0.138/ [0.895;0.986]	2.64 ± 0.79	0.988	0.086	2.40±0.60	0.989	0.063
	SM 2ª	4.87±0.70		0.38	2.63 ± 0.80	[0.966;0.996]	0.24	2.40±0.56	[0.969;0.996]	0.17
	ACE 1ª	4.87±0.82	0.996	0.052/ [0.989;0.999]	2.62 ± 0.76	0.994	0.059	2.40±0.53	0.980	0.075
	ACE2ª	4.88±0.83		0.14	2.62 ± 0.73	[0.983;0.998]	0.16	2.40±0.56	[0.944;0.993]	0.21
	MARC1ª	3.82±0.82	0.933	0.202/ [0.821;0.976]	2.22 ± 0.86	0.968	0.146	2.33±0.62	0.993	0.057
	MARC2ª	3.80±0.83		0.56	2.26 ± 0.89	[0.913;0.989]	0.40	2.33±0.68	[0.981;0.998]	0.16
	CM 1ª	3.66±0.78	0.997	0.045/ [0.992;0.999]	2.52 ± 0.82	0.992	0.077	2.44±0.68	0.984	0.079
	CM 2ª	3.68±0.89		0.12	2.49 ± 0.89	[0.977;0.997]	0.21	2.43±0.68	[0.955;0.994]	0.22
PAP- 16KM/S	SM 1ª	4.85±0.76	0.990	0.076/ [0.972;0.996]	3.83 ± 1.29	0.995	0.091	2.61±0.79	0.994	0.061
	SM 2ª	4.83±0.77		0.21	3.82 ± 1.30	[0.990;0.998]	0.25	2.61±0.77	[0.983;0.998]	0.17
	ACE 1ª	4.84±0.72	0.995	0.051/ [0.986;0.998]	3.84 ± 1.27	0.997	0.070	2.61±0.74	0.990	0.074
	ACE2ª	4.86±0.72		0.14	3.83 ± 1.30	[0.993;0.998]	0.19	2.58±0.73	[0.971;0.996]	0.20
	MARC1ª	3.50±0.75	0.929	0.194/ [0.813;0.974]	3.06 ± 0.90	0.966	0.169	2.50±0.92	0.997	0.042
	MARC2ª	3.49±0.74		0.54	3.04 ± 0.93	[0.932;0.983]	0.47	2.48±0.93	[0.991;0.999]	0.12
	CM 1ª	3.70±0.73	0.997	0.041/ [0.993;0.999]	3.19 ± 0.92	0.993	0.078	2.69±0.77	0.994	0.071
	CM 2ª	3.79±0.82		0.11	3.22 ± 1.02	[0.986;0.997]	0.22	2.66±0.77	[0.982;0.998]	0.20

Na tabela 3 são apresentados os valores descritivos para a medida Entropia Amostral (E.A), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade para Entropia Amostral, analisada por meio dos valores de ICC entre as duas tentativas, são avaliadas como *quase perfeita* para *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Tabela 3. Valores descritivos no eixo médio-lateral para E.A (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método		Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior		
		Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (g) /DMD (g)
Entropia Amostral- 10KM/S	SP 1ª	0.371±0.037	0.976	0.006	0.685±0.164	0.966	0.030	0.810 ±0.157	0.968	0.028
	SP 2ª	0.370±0.035	[0.902;0.994]	/0.016	0.710±0.196	[0.872;0.992]	/0.084	0.825±0.181	[0.877;0.992]	/0.078
	AC 1ª	0.373±0.033	0.977	0.006	0.698±0.168	0.933	0.043	0.808±0.125	0.976	0.019
	AC2ª	0.378±0.0.38	[0.889;0.996]	/0.016	0.705±0.156	[0.867;0.998]	/0.121	0.818±0.119	[0.887;0.998]	/0.054
	MARC1ª	0.336±0.055	0.988	0.006	0.618±0.037	0.825	0.015	0.425±0.077	0.961	0.015
	MARC2ª	0.332±0.051	[0.954;0.997]	/0.017	0.624±0.056	[0.765;0.957]	/0.043	0.419±0.063	[0.848;0.990]	/0.042
	CM 1ª	0.366±0.121	0.986	0.013	0.568±0.081	0.773	0.039	0.611±0.069	0.881	0.024
	CM 2ª	0.355± 0.117	[0.946;0.997]	/0.037	0.579±0.055	[0.668;0.944]	/0.107	0.622± 0.086	[0.732;0.970]	/0.066
Entropia Amostral- 12KM/S	SP 1ª	0.390±0.035	0.880	0.012	0.771±0.234	0.982	0.031	0.930±0.191	0.916	0.055
	SP 2ª	0.391±0.452	[0.902;0.994]	/0.033	0.759±0.224	[0.877;0.992]	/0.087	0.921±0.167	[0.845;0.988]	/0.153
	AC 1ª	0.383±0.035	0.959	0.015	0.704±0.139	0.833	0.057	0.908±0.125	0.986	0.015
	AC2ª	0.388±0.038	[0.789;0.996]	/0.026	0.733±0.122	[0.767;0.952]	/0.157	0.918±0.119	[0.887;0.998]	/0.041
	MARC1ª	0.326±0.055	0.972	0.009	0.607±0.068	0.818	0.029	0.396±0.077	0.850	0.030
	MARC2ª	0.327±0.054	[0.953;0.997]	/0.026	0.597±0.068	[0.778;0.967]	/0.080	0.414± 0.058	[0.734;0.945]	/0.083
	CM 1ª	0.333±0.114	0.970	0.020	0.564±0.059	0.870	0.021	0.546±0.063	0.795	0.029
	CM 2ª	0.329±0.124	[0.936;0.998]	/0.055	0.548± 0.040	[0.780;0.924]	/0.059	0.542±0.060	[0.688;0.923]	/0.079
Entropia Amostral- 14KM/S	SP 1ª	0.423±0.066	0.876	0.023	0.770±0.234	0.966	0.045	0.987±0.197	0.888	0.066
	SP 2ª	0.412±0.058	[0.702;0.994]	/0.064	0.779±0.224	[0.889;0.998]	/0.124	0.989±0.169	[0.735;0.978]	/0.183
	AC 1ª	0.389±0.047	0.912	0.025/	0.768±0.112	0.944	0.027	0.978± 0.133	0.978	0.031
	AC2ª	0.408±0.033	[0.890;0.996]	0.060	0.789±0.108	[0.881;0.997]	/0.073	.990± 0.121	[0.889;0.998]	/0.087
	MARC1ª	0.331±0.053	0.934	0.014	0.591±0.074	0.948	0.029	0.413±0.054	0.896	0.017
	MARC2ª	0.337±0.054	[0.869;0.997]	/0.038	0.588±0.065	[0.877;0.997]	/0.080	0.412±0.050	[0.778;0.998]	/0.048
	CM 1ª	0.287±0.108	0.991	0.010	0.555± 0.099	0.723	0.052	0.498±0.061	0.765	0.032
	CM 2ª	0.294±0.115	[0.878;0.998]	/0.028	0.532±0.061	[0.689;0.910]	/0.144	0.524±0.074	[0.667;0.923]	/0.089
Entropia Amostral- 16KM/S	SP 1ª	0.436±0.063	0.989	0.007	0.706±0.214	0.997	0.012	0.952±0.138	0.930	0.024
	SP 2ª	0.432±0.066	[0.951;0.998]	/0.018	0.717±0.211	[0.985;0.999]	/0.032	0.986± 0.119	[0.856;0.988]	/0.067
	AC 1ª	0.347±0.061	0.983	0.008	0.586±0.078	0.972	0.013	0.419±0.048	0.961	0.009
	AC2ª	0.346±0.053	[0.932;0.996]	/0.022	0.589±0.067	[0.888;0.993]	/0.036	0.414±0.042	[0.852;0.990]	/0.026
	MARC1ª	0.347± 0.061	0.983	0.008	0.586±0.078	0.972	0.013	0.419±0.048	0.961	0.009
	MARC2ª	0.346±0.053	[0.932;0.996]	/0.022	0.589±0.067	[0.888;0.993]	/0.036	0.414±0.042	[0.852;0.990]	/0.026
	CM 1ª	0.271± 0.271	0.988	0.030	0.579±0.123	0.975	0.019	0.476±0.081	0.977	0.012
	CM 2ª	0.285±0.093	[0.910;0.997]	/0.082	0.532±0.132	[0.898;0.984]	/0.054	0.485± 0.088	[0.914;0.994]	/0.034

ICC: índice de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida; DMD: diferença mínima detectável

Na tabela 4 são apresentados os valores descritivos para medida de de Recorrência (RR), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade de Recorrência, analisada por meio dos valores de ICC entre as duas tentativas, são avaliadas como *quase perfeita* para *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Tabela 4. Valores descritivos no eixo médio-lateral para RR (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACEE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método		Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior		
		Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)
Recorrência - 10KM/S	SP 1ª	13.74±0.61	0.965	0.133	15.23±5.59	0.996	0.331	14.95±2.22	0.982	0.279
	SP 2ª	13.95±0.81	[0.651;0.991]	/0.370	15.79±5.99	[0.942;0.999]	/0.917	14.65±2.44	[0.911;0.996]	/0.774
	AC 1ª	13.88±0.72	0.938	0.179	15.34±5.45	0.951	1.200	14.77±2.34	0.991	0.222
	AC2ª	13.91±0.86	[0.723;0.990]	/0.487	15.83±5.66	[0.878;0.986]	/3.326	14.54±2.49	[0.890;0.996]	/0.615
	MARC1ª	13.44±0.71	0.901	0.212	11.36±0.85	0.942	0.801	14.72±2.47	0.942	0.558
	MARC2ª	13.26±0.81	[0.556;0.980]	/0.587	11.60±1.16	[0.724;0.988]	/0.535	15.23±3.04	[0.745;0.988]	/1.547
	CM 1ª	15.45±3.07	0.997	0.157	12.01±0.74	0.903	0.216	11.84±0.82	0.996	0.049
	CM 2ª	15.55±3.33	[0.987;0.999]	/0.436	12.15±1.28	[0.534;0.981]	/0.599	11.90±0.86	[0.979;0.999]	/0.135
Recorrência - 12KM/S	SP 1ª	13.62±0.95	0.956	0.201	15.01±4.70	0.994	0.365	15.38±2.53	0.955	0.537
	SP 2ª	13.70±1.39	[0.745;0.992]	/0.557	15.45±4.87	[0.960;0.999]	/1.010	15.11±2.22	[0.760;0.992]	/1.488
	AC 1ª	13.88±1.12	0.912	0.332	15.22±4.44	0.956	0.931	15.23±2.22	0.912	0.659
	AC2ª	13.68±1.32	[0.836;0.994]	/0.921	15.56±4.78	[0.889;0.988]	/2.582	15.42±2.54	[0.745;0.992]	/1.825
	MARC1ª	13.25±0.85	0.921	0.241	12.05±1.53	0.944	0.364	15.96±2.81	0.950	0.630
	MARC2ª	13.27±0.79	[0.708;0.987]	/0.667	11.83±1.31	[0.707;0.99]	/1.008	15.82±2.61	[0.708;0.991]	/1.745
	CM 1ª	18.66±3.97	0.990	0.397	12.97±1.48	0.842	0.589	13.00±1.11	0.968	0.360
	CM 2ª	18.86±3.64	[0.948;0.998]	/1.102	12.88±0.97	[0.753;0.882]	/1.634	12.87±1.02	[0.837;0.994]	/0.998
Recorrência - 14KM/S	SP 1ª	13.25±0.88	0.948	0.201	15.24±4.13	0.980	0.218	15.04±2.39	0.974	0.387
	SP 2ª	13.27±1.34	[0.785;0.992]	/0.556	15.06±3.33	[0.886;0.997]	/0.603	14.55±2.02	[0.766;0.996]	/1.072
	AC 1ª	13.28±0.91	0.965	0.170	15.32±4.22	0.912	1.252	14.78±2.21	0.888	0.740
	AC2ª	13.24±0.88	[0.778;0.996]	/0.472	15.12±3.44	[0.802;0.990]	/3.470	14.97±2.33	[0.712;0.990]	/2.050
	MARC1ª	12.67±0.86	0.925	0.241	12.26±1.63	0.963	0.099	15.45±2.17	0.934	0.576
	MARC2ª	12.85±0.64	[0.757;0.989]	/0.667	11.91±1.22	[0.707;0.995]	/0.276	15.71±2.23	0.755;0.992]	/1.597
	CM 1ª	19.83±4.07	0.993	0.311	12.43±0.40	0.900	1.053	12.28 ±0.56	0.871	0.186
	CM 2ª	19.68±4.58	[0.952;0.999]	/0.862	12.45±0.37	[0.733;0.966]	/2.920	12.33±0.31	[0.702;0.913]	/0.515
Recorrência - 16KM/S	SP 1ª	13.12±1.34	0.973	0.220	15.25±3.84	0.975	0.607	14.36±1.74	0.923	0.483
	SP 2ª	13.25±1.23	[0.843;0.995]	/0.610	14.88±2.98	[0.845;0.996]	/1.683	14.30±1.69	[0.700;0.989]	/1.338
	AC 1ª	13.10±1.23	0.994	0.095	14.89±3.67	0.959	0.743	14.23±1.60	0.988	0.379
	AC2ª	13.22±1.20	[0.845;0.996]	/0.264	14.78±3.34	[0.839;0.996]	/2.060	14.38±1.77	[0.734;0.944]	/1.050
	MARC1ª	13.64±1.67	0.984	0.484	12.19±0.97	0.962	0.189	16.15±2.17	0.992	0.194
	MARC2ª	13.84±1.77	[0.916;0.997]	/1.342	12.15±0.74	[0.776;0.993]	/0.524	16.27±2.30	[0.960;0.999]	/0.538
	CM 1ª	21.39±2.87	0.977	0.435	12.09±0.81	0.985	0.099	12.58±0.78	0.954	0.164
	CM 2ª	21.16±3.07	[0.879;0.996]	/1.206	12.12±0.88	[0.915;0.997]	/0.275	12.80±0.71	[0.744;0.992]	/0.464

ICC: índice de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida; DMD: diferença mínima detectável.

Na tabela 5 são apresentados os valores descritivos para medida Determinismo (DET), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade da variável Determinismo, analisada por meio dos valores de ICC entre as duas tentativas, foi avaliada como *quase perfeita* para *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Tabela 5. Valores descritivos no eixo médio-lateral para DET (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método	Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior		
	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)
Determinismo- 10KM/S	SP 1ª	70.65±5.39	0.963	48.73±16.33	0.995	1.155	45.58±6.75	0.935	1.723
	SP 2ª	71.90±4.45	[0.723;0.993]	50.57±16.68	[0.896;0.999]	/3.202	45.91±10.63	[0.768;0.987]	/4.775
	AC 1ª	70.77±5.32	0.933	48.89±15.23	0.834	6.205	45.66±6.23	0.922	1.740
	AC2ª	70.90±5.12	[0.712;0.994]	49.77±16.12	[0.712;0.966]	/17.20	45.74±7.12	[0.755;0.981]	/4.823
	MARC1ª	72.63±3.36	0.970	47.19±14.54	0.867	5.305	70.26±5.42	0.904	1.682
	MARC2ª	72.58±2.58	[0.848;0.994]	45.72±7.13	[0.789;0.973]	/14.75	72.23±8.79	[0.767;0.980]	/4.662
	CM 1ª	75.73±6.69	0.876	63.41±9.72	0.980	1.375	61.28±5.27	0.883	1.804
	CM 2ª	76.35±7.78	[0.733;0.975]	63.74±10.19	[0.901;0.996]	/3.811	60.23±5.71	[0.752;0.972]	/4.999
Determinismo- 12KM/S	SP 1ª	69.61±4.53	0.978	48.08±15.32	0.995	1.084	41.82±7.98	0.915	2.328
	SP 2ª	68.88±5.33	[0.873;0.996]	49.23±15.37	[0.971;0.999]	/3.003	41.62±6.20	[0.773;0.986]	/6.453
	AC 1ª	69.34±4.33	0.966	48.12±13.44	0.991	1.275	41.66±6.22	0.923	1.726
	AC2ª	69.12±4.41	[0.833;0.994]	48.34±13.52	[0.890;0.998]	/3.534	41.72±6.40	[0.701;0.980]	/4.784
	MARC1ª	71.31±3.50	0.957	46.97±7.51	0.949	2.479	73.85±9.11	0.941	2.214
	MARC2ª	71.10±3.88	[0.751;0.993]	45.20±7.34	[0.718;0.991]	/6.846	72.30±8.91	[0.798;0.990]	/6.136
	CM 1ª	81.85±8.92	0.995	68.60±4.97	0.894	1.619	69.59±5.45	0.988	0.787
	CM 2ª	82.22±8.09	[0.975;0.999]	67.26±3.28	[0.762;0.981]	/4.488	69.08±5.53	[0.940;0.998]	/2.181
Determinismo- 14KM/S	SP 1ª	67.03±4.29	0.944	48.90±15.10	0.984	1.911	40.56±7.20	0.957	1.494
	SP 2ª	66.60±6.60	[0.777;0.990]	48.60±12.52	[0.906;0.997]	/5.297	40.75±7.30	[0.742;0.993]	/4.142
	AC 1ª	66.78±4.32	0.899	48.87±14.55	0.922	4.064	40.44±6.89	0.944	1.630
	AC2ª	66.89±5.44	[0.768;0.993]	48.78±13.01	[0.856;0.996]	/11.264	40.63±6.77	[0.812;0.990]	/4.519
	MARC1ª	68.68±3.26	0.886	47.80±8.10	0.978	1.100	73.09±4.48	0.922	1.790
	MARC2ª	69.31±2.62	[0.695;0.980]	46.98±6.28	[0.866;0.997]	/3.049	74.62±5.06	[0.686;0.978]	/4.961
	CM 1ª	82.88±7.35	0.986	65.16±6.89	0.957	1.328	65.22±4.94	0.967	0.899
	CM 2ª	82.23±8.80	[0.915;0.998]	66.53±5.90	[0.734;0.994]	/3.681	65.55±5.65	[0.813;0.994]	/2.492
Determinismo- 16KM/S	SP 1ª	65.20±6.03	0.997	48.54±13.33	0.986	1.577	44.32±9.37	0.997	0.513
	SP 2ª	65.15±6.16	[0.979;1.00]	48.01±12.85	[0.902;0.998]	/4.372	43.93±8.93	[0.983;0.999]	/1.423
	AC 1ª	65.31±5.88	0.996	48.22±12.89	0.922	3.600	44.21±8.91	0.978	1.470
	AC2ª	65.23±5.90	[0.923;1.00]	48.61±12.41	[0.867;0.990]	/9.979	44.10±8.88	[0.890;0.999]	/4.074
	MARC1ª	70.32±4.65	0.959	50.98±6.18	0.956	1.296	71.15±6.70	0.995	0.474
	MARC2ª	70.12±4.98	[0.756;0.993]	50.71±4.95	[0.797;0.994]	/3.593	71.38±6.86	[0.972;0.999]	/1.313
	CM 1ª	85.25±5.17	0.984	66.95±5.52	0.953	1.197	65.21±7.16	0.933	1.853
	CM 2ª	84.62±5.44	[0.916;0.997]	66.01±4.14	[0.761;0.992]	/3.317	65.12±8.17	[0.687;0.989]	/5.137

ICC: índice de correlação intraclasse; EPM: erro padrão da medida; DMD: diferença mínima detectável

Na tabela 6 são apresentados os valores descritivos Tamanho da Maior Diagonal (TMD), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade da variável TMD, analisada por meio dos valores de ICC entre as duas tentativas, foi avaliada como quase perfeita para smartphone (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Tabela 6. Valores descritivos no eixo médio-lateral para TMD (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACEE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método	Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior			
	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	
TMD- 10KM/S	SP 1ª	97.00±27.6	0.904	8.58	28.5±7.8	0.888	5.06	23.2±6.7	0.878	2.37
	SP 2ª	104.12±22.5	[0.666;0.980]	/23.79	31.0±11.6	[0.694;0.963]	/14.01	28.1±11.9	[0.702;0.960]	/6.56
	AC 1ª	99.00±24.5	0.889	8.16	29.0±6.3	0.876	2.21	24.56±5.4	0.877	1.89
	AC2ª	101.04±26.1	[0.688;0.982]	/22.62	29.8±8.9	[0.641;0.933]	/6.14	25.78±6.3	[0.599;0.953]	/5.24
	MARC1ª	167.3±92.8	0.881	32.04	34.4±42	0.825	1.99	100.2±48.3	0.849	18.77
	MARC2ª	157.25±77.6	[0.601;976]	/88.80	34.5±57	[0.705;0.954]	/5.52	95.8±32.0	[0.710;0.970]	/52.03
	CM 1ª	136.6±62	0.967	21.12	45.4±9.0	0.863	3.36	45.4±9.0	0.917	2.62
	CM 2ª	152.3±37	[0.852;0.993]	/58.55	50.7±11.9	[0.770;0.957]	/9.33	47.8±10.5	[0.682;0.985]	/7.26
TMD- 12KM/S	SP 1ª	100.8±30.2	0.926	8.24	31.14±14.0	0.968	2.52	23.0±10.4	0.986	1.24
	SP 2ª	102.1±26.5	[0.755;0.987]	/22.84	33.21±15.7	[0.835;0.994]	/7.39	24.8±10.1	[0.796;0.998]	/3.43
	AC 1ª	100.0±23.5	0.932	6.12	32.05±11.3	0.934	2.90	23.12±11.2	0.923	3.10
	AC2ª	101.3±28.1	[0.712;0.988]	/16.98	33.10±15.2	[0.788;0.996]	/8.04	23.7±11.0	[0.777;0.990]	/8.61
	MARC1ª	221.1±80.8	0.923	22.43	43.8±11.1	0.958	2.57/	128.7±52.7	0.994	4.09
	MARC2ª	198±70.2	[0.784;0.986]	/62.17	42.42±9.1	[0.782;0.993]	7.14	125.0±54.2	[0.970;0.999]	/11.33
	CM 1ª	250.1±94.9	0.955	20.14	50.1±13.2	0.969	2.33	110.7±32.3	0.987	5.18
	CM 2ª	226±74.18	[0.750;0.993]	/55.84	49.2±14.1	[0.828;0.995]	/6.45	106.4±34.3	[0.912;0.998]	/14.36
TMD- 14KM/S	SP 1ª	85.42±20.74	0.987	3.88	28.71±10.90	0.986	1.29	26.00±10.53	0.903	2.40
	SP 2ª	89.28±21.07	[0.726;0.998]	/10.77	30.14±10.02	[0.911;0.998]	/3.58	25.14±7.24	[0.696;0.983]	/6.66
	AC 1ª	85.33±19.22	0.893	6.28	28.66±9.60	0.922	2.68	25.38±8.38	0.900	2.65
	AC2ª	87.41±20.01	[0.689;0.989]	/17.42	29.31±10.04	[0.838;.990]	/7.43	25.89±6.77	[0.602;0.988]	/7.34
	MARC1ª	156.14±47.6 7	0.990	4.79	41.50±13.75	0.988	1.47	102.71±21.35	0.985	2.61
	MARC2ª	164.28±49.9 0	[0.733;0.999]	/13.28	40.66±12.59	[0.922;0.998]	/4.07	107.14±23.73	[0.702;0.998]	7.25
	CM 1ª	191.42±85.1 7	0.962	10.17	50.42±22.21	0.948	4.45	65.85±12.57	0.936	1.54
	CM 2ª	194.42±82.0 5	[0.773;0.993]	/28.18	53.71±21.63	[0.729;0.991]	/12.33	68.28±14.48	[0.669;0.989]	/4.27
TMD - 16KM/S	SP 1ª	76.14±17.94	0.978	2.66	27.33±13.14	0.979	1.90	22.85±5.98	0.986	0.70
	SP 2ª	75.00±18.39	[0.878;0.996]	/7.23	27.16±13.90	[0.844;0.997]	/5.27	23.71±5.15	[0.887;0.998]	/1.96
	AC 1ª	76.08±15.44	0.978	2.29	27.44±12.01	0.932		22.45±4.92	0.977	0.74
	AC2ª	75.10±16.08	[0.812;0.994]	/6.34	28.12±12.56	[0.833;0.994]		23.88±5.02	[0.844;0.994]	/2.06
	MARC1ª	142.57±54.7 1	0.950	12.23	41.42±11.25	0.966	2.07	106.57±36.48	0.991	3.46
	MARC2ª	142.00±53.2 7	[0.700;0.992]	/33.91	40.85±10.79	[0.802;0.994]	/5.75	110.28±39.88	[0.951;0.998]	/9.59
	CM 1ª	191.85±92.4 2	0.987	10.53	44.28±14.52	0.938	3.61	73.71±11.82	0.953	2.56
	CM 2ª	181.57±91.0 0	[0.930;0.998]	/29.20	47.14±11.11	[0.683;0.989]	/10.02	74.28±10.67	[0.723;0.992]	/7.10

Na tabela 7 são apresentados os valores descritivos para *Lyapunov* (LYA), de ICC, erro padrão para medida (EPM) e diferença mínima detectável (DMD) para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior. A medida de confiabilidade da variável Recorrência, analisada por meio dos valores de ICC entre as duas tentativas, foi avaliada como quase perfeita para smartphone (SM), acelerômetro (ACE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Tabela 7. Valores descritivos no eixo médio-lateral para LYA (média±DP, ICC, EPM, DMD) das duas tentativas realizadas (1ª e 2ª), para os instrumentos *smartphone* (SM), acelerômetro (ACEE), marcador (MARC) e centro de massa (CM).

Método	Eixo vertical			Eixo médio-lateral			Eixo anteroposterior			
	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) /DMD (%)	Média ±DP	ICC [95%]	EPM (%) /DMD (%)	
Lyapunov- 10KM/S	SP 1ª	2.76±0.58	0.866 [0.735;0.976]	0.215 /0.595	7.05±2.61	0.934 [0.628;0.989]	0.671 /1.86	8.53±1.68	0.859 [0.721;0.976]	0.633 /1.75
	SP 2ª	2.57±0.66]		6.28±1.87			7.78±1.44		
	AC 1ª	2.88±0.44	0.899 [0.822;0.986]	0.140 /0.388	6.98±2.10	0.912 [0.612;0.988]	0.623 /1.72	8.66±1.55	0.882 [0.703;0.990]	0.532 /1.47
	AC2ª	2.75±0.56]		6.56±1.91			8.10±1.23		
	MARC1ª	0.591±0.261	0.946 [0.707;0.991]	0.061 /0.168	0.729±0.21	0.960 [0.762;0.993]	0.043 /0.120	0.482±0.21	0.981 [0.886;0.997]	0.029 /0.082
	MARC2ª	0.562±0.229]		0.723±0.31			0.479±0.20		
	CM 1ª	0.498±0.166	0.851 [0.744;0.975]	0.064 /0.179	0.437±0.08	0.885 [0.618;0.980]	0.027 /0.076	0.423±0.19	0.968 [0.648; 0.995]	0.034 /0.095
	CM 2ª	0.513±0.223]		0.412±0.06			0.373±0.16		
Lyapunov- 12KM/S	SP 1ª	2.76±0.34	0.981 [0.902;0.997]	0.047 /0.130	6.00±2.05	0.970 [0.821;0.995]	0.355 /0.985	8.94±2.39	0.966 [0.801;0.994]	0.442 /1.225
	SP 2ª	2.80±0.37]		5.97±1.88			8.88±1.87		
	AC 1ª	2.88±0.22	0.975 [0.843;0.999]	0.035 /0.096	6.02±1.88	0.956 [0.789;0.998]	0.394 /1.093	8.78±2.44	0.978 [0.887;0.999]	0.362 /1.003
	AC2ª	2.94±0.33]		6.10±1.66			9.01±1.04		
	MARC1ª	0.520±0.159	0.830 [0.749;0.971]	0.066 /0.182	0.605±0.206	0.987 [0.852;0.998]	0.027 /0.074	0.491±0.132	0.961 [0.798;0.993]	0.026 /0.073
	MARC2ª	0.521±0.132]		0.642±0.237			0.514±0.120		
	CM 1ª	0.674±0.235	0.918 [0.704;0.986]	0.067 /0.187	0.450±0.136	0.941 [0.638;0.991]	0.033 /0.092	0.463±0.098	0.945 [0.762/0.991]	0.038 /0.105
	CM 2ª	0.668±0.190]		0.466±0.121			0.462±0.075		
Lyapunov- 14KM/S	SP 1ª	3.68±0.43	0.915 [0.773;0.986]	0.125 /0.347	6.83±2.14	0.926 [0.693;0.978]	0.582 /1.614	8.82±2.33	0.977 [0.883;0.996]	0.337 /0.933
	SP 2ª	3.69±0.49]		7.54±3.56			9.07±2.16		
	AC 1ª	3.77±0.41	0.922 [0.701;0.988]	0.115 /0.317	6.90±2.33	0.933 [0.671;0.998]	0.603 /1.672	8.90±1.89	0.888 [0.702;0.988]	0.633 /1.753
	AC2ª	3.82±0.36]		7.02±2.34			9.12±2.21		
	MARC1ª	0.512±0.13	0.938 [0.623;0.990]	0.038 /0.105	0.612±0.142	0.991 [0.933;0.998]	0.013 /0.035	0.538±0.24	0.988 [0.920;0.998]	0.026 /0.073
	MARC2ª	0.525±0.15]		0.629±0.145			0.552±0.26		
	CM 1ª	0.645±0.33	0.990 [0.948;0.998]	0.033 /0.091	0.462±0.133	0.960 [0.743;0.994]	0.027 /0.074	0.443±0.12	0.859 [0.669;0.980]	0.045 /0.125
	CM 2ª	0.677±0.35]		0.488±0.101			0.457±0.11		
Lyapunov- 16KM/S	SP 1ª	3.80±0.54	0.936 [0.648;0.989]	0.137 /0.379	8.32±3.54	0.993 [0.954;0.999]	0.296 /0.821	9.05±2.16	0.987 [0.814;0.998]	0.246 /0.683
	SP 2ª	3.88±0.71]		8.63±3.63			9.14±2.03		
	AC 1ª	3.85±0.45	0.922 [0.612;0.988]	0.123 /0.341	8.40±3.33	0.994 [0.898;0.999]	0.259 /0.715	9.10±2.20	0.945 [0.832;0.994]	0.476 /1.320
	AC2ª	3.91±0.66]		8.57±3.58			9.12±2.10		
	MARC1ª	0.577±0.14	0.931 [0.642;0.988]	0.037 /0.102	0.540±0.11	0.915 [0.627;0.985]	0.032 /0.089	0.610±0.15	0.985 [0.915;0.997]	0.018 /0.051
	MARC2ª	0.601±0.12]		0.556±0.12			0.614±0.13		
	CM 1ª	0.601±0.25	0.998 [0.991;1.00]	0.011 /0.031	0.458±0.067	0.916 [0.648;0.986]	0.019 /0.054	0.569±0.19	0.993 [0.963;0.999]	0.016 /0.044
	CM 2ª	0.596±0.24			0.462±0.064			0.563±0.18		

ICC: índice de correlação intra classe; EPM: erro padrão da medida; DMD: diferença mínima detectável

Na tabela 8 são apresentados os valores de validade entre Entropia Amostral do *smartphone* (E.A SM) e entropia amostral do centro de massa (E.A CM), acelerômetro (E.A ACE) e marcador sacral (E.A MARC) por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade entre E.A SM e E.A ACE são avaliadas como *quase perfeita* e/ou *muito altas* para todas as velocidades analisadas, sendo *trivial* entre E.A SM e E.A MARC e CM.

Tabela 8. Correlação e validade das medidas de E.A obtidas por meio de *smartphone*, em função de medidas obtidas pelo CM, acelerômetro e marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		E.A SM	IC _{95%}	validade	E.A SM	IC _{95%}	validade	E.A SM	IC _{95%}	validade
10km/h	E.A CM	-0.160	[-0.717;0.521]	<i>trivial</i>	-0.131	[-0.703;0.542]	<i>trivial</i>	-0.176	[-0.725;0.509]	<i>trivial</i>
	E.A ACE	0.887*	[0.778;0.972]	<i>muito alta</i>	0.864*	[0.761;0.995]	<i>muito alta</i>	0.878*	[0.776;0.991]	<i>muito alta</i>
	E.A MARC	0.069	[-0.582;0.660]	<i>trivial</i>	0.322	[0.269;0.942]	<i>moderada</i>	0.263	[-0.439;0.765]	<i>baixa</i>
12km/h	E.A CM	0.090	[-0.610;0.711]	<i>trivial</i>	-0.277	[0.905;0.988]	<i>trivial</i>	-0.342	[-0.771; -0.128]	<i>trivial</i>
	E.A ACE	0.912*	[0.842;0.996]	<i>quase perfeita</i>	0.967*	[0.916;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.862*	[0.775;0.945]	<i>muito alta</i>
	E.A MARC	0.527	[-0.209;0.882]	<i>alta</i>	0.566	[0.003;0.922]	<i>alta</i>	0.351	[-0.469;0.846]	<i>moderada</i>
14km/h	E.A CM	0.172	[-0.555;0.750]	<i>trivial</i>	-0.085	[-0.709;0.613]	<i>trivial</i>	0.136	[-0.628;0.767]	<i>baixa</i>
	E.A ACE	0.965*	[0.864;0.973]	<i>quase perfeita</i>	0.867*	[0.706;0.989]	<i>quase perfeita</i>	0.883*	[0.751;0.994]	<i>quase perfeita</i>
	E.A MARC	0.203	[-0.532;0.764]	<i>moderada</i>	0.424	[0.112;0.67]	<i>moderada</i>	0.308	[-0.506;0.832]	<i>moderada</i>
16km/h	RM CM	0.016	[-0.69;0.710]	<i>trivial</i>	-0.517	[-0.895;0.294]	<i>alta</i>	-0.589	[-0.929;0.294]	<i>alta</i>
	E.A ACE	0.897*	[0.734;0.94]	<i>muito alta</i>	0.877*	[0.739;0.994]	<i>quase perfeita</i>	0.955*	[0.707;0.989]	<i>quase perfeita</i>
	E.A MARC	0.160	[-0.61;0.77]	<i>baixa</i>	0.355	[-0.465;0.847]	<i>moderada</i>	-0.080	[-0.785;0.716]	<i>trivial</i>

*p<0.05

Na tabela 9 são apresentados os valores de validade entre Recorrência (RR) do *smartphone* (RR SM), centro de massa (RR CM), acelerômetro (RR ACE) e marcador sacral (RR MARC) por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade entre RR SM e RR ACE são avaliadas como *quase perfeita* e/ou *muito altas* para todos eixos e velocidades analisadas.

Tabela 9. Correlação e validade das medidas de Recorrência obtidas por meio de *smartphone*, em função de medidas obtidas pelo CM, acelerômetro e marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		RR SM	IC _{95%}	validade	RR SM	IC _{95%}	validade	RR SM	IC _{95%}	validade
10km/h	RR CM	0.463	[-0.358;0.880]	<i>moderada</i>	0.361	[-0.103;0.542]	<i>baixa</i>	0.641	[-0.115;0.927]	<i>alta</i>
	RR ACE	0.899*	[0.778;0.972]	<i>muito alta</i>	0.888*	[0.711;0.996]	<i>muito alta</i>	0.888*	[0.766;0.994]	<i>muito alta</i>
	RR MARC	0.292	[-0.519;0.826]	<i>baixa</i>	0.666	[-0.072;0.932]	<i>alta</i>	0.786*	[0.182;0.959]	<i>muito alta</i>
12km/h	RR CM	0.628	[-0.235;0.938]	<i>muito alta</i>	-0.699	[-0.112;0.951]	<i>muito alta</i>	0.208	[-0.646 0.830]	<i>baixa</i>
	RR ACE	0.923*	[0.842;0.996]	<i>quase perfeita</i>	0.977*	[0.906;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.879*	[0.789;0.985]	<i>muito alta</i>
	RR MARC	0.367	[-0.532;0.877]	<i>moderada</i>	0.600	[-0.278;0.932]	<i>muito alta</i>	0.268	[-0.607;0.849]	<i>baixa</i>
14km/h	RR CM	0.830*	[0.206;0.974]	<i>muito alta</i>	0.851*	[0.703;0.913]	<i>alta</i>	-0.351	[-0.873;0.546]	<i>trivial</i>
	RR ACE	0.913*	[0.845;0.983]	<i>quase perfeita</i>	0.877*	[0.744;0.990]	<i>quase perfeita</i>	0.878*	[0.713;0.996]	<i>muito alta</i>
	RR MARC	0.884*	[0.394;0.982]	<i>muito alta</i>	0.843*	[0.248;0.976]	<i>alta</i>	0.248	[-0.626;0.843]	<i>baixa</i>
16km/h	RM CM	0.607	[-0.268;0.933]	<i>moderada</i>	0.717*	[0.695;0.894]	<i>alta</i>	-0.142	[-0.808;0.683]	<i>trivial</i>
	RR ACE	0.944*	[0.804;0.998]	<i>muito alta</i>	0.987*	[0.869;0.999]	<i>quase perfeita</i>	0.933*	[0.807;0.989]	<i>quase perfeita</i>
	RR MARC	0.434	[-0.473;0.894]	<i>moderada</i>	0.924*	[0.562;0.989]	<i>quase perfeita</i>	-0.060	[-0.755;0.750]	<i>trivial</i>

*p<0.05

Na tabela 10 são apresentados os valores de validade entre Determinismo (DET) do *smartphone* (DET SM), centro de massa (DET CM), acelerômetro (DET ACE) e marcador sacral (DET MARC) por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade entre DET SM e DET ACE são avaliadas como *quase perfeita* e/ou *muito altas* para todos eixos e velocidades analisadas. Entre DET SM, DET CM e DET MARC no eixo vertical e médio-lateral para velocidade de 14km/h são avaliadas como *alta* e *muito alta*.

Tabela 10. Correlação e validade das medidas de Determinismo obtidas por meio de *smartphone*, em função de medidas obtidas pelo CM, acelerômetro e marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		DET SM	IC _{95%}	validade	DET SM	IC _{95%}	validade	DET SM	IC _{95%}	validade
10km/h	DET CM	0.569	[-0.225;0.909]	<i>moderada</i>	0.512	[-0.301;0.890]	<i>alta</i>	0.740*	[0.075;0.949]	<i>muito alta</i>
	DET ACE	0.989*	[0.889;1.00]	<i>quase perfeita</i>	0.912*	[0.811;0.996]	<i>muito alta</i>	0.933*	[0.856;0.994]	<i>quase perfeita</i>
	DET MARC	0.706	[0.003;0.942]	<i>alta</i>	0.783*	[0.176;0.958]	<i>alta</i>	0.611*	[0.543;0.815]	<i>moderada</i>
12km/h	DET CM	0.738*	[-0.032;0.958]	<i>muito alta</i>	0.567	[-0.323;0.925]	<i>alta</i>	0.588	[-0.646 0.830]	<i>moderada</i>
	DET ACE	0.983*	[0.842;0.999]	<i>quase perfeita</i>	0.902*	[0.865;0.998]	<i>muito alta</i>	0.940*	[0.889;0.985]	<i>quase perfeita</i>
	DET MARC	0.971*	[0.814;0.995]	<i>quase perfeita</i>	0.655	[-0.193;0.942]	<i>alta</i>	0.588	[-0.607;0.849]	<i>trivial</i>
14km/h	DET CM	0.835*	[0.222;0.975]	<i>muito alta</i>	0.845*	[0.254;0.976]	<i>muito alta</i>	0.744*	[-0.019;0.959]	<i>muito alta</i>
	DET ACE	0.983*	[0.922;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.944*	[0.838;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.878*	[0.713;0.996]	<i>muito alta</i>
	DET MARC	0.847*	[0.432;0.904]	<i>muito alta</i>	0.769*	[0.037;0.963]	<i>muito alta</i>	0.679*	[0.551;0.947]	<i>alta</i>
16km/h	RM CM	0.397	[-0.507;0.885]	<i>moderada</i>	0.777*	[0.059;0.965]	<i>alta</i>	0.424	[-0.483;0.892]	<i>moderada</i>
	DET ACE	0.984*	[0.884;0.999]	<i>quase perfeita</i>	0.912*	[0.869;0.979]	<i>quase perfeita</i>	0.899*	[0.807;0.989]	<i>muito alta</i>
	DET MARC	0.478	[-0.428;0.905]	<i>moderada</i>	0.609	[-0.266;0.933]	<i>alta</i>	0.305	[-0.581;0.860]	<i>baixa</i>

*p<0.05

Na tabela 11 são apresentados os valores de validade entre tamanho da maior diagonal (TMD) do *smartphone* (TMD SM), centro de massa (TMD CM), acelerômetro (TMD ACE) e marcador sacral (TMD MARC) por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade entre TMD SM e TMD ACE são avaliadas como *muito alta* para todos eixos e velocidades analisadas. Entre TMD SM, TMD CM e TMD MARC para eixo médio-lateral são avaliadas como *muito alta* para velocidade de 10km/h. No eixo anteroposterior para velocidades de 10km/h, 12km/h e 16km/h avaliadas como *moderada* , e trivais para velocidade de 14km/h.

Tabela 11. Correlação e validade das medidas de tamanho da maior diagonal obtidas por meio de *smartphone*, em função de medidas obtidas pelo CM, acelerômetro e marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		TMD SM	IC _{95%}	validade	TMD SM	IC _{95%}	validade	TMD SM	IC _{95%}	validade
10km/h	TMD CM	-0.067	[- 0.737;0.668]	<i>trivial</i>	0.867*	[0.418.;0.975]	<i>muito alta</i>	0.338	[-0.480;0.842]	<i>moderada</i>
	TMD ACE	0.745*	[0.668;0.901]	<i>muito alta</i>	0.889*	[0.784;0.996]	<i>muito alta</i>	0.878*	[0.826;0.994]	<i>muito alta</i>
	TMD MARC	0.035	[- 0.686;0.721]	<i>trivial</i>	0.815*	[0.260;0.965]	<i>muito alta</i>	0.222	[-0.812;0.550]	<i>moderada</i>
12km/h	TMD CM	-0.392	[- 0.632;0.226]	<i>trivial</i>	0.655	[-0.192;0.943]	<i>alta</i>	0.588	[-0.296; 0.929]	<i>alta</i>
	TMD ACE	0.889*	[0.842;0.999]	<i>muito alta</i>	0.789*	[0.865;0.998]	<i>alta</i>	0.932*	[0.889;0.985]	<i>quase perfeita</i>
	TMD MARC	-0.363	[- 0.876;0.536]	<i>trivial</i>	0.885*	[0.398;0.983]	<i>muito alta</i>	0.487	[-0.420;0.907]	<i>moderada</i>
14km/h	TMD CM	0.323	[0.222;0.975]	<i>baixa</i>	0.537	[0.362;0.918]	<i>alta</i>	0.448	[-0.019;0.959]	<i>trivial</i>
	TMD ACE	0.789*	[0.645;0.898]	<i>muito alta</i>	0.868*	[0.648;0.938]	<i>muito alta</i>	0.878*	[0.701;0.998]	<i>muito alta</i>
	TMD MARC	-0.137	[- 0.806;0.686]	<i>trivial</i>	0.788*	[0.637;0.863]	<i>muito alta</i>	0.122	[-0.101;0.694]	<i>trivial</i>
16km/h	RM CM	0.612	[- 0.260;0.934]	<i>moderada</i>	0.291	[-0.856;0.591]	<i>baixa</i>	0.370	[-0.530;0.878]	<i>moderada</i>
	TMD ACE	0.789*	[0.654;0.899]	<i>muito alta</i>	0.888*	[0.769;0.999]	<i>muito alta</i>	0.821	[0.607;0.889]	<i>muito alta</i>
	TMD MARC	0.759*	[0.014;0.962]	<i>muito alta</i>	0.679*	[-0.150;0.947]	<i>alta</i>	0.234	[-0.181;0.760]	<i>baixa</i>

*p<0.05

Na tabela 12 são apresentados os valores de validade entre *Lyapunov* (LYA) do *smartphone* (LYA SM), centro de massa (LYA CM), acelerômetro (LYA ACE) e marcador sacral (LYA MARC) por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade entre LYA SM e LYA ACE são avaliadas *muito altas* para todos eixos e velocidades analisadas. Entre TMD SM, TMD CM temos classificações de *baixa* e *muito altas* mas não sendo significativas, e TMS SM e TMD MARC *triviais* e *moderadas*

Tabela 12. Correlação e validade das medidas de *Lyapunov* obtidas por meio de *smartphone*, em função de medidas obtidas pelo CM, acelerômetro e marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		LYA SM	IC _{95%}	validade	LYA SM	IC _{95%}	validade	LYA SM	IC _{95%}	validade
10km/h	LYA CM	0.256	[-0.615;0.846]	<i>baixa</i>	0.108	[-0.701.;0.796]	<i>baixa</i>	-0.145	[-0.480;0.842]	<i>baixa</i>
	LYA ACE	0.845*	[0.728;0.956]	<i>muito alta</i>	0.766*	[0.654;0.826]	<i>muito alta</i>	0.668*	[0.626;0.804]	<i>muito alta</i>
	LYA MARC	0.488	[-0.418;0.907]	<i>trivial</i>	0.576	[-0.312;0.926]	<i>moderada</i>	-0.475	[-0.812;0.550]	<i>moderada</i>
12km/h	LYA CM	0.608	[-0.266;0.933]	<i>muito alta</i>	0.070	[-0.720;0.781]	<i>trivial</i>	0.363	[-0.536; 0.876]	<i>moderada</i>
	LYA ACE	0.755*	[0.662;0.889]	<i>muito alta</i>	0.789*	[0.665;0.898]	<i>muito alta</i>	0.777*	[0.619;0.885]	<i>muito alta</i>
	LYA MARC	0.346	[-0.550;0.872]	<i>moderada</i>	0.230	[-0.632;0.838]	<i>baixa</i>	0.207	[-0.646;0.830]	<i>baixa</i>
14km/h	LYA CM	0.137	[-0.686;0.807]	<i>baixa</i>	0.386	[-0.906;0.421]	<i>moderada</i>	0.332	[-0.019;0.559]	<i>moderada</i>
	LYA ACE	0.748*	[0.635;0.888]	<i>quase perfeita</i>	0.812*	[0.748;0.988]	<i>quase perfeita</i>	0.722*	[0.612;0.821]	<i>quase perfeita</i>
	LYA MARC	0.361	[-0.714;0.787]	<i>trivial</i>	0.314	[-0.863;0.574]	<i>moderada</i>	0.332	[-0.221;0.494]	<i>moderada</i>
16km/h	LYA CM	0.563	[-0.328;0.924]	<i>alta</i>	0.112	[-0.356;0.751]	<i>trivial</i>	0.474	[-0.433;0.904]	<i>moderada</i>
	LYA ACE	0.869*	[0.654;0.899]	<i>muito alta</i>	0.797	[0.732;0.839]	<i>alta</i>	0.839*	[0.236;0.975]	<i>muito alta</i>
	LYA MARC	0.222	[0.014;0.962]	<i>baixa</i>	0.333	[-0.890;0.491]	<i>moderada</i>	0.311	[-0.181;0.460]	<i>moderada</i>

*p<0.05

Na tabela 13 são apresentados os valores de validade da variável RMS para o *smartphone* (SM) em função do centro de massa (CM), acelerômetro (ACE) e marcador (MARC), por meio dos valores de correlação de Pearson para eixo vertical, médio-lateral e anteroposterior. As medidas de validade são avaliadas como *quase perfeita* e/ou *muito altas* para todas as velocidades analisadas.

Tabela 13. Correlação e validade das medidas de RMS obtidas por meio de *smartphone*, em função das medidas e CM, acelerômetro (ACE) e marcador cinemático (MARC).

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		RMS SM	IC _{95%}	validade	RMS SM	IC _{95%}	validade	RMA SM	IC _{95%}	validade
10km/h	RMS CM	0.991*	[0.974;0.997]	<i>quase perfeita</i>	0.968*	[0.908;0.989]	<i>quase perfeita</i>	0.991*	[0.975;0.997]	<i>quase perfeita</i>
	RMS ACE	0.919*	[0.878;0.972]	<i>quase perfeita</i>	0.986*	[0.961;0.995]	<i>quase perfeita</i>	0.992*	[0.976;0.997]	<i>quase perfeita</i>
	RMS MARC	0.979*	[0.941;0.993]	<i>quase perfeita</i>	0.996*	[0.989;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.979*	[0.941;0.993]	<i>quase perfeita</i>
12km/h	RMS CM	0.912*	[0.860;0.969]	<i>quase perfeita</i>	0.967*	[0.905;0.988]	<i>quase perfeita</i>	0.941*	[0.837;0.980]	<i>quase perfeita</i>
	RMS ACE	0.905*	[0.842;0.966]	<i>quase perfeita</i>	0.967*	[0.906;0.988]	<i>quase perfeita</i>	0.962*	[0.893;0.987]	<i>quase perfeita</i>
	RMS MARC	0.919*	[0.877;0.972]	<i>quase perfeita</i>	0.996*	[0.988;0.998]	<i>quase perfeita</i>	0.905*	[0.744;0.967]	<i>quase perfeita</i>
14km/h	RMS CM	0.925*	[0.794;0.974]	<i>quase perfeita</i>	0.978*	[0.938;0.992]	<i>quase perfeita</i>	0.977*	[0.933;0.992]	<i>quase perfeita</i>
	RMS ACE	0.950*	[0.861;0.983]	<i>quase perfeita</i>	0.967*	[0.906;0.988]	<i>quase perfeita</i>	0.983*	[0.951;0.994]	<i>quase perfeita</i>
	RMS MARC	0.836*	[0.583;0.941]	<i>muito alta</i>	0.999*	[0.997;0.999]	<i>quase perfeita</i>	0.943*	[0.841;0.980]	<i>quase perfeita</i>
16km/h	RMS CM	0.898*	[0.725;0.964]	<i>muito alta</i>	0.990*	[0.970;0.996]	<i>quase perfeita</i>	0.963*	[0.895;0.987]	<i>quase perfeita</i>
	RMS ACE	0.832*	[0.734;0.94]	<i>muito alta</i>	0.975*	[0.929;0.991]	<i>quase perfeita</i>	0.967*	[0.907;0.989]	<i>quase perfeita</i>
	RMS MARC	0.919*	[0.779;0.972]	<i>quase perfeita</i>	0.998*	[0.995;0.999]	<i>quase perfeita</i>	0.935*	[0.821;0.977]	<i>quase perfeita</i>

*p<0.001

Na tabela 14 são apresentados os valores de validade de PAP do *smartphone*, do acelerômetro, marcador e centro de massa, por meio correlação de Pearson para eixos vertical, médio-lateral e antêro-posterior. As medidas de validade são avaliadas como *quase perfeita* e/ou *muito alta* para todas as velocidades.

Tabela 14. Valores de correlação entre PAP *smartphone* (PAP SM), e PAP Cm, PAP acelerômetro e PAP marcador.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		PAP SM	IC _{95%}	validade	PAP SM	IC _{95%}	validade	PAP SM	IC _{95%}	validade
10km/	PAP CM	0,929*	[0,803;0,975]	<i>quase perfeita</i>	0,967*	[0,906;0,988]	<i>quase perfeita</i>	0,892*	[0,710;0,962]	<i>muito alta</i>
	PAP Acelerômetro	0,969*	[0,913;0,989]	<i>quase perfeita</i>	0,987*	[0,963;0,995]	<i>quase perfeita</i>	0,988*	[0,965;0,996]	<i>quase perfeita</i>
	PAP marcador	0,906*	[0,746;0,967]	<i>quase perfeita</i>	0,977*	[0,933;0,992]	<i>quase perfeita</i>	0,825*	[0,557;0,937]	<i>muito alta</i>
12km/	PAP CM	0,954*	[0,870;0,984]	<i>quase perfeita</i>	0,968*	[0,921;0,988]	<i>quase perfeita</i>	0,915*	[0,769;0,970]	<i>quase perfeita</i>
	PAP Acelerômetro	0,966*	[0,904;0,988]	<i>quase perfeita</i>	0,939*	[0,872;0,982]	<i>quase perfeita</i>	0,977*	[0,935;0,992]	<i>quase perfeita</i>
	PAP marcador	0,998*	[0,994;0,999]	<i>quase perfeita</i>	0,927*	[0,839;0,970]	<i>quase perfeita</i>	0,909*	[0,754;0,968]	<i>quase perfeita</i>
14km/	PAP CM	0,970*	[0,914;0,989]	<i>quase perfeita</i>	0,934*	[0,818;0,977]	<i>quase perfeita</i>	0,955*	[0,874;0,984]	<i>quase perfeita</i>
	PAP Acelerômetro	0,967*	[0,906;0,988]	<i>quase perfeita</i>	0,976*	[0,931;0,991]	<i>quase perfeita</i>	0,974*	[0,927;0,991]	<i>quase perfeita</i>
	PAP marcador	0,998*	[0,995;0,999]	<i>quase perfeita</i>	0,933*	[0,813;0,976]	<i>quase perfeita</i>	0,981*	[0,946;0,993]	<i>quase perfeita</i>
16km/	PAP CM	0,949*	[0,858;0,982]	<i>quase perfeita</i>	0,963*	[0,894;0,987]	<i>quase perfeita</i>	0,977*	[0,934;0,992]	<i>quase perfeita</i>
	PAP Acelerômetro	0,927*	[0,800;0,975]	<i>quase perfeita</i>	0,988*	[0,965;0,996]	<i>quase perfeita</i>	0,993*	[0,981;0,997]	<i>quase perfeita</i>
	PAP marcador	0,999*	[0,997;0,999]	<i>quase perfeita</i>	0,974*	[0,927;0,991]	<i>quase perfeita</i>	0,985*	[0,957;0,995]	<i>quase perfeita</i>

*p<0,001

Na tabela 15 são apresentados valores para *Bland-Altman* para Entropia Amostral (E.A) nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone* (E.A SM), marcador sacral (E.A MARC), acelerômetro (E.A ACE) e modelo cinemático para determinação do centro de massa (E.A CM). As medidas entre E.A SM e E.A CM a 10km/h e 16km/h para eixo vertical, anteroposterior, e entre E.A SM e E.A MARC a 10km/h, 12km/,14km/h para eixo anteroposterior são consideradas discordantes. Sendo medidas entre E.A SM e E.A ACE são consideradas concordantes para todas velocidades.

Tabela 15. *Bland-Altman* para entropia amostral entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	E.A MARC	0.034	[-0.092;0.161]	0.122	0.066	[-0.203;0.336]	0.240	0.386	[0.080;0.692]	P<0.01
	E.A ACE	0.010	[-0.067;0.121]	0.599	0.002	[-0.019;0.074]	0.973	-0.008	[-0.061;0.046]	0.966
	E.A CM	0.044	[-0.255;0.264]	0.911	0.117	[-0.261;0.496]	0.064	0.200	[-0.158;0.559]	P<0.01
12km/h	E.A MARC	0.066	[-0.063;0.195]	P<0.01	0.175	[-0.218;0.569]	P<0.01	0.550	[0.199;0.901]	P<0.01
	E.A ACE	-0.030	[-0.017;0.051]	0.389	0.012	[-0.041;0.034]	0.978	-0.012	[-0.059;0.064]	0.677
	E.A CM	0.039	[-0.166;0.244]	p<0.001	0.215	[-0.285;0.716]	0.035	0.380	[-0.098;0.869]	P<0.01
14km/h	E.A MARC	0.094	[-0.078;0.268]	P<0.01	0.191	[-0.180;0.564]	P<0.01	0.592	[0.250;0.935]	P<0.01
	E.A ACE	0.028	[-0.066;0.081]	0.685	-0.061	[-0.083;0.41]	0.931	0.002	[-0.011;0.014]	0.945
	E.A CM	0.122	[-0.118;0.363]	P<0.01	0.215	[-0.320;0.750]	P<0.01	0.508	[0.088;0.928]	P<0.01
16km/h	E.A MARC	-0.026	[-0.295;0.244]	0.4411	0.002	[-0.041;0.045]	0.996	0.548	[0.251;0.844]	P<0.01
	E.A ACE	-0.004	[-0.175;0.167]	0.945	-0.004	[-0.153;0.145]	0.972	-0.009	[-0.021;0.150]	0.868
	E.A CM	0.408	[0.266;0.550]	p<0.01	0.217	[0.126;0.307]	0.071	0.476	[0.086;0.866]	P<0.01

Na tabela 16 são apresentados valores para *Bland-Altman* para Recorrência (RR) nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone* (RR SM), marcador sacral (RR MARC), acelerômetro (RR ACE) e modelo cinemático para determinação do centro de massa (RR CM). As medidas entre RR SM e RR CM para velocidades 12km/h, 14km/h e 16km/h para eixo vertical, e 10km/h, 14km/h e 16km/h para eixo anteroposterior são consideradas discordantes, com as medidas entre RR SM e RR ACE e RR SM e RR MARC são consideradas concordantes para todas velocidades.

Tabela 16. *Bland-Altman* para recorrência entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	RR MARC	0.003	[-0.012;0.020]	0.354	0.043	[-0.058;0.146]	0.094	0.002	[-0.016;0.022]	0.794
	RR ACE	0.002	[-0.037;0.015]	0.238	0.028	[-0.015;0.054]	0.233	0.002	[-0.061;0.046]	0.812
	RR CM	-0.019	[-0.077; -0.019]	0.175	0.036	[-0.086;0.158]	0.151	0.033	[-0.0003;0.066]	P<0.01
12km/h	RR MARC	0.003	[-0.016;0.023]	0.464	0.029	[-0.048;0.107]	0.157	-0.005	[-0.069;0.057]	0.691
	RR ACE	0.002	[-0.017;0.051]	0.532	0.012	[-0.021;0.034]	0.288	0.001	[-0.009;0.014]	0.754
	RR CM	-0.050	[-0.118;0.017]	P<0.01	0.020	[-0.054;0.095]	0.310	0.023	[-0.032;0.080]	0.071
14km/h	RR MARC	-0.001	[-0.011;0.009]	0.848	0.028	[-0.029;0.086]	0.128	-0.008	[-0.063;0.047]	0.549
	RR ACE	-0.002	[-0.016;0.008]	0.788	0.020	[-0.013;0.021]	0.220	0.002	[-0.012;0.023]	0.478
	RR CM	-0.065	[-0.124; -0.006]	P<0.01	0.029	[-0.054;0.114]	0.105	0.027	[-0.023;0.079]	P<0.05
16km/h	RR MARC	0.0009	[-0.023;0.025]	0.876	0.029	[-0.022;0.081]	0.071	-0.016	[-0.069;0.037]	0.146
	RR ACE	0.001	[-0.017;0.007]	0.889	0.018	[-0.006;0.020]	0.458	0.001	[-0.008;0.018]	0.667
	RR CM	-0.081	[-0.127; -0.036]	P<0.01	0.035	[-0.059;0.130]	P<0.05	0.022	[-0.018;0.063]	P<0.05

Na tabela 17 são apresentados valores para *Bland-Altman* para Determinismo (DET) nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone* (DET SM), marcador sacral (DET MARC), acelerômetro (DET ACE) e modelo cinemático para determinação do centro de massa (DET CM). As medidas entre DET SM e DET CM a 12km/h, 14km/h e 16km/h para eixo vertical, 10km/h, 12km/h, 14km/h, e 16km/h para eixo médio-lateral, assim como entre E.A SM e E.A MARC a 10km/h, 12km/h, 14km/h para eixo anteroposterior são consideradas discordantes. Sendo medidas entre E.A SM e E.A ACE são consideradas concordantes para todas velocidades e eixos.

Tabela 17. *Bland-Altman* para Determinismo entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (%)	IC _{95%}	P-valor	viés (%)	IC _{95%}	P-valor	viés (%)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	DET MARC	-0.022	[-0.102;0.058]	0.394	0.017	[-0.200;0.235]	0.847	-0.267	[-0.364;-0.171]	P<0.01
	DET ACE	-0.001	[-0.017;0.011]	0.338	0.012	[-0.008;0.024]	0.633	0.022	[-0.021;0.036]	0.522
	DET CM	-0.059	[-0.172; 0.053]	0.108	-0.197	[-0.464;0.068]	P<0.05	-0.165	[-0.248;-0.081]	P<0.01
12km/h	DET MARC	-0.016	[-0.044;0.010]	0.451	-0.079	[-0.323;0.164]	0.339	-0.291	[-0.443;-0.140]	P<0.01
	DET ACE	-0.008	[-0.012;0.011]	0.722	-0.012	[-0.022;0.014]	0.488	-0.010	[-0.027;0.08]	0.634
	DET CM	-0.122	[-0.247;0.002]	P<0.01	-0.234	[-0.488;0.019]	P<0.01	-0.253	[-0.418;-0.088]	P<0.01
14km/h	DET MARC	-0.016	[-0.094;0.061]	0.435	0.008	[-0.197;0.215]	0.891	-0.325	[-0.429;-0.221]	P<0.01
	DET ACE	-0.007	[-0.013;0.012]	0.688	0.005	[-0.012;0.018]	0.703	-0.017	[-0.028;0.023]	0.678
	DET CM	-0.158	[-0.235; -0.082]	P<0.01	-0.193	[-0.402;0.015]	P<0.01	-0.246	[-0.345;-0.147]	P<0.01
16km/h	DET MARC	-0.043	[-0.150;0.062]	0.146	-0.022	[-0.213;0.168]	0.671	-0.296	[-0.448;-0.145]	P<0.01
	DET ACE	-0.002	[-0.010;0.013]	0.731	0.012	[-0.026;0.016]	0.670	0.021	[-0.010;0.031]	0.237
	DET CM	-0.193	[-0.312;-0.074]	P<0.01	-0.196	[-0.353;-0.039]	P<0.01	-0.257	[-0.394;-0.119]	P<0.01

Na tabela 18 são apresentados valores para *Bland-Altman* para Tamanho da Maior Diagonal (TMD) nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone* (TMD SM), marcador sacral (TMD MARC), acelerômetro (TMD ACE) e modelo cinemático para determinação do centro de massa (TMD CM). As medidas entre TMD SM e TMD CM para velocidades de 12km/h,14km/h e 16km/h para eixo vertical, 10km/h e 12km/h para eixo médio-lateral, e 10km/h,12km/h,14km/h e 16km/h para eixo anteroposterior, assim como entre E.A SM e E.A MARC a 10km/h, 12km/h,14km/h, 16km/h para eixo vertical, anteroposterior são consideradas discordantes. Sendo medidas entre E.A SM e E.A ACE são consideradas concordantes para todas velocidades e eixos.

Tabela 18. *Bland-Altman* para Tamanho da Maior Diagonal entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (%)	IC _{95%}	P-valor	viés (%)	IC _{95%}	P-valor	viés (%)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	TMD MARC	-80.14	[-274.72;114.44]	P<0.05	-5.85	[-17.08;5.36]	0.124	-80.71	[-183.58;22.15]	P<0.01
	TMD ACE	-33.12	[-40.21;9.33]	0.338	-4.71	[-15.12;3.24]	0.331	8.10	[-3.21;1.06]	0.122
	TMD CM	-46.71	[-300.07; 206.65]	0.351	-16.85	[-31.32;-2.39]	P<0.01	-22.14	[-42.36;-1.91]	P<0.01
12km/h	TMD MARC	-120.28	[-321.70;81.12]	P<0.01	-7.00	[-19.80;5.80]	0.345	-105.71	[-200.84;-10.58]	P<0.01
	TMD ACE	-35.44	[-44.22;-8.01]	0.110	-5.22	[-7.02;3.04]	0.188	12.12	[-10.05;30.01]	0.134
	TMD CM	-149.28	[-364.23;65.65]	P<0.01	-19.0	[-41.26;3.26]	P<0.05	-64.85	[-143.61;13.89]	P<0.01
14km/h	TMD MARC	-68.71	[-181.20;43.78]	P<0.01	-11.00	[-34.32;12.32]	0.119	-85.28	[-155.75;-14.81]	P<0.01
	TMD ACE	-37.22	[-42.01;6.04]	0.268	-4.22	[-8.12;3.12]	0.103	6.80	[-2.08;10.03]	0.112
	TMD CM	-117.00	[-326.17; 92.17]	P<0.05	-18.85	[-69.59;31.88]	0.051	-44.14	[-78.39;-9.88]	P<0.01
16km/h	TMD MARC	-63.57	[-180.72;53.58]	P<0.05	-13.85	[-32.15;4.43]	0.110	-101.42	[-177.59;-25.25]	P<0.01
	TMD ACE	-28.22	[-31.01;-1.13]	0.232	-3.88	[-6.06;2.01]	0.201	8.23	[1.10;12.03]	0.137
	TMD CM	-122.85	[-314.71.;88.99]	P<0.01	-12.42	[-52.24;27.38]	0.091	-46.57	[-97.07;3.93]	P<0.01

Na tabela 19 são apresentados valores para *Bland-Altman* para Lyapunov (LYA) nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone* (LYA SM), marcador sacral (LYA MARC), acelerômetro (LYA ACE) e modelo cinemático para determinação do centro de massa (LYA CM). As medidas entre LYA SM e LYA CM a para todas velocidades e eixos, assim como entre LYA SM e LYA MARC são consideradas discordantes. Sendo medidas entre E.A SM e E.A ACE são consideradas concordantes para todas velocidades e eixos.

Tabela 19. *Bland-Altman* para Lyapunov entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor	viés (u.a)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	LYA MARC	2.17	[1.17;3.17]	P<0.01	6.32	[1.43;11.20]	P<0.01	8.05	[4.66;11.43]	P<0.01
	LYA ACE	0.88	[0.26;1.01]	0.238	0.52	[0.22;1.04]	0.131	1.21	[0.81;1.48]	0.122
	LYA CM	2.26	[1.15; 3.37]	P<0.01	6.61	[1.50;11.71]	P<0.01	8.10	[4.61;11.60]	P<0.01
12km/h	LYA MARC	2.24	[1.61;2.87]	P<0.01	5.41	[1.39;9.42]	P<0.01	8.45	[3.80;13.10]	P<0.01
	LYA ACE	0.90	[0.34;1.15]	0.110	0.41	[0.12;0.84]	0.188	1.11	[0.55;1.38]	0.134
	LYA CM	2.09	[-1.55;2.62]	P<0.01	5.55	[1.58;9.51]	P<0.01	8.54	[3.94;13.13]	P<0.01
14km/h	LYA MARC	2.62	[2.00;3.25]	P<0.01	6.30	[2.03;10.57]	P<0.01	8.25	[3.91;12.59]	P<0.01
	LYA ACE	0.78	[0.21;1.04]	0.268	0.68	[0.28;1.12]	0.103	1.08	[0.68;1.22]	0.09
	LYA CM	2.54	[1.69;3.38]	P<0.01	6.32	[2.38;10.27]	P<0.01	8.34	[3.74;12.95]	P<0.01
16km/h	LYA MARC	3.12	[1.93;4.30]	P<0.01	7.35	[0.81;13.89]	P<0.01	8.69	[4.77;12.61]	P<0.01
	LYA ACE	0.82	[0.11;1.13]	0.132	1.10	[0.68;2.01]	0.101	0.98	[0.10;1.03]	0.337
	LYA CM	3.09	[2.14;4.04]	P<0.01	7.43	[0.66;14.21]	P<0.01	8.71	[4.97;12.44]	P<0.01

Na tabela 20 são apresentados valores de *Bland-Altman* para RMS nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone*, marcador, acelerômetro e modelo cinemático para variável RMS. Os valores de RMS SM e RMS CM para todas velocidades testadas para eixos vertical e médio-lateral são considerados discordantes. No entanto, entre RMS SM, RMS MARC e RMS ACE para todas velocidades testadas e eixos foi observada concordância.

Tabela 20. Valores para *Bland-Altman* para medida de RMS entre SM e ACE, MARC e CM para velocidades testadas.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (g)	IC _{95%}	P-valor	viés (g)	IC _{95%}	P-valor	viés (g)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	RMS MARC	0.019	[-0.143;0.181]	0.663	-0.006	[-0.058;0.046]	0.994	0.001	[-0.067;0.068]	0.874
	RMS ACE	0.030	[-0.067;0.127]	0.499	0.002	[-0.079;0.084]	0.980	-0.007	[-0.071;0.058]	0.944
	RMS CM	0.825	[0.793;0.857]	p<0.01	0.229	[0.096;0.362]	P<0.05	0.019	[-0.051;0.089]	0.839
12km/h	RMS MARC	-0.077	[-0.025;0.099]	0.378	0.000	[-0.053;0.053]	0.951	-0.016	[-0.137;0.105]	0.626
	RMS ACE	-0.103	[-0.217;0.011]	0.189	0.000	[-0.121;0.121]	0.999	-0.012	[-0.079;0.054]	0.777
	RMS CM	0.766	[0.644;0.889]	p<0.01	0.203	[0.069;0.337]	P<0.01	0.018	[-0.065;0.101]	0.685
14km/h	RMS MARC	0.084	[-0.141;0.310]	0.220	0.003	[-0.031;0.036]	0.981	0.006	[-0.046;0.058]	0.898
	RMS ACE	0.022	[-0.076;0.121]	0.694	-0.006	[-0.143;0.131]	0.951	0.002	[-0.110;0.114]	0.977
	RMS CM	0.390	[0.271;0.509]	p<0.001	0.211	[0.100;0.322]	P<0.05	0.019	[-0.047;0.084]	0.723
16km/h	RMS MARC	-0.026	[-0.295;0.244]	0.4411	0.002	[-0.041;0.045]	0.996	0.008	[-0.089;0.105]	0.898
	RMS ACE	-0.004	[-0.175;0.167]	0.9453	-0.004	[-0.153;0.145]	0.972	-0.007	[-0.122;0.109]	0.860
	RMS CM	0.408	[0.266;0.550]	p<0.01	0.217	[0.126;0.307]	P<0.05	0.002	[-0.098;0.102]	0.972

Na tabela 21 são apresentados valores para *Bland-Altman* para PAP para eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior entre *smartphone*, MARC sacral, acelerômetro e modelo cinemático para determinação do centro de massa (CM), acelerômetro e MARC. Os valores de PAP SM e PAP CM para eixo vertical em todas velocidades e para velocidades de 10km/h para eixo médio-lateral são considerados discordantes. No entanto, entre PAP SM, PAP MARC, PAP ACE para todas as velocidades testadas e eixos são considerados concordantes.

Tabela 21. *Bland-Altman* para medida de PAP entre SM e ACE, MARC e CM.

		Vertical			Médio-Lateral			Anteroposterior		
		viés (g)	IC _{95%}	P-valor	viés (g)	IC _{95%}	P-valor	viés (g)	IC _{95%}	P-valor
10km/h	PAP MARC	-0.096	[-0.869;0.676]	0.829	0.493	[0.208;0.779]	0.062	-0.053	[-0.655;0.548]	0.738
	PAP ACE	-0.056	[-0.358;0.247]	0.804	-0.027	[-0.263;0.211]	0.918	0.021	[-0.115;0.158]	0.895
	PAP CM	1.370	[0.927;1.820]	p<0.001	0.617	[-0.249;1.484]	P<0.05	0.088	[-0.323;0.499]	0.587
12km/h	PAP MARC	1.180	[0.528;1.830]	p<0.001	0.099	[-0.040;0.603]	0.823	-0.037	[-0.466;0.393]	0.736
	PAP ACE	0.056	[-0.247;0.358]	0.795	-0.045	[-0.272;0.182]	0.861	0.031	[-0.169;0.231]	0.855
	PAP CM	1.975	[1.546;2.404]	p<0.001	0.474	[0.061;0.887]	0.093	0.069	[-0.318;0.455]	0.687
14km/h	PAP MARC	1.153	[1.070;1.236]	p<0.001	0.115	[-0.464;0.694]	0.689	-0.043	[-0.377;0.288]	0.848
	PAP ACE	-0.063	[-0.474;0.349]	0.825	0.008	[-0.033;0.348]	0.976	-0.003	[-0.250;0.244]	0.989
	PAP CM	0.991	[0.602;1.379]	P<0.01	0.409	[-0.190;1.008]	0.173	0.070	[-0.294;0.434]	0.741
16km/h	PAP MARC	1.147	[1.063;1.232]	0.0001	0.130	[-0.228;0.489]	0.654	-0.080	[-0.342;0.182]	0.774
	PAP ACE	0.004	[-0.551;0.559]	0.9877	-0.014	[-0.259;0.230]	0.960	-0.006	[-0.199;0.187]	0.983
	PAP CM	1.351	[0.882;1.819]	p<0.001	0.188	[-0.251;0.627]	0.523	0.112	[-0.324;0.549]	0.712

3.4 DISCUSSÃO:

O presente estudo objetivou testar a validade das medidas de acelerometria do centro de massa obtida por meio de *smartphone* em diferentes velocidades de corrida (10, 12, 14 e 16 Km/h) em relação a um acelerômetro, um único marcador cinemático posicionado na região sacral (sobre *smartphone*) e a um modelo cinemático que considera vários marcadores no corpo para reconstrução do centro de massa. Como objetivo secundário, foi testada a confiabilidade das medidas de acelerometria do centro de massa obtida pelo *smartphone*, acelerômetro, marcador na região sacral e centro de massa. Foi confirmada a primeira hipótese (H₁) de confiabilidade para as medidas fornecidas por *smartphone*, acelerômetro, marcador sacral e centro de massa para as diferentes velocidades testadas, com valores de confiabilidade classificados como *quase perfeita* e as correlações *quase perfeita* ou *muito alta* (Hopkins, 2002). E confirmação parcial para segunda hipótese (H₂) sendo observada validade para medidas lineares e não lineares entre *smartphone* e acelerômetro para velocidades testadas mas não entre instrumentos.

A validade da medida de RMS do *smartphone* e acelerômetro estão em acordo com Nishguichi e colaboradores (2012), que descrevem valores de correlação de 0,89 entre esses instrumentos. A validade em relação a um único marcador corrobora com Lindsay e colaboradores (2016) que utilizaram modelo simplificado de centro de massa, com três marcadores na região lombar e utilizou velocidades até 12 Km/h. Porém estes estudos não fizeram o a validação em função de modelo de centro de massa de corpo inteiro, sendo verificada validade para medida do *smartphone* e medida do centro de massa obtido com uso de modelo cinemático de corpo todo com validade *quase perfeita*, sendo *muito alta*. Apesar d a pequena redução no valor de correlação para as velocidades utilizadas, a validade se mantém entre *quase perfeita* ou *muito alta* para todos os eixos e velocidades utilizados no estudo, sendo que para eixo médio lateral os valores todos valores são classificados em *quase perfeita*. Dentre as possíveis causas para a pequena redução nos valores de correlação está o aumento das vibrações adicionadas ao *smartphone* e ao acelerômetro com o aumento na velocidade de corrida.

Em relação aos picos de aceleração positivos, confirma-se a validade entre *smartphone*, acelerômetro, marcador e centro de massa, com valores classificados de *muito alta* até *quase perfeita* (tabela 14). Tais valores corroboram com estudos anteriores (NISHIGUCHI et al., 2012; LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2016) que apresentam

valores de correlação de 0,82 entre *smarthphone* e acelerômetro, e 0,86 entre acelerômetro e marcador.

No entanto, para validade das medidas não lineares entre os diferentes instrumentos são observados diferentes resultados relacionam-se com definição dessas medidas e com processo de dupla derivação para obtenção do sinal de aceleração em função do deslocamento do marcador e do centro de massa. Para entropia amostral observamos validade apenas entre *smartphone* e acelerômetro. A definição desta medida esta ligada a quantidade de informação que há em um sinal biológico ou sistema (PINCUS; GLADSTONE; EHRENKRANZ, 1991; YENTES; SCHMID; MCGRATH, 2012). Com isso, denota que sinais de aceleração provenientes de acelerômetros possuem mais informações do que o sinal calculado do processo de dupla integração, sendo ainda recomendada a não filtragem de sinais para cálculo desta medida (VAN EMMERIK et al., 2004; STERGIOU, 2016). Para corroborar com esta hipótese, vemos validade para valores de recorrência e determinismo, indicando que informações sobre a dinâmica do movimento e capacidade de predição são parcialmente preservadas mesmo com procedimento matemático para cálculo da aceleração. O mesmo não ocorre com a medida de *Lyapunov*, pois com perda de informação dos sinais de aceleração obtidos com dupla integração observar-se diferentes valores de estabilidade do sistema.

Desta forma, ao observarmos a concordância entre os instrumentos para as medidas não lineares apesar de haver concordância para 10 Km/h para medidas entropia amostral e recorrência amostral em todos os eixos, para outros eixos e velocidades a concordância de valores não se confirma. Para medias lineares, há viés significativo para RMS entre *smartphone* e centro de massa parâmetro eixo vertical em todas velocidades (tabela) e em relação ao marcador para velocidades de 12 km/h, 14 km/h, e 16 km/h, estes dados podem ser explicados pelo fato de que os valores picos de aceleração possuem grande influência na filtragem dos sinais e essas diferenças serem magnificadas com aumento da velocidade (WUNDERSITZ et al., 2015b). Ainda para RMS ao observarmos efeito da velocidade sobre o valor do viés que pode ser verificado no eixo médio-lateral e anteroposterior, com menor valor de viés para eixo anteroposterior, também fora relatado em estudo anterior (LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2016). Apesar dos valores de concordância entre as medidas para velocidade de 10km/h para não apresentarem viés significativo para *smartphone* e centro de massa (tabelas 15,16,17,20) é importante observar o valor do intervalo de confiança limitando a concordância entre as medidas pois as diferenças devem ser consideradas aceitáveis do ponto vista prático (BLAND; ALTMAN, 1999;

DEWITTE et al., 2002). Nesse sentido, verificamos que valores de viés das medidas de recorrência e determinismo são baixos indicando a manutenção da dinâmica do sistema apesar dos procedimentos para obtenção da aceleração do marcador e centro de massa.

Apesar das diferentes resultados em relação a validade entre instrumentos todas as medidas realizadas neste estudo apresentaram boa reprodutibilidade para todas as velocidades com valores de ICC classificados como *alta* ou *quase perfeito* (tabelas 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7), indicando boa precisão destas medidas permitindo seu uso para seguimento de alterações frente a intervenções (HOPKINS, 2000). Mesmo para medidas de *Lyapunov*, os valores de reprodutibilidade são classificadas como *alta* ou *quase perfeita* contrapondo estudo de Riva et al, 2014 realizado com acelerometria de tronco mas com uso da marcha, no entanto, nossos resultados concordam com valores de reprodutibilidade em relação as medidas de recorrência, determinismo e entropia amostral.

Os resultados do presente estudo sugerem a possibilidade no uso de *smartphones* e/ou acelerômetros para avaliação e monitoramento da técnica de corrida. Apesar da validação e confiabilidade das medidas destes instrumentos, o presente estudo se limitou à análise do desempenho da corrida em esteira. Neste sentido, são sugeridas para futuros estudos análises em ambientes de treino e de competição (pistas e locais de provas).

3.2.9 CONSIDERAÇÕES FINAIS:

Nesse estudo verificamos que há validade, confiabilidade e reprodutibilidade das medidas de RMS, pico de aceleração, entropia amostral, recorrência, determinismo e *Lyapunov* entre acelerometria de *smartphone* em relação a acelerômetro, marcador sacral e centro de massa. observamos que há validade, concordância e reprodutibilidade entre *smartphone* e acelerômetro entre as medidas em todos eixos e velocidades testadas, requerendo parcimônia quando em relação a medidas de acelerometria não medidas diretamente.

4. CAPITULO III

CORRELAÇÃO DO TEMPO DE PROVA DE 10KM COM A VARIABILIDADE DA DINÂMICA DO CENTRO MASSA E AS MEDIDAS ANGULARES AVALIADAS POR CORRIDA DESEMPENHADA EM DIFERENTES VELOCIDADES

4.1 INTRODUÇÃO

Extensivas horas e anos de treinamento realizados por atletas de longas distância promovem profundas adaptações nos sistemas cardiovascular e neuro-músculo-esquelético (SLAWINSKI; BILLAT, 2004; LUCIA et al., 2008; SEILER, 2010; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). Como resultado são verificados desempenhos mais consistentes e com menor variação (SAUNDERS et al., 2004; MIDGLEY; MCNAUGHTON; JONES, 2007). Por conseguinte, medidas espaço temporais e angulares obtidas de séries temporais por meio de valores discretos muitas vezes não são capazes de distinguir corredores em grupos homogêneos (WILLIAMS; CAVANAGH, 1987; SANTOS-CONCEJERO et al., 2015), mesmo sendo descrito diferentes padrões de movimento em corredores com diferentes níveis de desempenho (CLERMONT et al., 2017; FOLLAND et al., 2017; FUKUCHI; FUKUCHI; DUARTE, 2017; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). Devido à esta limitação as análises em tempo contínuo, como o uso de métodos não lineares para análise das séries temporais tem sido proposta.

As séries temporais de variáveis tais como medidas angulares de tornozelo, de joelho e de quadril, assim como deslocamento do centro de massa apresentam características complexas e não lineares (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006a; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b; LOOK et al., 2013; SCHÜTTE et al., 2016) contendo informações complementares às medidas discretas na avaliação do desempenho em atletas de corrida de fundo (PREATONI et al., 2013). Diferentes métodos tem sido utilizados para quantificar estas informações, tal como ocorre nos expoentes de *Lyapunov* (DINGWELL; MARIN, 2006; GATES; DINGWELL, 2009), análises de entropia (PINCUS; GLADSTONE; EHRENKRANZ, 1991; COSTA et al., 2003; YENTES et al., 2013) e análises de correlação de longo alcance por *dentrend fluctuation analysis* (DFA) (HAUSDORFF et al., 1996b; NOURRIT-LUCAS et al., 2014). Para isso são utilizados protocolos com uso de velocidade fixa, aumento progressivo da velocidade e manipulação da velocidade preferida auto selecionada (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006c,

2007d; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b; MCGREGOR et al., 2011a; LOOK et al., 2013).

Preatoni e colaboradores (2010) verificaram maior complexidade em medidas cinemáticas no quadril e no tornozelo em que marchadores de elite com melhor desempenho, analisados em velocidade fixa. Murray e colaboradores (2017) relacionou maior complexidade ao melhor condicionamento em corredores de meio fundo adolescentes. Todavia, McGregor e colaboradores (2011) verificaram menor complexidade (medidas de entropia em acelerometria de tronco) em corredores treinados comparados aos não treinados durante teste com velocidade progressiva. Ademais, o desempenho em velocidade elevada na corrida provoca diferentes ajustes em corredores com maior volume de treinamento (SCHACHE et al., 2011; PADULO et al., 2012; VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017). Por outro lado, com utilização velocidade preferida auto selecionada fora demonstrado menor valor de *detrend fluctuation analysis* (DFA; α) (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006c, 2007d; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b), o que sugere uma melhor adaptabilidade do sistema locomotor. Apesar da velocidade preferida auto selecionada estar associada com variáveis fisiológicas determinantes para desempenho em corridas de longa distância (ZAMPARO et al., 2001), velocidades em competição de 10km são relatadas em torno de 126% acima desta (LIMA-SILVA et al., 2010; BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014). No entanto, apenas os estudos Jordan e colaboradores (2006b; 2007) utilizaram velocidades próximas a este percentual. Por conseguinte, mais análises com incremento progressivo de velocidade e provas de pista são necessárias. Ademais, apesar de alguns estudos apresentarem relações entre complexidade e condição física, não é clara a influência da velocidade, o uso de diferentes algoritmos de medidas não lineares e sua relação com desempenho em corridas de fundo.

Considerando o acima exposto, o objetivo deste estudo foi testar a relação do tempo de prova em 10 km com diferentes medidas não lineares aplicadas às séries temporais de medidas angulares e de medidas de acelerometria do centro massa em protocolo de velocidade progressiva. Foi levantada a hipótese de que (H_1) haverá associação entre os valores das medidas não lineares (complexidade, estabilidade dinâmica e similaridade) e do tempo de prova de 10 km. Este estudo fornecerá informações sob o uso destas medidas e sua relação com desempenho para auxiliar treinadores e atletas para otimizar o treinamento.

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Participantes

Participaram do estudo 28 voluntários com média de idade $32,41 \pm 5,79$ anos, IMC $22,16 \pm 1,83$ Kg/m², tempo de experiência em treinamento de corrida de $78,38 \pm 6,53$ meses, e desempenho na distância de 10 km $37,10 \pm 3,63$ minutos. O cálculo amostral estimado foi $n=20$ indivíduos, utilizando parâmetros de média e de desvio padrão para a variável *root mean square* (RMS) de aceleração para os eixos médio-lateral, anteroposterior e vertical, para um efeito de 0.6, α de 0.05 e poder de 80% (COHEN, J.1988) por meio do software R (versão.3.5.2.). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre Esclarecido sendo a coleta de dados realizada após aprovação no Conselho de Ética da Universidade Estadual de Londrina (CAEE nº: 91728518.0.0000.5231, processo: 2.803.234)

4.2.2 Procedimentos

Após a chegada do participante ao laboratório foi colhidas assinaturas para TCLE e início a colocação de marcadores reflexivos e do *smartphone* cintura pélvica região de L5, então será realizado aquecimento de 10 minutos na esteira em velocidade auto selecionada. Foi realizado teste de velocidade com utilização de cinco velocidades fixas: 12 km/h, 14 km/h, 16 km/h, 18 km/h e 20 km/h em esteira sendo cada estágio tendo duração de 3 minutos com intervalo suficiente para recuperação completa do voluntário. Os participantes foram orientados a não realizar atividade física extenuante por pelo menos 36 horas, não consumir álcool por pelo menos 24 horas, e cafeína por pelo menos 6 horas. Foi anotado melhores tempos para distância de 10 km realizado nos últimos 6 meses anteriores a data do teste em laboratório. Para confirmação o tempo de 10 km relatado este deveria ter sido realizado em prova aferida por uma das Federações de Atletismo Estaduais filiadas à Confederação Brasileira de Atletismo.

4.2.3 Local de Realização do Estudo

A coleta de dados antropométricos, cinemáticos e acelerometria ocorreram no Laboratório de Ensino e Pesquisa em Biomecânica (LAPEB), e pista oficial de atletismo localizados no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina.

4.2.4 Instrumentos

A análise foi realizada com instrumentos de cinemetria e acelerometria.

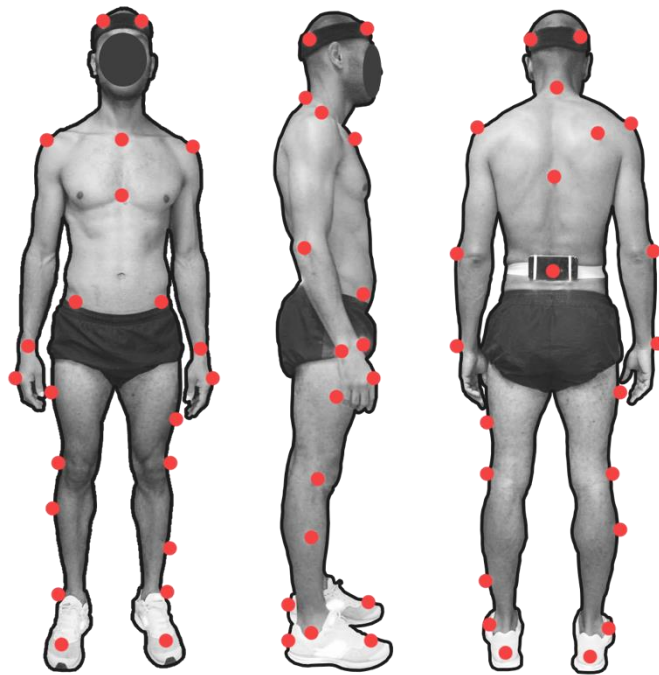
4.2.5 Acelerometria

Para aquisição dos dados de acelerometria por *smartphone*, foi utilizado um *Iphone 7*, Apple, EUA que possui acelerômetro triaxial BMA 220, resolução de 2-8g, 8-bit, Bosh, EUA, fixado com faixa elástica na altura da 5ª vértebra lombar, sendo o sinal do acelerômetro registrado com um aplicativo (*SensorLog 1.9.1* com frequência de aquisição de 100Hz).

4.2.6 Cinemática

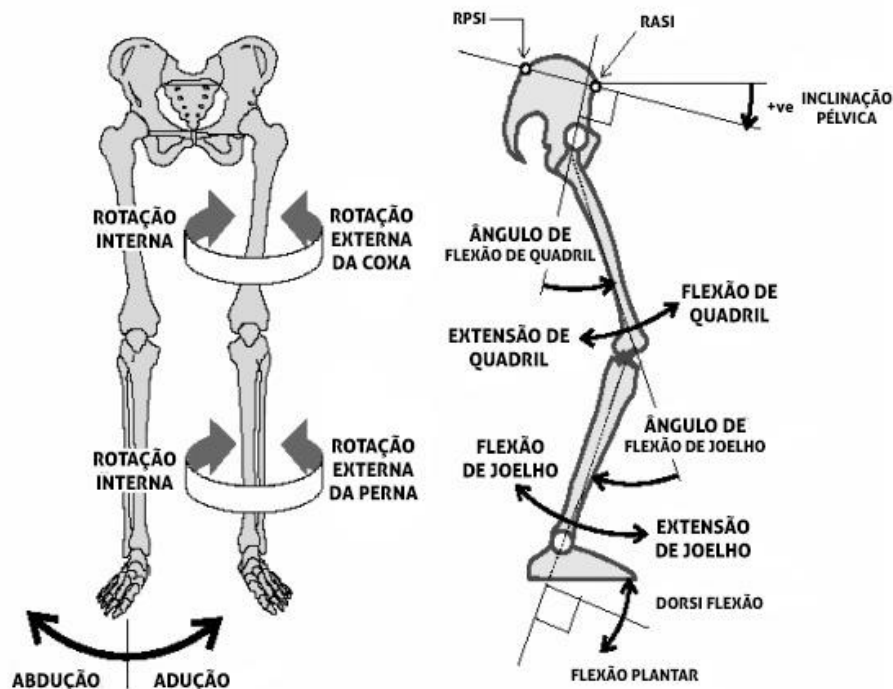
A análise cinemática foi realizada por meio de filmagem tridimensional (amostragem 300 Hz), utilizando-se 7 câmeras (MX-T-Series) do sistema Vicon Nexus (v.1.8.5, Vicon Motion System, Oxford, UK) com adaptador analógico-digital (Interface Unit). O modelo biomecânico utilizado nesse estudo foi o *PlugInGait* (Full Body). O modelo foi composto por trinta e cinco marcadores retro-refletores colocados nas proeminências ósseas dos centros articulares e em pontos de referência, tal como membros e ossos, em ambos os lados do corpo. Os locais de fixação dos marcadores foram: parte anterior e posterior da cabeça, vertebrae C7 e T10 da coluna, escápula, junção das clavículas, processo xifoide do esterno, acrômio da escápula, epicôndilo lateral do úmero, processo estilóide da ulna e do rádio, cabeça do metacarpo do segundo dedo da mão, espinha ilíaca anterossuperior, espinha ilíaca pósterio superior, coxa, epicôndilo lateral do fêmur, pernas, maléolo lateral, calcâneo e cabeça da falange distal do quinto dedo do pé (figura 1).

Figura 1. Modelo biomecânico *PluginGait Full Body*.



A partir da definição desses segmentos será possível calcular os ângulos formados pela junção de dois segmentos (ângulos relativos). Serão analisados ângulos tornozelo, joelho e quadril, nos três eixos. A calibração do volume espacial de coleta dos movimentos e a definição do ponto de origem das coordenadas tridimensionais (X, Y e Z) serão efetuadas com a utilização de uma haste metálica rígida (ferramenta específica do sistema Vicon), contendo cinco marcadores reflexivos com distância real conhecida entre eles.

Figura 2. Ângulos obtidos pelo modelo *PlugInGait* (Vicon,2020).



4.2.7 Processamento de Sinais

Os dados cinemáticos foram filtrados com determinação da frequência de corte após análise espectral e residual (WINTER, 1990), com uso de filtro *Butterworth*, passa baixa, 4ª ordem, com frequência de corte de 6Hz. Os dados cinemáticos tendo gaps corrigidos por *splines* sendo processado por meio do software Vicon Nexus (v.1.8.5, Vicon Motion System, Oxford, UK). As variáveis cinemáticas e de acelerometria foram processadas por meio do software MATLAB (Mathworks, R2018a).

A aceleração resultante (AR) foi obtida por meio da seguinte equação:

$$AR = \sqrt{V^2 + AP^2 + ML^2}$$

em que V representa eixo vertical, ML eixo médio lateral, AP eixo ântero superior.

Os passos foram identificados pelos picos de AR, e o tempo entre passos (TP) foi definido pelo intervalo de tempo entre picos consecutivos do mesmo pé.

A correlação de longo alcance por meio de análise de flutuação sem tendência (α) é realizado com a integração da série temporal (N). Com a série integrada $y(k)$ é dividida seções de tamanho n . Em cada seção de tamanho n , é modelada uma reta por meio do

método dos mínimos quadrados representando a tendência local $y_n(k)$. Então, é corrigida a tendência da série temporal por subtração da tendência local para cada sessão. A raiz média dos quadrados da flutuação da integração $[F(n)]$ e séries temporais sem tendência é calculada por:

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2}$$

O α é o coeficiente angular da reta formada log da flutuação e pelo log do tamanho da janela. Valores $>0,5$ e <1 indicam correlação persistente de longo alcance, valores abaixo de $0,5$ indicam persistentes anti-correlações de longo alcance, ou seja um intervalo longo é seguido de um intervalo entre curto, e valores acima de $1,5$ são indicativos de ruído marrom (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2006a).

O cálculo de entropia amostral, expoente de *Lyapunov*, recorrência, determinismo, e tamanho da maior diagonal foram realizados como no capítulo anterior da presente tese.

4.2.8 Variáveis do Estudo

As variáveis independentes do estudo foram as velocidades 12 km/h, 14 km/h, 16 km/h, 18 km/h, 20 km/h. As variáveis dependentes serão medidas de Entropia Amostral (E.A), Correlação de Longo Alcance (α), Recorrência (RR), Determinismo (DET), e Tamanho da Maior Diagonal (TMD), para a acelerometria de tronco do *smartphone* (eixos vertical médio-lateral, anteroposterior) e para medidas angulares de tornozelo, de joelho e de quadril (planos sagital, frontal, transversal).

4.2.9 Análise estatística

Para análise estatística descritiva foram apresentados a média e o desvio padrão. A relação entre tempo de 10 km e *RMS*, medidas não lineares provenientes das medidas angulares e acelerometria de tronco nos diferentes eixos, foram testados por meio de correlação de Pearson. Para interpretação do coeficiente de correção de Pearson foram utilizados os limites propostos por Hopkins (2002): 0,0 a 0,1 (trivial), 0,1 a 0,3 (pequeno), 0,3 a 0,5 (moderado), 0,5 a 0,7 (grande), 0,7 a 0,9 (muito grande), 0,9 a 1,0 (aproximadamente perfeito), e 1,0 (perfeito). Para entendimento da interação entre variáveis foi feita análise de regressão linear múltipla, utilizando método *stepwise*. Foram

criados seis modelos para medidas angulares e seis para medidas da acelerometria de tronco, sendo um para cada uma das velocidades e outro com a inclusão de todas velocidades. Análise foi feita por meio do software R (versão.3.5.1.). A significância estatística foi estabelecida em $p < 0,05$.

4.3 RESULTADOS:

A tabela 1 apresenta os valores descritivos para as variáveis não lineares das articulações e dos planos de movimento.

Tabela 1. Valores descritivos (média± desvio e padrão) das variáveis recorrência, determinismo, tamanho da maior diagonal.

Articulação	Velocidade (km/h)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	LYA (u.a)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	LYA (u.a)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	LYA (u.a)
Sagital							Frontal					Transverso				
quadril	12	9.9±	99.08±	2440.7±	0.075±	0.70±	14.5±	89.44±	79.85±	0.171±	3.30±	5.9±	52.55±	17.30±	0.341±	6.69±
		0.20	0.27	1731.92	0.007	0.34	0.07	5.03	46.44	0.038	1.19	0.02	11.53	8.10	0.063	2.55
	14	10.4±	99.11±	2692.0±	0.076±	0.69±	16.0±	88.88±	66.85±	0.175±	3.24±	6.10±	52.36±	15.70±	0.355±	7.31±
		0.22	0.35	1906.05	0.007	0.25	0.07	5.60	35.23	0.035	1.28	0.02	15.71	6.98	0.081	3.52
	16	11.4±	99.20±	2258.8±	0.078±	0.60±	17.3±	89.16±	64.96±	0.181±	3.22±	6.4±	49.98±	15.85±	0.357±	7.44±
		0.28	0.26	1668.73	0.007	0.28	0.09	5.20	31.94	0.034	1.58	0.03	14.67	7.89	0.078	3.42
	18	12.1±	99.25±	2367.6±	0.082±	0.65±	16.6±	89.21±	47.04±	0.195±	3.55±	6.15±	45.88±	13.17±	0.380±	7.57±
		0.24	0.27	1774.04	0.007	0.32	0.08	4.83	25.33	0.037	1.79	0.02	11.12	4.39	0.082	2.91
	20	11.8±	99.26±	1929.8±	0.084±	0.58±	17.2±	86.57±	52.08±	0.200±	3.75±	5.6±	48.41±	14.50±	0.376±	7.61±
		0.14	0.22	1651.78	0.008	0.27	0.08	6.84	26.81	0.039	2.14	0.02	15.57	6.99	0.094	3.09
Joelho	12	8.2±	99.45±	536.00±	0.128±	0.79±	14.9±	69.29±	37.93±	0.266±	5.82±	17.3±	84.56±	48.85±	0.238±	3.34±
		0.14	0.31	255.99	0.012	0.39	0.13	16.07	25.07	0.082	3.19	0.06	4.92	19.91	0.036	0.68
	14	8.6±	99.27±	627.63±	0.125±	0.76±	13.9±	67.46±	34.04±	0.280±	5.20±	17.6±	80.95±	41.27±	0.255±	3.58±
		0.16	0.51	340.21	0.014	0.31	0.10	16.44	24.12	0.084	3.04	0.06	6.24	15.49	0.041	1.35
	16	9.2±	99.20±	458.31±	0.128±	0.75±	14.9±	66.67±	26.65±	0.279±	6.11±	20.5±	82.07±	46.88±	0.268±	3.62±
		0.18	0.62	106.81	0.013	0.28	0.12	17.29	13.02	0.087	3.50	0.07	6.60	20.47	0.044	1.24
	18	9.1±	99.19±	433.64±	0.131±	0.80±	12.9±	63.23±	21.72±	0.300±	5.42±	19.2±	80.87±	35.16±	0.286±	4.11±
		0.19	0.51	109.92	0.015	0.34	0.12	16.06	11.50	0.092	2.93	0.09	5.06	11.44	0.048	1.13
	20	9.1±	98.82±	404.04±	0.134±	0.88±	12.4±	63.92±	29.65±	0.299±	5.70±	17.1±	77.29±	32.80±	0.305±	4.26±
		0.22	1.02	124.79	0.012	0.32	0.09	14.12	24.45	0.085	2.84	0.06	6.69	8.20	0.059	1.33
Tornozelo	12	6.4±	93.69±	145.22±	0.146±	1.73±	63.5±	76.78±	35.26±	0.244±	4.19±	12.1±	77.35±	39.88±	0.238±	4.15±
		0.30	3.38	60.032	0.022	0.74	0.30	10.28	14.10	0.054	1.51	0.05	10.49	16.47	0.054	1.31
	14	5.4±	92.57±	135.48±	0.161±	2.20±	53.6±	73.15±	27.81±	0.272±	4.30±	12.4±	73.93±	33.23±	0.267±	4.60±
		0.27	3.28	57.41	0.030	1.25	0.27	11.16	8.73	0.062	1.39	0.06	10.41	14.18	0.061	2.02
	16	6.4±	92.39±	146.36±	0.166±	2.47±	64.1±	72.23±	28.40±	0.281±	4.83±	12.4±	75.08±	29.64±	0.278±	5.06±
		0.35	4.17	63.30	0.038	1.26	0.35	9.92	14.73	0.066	2.12	0.07	8.15	14.91	0.066	2.28
	18	4.8±	90.43±	118.04±	0.177±	2.80±	48.3±	70.21±	27.60±	0.302±	5.00±	11.1±	69.34±	27.04±	0.296±	4.95±
		0.31	4.15	58.15	0.043	1.24	0.31	9.18	13.15	0.071	1.80	0.06	11.08	12.30	0.073	2.01
	20	4.2±	89.28±	103.52±	0.197±	3.33±	42.2	64.98±	20.72±	0.323±	5.33±	10.4±	65.27±	24.50±	0.317±	5.24±
		0.25	3.79	34.57	0.045	1.21	±0.25	14.24	6.95	0.064	2.76	0.06	14.58	11.15	0.068	2.37

Os coeficientes de correlação entre o tempo de 10 km e as medidas não lineares das articulações do quadril, do joelho e do tornozelo nos planos sagital, frontal e transversal. Tabela 2 as correlações para todas as velocidades para quadril e tornozelo no plano sagital, frontal e transversal podem ser classificadas como *moderadas*, porém para medida de entropia amostral para o joelho, no plano sagital na velocidade de 12km/h pode ser classificada como *grande*.

Tabela 2. Valores de Correlação para plano sagital, frontal e transversal entre medias não lineares e tempo de 10 km.

Articulação	Velocidade (km/h)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	Lya (u.a)	RR (%)	Det (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	LYA (u.a)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)	E.A (u.a)	LYA (u.a)
Sagital							Frontal					Transverso				
Quadril	12	-0.140	0.024	0.210	-0.133	0.424*	0.142	0.274	0.217	0.194	0.027	-0.027	0.087	0.089	-0.046	0.325*
	14	-0.454**	0.111	0.143	-0.003	-0.103	-0.417*	0.046	0.029	0.346*	-0.078	0.158	0.178	0.148	-0.292	0.148
	16	-0.316	0.108	-0.032	0.011	0.115	-0.307	-0.115	0.018	0.364*	-0.280	0.096	0.212	-0.037	-0.476**	0.120
	18	-0.451*	-0.233	0.016	0.157	0.211	-0.354*	0.036	0.018	0.372*	0.056	0.224	0.301	0.531**	-0.426*	0.366*
	20	-0.223	-0.182	-0.055	0.103	0.357*	-0.461**	-0.073	0.010	0.417*	0.062	0.341	0.070	0.051	-0.193	0.295
Joelho	12	-0.273	-0.131	-0.370*	0.599**	0.088	-0.028	-0.054	-0.070	0.085	0.057	0.112	0.202	0.364*	0.114	0.145
	14	-0.383*	-0.155	-0.262	0.254	0.172	-0.229	-0.066	-0.213	0.008	0.260	0.076	0.153	0.126	-0.107	-0.030
	16	-0.440*	-0.228	-0.148	0.227	0.036	-0.134	-0.053	-0.032	-0.043	0.238	-0.206	-0.053	-0.049	0.009	0.067
	18	-0.433*	-0.096	-0.100	0.391*	0.332*	-0.171	0.046	0.210	-0.089	0.375*	-0.150	0.127	-0.118	0.076	0.022
	20	-0.352*	-0.302	-0.517**	0.232	0.423*	-0.317	-0.210	-0.264	0.055	0.282	-0.032	0.245	0.441*	-0.024	0.161
Tornozelo	12	0.061	0.304	0.295	0.192	0.024	-0.004	-0.089	0.132	0.069	-0.268	0.015	-0.053	-0.029	0.070	-0.161
	14	0.015	0.258	0.091	0.072	0.125	-0.075	-0.144	-0.278	0.141	-0.315	-0.053	-0.134	-0.263	0.152	-0.143
	16	-0.233	0.093	-0.147	0.130	0.024	-0.388*	-0.383*	-0.319	0.170	-0.163	-0.267	-0.245	-0.139	0.164	0.076
	18	-0.134	0.135	-0.085	0.012	0.345*	-0.162	-0.129	-0.056	0.190	-0.414*	-0.178	-0.064	-0.067	0.166	0.104
	20	-0.118	-0.002	-0.071	-0.077	0.187	-0.288	-0.294	-0.249	-0.014	-0.344*	-0.391*	-0.194	-0.265	0.026	0.212

RR: recorrência; DET: determinismo; TMD: tamanho da maior diagonal; E.A: entropia amostral; LYA: Expoente de *Lyapunov*. *p<0.05 **p<0.01

Na tabela 3 foram apresentados os valores descritivos das variáveis não lineares para as medidas de acelerometria de tronco nos eixos vertical, médio-lateral e anteroposterior.

Tabela 3. Valores de média e desvio padrão para velocidades testadas para medidas de variabilidade.

Eixo	Velocidade (Km/h)	RMS (g)	E.A (u.a)	LYA (u.a)	RR (%)	DET (%)	TMD (u.a)
vertical	12	1.672±0.134	0.417±0.056	2.88±0.62	14.31±1.72	70.23±7.50	95.667±40.51
	14	1.703±0.104	0.436±0.076	3.10±0.61	14.16±1.64	68.18±7.28	84.074±20.22
	16	1.723±0.115	0.476±0.076	3.57±0.91	13.81±1.45	66.03±7.21	70.53±15.74
	18	1.736±0.127	0.510±0.081	3.70±1.02	13.52±1.51	64.28±8.24	69.54±14.46
	20	1.729±0.125	0.544±0.097	4.14±0.93	13.23±1.71	61.36±8.56	58.22±14.15
médio-lateral	12	0.557±0.114	0.740±0.137	6.53±1.91	15.04±3.58	45.34±10.35	29.44±8.04
	14	0.685±0.171	0.803±0.151	6.47±2.66	15.18±3.59	44.92±10.82	27.89±7.21
	16	0.791±0.187	0.818±0.137	6.73±2.13	14.65±2.66	43.27±9.34	27.80±7.40
	18	0.874±0.182	0.853±0.160	7.11±2.64	14.12±2.28	41.39±7.75	26.45±7.01
	20	0.947±0.217	0.927±0.169	7.65±2.33	13.39±2.37	38.40±6.77	24.63±6.47
anteroposterior	12	0.637±0.156	0.883±0.213	8.00±2.65	16.33±2.65	46.82±8.55	24.85±8.39
	14	0.745±0.180	0.961±0.182	7.62±2.00	15.63±2.46	43.81±7.57	23.88±5.18
	16	0.858±0.187	0.981±0.163	7.78±1.90	15.56±2.37	44.83±9.58	25.11±10.05
	18	0.896±0.133	1.034±0.144	7.88±2.13	14.79±1.58	41.32±6.54	22.81±5.06
	20	1.060±0.180	1.056±0.132	8.09±1.73	14.77±1.36	42.08±5.53	22.95±3.90
resultante	12	1.150±0.236	0.577±0.114	4.39±1.29	16.78±2.56	65.11±8.96	53.48±17.18
	14	1.187±0.175	0.643±0.136	4.66±1.27	16.46±2.67	63.12±9.06	42.74±12.51
	16	1.195±0.250	0.690±0.133	5.69±1.70	16.31±2.62	61.50±8.74	37.80±12.09
	18	1.215±0.224	0.772±0.152	6.32±1.59	15.29±2.31	56.18±8.49	31.00±9.07
	20	1.212±0.217	0.897±0.154	7.21±1.77	14.62±2.23	52.21±9.14	28.40±12.37

Na tabela 4, foram apresentados os valores descritivos para α nas velocidades testadas.

Tabela 4. Valores de média e desvio padrão para α nas velocidades testadas.

Velocidade (Km/h)	12	14	16	18	20
DFA α (u.a)	0.685±0.078	0.663±0.068	0.640±0.054	0.645±0.077	0.699±0.096

Apresentamos, na tabela 5, parâmetros de qualidade dos modelos de regressão linear múltipla para cada uma das velocidades testadas. Os modelos apresentam R^2 para tempo de 10 km de 46.7% para 12km/h, 59.10% para 14 km/h, 63,60% para 16km/h, 63,5% para 18 km/h e 43,9% para 20 km/h.

Tabela 5. Parâmetros de qualidade dos modelos para as velocidades utilizadas.

Velocidade	R	R²	R² ajustado	Erro padrão	gl1	gl2
12 km/h	0.683	0.467	0.424	2.64576	1	25
14 km/h	0.769	0.591	0.520	2.41692	1	23
16 km/h	0.798	0.636	0.573	2.27902	1	23
18 km/h	0.797	0.635	0.572	2.28169	1	23
20 km/h	0.663	0.439	0.394	2.71385	1	25

Na tabela 6 foram apresentadas as variáveis preditoras de tempo de 10 km para cada modelo de regressão linear em cada velocidade testada. Na velocidade 12 km/h, as variáveis preditoras são entropia amostral do joelho, e tamanho da maior diagonal para quadril, ambas no plano sagital, com relação direta com tempo de 10km. Ao compararmos os coeficientes β padronizados temos maior contribuição da entropia amostral do joelho ($\beta=0.662$). Na velocidade 14km/h, a recorrência do quadril, no plano sagital apresentou relação inversa ao desempenho em 10 km e a entropia amostral do joelho no plano sagital demonstrou relação direta com o desempenho em 10 km. Neste modelo, quando comparados os β padronizados, mais uma vez há maior contribuição da entropia amostral do joelho no plano sagital ($\beta=0.705$). Na velocidade de 16 km/h, todas variáveis preditoras apresentam relação inversa ao desempenho em 10 km (entropia amostral do quadril, no plano transversal; recorrência do joelho, no plano sagital; expoente de *Lyapunov* do quadril, no plano frontal; e recorrência do quadril, no plano frontal). Neste modelo, maior contribuição foi verificada no expoente de *Lyapunov* do quadril no plano frontal (-0.533). Na velocidade de 18km/h, apenas o expoente de *Lyapunov* do tornozelo, no plano frontal, apresenta relação inversa com o desempenho em 10 km, sendo esta variável a que obteve maior contribuição no modelo ($\beta=-0.673$), enquanto o tamanho da maior diagonal do quadril (plano frontal), entropia do joelho (plano sagital) e expoente de *Lyapunov* do tornozelo (plano transversal), apresentaram relação direta com a prova de 10km. Para a velocidade de 20 km/h o tamanho da maior diagonal do joelho (plano sagital) apresentou uma relação inversa com o desempenho em 10 km (com maior β padronizado: $\beta=-0.509$) e no plano transversal uma relação direta. Nenhum dos modelos apresentou VIF (fator de inflação de variância) acima de 10 unidades, indicando baixo grau de colineariedade entre as variáveis (Hair et al, 2010).

Tabela 6. Variáveis preditoras dos modelos para cada velocidade utilizada.

Velocidade (km/h)	Modelo	β	Erro Padrão	β padronizado	t	p- valor	VIF
12	(Constante)	10.935	5.767		1.896	0.070	
	E.A J.S.	193.553	43.454	0.662	4.454	0.001	1.037
	TMD Q.S.	0.001	0.000	0.334	2.247	0.034	1.037
14	(Constante)	29.304	4.526		6.474	0.001	
	RR Q.S.	-9.706	2.295	-0.603	-4.230	0.001	1.142
	E.A J.S.	173.453	40.708	0.705	4.261	0.001	1.538
16	(Constante)	57.959	3.386		17.117	0.001	
	E.A Q.T.	-20.982	5.761	-0.462	-3.642	0.001	1.016
	RR J.S.	-6.859	2.567	-0.343	-2.672	0.014	1.043
	LYA Q.F.	-1.198	0.315	-0.533	-3.806	0.001	1.238
	RR Q.F.	-16.901	5.508	-0.435	-3.068	0.005	1.269
18	(Constante)	23.306	4.926		4.732	0.001	
	TMD Q.T.	0.296	0.122	0.344	2.424	0.024	1.272
	E.A J.S.	95.509	31.832	0.382	3.000	0.006	1.023
	LYA T.F.	-1.356	0.388	-0.673	-3.498	0.002	2.334
	LYA T.T.	0.893	0.348	0.496	2.567	0.017	2.352
20	(Constante)	36.882	2.843		12.974	0.001	
	TMD J.S.	-0.015	0.004	-0.509	-3.396	0.002	1.001
	TMD J.T.	0.197	0.068	0.436	2.913	0.007	1.001

E.A: entropia amostral; TMD: tamanho da maior diagonal; LYA: expoente de *Lyapunov*. J.S.: joelho plano sagital; Q.S.: quadril plano sagital; Q.F.: quadril plano frontal; Q.T.: quadril plano transversal; T.S.; tornozelo plano sagital; T.F: tornozelo plano frontal; T.T.: tornozelo plano transversal.

Na tabela 7 são apresentados os parâmetros de qualidade do ajuste do modelo de regressão linear multiplica entre medidas não lineares provenientes de medias angulares e diferentes planos considerando todas velocidades como variável dependente. Nesta análise, o parâmetro de qualidade de ajuste do modelo apresentou R^2 ajustado de 80.4% de explicação do desempenho em 10 km.

Tabela 7. Parâmetros de qualidade de ajuste do modelo.

R	R quadrado	R quadrado ajustado	Erro padrão	F	gl1	gl2
0.916	0.840	0.804	1.54	6.84	1	22

Na tabela 8 são apresentadas as variáveis preditoras do modelo de regressão linear múltipla da medidas não-lineares das medidas angulares e seus respectivos coeficientes (β). A entropia amostral para joelho (plano sagital) a 12 km/h e o tamanho da maior

diagonal do quadril (plano transversal) a 18 km/h, apresentam relação direta com desempenho em 10 km. Enquanto, o expoente de *Lyapunov* do tornozelo (plano frontal) a 18 km/h e o tamanho da maior diagonal do joelho (plano sagital) a 20 km/h e o expoente de *Lyapunov* do joelho (plano sagital) a 18 km/h, apresentam relação inversa com desempenho em 10 km. A entropia amostral do joelho (plano sagital) apresenta o maior valor de β padronizado no modelo ($\beta=0.568$). Este modelo também apresenta valores de VIF abaixo de 10 (Hair et al, 2010).

Tabela 8. Variáveis preditoras para modelo com todas velocidades das medidas não-lineares angulares.

Variáveis	β	Erro Padrão	β padronizado	t	P-valor	VIF
(Constante)	22.315	4.319		5.167	0.000	
E.A J.S. 12 km/h	166.128	29.487	0.568	5.634	0.000	1.399
TMD Q.T 18 km/h	0.380	0.076	0.442	4.975	0.000	1.084
LYA T. F. 18 km/h	-0.791	0.178	-0.392	-4.447	0.000	1.069
TMD J.S. 20 km/h	-0.012	0.003	-0.416	-4.325	0.000	1.269
LYA J.S. 18 km/h	-2.983	1.140	-0.278	-2.617	0.016	1.553

E.A: entropia amostral; TMD: tamanho da maior diagonal; LYA: expoente de *Lyapunov*. J.S.: joelho sagital; Q.T.: quadril transversal; T.F.: tornozelo frontal.

Na tabela 9, foram apresentados os valores de correlação entre tempo de 10km e correlação de longo alcance (α) para velocidades testadas. As correlações observadas nas velocidades de 12km/h, de 14km/h e de 16km/h podem ser classificadas como *moderadas*. A velocidade de 18km/h e de 20km/h foram classificadas como *pequena* e *grande*, respectivamente.

Tabela 9. Correlação entre tempo de prova de 10km e correlação de longo alcance (α).

Velocidade (Km/h)	12	14	16	18	20
r	-0.410*	0.351*	0.417*	0.295	0.681**

*p<0.05 **p<0.01

Na tabela 10 foram apresentadas as correlações entre as variáveis RMS, entropia amostral, *Lyapunov*, recorrência, determinismo e tamanho da maior diagonal, calculadas a partir da acelerometria de tronco e tempo de 10km para velocidades as testadas. As

correlações no eixo vertical são classificadas entre *moderada* e *grande*. Para o eixo médio-lateral, as correlações foram classificadas em *grande* e *muito grande* e para o eixo anteroposterior de *moderada* á *muito grande*.

Tabela 10. Correlação entre Tempo de 10 km e variáveis de acelerometria de tronco.

Eixo	Velocidade (Km/h)	RMS	E.A	LYA	RR	DET	TMD
vertical	12	0.506**	-0.326*	0.355*	-0.163	0.063	-0.219
	14	0.377*	-0.376*	-0.097	0.125	0.414*	0.035
	16	0.414*	-0.450*	0.295	0.227	0.520**	-0.013
	18	0.329	-0.394*	0.316	0.080	0.357	-0.191
	20	0.510**	-0.244	0.436*	0.229	0.401*	-0.203
médio-lateral	12	0.603**	-.421*	-0.071	0.116	0.164	0.038
	14	0.018	-0.086	0.277	0.092	0.191	-0.058
	16	0.050	-0.117	0.204	0.191	0.244	-0.087
	18	0.001	-0.054	0.319	0.067	0.131	-0.049
	20	0.100	0.250	0.307	-0.338	-0.212	-0.061
anteroposterior	12	0.186	-0.034	0.099	-0.122	-0.192	0.204
	14	0.222	-0.057	0.071	-0.067	-0.179	0.031
	16	0.182	-0.267	0.047	-0.068	0.005	0.043
	18	0.610**	-.0434*	0.216	0.140	0.200	0.137
	20	0.520**	-0.361*	0.169	0.184	0.305	0.158
resultante	12	0.158	-0.418*	0.111	0.301	0.306*	0.217
	14	0.346*	-0.459*	-0.133	0.342*	0.478*	0.414*
	16	-0.012	-0.450*	-0.037	0.298	0.459*	0.262
	18	0.288	-0.451*	-0.051	0.328	0.447*	0.318
	20	0.413*	-0.457*	0.001	0.464*	0.452*	-0.219

RR: recorrência; Det: determinismo; TMD: tamanho da maior diagonal; E.A: entropia amostral; LYA: Expoente de *Lyapunov*. *p<0.05 **p<0.01

A partir da tabela 11, apresentamos os parâmetros do modelo de regressão linear múltipla aplicado às variáveis provenientes da acelerometria de tronco. Os parâmetros de qualidade do modelo são apresentados na tabela 8, sendo o maior poder de explicação ajustado de 64.3% para 12 km/h, de 47.6% para 14 km/h, de 33.33% para 16 km/h, de 36.5% para 18 km/h e de 81.8% para 20 km/h.

Tabela 11. Parâmetros de qualidade dos modelos de acelerometria de tronco para as velocidades analisadas.

Velocidade	R	R ²	R ² ajustado	Erro padrão	gl1	gl2
12 km/h	0.860	0.739	0.643	2.173	1	22
14 km/h	0.773	0.597	0.476	2.632	1	25
16 km/h	0.620	0.385	0.333	2.969	1	23
18 km/h	0.662	0.439	0.365	2.896	1	18
20 km/h	0.950	0.902	0.818	1.549	1	20

Na tabela 12 são apresentadas as variáveis preditivas das medidas realizadas com a acelerometria de tronco. Na velocidade 12 km/h, as variáveis preditoras são RMS (eixo anteroposterior), entropia amostral (eixo médio-lateral) e recorrência (eixo vertical e médio-lateral) com relação inversa com o desempenho em 10 km. Enquanto, RMS, *Lyapunov* e determinismo (eixo vertical) relacionam-se diretamente com desempenho. Neste modelo, maiores valores de β padronizado são de recorrência ($\beta=-0.911$) e determinismo ($\beta=0.809$) para o eixo vertical. No modelo de 14 km/h, as variáveis preditoras são RMS e determinismo (eixo vertical), apresentando relação direta com desempenho; ao passo que a recorrência (eixo vertical e médio-lateral), o tamanho da maior diagonal (eixo vertical) apresentou relação inversa com o desempenho nesta velocidade. Nesse modelo, os maiores valores de β padronizado são determinismo ($\beta=1.467$) e recorrência ($\beta=-1.015$) para o eixo vertical. O modelo de 16 km/h são preditoras de desempenho apenas para duas variáveis, RMS (eixo vertical) com relação direta com a variável dependente, enquanto α com relação inversa. Os valores de β padronizados deste modelo são próximos com RMS no eixo vertical ($\beta=0.464$) e α ($\beta=-0.485$). O modelo de 18 km/h tem como preditoras RMS no eixo anteroposterior e determinismo no eixo vertical com relação direta ao tempo de 10km e recorrência uma relação inversa. Nesse modelo, os maiores valores de β padronizados são do determinismo no eixo vertical ($\beta=0.569$), seguidos pelo RMS (eixo anteroposterior; $\beta=0.509$), e recorrência (eixo vertical; $\beta=-0.436$). No modelo de 20 km/h, as variáveis preditoras são RMS e recorrência no eixo médio-lateral, RMS no eixo anteroposterior, entropia amostral, determinismo, tamanho da maior diagonal no eixo vertical, todos com relação inversa em relação ao desempenho de 10km. Ao passo que, *Lyapunov* no eixo anteroposterior, recorrência no eixo vertical, tamanho da maior diagonal no eixo médio-lateral e anteroposterior, determinismo no eixo anteroposterior e α apresentaram relação

direta com desempenho de 10km. Nesse modelo, maiores valores de β padronizado estão verificados na entropia amostral ($\beta=-0.883$) e na recorrência ($\beta=0.809$) para o eixo vertical seguida do α . Para todos os modelos os valores de VIF estão abaixo de 10, sendo valores mais altos observados para o modelo de 20km/h para variáveis RMS para eixo anteroposterior (VIF=8.944) e determinismo (VIF=8.572) para eixo vertical. As variáveis RMS, entropia amostral, *Lyapunov*, recorrência, determinismo, tamanho da maior diagonal para Resultante não foram incluídas na modelagem pois valores de VIF estavam acima de 10.

Tabela 12. Variáveis preditoras da acelerometria de tronco para modelo da respectiva velocidade.

Velocidade (km/h)	Modelo	β	Erro Padrão	β padronizado	t	P-valor	VIF
12	(Constante)	24.312	8.527		2.851	0.010	
	RMS V	16.361	3.559	0.602	4.597	0.000	1.246
	RMS AP	-7.812	3.313	-0.335	-2.358	0.029	1.464
	E.A M	-13.285	4.320	-0.500	-3.075	0.006	1.927
	LYA V	2.200	0.700	0.377	3.141	0.005	1.048
	RR V	-192.446	57.205	-0.911	-3.364	0.003	5.332
	DET V	39.247	12.900	0.809	3.042	0.007	5.143
	RR M	-40.619	16.447	-0.400	-2.470	0.023	1.905
14	(Constante)	5.306	9.066		0.585	0.565	
	RMS V	16.934	5.433	0.484	3.117	0.005	1.194
	LYA AP	-0.639	0.312	-0.353	-2.050	0.054	1.469
	RR V	-225.304	60.714	-1.015	-3.711	0.001	3.713
	DET V	73.284	15.556	1.467	4.711	0.000	4.815
	TMD V	-0.063	0.031	-0.352	-2.036	0.055	1.481
	RR M	-32.318	16.600	-0.319	-1.947	0.066	1.330
16	(Constante)	32.074	10.571		3.034	0.006	
	RMS V	15.006	5.237	0.464	2.865	0.009	1.022
	α	-32.540	10.869	-0.485	-2.994	0.006	1.022
18	(Constante)	21.073	6.655		3.167	0.004	
	RMS AP	15.476	4.848	0.509	3.193	0.004	1.040
	RR V	-116.624	64.432	-0.436	-1.810	0.083	2.378
	DET V	27.918	11.915	0.569	2.343	0.028	2.413
20	(Constante)	20.734	10.719		1.934	0.074	
	RMS M	-7.037	3.350	-0.378	-2.101	0.054	4.636
	RMS AP	-12.318	5.605	-0.549	-2.198	0.045	8.944
	E.A V	-36.820	8.714	-0.883	-4.225	0.001	6.256
	LYA AP	1.395	0.401	0.598	3.480	0.004	4.221
	RR V	191.955	41.730	0.809	4.600	0.000	4.428
	DET V	-31.469	11.565	-0.666	-2.721	0.017	8.572
	TMD V	-0.150	0.040	-0.523	-3.694	0.002	2.872
	RR M	-88.920	19.201	-0.522	-4.631	0.000	1.816
	TMD M	0.416	0.117	0.667	3.570	0.003	4.991
	DET AP	31.296	9.869	0.427	3.171	0.007	2.601
	TMD AP	0.653	0.185	0.631	3.534	0.003	4.567
	α	29.963	4.635	0.795	6.465	0.000	2.164

RR: recorrência; DET: determinismo; LYA: *Lyapunov*; TMD: tamanho da maior diagonal; E.A: entropia amostral, α : correlação de longo alcance. V: eixo vertical; M: eixo médio-lateral; AP: eixo anteroposterior.

Na tabela 13, apresentamos parâmetros de qualidade para modelo com todas as velocidades testadas com acelerometria de tronco. Neste temos R^2 ajustado de 61% de explicação para variável dependente tempo de 10 km.

Tabela 13. Parâmetros de qualidade de ajuste do modelo para todas velocidades testadas com acelerometria de tronco.

R	R^2	R^2 ajustado	Erro padrão	F	gl1	gl2
0.810	0.655	0.610	2.6269	2.64	1	22

Na tabela 14, são apresentadas as variáveis preditoras do modelo de regressão e seus respectivos coeficientes (β). Foi verificada relação inversa entre as medidas de entropia amostral (eixo médio-lateral) na velocidade de 14 km/h e α para velocidade de 20 km/h, enquanto a recorrência (eixo vertical) na velocidade de 20 km/h apresenta relação direta com o desempenho em 10 km. Apesar de apresentarem valores próximos de β padronizado, observa-se maior valor para entropia amostral, seguido de α e recorrência. Todas variáveis incluídas no modelo apresentaram valores de VIF abaixo de 10.

Tabela 14. Variáveis preditoras para modelo com todas velocidades das medidas de acelerometria de tronco

	β	Erro Padrão	β padronizado	t	P-valor	VIF
(Constante)	46.55	5.438		8.56	0.000	
RR V 20 km/h	112.555	29.332	0.474	3.837	0.001	1.020
α 20 km/h	-18.970	4.698	-0.503	-4.038	0.001	1.036
E.A M 14 km/h	-13.797	2.97	-0.572	-4.631	0.000	1.018

RR: recorrência; E.A: entropia amostral, α : correlação de longo alcance. V: eixo vertical; M: eixo médio-lateral; AP: eixo anteroposterior.

4.4 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo testar a relação do tempo de prova em 10km com diferentes medidas não lineares aplicadas às séries temporais de medidas angulares e de medidas de acelerometria de tronco em protocolo de corrida em velocidade progressiva. Foi confirmada a hipótese de associação entre valores de medidas não lineares (complexidade, estabilidade dinâmica e estrutura fractal) e tempo de prova de 10km, sendo que a velocidade para avaliação altera a dinâmica do sistema locomotor influenciando esta relação.

Em um dado sistema, menores valores de entropia estão associadas à maior previsibilidade do próximo estado deste sistema (HAMILL et al., 1999; VAN EMMERIK et al., 2016). Quando analisada a relação entre entropia e o desempenho em 10km, a estatística univariada apresenta uma relação diretamente proporcional para a articulação quadril (plano frontal) para as velocidades 14km/h, 16km/h, 18km/h e 20km/h, o que indica que o melhor desempenho está associado a uma maior previsibilidade neste plano de movimento. No entanto, para o plano transversal, há uma relação inversamente proporcional nas velocidades de 16km/h e de 18km/h, indicando que há maior imprevisibilidade neste plano. Quando observados os modelos preditivos para cada velocidade, destaca-se a entropia do quadril no plano transversal para velocidade de 16km/h, que foi a velocidade média de prova da amostra estudada, indicando possível melhor adaptação do movimento para a velocidade de prova. Para a articulação do joelho, a relação com o desempenho é diretamente proporcional para velocidades de 12km/h e 18km/h (plano sagital), não havendo associação entre desempenho e medida de entropia para a articulação do tornozelo. Para os modelos multivariados, a complexidade do joelho (plano sagital) é explicativa para velocidades de 12km/h, de 14km/h e de 18km/h, sendo que para os dois primeiros modelos temos os maiores β padronizados. Menor complexidade para articulação do joelho indica melhores previsibilidade e estabilidade de padrão, corroborando com outros estudos que mostram menor alteração para esta articulação em corredores com melhor desempenho durante corridas (ELLIOT; ACKLAND, 1981; BRIDGMAN, 2015). Todavia, nossos resultados divergem parcialmente do estudo de Preatoni e colaboradores, (2010) que analisou corredores de marcha e observou maior complexidade no quadril e no tornozelo, mas para o plano sagital, não sendo descrito outros planos de movimento neste estudo. Porém, tais diferenças podem ser atribuídas às diferenças na técnica de corrida utilizada.

Quando observarmos os valores de complexidade para acelerometria de tronco na análise univariada, os resultados do presente estudo são equivalentes aos verificados em estudos anteriores (MCGREGOR et al., 2011a; MURRAY et al., 2017), com relação inversa entre complexidade e desempenho. Para o eixo vertical, nas velocidades 12km/h, 14km/h, 16km/h e 18km/h, os maiores valores de entropia estão associados ao melhor desempenho. Maiores valores de entropia indicam melhor adaptabilidade de um sistema (LIPSITZ; GOLDBERGER, 1992; VAN EMMERIK et al., 2016), com isso para melhor desempenho em 10km temos melhor adaptação para eixo vertical. No eixo médio-lateral

apenas na velocidade de 12km/h há associação entre tempo de 10km e complexidade. Enquanto, para o eixo anteroposterior em velocidades altas (18kmh e 20km/h), há relação inversa com o desempenho. Este eixo tem relações com os ângulos do joelho e do tornozelo no momento do toque do pé no solo (LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2014), regiões responsáveis pelas estratégias de absorção de impacto e propulsão (HAMILL; DERRICK; HOLT, 1995; GRUBER et al., 2014), fatores importantes em velocidades mais altas.

A adaptabilidade do sistema locomotor fica mais evidente para medida de correlação de longo alcance aplicada à medida de tempo de entre passos, considerada o “*output*” final do sistema de controle neuromuscular por integrar efeitos de componentes aferentes e eferentes (HAUSDORFF, 2007; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012). Com isso, foram observados maiores valores de correlação entre desempenho no 10Km e α para velocidade de 20Km/h, sendo menores valores de α relacionados ao melhor desempenho. Menores valores de DFA (α) foram relacionados com maiores graus de liberdade do sistema locomotor, devida à menor dependência entre um passo e outro o que permitiria ajustes frente a restrições externas durante a locomoção como alteração do terreno, e internas como a fadiga (JORDAN; CHALLIS; NEWELL, 2007d; NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b; MO; CHOW, 2018). Dessa forma, para melhor desempenho as velocidades altas não seriam consideradas como perturbação. Tal hipótese é reforçada pela correlação inversa em velocidade de 12Km/h, em que maiores valores de α estão relacionados com o melhor desempenho. Temos maior valor de β padronizado para α no modelo a 16km/h, velocidade média da amostra analisada, além dos menores valores médios observamos nessa velocidade (tabela 4), reforçando a hipótese de melhor adaptabilidade do sistema locomotor em velocidades utilizadas durante provas de competição.

O expoente de *Lyapunov* é considerada uma medida de estabilidade local respondendo as pequenas perturbações durante o movimento (DINGWELL; MARIN, 2006), com maiores valores indicando menor estabilidade dinâmica local. Em relação às medidas angulares, na análise univariada, foi verificada correlação direta entre desempenho e valores *Lyapunov* para articulação do quadril no plano sagital a 12 km/h e 20 km/h, e plano transversal a 12 km/h e 18 km/h. Tal relação é observada para joelho, no plano sagital, a 18 km/h e 20 km/h e tornozelo, no plano sagital, a 18 km/h, indicando que maior estabilidade dinâmica local para esta articulação se relaciona aos melhores tempos

em 10 km. Nos modelos multivariados, a estabilidade do quadril no plano frontal apresenta maior β padronizado em velocidade de 16 km/h e relação inversa com o desempenho o mesmo sendo verificado para o tornozelo, no plano frontal e direta para no plano transversal em velocidade de 18 km/h. Ao observamos a relação dos valores de estabilidade e de desempenho com informações de acelerometria, o eixo vertical apresenta uma associação positiva na análise univariada para as velocidades de 12 km/h e de 20 km/h. Por outro lado, a análise multivariada apresenta modelos com relação com desempenho apontando para maior estabilidade na velocidade 12 km/h (para eixo vertical), e nas velocidades 14 kmh e 20 km/h (eixo anteroposterior) menor estabilidade relacionada ao tempo em corrida de 10km. Apesar de não termos na literatura estudos que relacionem estabilidade dinâmica local com desempenho, alguns estudos observaram redução da estabilidade com aumento da velocidade na corrida (LOOK et al., 2013; MEHDIZADEH; ARSHI; DAVIDS, 2014b) corroborando com nossos resultados.

A análise de quantificação de recorrência traz medidas relacionadas à previsibilidade do sistema, ou seja, o determinismo, a estabilidade, com tamanho da maior diagonal) e a recorrência (ocorrência de padrões) (MARWAN et al., 2007), permitindo explorar a dinâmica do sistema locomotor com diferentes parâmetros. Destacamos que, a estabilidade por meio do tamanho da maior diagonal relaciona-se com a força do estado atrator (RICHARDSON; SCHMIDT; KAY, 2007), ou seja, força para manutenção do padrão de movimento. Nossos resultados demonstram que, o melhor desempenho em velocidade de 10km está associado com a maior recorrência para articulação do quadril no plano sagital e frontal, e para esta articulação menor estabilidade no plano transversal na velocidade de 18km/h. Resultados semelhantes são observados para a articulação do joelho no plano sagital, com maior recorrência e estabilidade para este plano e menor estabilidade para plano transversal. Para articulação do tornozelo, temos no plano frontal associação de maior recorrência e determinismo para velocidade de 16 km/h e maior recorrência a 20 km/h. Para este modelo multivariado, a recorrência e o tamanho da maior diagonal estão presentes em todos os modelos, em que podemos destacar menores valores de TMD para o quadril no plano sagital em velocidade de 12km/h, indicando maior estabilidade, e em velocidade de 20 km/h maior TMD para joelho no plano sagital e menor no plano transversal. Tais resultados demonstram que maior estabilidade para manutenção de um padrão de movimento no plano sagital e menor estabilidade no plano transversal se relacionam com melhores tempos em 10 km, confirmada pelo modelo geral

com todas velocidades e variáveis, em que temos β padronizado positivo para TMD do quadril no plano transversal e negativo joelho no plano sagital. Não foi verificada relação das variáveis de determinismo para medidas articulares com o desempenho em prova de 10 km. Tal resultado foi explicado pela manutenção e pela redução em pouca magnitude para estas medidas em todos os eixos indicando previsibilidade destas medidas mesmo com alteração da velocidade.

Apesar do crescente uso da análise de quantificação de recorrência para identificar alterações na dinâmica da locomoção, particularmente a marcha com uso de acelerometria de tronco (SYLOS et al., 2012; RIVA et al., 2013, 2014; DELMARCO et al., 2017; CHOMIAK et al., 2019) não há estudos na área de desempenho esportivo. Quando observados os valores de acelerometria de tronco, houve relação entre determinismo e desempenho na prova de 10 km. Como o sinal de acelerometria traz informações a respeito da atenuação da vibração provocada pelo toque do pé no solo (SHORTEN; WINSLOW, 1992; CASTILLO; LIEBERMAN, 2018), sofrendo influência da técnica de corrida, como ângulo do joelho e tornozelo no momento do toque o pé no chão (GRUBER et al., 2014; LINDSAY; YAGGIE; MCGREGOR, 2014) seu determinismo é menor em comparação às medidas articulares. O eixo vertical e os valores de resultante de aceleração mostram relação direta com desempenho em prova de 10 km, indicando que menor previsibilidade relacionada aos melhores tempos. Quando observamos os modelos multivariados para cada velocidade temos a recorrência e o determinismo do eixo vertical com maiores β padronizados para as velocidades de 12 km/h e 14 km/h, indicando maior recorrência e menor previsibilidade relacionados ao desempenho de 10km. No entanto, na velocidade de 20 km/h há menor recorrência, maior previsibilidade e menor estabilidade no eixo vertical, em conjunto com maior recorrência, menor estabilidade no eixo médio-lateral, e menor estabilidade e previsibilidade no eixo anteroposterior. Dessa forma, menor recorrência indica menor variabilidade, maior previsibilidade e menor estabilidade do eixo vertical indicam melhor controle do movimento para este eixo, ao mesmo tempo em que indica a possibilidade de alteração no padrão devido à menor estabilidade. Na corrida, a oscilação vertical possui relação com a economia de movimento (ANDERSON, 1996; TARTARUGA et al., 2012; FOLLAND et al., 2017) e dados de acelerometria de tronco mostram relação com consumo de oxigênio (MCGREGOR et al., 2009; MURRAY et al., 2017). Alterações na dinâmica do eixo médio-lateral e ântero posterior são relacionadas a estratégias de absorção de impacto e

ao surgimento de fadiga (NOVACHECK, 1998; SCHÜTTE et al., 2015b; EVANS; WINTER, 2018), sendo descritas diferenças em corredores de diferentes níveis de condicionamento (MCGREGOR et al., 2009; WINTER et al., 2018).

4.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A análise correlacional entre medidas de métodos não lineares, aplicado às séries temporais de medidas angulares e de medidas de acelerometria, em protocolo de corrida em velocidade progressiva, verificou relação entre diferentes medidas não lineares e o tempo de prova na corrida de 10km. Por conseguinte, os métodos não lineares podem ser ferramentas interessantes para monitorar adaptações do treinamento de *endurance*, podendo ser utilizado como indicador do desempenho esportivo. Tais resultados sugerem que as diferentes velocidades alteram a dinâmica do sistema locomotor, influenciando esta relação entre as medidas não lineares e o tempo de prova em 10km.

5. CAPITULO IV

ESTRATÉGIAS DE PROVA E PARÂMETROS DE DESEMPENHO EM CORREDORES DE 10 KM COM DIFERENTES TEMPOS DE PROVA

5.1 INTRODUÇÃO

A regulação da velocidade em eventos de resistência, conhecida como estratégia de prova, é um processo complexo que relaciona aspectos perceptivos, fisiológicos e biomecânicos (FOSTER et al., 1994; ST CLAIR GIBSON et al., 2006; ABBISS; LAURSEN, 2008; TUCKER, 2009; SKORSKI; ABBISS, 2017). Variáveis como percepção de esforço (ST CLAIR GIBSON et al., 2006; FAULKNER; PARFITT; ESTON, 2008; MARCORA, 2008; TUCKER, 2009; KONING et al., 2011), experiência prévia (ABBISS; LAURSEN, 2008; SKORSKI; ABBISS, 2017) e distância restante para final da prova (FAULKNER; PARFITT; ESTON, 2008; JOSEPH et al., 2008; KONING et al., 2011) são consideradas determinantes para o controle da velocidade durante eventos de corrida de longa distância. Do ponto de vista biomecânico, a velocidade pode ser definida como produto entre o comprimento e a cadência da passada, sendo que alterações na velocidade podem ser feitas com alteração no comprimento da passada com ou sem alterações na cadência (CAVAGNA et al., 1991; DORN et al., 2012).

Estudos experimentais laboratoriais indicam que menor oscilação do centro massa (TARTARUGA et al., 2012; FISCHER; STORNILO; PEYRÉ-TARTARUGA, 2015), aumento na cadência e na redução do comprimento da passada estariam associados à maior eficiência de movimento (KYRÖLÄINEN; BELLI; KOMI, 2001; MOORE, 2016), mas essas alterações em parâmetros espaço temporais não são facilmente observadas durante eventos de corrida. Atletas de resistência são capazes de autorregular tanto velocidade, quanto parâmetros biomecânicos evitando fadiga excessiva, a fim de percorrer a distância no menor tempo possível (ABBISS; LAURSEN, 2008; MARCORA, 2008; DE RUITER et al., 2014; MCCORMICK; MEIJEN; MARCORA, 2015; SKORSKI; ABBISS, 2017). Para isso foram relatadas diferentes estratégias para distância de 10km referente ao percentual da velocidade máxima atingida na prova, nominadas como “parabólicas”, “U”, “J” e “J-invertido” (FOSTER et al., 1994; ABBISS; LAURSEN, 2008; KONING et al., 2011; THIEL et al., 2012), sendo esta última estratégia

a que demonstra aumento da velocidade ao final da prova, mesmo quando não há disputa por colocação (TUCKER, 2009; BATH et al., 2012; THIEL et al., 2012). Apesar da caracterização destas estratégias de prova, estudos divergem sobre quais as estratégias de prova são utilizadas por corredores de diferentes níveis (competitivos, recreacionais) (IAAF,2017; THIEL et al., 2012; BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014). Ademais, resultados controversos são observados para parâmetros espaço temporais em corredores de elite durante provas (ELLIOT; ACKAND, 1981; WILLIAMS; SNOW; AGRUSS, 1991).

Em estágios finais da prova de 10km foi observada redução discreta na cadência da passada, mas com redução no comprimento da passada em corredores de elite com desempenho semelhante (ELLIOTT; ACKAND, 1981). Porém, Williams e colaboradores (1991) observaram com o aumento no comprimento da passada durante corrida à exaustão em corrida na pista, fato observado recentemente em competição mundial de 10.000 m para os cinco primeiros atletas (IAAF,2017). Por outro lado, atletas de fundo de nível universitário apresentaram redução nos valores de correlação de longo alcance (α) para o tempo entre passos em quando comparado o início, o meio e o final da corrida de 5km. Tais resultados sugerem a perda de adaptabilidade do sistema locomotor ao final da prova (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011). Todavia, este experimento foi realizado com manutenção da velocidade para toda prova, não traduzindo a realidade, na qual ocorrem ajustes no início, meio e final da corrida. Assim, apesar da estratégia de prova ser utilizada para minimizar o stress fisiológico e mecânico durante a corrida intensa para evitar a falência prematura (BILLAT et al., 2006; SKORSKI; ABBISS, 2017), sua relação com ajustes em variáveis espaço temporais, tais como comprimento e cadência da passada, é controversa, não sendo claro o comportamento das medidas não lineares durante a prova e a sua relação com as estratégias utilizadas.

Em função do acima exposto, o objetivo deste estudo foi identificar as estratégias de prova e comparar os parâmetros de desempenho em corredores de 10km com diferentes tempos de prova (competitivos e recreacionais). Foram levantadas as hipóteses de que: (H₁) será observado um padrão nas estratégias de provas em corredores de diferentes níveis com padrão em U para corredores recreacionais e crescente ou J para corredores competitivos; e, que (H₂) corredores com melhores tempo de prova (competitivos) apresentarão menor magnitude de variabilidade para medidas de RMS, economia de corrida e correlação de longo alcance quando comparados a corredores

recreacionais, ao longo de toda a prova. Este estudo pode contribuir com informações para treinadores e atletas a respeito de como a estratégia de prova se relaciona com a variabilidade de movimento, possibilitando ajustes para otimizar o desempenho esportivo.

5.2 MÉTODO

5.2.1 Participantes

Foram convidados 20 voluntários divididos em dois grupos com base idade e tempo nos 10 km realizado por meio da calculadora *World Master Athletics Age Grade Performance Tables* (USA Track & Field USA Masters Age Grading) sendo esta uma relação entre recorde mundial e a idade em relação ao desempenho atual do corredor. O escore subdivide os corredores em cinco níveis de desempenho: de 90% a 100% próximo do recorde mundial; de 80% a 90% nível mundial; de 70% a 80% nível nacional; de 60% a 70% nível regional, abaixo de 60% nível local. Atletas classificados com Age Grade Score acima de 60 foram considerados competitivos ($n=10$, idade 33.15 ± 3.56 , tempo de treinamento 10 ± 2.5 anos, treinamento semanal 62 ± 7.8 km) e abaixo como recreacionais ($n=10$, idade 36.23 ± 4.02 , tempo de treinamento 6 ± 1.5 anos, treinamento semanal 42 ± 5.3 km). Todos os participantes assinaram um termo de consentimento livre esclarecido de participação. A coleta de dados foi realizada após a aprovação do Comitê de Ética da Universidade Estadual de Londrina.

5.2.2 Local de Realização do Estudo

A coleta de dados antropométricos ocorreu no Laboratório de Ensino e Pesquisa em Biomecânica (LAPEB), enquanto a corrida de 10 km foi realizada na pista de atletismo, localizado no Centro de Educação Física e Esporte (CEFE) da Universidade Estadual de Londrina (UEL).

5.2.3 Medidas Antropométricas

As medidas antropométricas foram realizadas de acordo com os procedimentos do estudo do “Experimento II” da presente tese.

5.2.4 Procedimento

Cada participante teve 10 minutos para aquecimento livre. Após, foi dado início às 25 voltas na pista de atletismo percorrendo distância de 10 km. Os participantes foram

orientados à correr a prova no menor tempo possível. Foram anotados o tempo e o escore da escala de esforço percebido a cada volta. O atleta poderia visualizar seu tempo de prova. Foi disponibilizada água aos participantes à cada volta. Os participantes foram orientados a não realizarem atividade física extenuante e a não consumirem álcool por pelo menos 24 horas e cafeína por pelo menos 6 horas antes do teste. Também foi dada orientação para que os participantes mantivessem sua rotina de alimentação cotidiana (mas, respeitando as orientações anteriores).

5.2.5 Instrumentos

Para aquisição dos dados de acelerometria por *smartphone*, foi utilizado um *Iphone* 7, Apple, EUA que possui acelerômetro triaxial BMA 220, resolução de $\pm 8g$, 8-bit, Bosh, EUA, fixado com faixa elástica na altura da 5ª vértebra lombar, sendo o sinal do acelerômetro registrado com um aplicativo (*SensorLog 1.9.6* com frequência de aquisição de 100Hz). Para aquisição tempo a cada volta e tempo total da corrida de 10 km, foi utilizado cardio-frequencímetros da marca Polar (modelo RS800) sendo que avaliado tinha visualização do tempo realizado.

5.2.6 Variáveis do Estudo

As variáveis independentes do estudo foram o nível de desempenho dos atletas (recreacional e competitivo) e as 1ª, 7ª, 13ª, 19ª e 25ª volta. As variáveis dependentes foram a velocidade (km/h), percentual da velocidade máxima atingida na prova, comprimento da passada (cm), cadência da passada (passos/min), *RMS* (g), economia de aceleração (g/km/h) (vertical, anteroposterior, médio lateral e resultante), e á registradas a cada volta.

5.2.7 Processamento de Sinais

Os dados referentes à acelerometria de tronco realizada por *smathphone* foram filtrados por meio de filtro digital *Butterworth* passa-baixa, de 4ª ordem frequência de corte 30Hz, determinada por meio de análise espectral e residual (WINTER, 1990).

Para a padronização na orientação sobre a utilização da escala BORG 10 (BORG, 2000), foram adotados os procedimentos sugeridos pelo autor, sendo utilizada a seguinte

explicação: “*Enquanto se exercita, queremos que você avalie a sua percepção de esforço, quão pesado e cansativo o exercício lhe parece. A percepção do esforço depende principalmente da tensão e fadiga nos seus músculos e de como você percebe a falta de ar ou as dores no peito.*”

A estratégia de prova foi avaliada por meio do comportamento da série temporal da velocidade realizada na prova, e pela relação da velocidade a cada volta e a velocidade máxima realizada na prova, expresso em valores percentuais. A velocidade realizada foi calculada pela relação Newtoniana entre distância e tempo feita pela divisão da distância de cada volta, 400m, pelo tempo realizado.

Para medidas de acelerometria foi calculado a aceleração resultante obtida por meio da seguinte equação: $AR = \sqrt{V^2 + AP^2 + ML^2}$, com passos foram identificados pelos picos de aceleração da resultante (AR), sendo aceleração dos eixos vertical (AV), médio-lateral (AML), anteroposterior (AP).

O Tempo entre Passos (TP) foi definido pelo intervalo de tempo entre toque do pé no solo e seu subsequente toque registrado pelo pico da aceleração resultante. Para cálculo do *Root Mean Square* (RMS) será adota seguinte equação: $RMS = \sqrt{x_1^2 + x_2^2 + x_3^2 + \dots x_N^2} / N$, em que N é número de valores. Com valores de RMS serão calculados valores de economia de aceleração (EA) e para fases início, meio e final (MCGREGOR et al., 2009; KOBASAR et al., 2014).

Economia de aceleração (EA) é o quociente entre RMS de cada eixo e a velocidade: $EA = \frac{RMS}{V}$, em que V é velocidade em km/h.

Para cálculo do tamanho da passada (tp) e cadência da passada (cp) a cada volta será utilizada aceleração vertical como metodologia já validada (MOE-NILSSEN; HELBOSTAD, 2004). Sendo conhecido os seguintes parâmetros: D = distância; S = tempo em segundos para percorrer D metros, obtem-se a cadência da passada (cp) por:

$$cp = \frac{M}{S}$$

em que M é número de passos em D metros e S tempo em segundos para percorrer D metros.

E tamanho da passada médio (tp) obtido por:

$$tp = \frac{D}{M}$$

A medida de correlação de longo alcance (α) foi calculada como no capítulo anterior da presente tese.

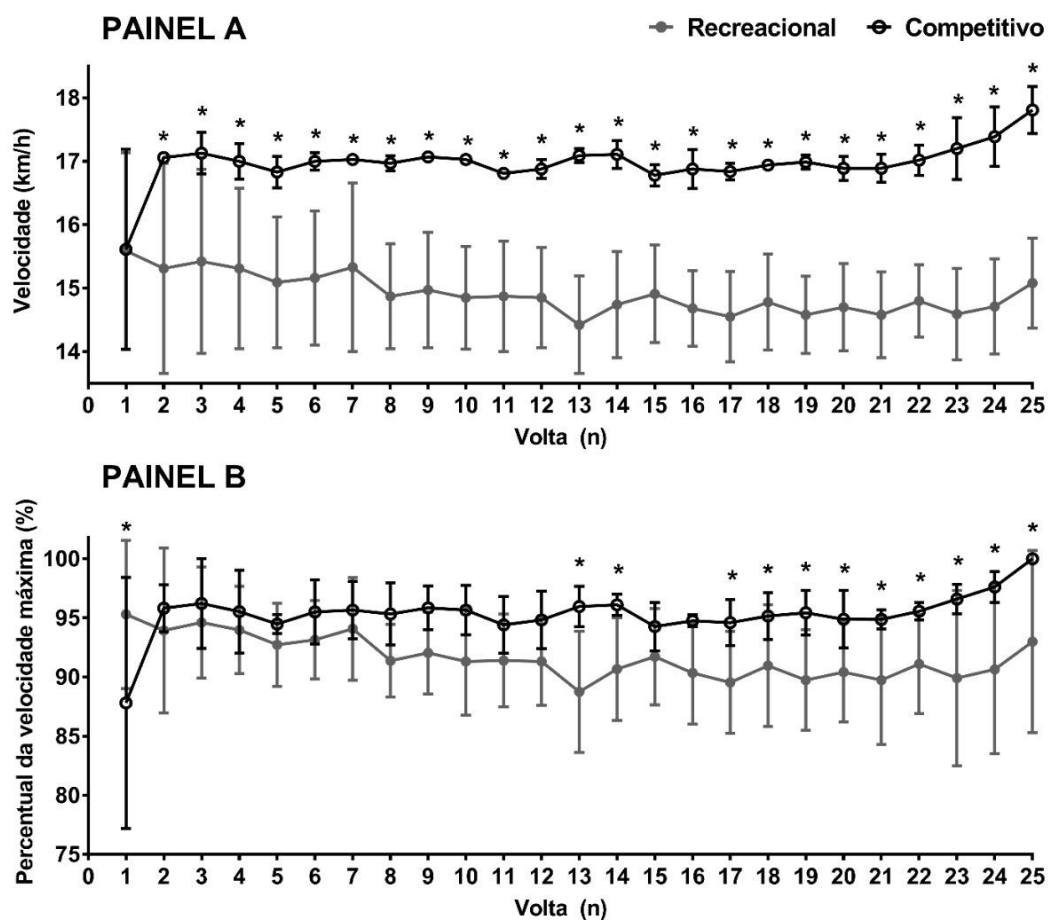
5.2.8 Análise estatística

Foram apresentadas as análises da corrida de 10 km para a 1ª, 7ª, 13ª, 19ª e 25ª volta. Para a comparação entre as fases da prova e grupos foi utilizada estatística de Modelos Estimados Generalizados, seguido de *post-hoc LSD* quando necessário. Para medida de correlação de longo alcance (α), *RMS* vertical, médio-lateral, anteroposterior e resultante, testando-se o efeito da covariável percentual da velocidade máxima realizada. Para as variáveis de cadência da passada, do tamanho do passo e da economia de aceleração, a comparação foi feita sem uso destas covariáveis. As análises estatísticas foram realizadas no software R (versão 3.5.2) for *Windows*, com significância estabelecida em $p < 0,05$.

5.3 RESULTADOS:

A partir da oitava volta (3.2 km), foram verificados maiores valores de velocidade percentual nos corredores competitivos, quando comparado aos corredores recreacionais, caracterizando diferentes estratégia de prova entre os grupos ($p < 0,05$). Ao observar o perfil da série temporal da velocidade percentual máxima, é possível verificar a estratégia de prova em forma de “J” para corredores competitivos e a estratégia em forma de “U” para os corredores recreacionais.

Figura 1. Comportamento da velocidade média (painel a) e percentual (painel b) (média e intervalo de confiança para 95%) dos corredores competitivos e recreacionais durante as 25 voltas na prova de 10 km.



Legenda: * diferença quando comparados os grupos de corredores ($p < 0,05$).

Na Tabela 1 estão apresentados os valores de percepção subjetiva de esforço (PSE), de cadência da passada, de tamanho da passada e de correlação de longo alcance (α), para os grupos competitivo e recreacional. Assim como esperado, houve aumento na percepção subjetiva de esforço dos corredores recreacionais e competitivos, com o acréscimo de voltas analisadas (1ª, 7ª, 13ª, 19ª e 25ª; $p < 0,05$). Os corredores competitivos apresentam maior cadência da passada para todas as voltas analisadas para os 10km quando comparados a corredores recreacionais ($p < 0,05$). Os corredores recreacionais apresentam redução na cadência da passada da primeira para as demais voltas analisadas ($p < 0,05$). Valores similares de tamanho da passada foram verificados entres os grupos ($p > 0,05$). Para grupo recreacional há redução no tamanho da passada da 1ª e comparação a 13ª, 19ª e 25ª ($p < 0,05$), com 7ª sendo menor em comparação 13ª e 19ª volta. Enquanto para grupo competitivo ocorre redução da 1ª em comparação a 13ª, 19ª aumento em comparação a 25ª volta ($p < 0,05$), com 7ª sendo maior comparação a 13ª e 19ª ($p < 0,05$) e 13ª sendo maior em comparação a 19ª e menor em comparação a 25ª ($p < 0,05$).

Tabela 1. Percepção subjetiva de esforço (PSE), cadência da passada (CP), tamanho da passada (TP) e correlação de longo alcance (α) (média e erro padrão) dos grupos competitivo e recreacional nas voltas selecionadas da prova de 10km (1^a, 7^a, 13^a, 19^a e 25^a voltas).

Volta	Grupos	PSE (u.a)	Cadência da passada (passos/min)	Tamanho da passada (cm)	Correlação de longo alcance (u.a)
1^a	Recreacional	3.33 (0.304) ^{b, c, d, e}	90.50* (1.38) ^{b, c, d, e}	152.98 (6.23) ^{c, d, e}	0.703* (0.012) ^b
	Competitivo	3.00 ^{b, c, d, e} (0.35)	97.50 ^c (0.25)	149.50 (1.75) ^{c, d, e}	0.649 (0.010) ^{b, c, e}
7^a	Recreacional	4.83 (0.43) ^{a, c, d, e}	87.00* (1.26) ^a	151.55 (9.73) ^{c, d}	0.602 (0.077) ^{a, c, d, e}
	Competitivo	4.25 (0.57) ^{a, c, d, e}	95.00 (2.00)	152.00 (1.50)	0.634 (0.014) ^{a, c, e}
13^a	Recreacional	6.20 (0.65) ^{a, b, d, e}	87.00* (1.69) ^{a, e}	145.92 (9.05)	0.689 (0.043) ^{b, e}
	Competitivo	6.250 (1.19) ^{a, b, d, e}	94.50 (1.75) ^e	147.00 (5.50) ^{d, e}	0.726 (0.017) ^{a, b, d}
19^a	Recreacional	7.58 (0.41) ^{a, b, c, e}	86.67* (1.50) ^a	145.47 (7.85) ^{a, b}	0.678 (0.046) ^b
	Competitivo	7.12 (0.81) ^{a, b, c, e}	94.50 (1.25) ^{a, e}	143.00 (5.50) ^c	0.656 (0.016) ^{b, c, e}
25^a	Recreacional	9.91 (0.07) ^{a, b, c, d}	86.33* (1.79) ^{a, c}	145.26 (6.73) ^{a, b}	0.726 (0.022) ^{b, c}
	Competitivo	9.75 (0.21) ^{a, b, c, d}	98.00 (1.45) ^{b, c, d}	148.75 (4.70) ^d	0.786 (0.057) ^{a, b, d}

Legenda: diferença quando comparado ao ^a volta 1, ^b volta 6, ^c volta 13, ^d volta 19, ^e volta 25 ($p < 0,05$); e * diferença entre os grupos ($p < 0,05$).

Para correlação de longo alcance (α), foi observada interação entre a covariável percentual da velocidade máxima em relação aos grupos (*Wald Qui-Quadrado*= 9,805; *gl*=3, $p=0,020$). Corredores competitivos apresentam menor valor de α na primeira volta, com aumento dos valores para ambos grupos até final da prova ($p < 0,05$). Com redução dos valores da 1^a volta em comparação a 7^a volta ($p < 0,05$), e posterior aumento dos valores da 7^a volta em comparação a 13^a, 19^a e 25^a volta ($p < 0,05$), com 25^a com maiores valores em comparação a 1^a, 7^a e 19^a volta ($p < 0,05$). Para grupo recreacional a redução dos valores da 1^a volta em comparação a 7^a ($p < 0,05$), e posterior aumento dos valores da 7^a em comparação a 13^a, 19^a, 25^a volta ($p < 0,05$), com 25^a apresentando maiores valores em comparação a 7^a e 13^a volta ($p < 0,05$).

Na tabela 2 estão expressos os valores de RMS (vertical, médio lateral, anteroposterior e resultante) dos grupos recreacional e competitivo para cada volta analisada. O grupo competitivo apresenta valores similares de variabilidade para eixo vertical ao grupo recreacional ($p > 0,05$). Com grupo competitivo e recreacional

apresentando menor valor para 1ª volta em comparação a 7ª, 13ª, 18ª, 25ª volta ($p<0,05$), sendo que grupo recreacional apresenta maior valor 25ª volta em comparação a 1ª, 13ª e 19ª volta ($p<0,05$), e grupo competitivo manutenção de valores. Para o eixo médio-lateral o grupos competitivo apresenta menores valores comparação ao grupo recreacional para 7ª, 13ª e 25ª volta ($p<0,05$). Ambos grupos com menor valor para 1ª volta em comparação a 7ª, 13ª, 19ª e 25ª volta ($p<0,05$). Para o eixo anteroposterior o grupo competitivo apresenta maior valor em relação ao recreacional para 13ª, 19ª e 25ª volta ($p<0,05$). Ambos apresentam menor valor para 1ª volta em comparação a 7ª, 13ª, 19ª e 25ª volta ($p<0,05$). Para resultante o grupo competitivo apresenta menor valor em comparação ao grupo recreacional para todas voltas ($p<0,05$). Ambos grupos com menor valor da 1ª volta em comparação a 7ª, 13ª, 19ª e 25ª ($p<0,05$), com grupo recreacional apresentando maior valor da 25ª volta em comparação a 1ª, 7ª e 13ª volta ($p<0,05$).

Na tabela 3 estão descritos os valores de economia de aceleração (EA; vertical, médio-lateral, anteroposterior e resultante) dos corredores competitivos e recreacionais durante os 10km. A economia de aceleração no grupo competitivo apresenta valores menores em relação ao grupo recreacional (vertical, médio-lateral e resultante) para todas as voltas analisadas ($p<0,05$). O grupo recreacional, de maneira geral, demonstrou que a economia de aceleração (vertical) aumentaram do início para o final da prova ($p<0,05$). O grupo competitivo demonstrou redução na economia de aceleração (vertical) da 25ª volta em comparação com as demais voltas (1ª, 7ª, 13ª e 19ª; $p<0,05$). Em relação ao grupo recreacional há aumento dos valores em relação da 1ª volta em comparação a 13ª, 19ª e 25ª volta ($p<0,05$), e da 7ª volta em comparação a 12ª e 19ª.

Tabela 2. RMS para eixos vertical, médio-lateral, anteroposterior e resultante (média e erro padrão) dos grupos competitivo e recreacional em voltas selecionadas da prova de 10km (1ª, 7ª, 13ª, 19ª e 25ª voltas).

Volta	Grupos	Vertical (g)	Médio- lateral (g)	Anteroposterior (g)	Resultante (g)
1^a	Recreacional	1.494 (0.044) ^{b,c,d,e}	0.657 (0.081) ^{b,c,d,e}	0.691 (0.017) ^{b,c,d,e}	1.043* (0.032) ^{b, c, e}
	Competitivo	1.464 (0.028) ^{b,c,d,e}	0.641 (0.055) ^{b,c,d,e}	0.706 (0.019) ^{b,c,d,e}	0.909 (0.024) ^{b, c,d,e}
7^a	Recreacional	1.557 (0.059) ^a	0.758* (0.051) ^a	0.728 (0.034) ^a	1.103* (0.057) ^a
	Competitivo	1.550 (0.070) ^a	0.673 (0.037) ^a	0.839 (0.060) ^a	0.956 (0.012) ^a
13^a	Recreacional	1.557 (0.057) ^{a,e}	0.776* (0.047) ^a	0.721* (0.030) ^a	1.112* (0.059) ^{a,e}
	Competitivo	1.535 (0.051) ^a	0.713 (0.040) ^{a,b,e}	0.809 (0.034) ^a	0.950 (0.053) ^a
19^a	Recreacional	1.549 (0.055) ^{a,e}	0.781 (0.040) ^a	0.715* (0.028) ^a	1.115* (0.012)
	Competitivo	1.535 (0.046) ^a	0.713 (0.032) ^{a,b,e}	0.787 (0.016) ^{a,e}	0.951 (0.012) ^a
25^a	Recreacional	1.590 (0.055) ^{a,c,d}	0.808* (0.019) ^a	0.734* (0.029) ^a	1.135* (0.054) ^{a,c,d}
	Competitivo	1.534 (0.052) ^a	0.737 (0.035) ^{a,b,d,c}	0.829 (0.017) ^{a,d}	0.951 (0.044) ^a

Legenda: diferença quando comparado ao ^a volta 1, ^b volta 6, ^c volta 13, ^d volta 19, ^e volta 25 ($p < 0,05$); e ^{*} diferença entre os grupos ($p < 0,05$).

Para o eixo médio-lateral, é observado aumento dos valores para o grupo recreacional entre 1^a e 25^a volta ($p < 0,05$), sendo 1^a volta com menor valor em comparação a 7^a, 13^a, 19^a e 25^a volta ($p < 0,05$), e 7^a volta com valores menores em comparação a 13^a, 19^a e 25^a ($p < 0,05$). Enquanto para grupo competitivo há redução quando comparamos a 1^a e 7^a ($p < 0,05$) volta, com posterior aumento e manutenção dos valores. Havendo diferenças entre os grupos para 7^a, 13^a, 19^a, e 25^a volta ($p < 0,05$). Para o eixo anteroposterior, o grupo recreacional apresentou menor economia de aceleração na 1^a volta em comparação às demais voltas e da 7^a volta em comparação à 13^a volta ($p < 0,05$). O grupo competitivo apresentou aumento da economia de aceleração antero-posterior da 1^a para a 7^a volta ($p < 0,05$). Para a resultante da economia de aceleração, o grupo competitivo apresenta menores valores em todas voltas analisadas em comparação ao grupo recreacional ($p < 0,05$), com uma tendência de redução destes valores ao longo das voltas, com 25^a volta apresentando menor valor em relação a 7^a, 13^a e 19^a volta ($p < 0,05$), enquanto para o grupo recreacional ocorre uma tendência no aumento destes valores, com 1^a volta apresentando

menor valor em comparação 7^a, 13^a, 19^a e 25^a volta ($p<0.05$), a 7^a menor em comparação a 13^a ($p<0.05$), a 13^a em comparação a 7^a, ($p<0.05$).

Tabela 3. Economia de aceleração para eixos vertical, médio-lateral, anteroposterior e resultante (média e erro padrão) dos grupos competitivo e recreacional nas fases da prova de 10km (início, meio e final).

Volta	Grupos	Vertical (g/km/h)	Médio- lateral (g/km/h)	Anteroposterior (g/km/h)	Resultante (g/km/h)
1 ^a	Recreacional	0.0988 (0.0021) ^{c,d,e}	0.0435 (0.0052) ^{b,c,d,e}	0.0460 (0.0026) ^{b,c,d,e}	0.0693* (0.0037) ^{b,c,d,e}
	Competitivo	0.0945 (0.0046) ^e	0.0417 (0.0048)	0.0456 (0.0022) ^b	0.0587 (0.0025)
7 ^a	Recreacional	0.1034* (0.0031) ^{c,d}	0.0504* (0.0029) ^{a,c,d,e}	0.0485 (0.0024) ^{a,c}	0.0735* (0.0041) ^{a,c}
	Competitivo	0.9110 (0.0021) ^e	0.0396 (0.0022) ^c	0.0493 (0.0035) ^a	0.0561 (0.0035) ^e
13 ^a	Recreacional	0.1080* (0.0026) ^{a,b}	0.0539* (0.0031) ^{a,b}	0.0503 (0.0029) ^{a,b}	0.0775* (0.0050) ^{a,b}
	Competitivo	0.0898 (0.0014) ^e	0.0418 (0.0023) ^b	0.0473 (0.0023)	0.0556 (0.0049) ^e
19 ^a	Recreacional	0.1062* (0.0027) ^{a,b}	0.0537* (0.0029) ^{a,b}	0.0492 (0.0023) ^a	0.0766* (0.0045) ^a
	Competitivo	0.09038 (0.0028) ^e	0.0420 (0.0019) ^b	0.0463 (0.0010)	0.0559 (0.0040) ^e
25 ^a	Recreacional	0.1047* (0.0038) ^a	0.0533* (0.0019) ^a	0.0483 (0.0016) ^a	0.0749* (0.0040) ^a
	Competitivo	0.0861 (0.0028) ^{a,b,c,d}	0.0414 (0.0019) ^b	0.0466 (0.0010)	0.0534 (0.0021) ^{b,c,d}

Legenda: diferença quando comparado ao ^a volta 1, ^b volta 6, ^c volta 13, ^d volta 19, ^e volta 25 ($p<0,05$); e * diferença entre os grupos ($p<0,05$).

5.4 DISCUSSÃO:

O objetivo do presente estudo foi identificar as estratégias de prova em corredores competitivos e recreacionais e comparar os parâmetros de desempenho durante corrida de 10km. A hipótese H₁ foi confirmada com corredores competitivos realizando estratégia progressiva de velocidade (forma de “J”) e corredores recreacionais realizando estratégia em forma de “U”. A hipótese H₂ foi parcialmente confirmada, pois os corredores competitivos apresentam menor variabilidade para o eixo vertical, o eixo médio-lateral e a resultante no início e no meio da prova, além de menores valores economia de aceleração para o eixo vertical, o eixo médio-lateral, e a resultante durante o início, o

meio e o fim dos 10km, e em relação à $\dot{V}O_{2\max}$ menores valores foram verificados no início da prova nos corredores competitivos, quando comparados aos corredores recreacionais.

A estratégia de prova pode minimizar o stress fisiológico e mecânico durante a corrida evitando falência prematura (BILLAT et al., 2006; SKORSKI; ABBISS, 2017). Nossos resultados sugerem diferentes estratégias de prova nos grupos competitivo e recreacionais. Corredores competitivos mantiveram valores mais altos de percentual da velocidade máxima durante o percurso, atingindo maior velocidade na última volta (tabela 2). Dentre as possíveis razões, está a diferente associação das fases da prova com variáveis perceptuais (início da prova), musculares e fisiológicas (tal como força, consumo de oxigênio no meio da prova) e pico de velocidade em teste progressivo (final da prova) (BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014), que são capazes também de diferir grupos de corredores com diferentes desempenhos (LIMA-SILVA et al., 2010). Apesar de não observarmos diferenças perceptuais (PSE) no início da prova, corredores competitivos foram mais conservadores nesta fase da prova. Um importante fator nesta fase da prova é a característica do experimento, que foi realizado com corredores sem adversários, o que tem sido relatado como fator influenciador, pois outros fatores perceptuais em relação ao ambiente provocam respostas adaptativas no *pacing* (KONINGS; HETTINGA, 2017). Estas diferentes estratégias resultaram em respostas ímpares nas variáveis biomecânicas.

O grupo competitivo demonstra maiores valores para cadência da passada em todas as fases dos 10km, sem diferenças para tamanho da passada entre os grupos. Além de redução da cadência e do tamanho do passo para meio da prova para o grupo recreacional. Nossos resultados estão em consonância com os apresentados pela IAAF (2017) e por William e colaboradores (1991), que demonstraram aumento no tamanho da passada ao final da prova. Mas, em nosso estudo, o grupo competitivo também apresenta com grande variabilidade. Maior cadência da passada para grupo de corredores competitivos, denota menor custo energético, sendo descrito que atletas mais experientes adequam a cadência da passada para diferentes velocidades mais próximas a cadência ótima (DE RUITER et al., 2014; OEVEREN et al., 2017; RUITER; DAAL; DIEËN, 2019). Por outro lado, Elliot e Ackland (ELLIOT; ACKLAND, 1981) observaram redução do tamanho do passo e manutenção na cadência da passada. Esta diferença entre os estudos pode ser explicada pelas medidas serem realizadas durante prova na presença de oponentes produzindo

diferentes estratégias de prova e ajustes biomecânicos para regulação da fadiga para obtenção das melhores posições (KONINGS; HETTINGA, 2017).

Menor variabilidade para eixo médio lateral e para aceleração resultante nas fases de início e meio dos 10km, com menores valores de economia de aceleração, também foram verificados para o grupo competitivo. Ambos os grupos apresentaram aumentos nos valores de variabilidade entre início e fim dos 10km para ambos grupos no RMS médio-lateral e resultante. Todavia, o grupo recreacional apresentou aumentos mais expressivos, refletindo em maiores valores de economia de aceleração para os eixos vertical, médio-lateral e resultante. Como observado no estudo anterior da presente tese (capítulo IV), menor variabilidade correlaciona-se positivamente com desempenho para todas as velocidades, sendo esta característica também observada por outros estudos (MCGREGOR et al., 2009; CLERMONT et al., 2018), o que demonstra a possibilidade de aproximação entre resultados de experimentos laboratoriais e provas de campo.

Os valores de *RMS* para todos os eixos e as diferenças entre grupos durante a prova dos 10km corroboram com resultados de alguns estudos recentes (EVANS; WINTER, 2018; WINTER et al., 2018) que realizaram medidas de acelerometria de tronco durante corrida de 8km. Outro dado relacionado ao custo energético e ao surgimento da fadiga é o aumento nos valores de *RMS* para eixo médio-lateral (NOVACHECK, 1998; EVANS; WINTER, 2018), sendo maior quando comparado o início e o final da prova em ambos os grupos, porém menor para o grupo competitivo. Tais resultados no meio da prova (i.e., 7ª, 13ª volta) sugerem que ocorre uma reorganização de estados coordenativos frente aos fatores internos (i.e., fadiga e motivação) e externos (i.e., feedback de tempo a cada volta) (TURVEY, 1990; DAVIDS et al., 2003) em ambos os grupos para finalizar a corrida.

Outro indicador que corrobora com uma possível reorganização dos estados coordenativos é a redução verificada dos valores $\dot{\alpha}$ no grupo recreacional próximo ao meio dos 10km, enquanto para o grupo competitivo há manutenção, seguida de um aumento gradativo ao final da prova. A correlação de longo alcance ($\dot{\alpha}$) é considerada como uma resposta final do sistema de controle neuromuscular possibilitando inferência sobre organização, regulação, integração e estabilidade do sistema locomotor (HAUSDORFF et al., 1996b; HAUSDORFF, 2007; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012) com seu valor respondendo às restrições orgânicas e do ambiente.

Isso se verifica ao compararmos corredores competitivos com pequeno aumento entre dos valores de \dot{V}_{O_2} , enquanto corredores recreacionais apresentam redução logo após primeira volta. Em consonância com esta hipótese, Bertuzzi e colaboradores (2014) sugerem que a velocidade durante o meio da prova de 10km relaciona-se com fatores neuromusculares tal como força, maior em corredores competitivos, sendo uma das possíveis razões para manutenção do \dot{V}_{O_2} , enquanto a redução desta variável para corredores recreacionais indicaria necessidade de reorganização do sistema locomotor a fim de completar a prova. Ademais, os atletas do grupo competitivo apresentam maior volume de treinamento, fato que reduz a ativação dos músculos como reto femoral e semitendinoso (VERHEUL; CLANSEY; LAKE, 2017), o que poderia contribuir para manutenção dos valores de correlação de longo alcance no meio da prova.

Apesar da controvérsia sobre alterações de valores de \dot{V}_{O_2} durante corrida em esteira ou pista (LINDSAY; NOAKES; MCGREGOR, 2014), os valores observados de \dot{V}_{O_2} no presente estudo são similares ao de outros estudos realizados em esteira (NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b; MO; CHOW, 2018) e em campo (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011b). Valores de \dot{V}_{O_2} durante corrida de 10Km são menores no início da prova para o grupo competitivo e maiores para o grupo recreativo, seguidos de aumento ao final da prova para ambos grupos. Tal comportamento também é similar ao apresentado por Mo e Chow (2018), que analisaram corredores com diferentes tempo de experiência realizada em esteira com velocidade estabelecida ao limiar anaeróbio, intensidade a qual são realizadas as provas de 10km (LIMA-SILVA et al., 2010; BERTUZZI; LIMA-SILVA, 2014; LOURENÇO et al., 2019), reforçando a importância da aplicação desta medida em eventos esportivos de corrida para monitoramento da dinâmica do sistema locomotor. No âmbito do treinamento, os maiores valores apresentados durante a prova para grupo recreacional indicam que velocidade inicial “perturba” o sistema locomotor (NAKAYAMA; KUDO; OHTSUKI, 2010b), o que auxilia técnicos e corredores, implementarem em seus treinamentos treinos de velocidade, e em aumento pronunciado ao final dos treinos de velocidade em estado de fadiga.

Dentre as possíveis limitações do presente estudo, podemos citar a corrida ter sido realizada sem a presença de um oponente ou em situação de campeonatos (i.e., estadual, nacional internacional) visto questões perceptuais podem alterar as medidas realizadas (BATH et al., 2012; KONINGS; HETTINGA, 2018). Outra limitação é extrapolação dos

resultados do presente estudo (feito com homens) para atletas do sexo feminino, devido às diferenças descritas em estratégia de corrida em longa distância em relação quando comparadas ao sexo masculino (SANTOS-LOZANO et al., 2014; HETTINGA; EDWARDS; HANLEY, 2019) e a diferenças em medidas de variabilidade do movimento realizadas com acelerometria de tronco (CLERMONT et al., 2018). Tais limitações foram sugeridas para serem investigadas em estudos futuros.

5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Corredores recreacionais e competitivos apresentaram diferentes estratégias de prova, com corredores competitivos apresentando estratégia progressiva em “J” e corredores recreacionais em “U” durante corrida de 10Km. Concomitante observou-se menor valores variabilidade de aceleração do tronco e economia de aceleração em corredores competitivos, assim como a medida de correlação de longo alcance refletiu diferenças ajustes do sistema locomotor durante a corrida para estes corredores. Tais medidas podem ser utilizadas para identificar características particulares de comportamento nas diferentes fases da prova para otimização do processo de treinamento.

6. CONCLUSÃO GERAL

A presente tese é constituída por quatro estudos, sendo uma revisão sistemática e três estudos experimentais. No primeiro estudo (revisão sistemática), foi identificado o uso de medidas não lineares, tais como correlação de longo alcance, entropia e expoentes de *Lyapunov*. Os conceitos dessas medidas são associados respectivamente à similaridade, à complexidade e à estabilidade, sendo utilizadas para o estudo da variabilidade do sistema locomotor para o melhor entendimento do comportamento complexo das séries temporais de variáveis biomecânicas. No segundo estudo, verificamos que há validade das medidas de RMS e pico de aceleração em relação a *smartphone*, acelerômetro, marcador sacral e centro de massa e validade para medidas de complexidade entre acelerômetros. No terceiro estudo, foi possível verificar a relação entre diferentes medidas não lineares, aplicadas às séries temporais de medidas angulares e de medidas de acelerometria, em protocolo de corrida em velocidade progressiva, e o tempo de prova na corrida de 10km. No quarto estudo, observa-se que corredores competitivos e recreacionais adotam diferentes estratégias de prova, com corredores competitivos apresentando a estratégia progressiva em forma de “J” e corredores recreacionais em forma de “U”. Menores valores de variabilidade na aceleração de tronco e de economia de aceleração é verificada em corredores competitivos. Por fim, a medida de correlação de longo alcance reflete as diferenças nos ajustes do sistema locomotor durante a corrida para estes corredores competitivos e recreacionais.

Em conjunto, os resultados dos estudos da presente tese demonstram a possibilidade do uso de *smartphone* como ferramenta para o estudo da variabilidade de movimento na corrida de fundo auxiliando no controle e no monitoramento do treinamento. Os métodos não lineares estudados aplicados às séries temporais de medidas angulares e de acelerometria (i.e, entropia amostral, medidas de quantificação de recorrência, expoentes de *Lyapunov*, correlação de longo alcance) podem ser ferramentas interessantes para monitorar adaptações do treinamento de resistência (*endurance*), o que pode ser utilizado como indicador de desempenho esportivo, e também para identificar características motoras particulares durante corridas de longa distância. Nesse sentido, a presente tese apresenta contribuições para uso das medidas não lineares no estudo da variabilidade do movimento provenientes de acelerometria de tronco por meio de *smartphone* e de medidas angulares para monitorar alterações referentes ao treinamento

e durante a realização de provas. Para futuros estudos, é importante considerar a análise de atletas do sexo feminino, ampliação do tamanho da amostra e a realização de medidas durante de corrida em campeonatos ou com oponentes.

.

7. APENDICES

VALIDADE E CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE ACELEROMETRIA DE TRONCO OBTIDA POR SMARTPHONE EM VELOCIDADES SUBMÁXIMAS DE CORRIDA

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **VALIDADE E CONFIABILIDADE DE MEDIDAS DE ACELEROMETRIA DE TRONCO OBTIDA POR SMARTPHONE EM VELOCIDADES SUBMÁXIMAS DE CORRIDA**, a ser realizada no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa é testar a validade e a confiabilidade das medidas de acelerometria do centro de massa obtida por meio de *smartphone* em diferentes velocidades de corrida em relação a um acelerômetro já validado, à um único marcador cinemático posicionado sobre *smartphone* e a um modelo cinemático que considera vários marcadores no corpo para reconstrução do centro de massa. Sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: a) coleta das medidas de altura, massa corporal e dobra cutâneas; b) colocação de marcadores reflexivos e do *smarthphone* cintura pélvica região de L5, então será realizado aquecimento de 10 minutos na esteira em velocidade auto selecionada. Após aquecimento será ministrado teste com uso de quatro velocidades 10 km/h, 12 km/h, 14 km/h, e 16 km/h que serão administradas de forma aleatória, sendo cada velocidade realizada por duas vezes por pelo menos três minutos em cada velocidade, com intervalo entre as corridas o suficiente para sua recuperação completa. Gostaríamos que não realizasse atividade física extenuante por pelo menos 36 horas, não consumir álcool por pelo menos 24 horas, e cafeína por pelo menos 6 horas. Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta e futuras pesquisas e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerado(a) por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando

devidas e decorrentes especificamente de sua participação. Os benefícios esperados irão contribuir sobre informações em relação a validade e a confiabilidade de medidas de acelerometria obtidas por meio de smartphones como ferramenta alternativa para avaliação de desempenho em prova de campo, o que permitirá treinadores e atletas a monitorar e a controlar melhor o desempenho e o treinamento.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar: Vitor Bertoli Nascimento, Londrina/PR – Alto da Colina – Rua Delaine Negro – 90 – apartamento 319D, (41) 9988711428, vitorbertolinascimento@yahoo.com.br, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue à você.

Londrina, ____ de _____ de 201__.

Pesquisador Responsável

RG: 88080149

_____ tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

Obs.: Caso o participante da pesquisa seja menor de idade, o texto deve estar voltado para os pais e deve ser incluído ainda, campo para assinatura do menor e do responsável

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

CORRELAÇÃO ENTRE TEMPO DE PROVA DE 10KM E VARIABILIDADE DA DINÂMICA DO CENTRO MASSA, MEDIDAS ANGULARES AVALIADA POR CORRIDA DESEMPENHADA EM DIFERENTES VELOCIDADES

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **CORRELAÇÃO ENTRE TEMPO DE PROVA DE 10KM E VARIABILIDADE DA DINÂMICA DO CENTRO MASSA, MEDIDAS ANGULARES AVALIADA POR CORRIDA DESEMPENHADA EM DIFERENTES VELOCIDADES**, a ser realizada no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa relacionar o tempo de prova em 10 km com diferentes métodos não lineares aplicados a séries temporais de medidas angulares e medidas de acelerometria do centro massa. Sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: a) coleta das medidas de altura, massa corporal e dobra cutâneas; b) colocação de marcadores reflexivos e do *smarthphone* cintura pélvica região de L5, então será realizado aquecimento de 10 minutos na esteira em velocidade auto selecionada. Será realizado teste de velocidade com utilização de quatro velocidades fixas: 12 km/h, 14 km/h, 16 km/h, 18 km/h e 20 km/h em esteira sendo cada estágio terá duração de 3 minutos com intervalo suficiente para recuperação completa do voluntário. Em até 48 horas após teste de progressivo de velocidade será realizada tomada de tempo de 10 km, com voluntário completando 25 voltas na pista, sendo orientado a fazer melhor tempo possível. Também será anotado melhor tempo para distância de 10 km realizado nos últimos 6 meses anteriores a data do teste em laboratório. Para confirmação o tempo de 10 km relatado terá que ter sido realizado em prova aferida por arbitragem de uma das Federações de Atletismo Estaduais filiadas à Confederação Brasileira de Atletismo. Gostaríamos que não realizasse atividade física extenuante por pelo menos 36 horas, não consumir álcool por pelo menos 24 horas, e cafeína por pelo menos 6 horas.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta e futuras pesquisas e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerado(a) por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação.

Os benefícios será fornecer informações sob o uso destas medidas e sua relação com desempenho para auxiliar treinadores e atletas a fim de otimizar o treinamento.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar: Vitor Bertoli Nascimento, Londrina/PR – Alto da Colina – Rua Delaine Negro – 90 – apt 319D, (41)988711428, vitorbertolinascimento@yahoo.com.br, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue à você.

Londrina, ____ de _____ de 201__.

Pesquisador Responsável

RG: 88080149

_____ tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

Obs.: Caso o participante da pesquisa seja menor de idade, o texto deve estar voltado para os pais e deve ser incluído ainda, campo para assinatura do menor e do responsável.

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

ESTRATÉGIAS DE PROVA E PARÂMETROS DE DESEMPENHO EM CORREDORES DE 10KM COM DIFERENTES TEMPOS DE PROVA

Prezado(a) Senhor(a):

Gostaríamos de convidá-lo (a) para participar da pesquisa **ESTRATÉGIAS DE PROVA E PARÂMETROS DE DESEMPENHO EM CORREDORES DE 10KM COM DIFERENTES TEMPOS DE PROVA**, a ser realizada no Centro de Educação Física e Esporte da Universidade Estadual de Londrina. O objetivo da pesquisa deste estudo será identificar as estratégias de prova e comparar os parâmetros de desempenho em corredores de 10 km com diferentes tempos de prova. Sua participação é muito importante e ela se daria da seguinte forma: a) colocação do *smarthphone* cintura pélvica região de L5, então serpa feito aquecimento livre com duração de 10 minutos para aquecimento livre. Após, será dado início às 25 voltas na pista de atletismo percorrendo distância de 10 km no melhor tempo possível. Gostaríamos que não realizasse atividade física extenuante por pelo menos 36 horas, não consumir álcool por pelo menos 24 horas, e cafeína por pelo menos 6 horas.

Esclarecemos que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento, sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Esclarecemos, também, que suas informações serão utilizadas somente para os fins desta e futuras pesquisas e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade.

Esclarecemos ainda, que você não pagará e nem será remunerado(a) por sua participação. Garantimos, no entanto, que todas as despesas decorrentes da pesquisa serão ressarcidas, quando devidas e decorrentes especificamente de sua participação.

Os benefícios será fornecer informações sob o uso destas medidas e sua relação com desempenho para auxiliar treinadores e atletas a fim de otimizar o treinamento.

Caso você tenha dúvidas ou necessite de maiores esclarecimentos poderá nos contatar: Vitor Bertoli Nascimento, Londrina/PR – Alto da Colina – Rua Delaine Negro – 90 – apt 319D, (41)988711428, vitorbertolinascimento@yahoo.com.br, ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina, situado junto ao LABESC – Laboratório Escola, no Campus Universitário, telefone 3371-5455, e-mail: cep268@uel.br.

Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue à você.

Londrina, ____ de _____ de 201__.

Pesquisador Responsável

RG: 88080149

_____ tendo sido devidamente esclarecido sobre os procedimentos da pesquisa, concordo em participar **voluntariamente** da pesquisa descrita acima.

Assinatura (ou impressão dactiloscópica): _____

Data: _____

Obs.: Caso o participante da pesquisa seja menor de idade, o texto deve estar voltado para os pais e deve ser incluído ainda, campo para assinatura do menor e do responsável.

8. REFERENCIAS

- ABBISS, C. R.; LAURSEN, P. B. Describing and understanding pacing strategies during athletic competition. **Sports medicine**, v. 38, n. 3, p. 239–252, 2008.
- ALENEZI, F.; HERRINGTON, L.; JONES, P.; JONES, R. How reliable are lower limb biomechanical variables during running and cutting tasks. **Journal of Electromyography & Kinesiology**, v. 30, p. 137–142, out. 2016. Disponível em: <<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=118236466&lang=pt-br&site=ehost-live>>.
- ANDERSON, T. Biomechanics and running economy. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 22, n. 2, p. 76–89, 1996.
- BARNES, K. R.; HOPKINS, W. G.; MCGUIGAN, M. R.; KILDING, A. E. Effects of different uphill interval-training programs on running economy and performance. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 8, n. 6, p. 639–647, 2013.
- BARNES, K. R.; KILDING, A. E. Running economy: measurement, norms, and determining factors. **Sports Medicine - Open**, v. 1, n. 1, p. 8, 2015. Disponível em: <<http://www.sportsmedicine-open.com/content/1/1/8>>.
- BARTLETTI, R.; WHEAT, J.; ROBINS, M. Is movement variability important for sports biomechanists? **SPORTS BIOMECHANICS**, v. 6, n. 2, p. 224–243, 2007.
- BATH, D.; TURNER, L. A.; BOSCH, A. N.; TUCKER, R.; LAMBERT, E. V.; THOMPSON, K. G.; GIBSON, A. S. C. The effect of a second runner on pacing strategy and RPE during a running time trial. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 7, n. 1, p. 26–32, 2012.
- BERTUZZI, R.; LIMA-SILVA, A. E. Pacing Strategy Determinants During a 10-km

Running Time Trial: Contributions of Perceived Effort, Physiological, and Muscular Parameters. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 28, n. 6, p. 1688–1696, 2014. Disponível em: <http://journals.lww.com/nsca-jscr/Abstract/2014/06000/Pacing_Strategy_Determinants_During_a_10_km.24.aspx%5Cnhttp://pdfs.journals.lww.com/nsca-jscr/9000/00000/Pacing_strategy_determinants_during_a_10_km.97553.pdf>.

BEURSKENS, R.; WILKEN, J. M.; DINGWELL, J. B. Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 7, p. 1675–1681, 2014. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84898925616&partnerID=40&md5=0dc1622646b44815ce86a66dd16362ea>>.

BILLAT, V. L.; WESFREID, E.; KAPFER, C.; KORALSZTEIN, J. P.; MEYER, Y. Nonlinear dynamics of heart rate and oxygen uptake in exhaustive 10,000 m runs: influence of constant vs. freely paced. **The journal of physiological sciences : JPS**, v. 56, n. 1, p. 103–111, 2006.

BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. **Statistical Methods in Medical Research**, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999. Disponível em: <<https://doi.org/10.1177/096228029900800204>>.

BRIDGMAN, C. F. Biomechanical Evaluation of Distance Running During Training and Competition. 2015.

BRUIJN, S. M.; MEIJER, O. G.; BEEK, P. J.; DIEE, J. H. Van. Assessing the stability of human locomotion : a review of current measures. **Journal of the Royal Society Interface**, v. 10, 2013.

BUZZI, U. H.; STERGIOU, N.; KURZ, M. J.; HAGEMAN, P. A.; HEIDEL, J. Nonlinear dynamics indicates aging affects variability during gait. **CLINICAL**

BIOMECHANICS, v. 18, n. 5, p. 435–443, jun. 2003.

CASTILLO, E. R.; LIEBERMAN, D. E. Shock attenuation in the human lumbar spine during walking and running. **Journal of Experimental Biology**, n. April, 2018.

CAVAGNA, G. .; WILLEMS, P. A.; FRANZETTI, P.; DETREMBLEUR, C. THE TWO POWER LIMITS CONDITIONING STEP FREQUENCY IN HUMAN RUNNING. **JOURNAL of phyology**, v. 437, p. 95–108, 1991.

CAVANAGH, P. R. The biomechanics of lower extremity action in distance running. **Foot & ankle**, v. 7, n. 4, p. 197–217, 1987.

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

CHOMIAK, T.; XIAN, W.; PEI, Z.; HU, B. A novel single - sensor - based method for the detection of gait - cycle breakdown and freezing of gait in Parkinson ' s disease. **Journal of Neural Transmission**, v. 126, n. 8, p. 1029–1036, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s00702-019-02020-0>>.

CLERMONT, C. .; OSIS, S. T.; PHINYOMARK, A.; FERBER, R. Kinematic Gait Patterns in Competitive and Recreational Runners. **Journal Applied Biomechanics**, v. 2, p. 1–26, 2017.

CLERMONT, C.; BENSON, L. C.; OSIS, S. T.; KOBAR, D.; FERBER, R. Running patterns for male and female competitive and recreational runners based on accelerometer data. **Journal of Sports Sciences**, v. 00, n. 00, p. 1–8, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1488518>>.

COSTA, M.; PENG, C.; GOLDBERGER, A. L.; HAUSDORFF, J. . Multiscale entropy analysis of human gait dynamics. **PHYSICA A**, v. 330, p. 53–60, 2003.

DAVIDS, K.; GLAZIER, P.; ARAÚJO, D.; BARTLETT, R. Movement systems as

dynamical systems: the functional role of variability and its implications for sports medicine. **Sports Med**, v. 33, n. May 2014, 2003. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.2165/00007256-200333040-00001>>.

DE RUITER, C. J.; VERDIJK, PETER W, L.; WERKER, W.; ZUIDEMA, M. J.; HAAN, A. Stide frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. **European Journal of Sport Science**, v. 14, n. 3, p. 251–8, 2014.

DECKER L.M., CIGNETTI F., S. N. Complexity and Human Gait. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 3, n. 1, p. 2–12, 2010.

DELIGNIÈRES, D.; TORRE, K. Fractal dynamics of human gait: A reassessment of the 1996 data of Hausdorff et al. **Journal of Applied Physiology**, v. 106, n. 4, p. 1272–1279, 2009. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-66149096704&partnerID=40&md5=464d0759357319511279b6553e2c9b1e>>.

DELMARCO, S.; DENG, Y.; SYSTEMS, B. A. E.; AVENUE, D. Detection of Chaotic Dynamics in Human Gait Signals from Mobile Devices. **Proceedings Volume 10221, Mobile Multimedia/Image Processing, Security, and Applications 2017**, v. 10221, p. 1–14, 2017.

DEWITTE, K.; FIERENS, C.; STÖCKL, D.; THIENPONT, L. M. Application of the Bland–Altman Plot for Interpretation of Method-Comparison Studies: A Critical Investigation of Its Practice. **Clinical Chemistry**, v. 48, n. 5, p. 799 LP – 801, 1 maio 2002. Disponível em: <<http://clinchem.aaccjnls.org/content/48/5/799.abstract>>.

DINGWELL, J. B.; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. **Journal of Biomechanics**, v. 39, n. 3, p. 444–452, 2006. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-29744461452&partnerID=40&md5=bf7bc6fd03b78d5a620dbcdebad68f59>>.

DORN, T. W.; SCHACHE, A. G.; PANDY, M. G.; DORN, T. W.; SCHACHE, A. G.; PANDY, M. G. Muscular strategy shift in human running : dependence of running speed on hip and ankle muscle performance. **The Journal of experimental biology**, v. 215, p. 1944–1956, 2012.

DOWNS, S. H.; BLACK, N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. **Journal of epidemiology and community health**, v. 52, n. 6, p. 377–384, 1998. Disponível em:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/sites/entrez?Db=pubmed&DbFrom=pubmed&Cmd=Link&LinkName=pubmed_pubmed&LinkReadableName=RelatedArticles&IdsFromResult=9764259&ordinalpos=3&itool=EntrezSystem2.PEntrez.Pubmed.Pubmed_ResultsPanel.Pubmed_RVDocSum>.

ELLIOT, B.; ACKLAND, T. Biomechanical Effects of Fatigue on 10000 Meter Running Technique. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 52, n. 2, p. 160–166, 1981.

ESTEP, A.; MORRISON, S.; CASWELL, S.; AMBEGAONKAR, J.; CORTES, N. Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running. **Gait & Posture**, v. 60, n. April 2017, p. 111–115, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.018>>.

EVANS, S.; WINTER, S. Effects of fatigue on center-of-mass acceleration during a prolonged overground run. **journal of physical therapy ans sports medice**, v. 2, n. 1, 2018.

FAULKNER, J.; PARFITT, G.; ESTON, R. The rating of perceived exertion during competitive running scales with time. **Psychophysiology**, v. 45, n. 6, p. 977–985, 2008.

FISCHER, G.; STORNIOLO, 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. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84949553876&partnerID=40&md5=1ddfdbdec5e8657457962d2905473e02>>.

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. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 3, n. February, 2017.

FORTUNE, E.; MORROW, M. M. B.; KAUFMAN, K. R. Assessment of gait kinetics using triaxial accelerometers. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 668–674, 2014. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84908250649&partnerID=40&md5=ce68e1e5ed77863fd7dc2895f21cec48>>.

FOSTER, C.; SCHRAGER, M.; SNYDER, A. C.; THOMPSON, N. N. Pacing Strategy and Athletic Performance. **Sports Medicine: An International Journal of Applied Medicine and Science in Sport and Exercise**, v. 17, n. 2, p. 77–85, 1994.

FUKUCHI, R. K.; FUKUCHI, C. A.; DUARTE, M. A public dataset of running biomechanics and the effects of running speed on lower extremity kinematics and kinetics. **Peer Journal**, v. 5, p. e3298, 2017.

FULLER, J. T.; AMADO, A.; EMMERIK, R. E. A. van; HAMILL, J.; BUCKLEY, J. D.; TSIROS, M. D.; THEWLIS, D. The effect of footwear and footfall pattern on running stride interval long-range correlations and distributional variability. **Gait & Posture**, v. 44, p. 137–142, fev. 2016a. Disponível em: <<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=113896701&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

FULLER, J. T.; BELLENGER, C. R.; THEWLIS, D.; ARNOLD, J.; THOMSON, R.

L.; TSIROS, M. d.; ROBERTSON, E. Y.; BUCKLEY, J. D. Running Stride Variability Tracks Performance Changes When Athletes are Functionally Overreached.

International Journal of Sports Physiology and Performance, n. July, 2016b.

Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/ijsp-in-press/ijsp-in-press/running-stride-variability-tracks-performance-changes-when-athletes-are-functionally-overreached>>.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B. Comparison of different state space definitions for local dynamic stability analyses. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1345–1349, 2009. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-66649137506&partnerID=40&md5=5ed9c9eb79c18bbdbc72aab1b658418c>>.

GRUBER, A. H.; BOYER, K. A.; DERRICK, T. R.; HAMILL, J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. **Journal of Sport and Health Science**, v. 3, n. 2, p. 113–121, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>>.

HAFER, J. F.; SILVERNAIL, J. F.; HILLSTROM, H. J.; BOYER, K. A.;

KATHERINE, A.; HAFER, J. F.; SILVERNAIL, J. F.; HILLSTROM, H. J.;

KATHERINE, A. Changes in coordination and its variability with an increase in running cadence. **Journal of Sports Sciences**, v. 34, n. 15, p. 1388–1395, ago. 2016.

Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=115584826&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

HAMILL, J.; DERRICK, T. R.; HOLT, K. G. Shock attenuation and stride frequency during running. **Human Movement Science**, v. 14, n. June, p. 45–60, 1995.

HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R. E. a. Coordinative variability and overuse injury. **Sports medicine, arthroscopy, rehabilitation, therapy & technology :**

SMARTT, v. 4, n. 1, p. 45, 2012. Disponível em:

<<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3536567&tool=pmcentrez&rendertype=abstract%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23186012%5Cnhttp://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC3536567>>.

HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. E.; HEIDERSCHEIT, B. C.; LI, L. A Dynamical Systems Approach to Lower Extremity Running Injuries. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 14, n. 5, p. 297–308, jun. 1999.

HAUDUM, A.; BIRKLBAUER, J.; MÜLLER, E. The effect of external perturbations on variability in joint coupling and single joint variability. **Human Movement Science**, v. 36, p. 246–257, 2014. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84907143081%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=7455587108a693e7ab937db157098f21>>.

HAUSDORFF, J. .; PURDON, P. L.; PENG, C.-Y.; LADIN, Z.; WEI, J. Y.; GOLDBERGER, A. L. Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. **Journal Applied Physiology**, v. 80, n. 5, p. 1448–1457, 1996a.

HAUSDORFF, J. M. Gait dynamics, fractals and falls: Finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. **Human Movement Science**, v. 26, n. 4, p. 555–589, 2007. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-34548216348&partnerID=40&md5=a3fd83444a80a85b456c987737abc6a1>>.

HAUSDORFF, J. M.; PURDON, P. L.; PENG, C. K.; LADIN, Z.; WEI, J. Y.; GOLDBERGER, A. L. Fractal dynamics of human gait: Stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. **JOURNAL OF APPLIED PHYSIOLOGY**, v. 80, n. 5, p. 1448–1457, 1996b.

HEIDERSCHEIT, B. C.; HAMILL, J.; VAN EMMERIK, R. E. Q-angle influences on the variability of lower extremity coordination during running. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 31, n. 9, p. 1313–1319, 1999.

HETTINGA, F. J.; EDWARDS, A. M.; HANLEY, B. The Science Behind Competition and Winning in Athletics : Using World-Level Competition Data to Explore Pacing and Tactics. **Frontiers in Sports and Active Living**, v. 1, n. August, p. 1–16, 2019.

HOOS, O.; BOESEL, T.; STEINER, M.; HOTTENROTT, K.; BENEKE, R. Long-Range Correlations and Complex Regulation of Pacing in Long-Distance Road Racing. **International Journal of Sports Physiology & Performance**, v. 9, n. 3, p. 544–553, maio 2014. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=95702547&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

HOPKINS, W. G. Measures of reliability in sports medicine and science. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 30, n. 1, p. 1–15, 2000.

IOSA, M.; PICERNO, P.; PAOLUCCI, S.; MORONE, G. Wearable inertial sensors for human movement analysis. **Expert review of medical devices**, v. 4440, n. June, p. 1–19, 2016. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27309490>>.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Long range correlations in the stride interval of running. **Gait and Posture**, v. 24, n. 1, p. 120–125, 2006a. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-33745508923&partnerID=40&md5=5494e62d8fde45611726d9e9d2a6dea8>>.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Long range correlations in the stride interval of running. **Gait and Posture**, v. 24, n. 1, p. 120–125, 2006b. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-33745508923%7B&%7DpartnerID=40%7B&%7Dmd5=5494e62d8fde45611726d9e9d>>.

2a6dea8>.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Long range correlations in the stride interval of running. **Gait and Posture**, v. 24, n. 1, p. 120–125, 2006c.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. **Human Movement Science**, v. 26, n. 1, p. 87–102, 2007a.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. **Human Movement Science**, v. 26, n. 1, p. 87–102, 2007b. Disponível em:

<[https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-33846137281&partnerID=40&md5=69ca382bc4c71a46d54c5cd6d57db84e)

33846137281&partnerID=40&md5=69ca382bc4c71a46d54c5cd6d57db84e>.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. v. 26, p. 87–102, 2007c.

JORDAN, K.; CHALLIS, J. H.; NEWELL, K. M. Speed influences on the scaling behavior of gait cycle fluctuations during treadmill running. v. 26, p. 87–102, 2007d.

JORDAN, K.; NEWELL, K. M. The Structure of Variability in Human Walking and Running is Speed-Dependent. **Exercise & Sport Sciences Reviews**, v. 36, n. 4, p. 200–204, 2008. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=34915258&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

JOSEPH, T.; JOHNSON, B.; BATTISTA, R. A.; WRIGHT, G.; DODGE, C.;

PORCARI, J. P.; DE KONING, J. J.; FOSTER, C. Perception of fatigue during simulated competition. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 40, n. 2, p. 381–386, 2008.

JOYNER, M. J.; COYLE, E. F. Endurance exercise performance: the physiology of

champions. **The Journal of physiology**, v. 586, n. 1, p. 35–44, 2008.

KIM, H. K.; MIRJALILI, S. A.; FERNANDEZ, J. Gait kinetics, kinematics, spatiotemporal and foot plantar pressure alteration in response to long-distance running: Systematic review. **Human Movement Science**, 2017.

KOBSAR, D.; OSIS, S. T.; HETTINGA, B. A.; FERBER, R. Classification accuracy of a single tri-axial accelerometer for training background and experience level in runners. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 10, p. 2508–2511, 2014. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.017>>.

KONING, J. J. De; FOSTER, C.; BAKKUM, A.; KLOPPENBURG, S.; THIEL, C.; JOSEPH, T.; COHEN, J.; PORCARI, J. P. Regulation of Pacing Strategy during Athletic Competition. **PLoS ONE**, v. 6, n. 1, p. 2–7, 2011.

KONINGS, M. J.; HETTINGA, F. J. The Impact of Different Competitive Environments on Pacing and Performance. **International Journal of Sports Physiology & Performance**, n. October, 2017.

KONINGS, M. J.; HETTINGA, F. J. Pacing Decision Making in Sport and the Effects of Interpersonal Competition : A Critical Review Pacing Decision Making in Sport and the Effects of Interpersonal Competition : A Critical Review. **Sports Medicine**, n. May, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s40279-018-0937-x>>.

KOSSE, N. M.; CALJOUW, S.; VERVOORT, D.; VUILLERME, N.; LAMOTH, C. J. C. Validity and Reliability of Gait and Postural Control Analysis Using the Tri-axial Accelerometer of the iPod Touch. 2014.

KOSSE, N. M.; VUILLERME, N.; HORTOBÁGYI, T.; LAMOTH, C. J. C. Multiple gait parameters derived from iPod accelerometry predict age-related gait changes. **Gait and Posture**, v. 46, p. 112–117, 2016.

KUBUKELI, Z. N.; NOAKES, T. D.; DENNIS, S. C. Training techniques to improve

endurance exercise performances. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 32, n. 8, p. 489–509, 2002.

KYRÖLÄINEN, H.; BELLI, A.; KOMI, P. V. Biomechanical factors affecting running economy. **Medicine and science in sports and exercise**, n. August, p. 1330–1337, 2001.

KYVELIDOU, A.; HARBOURNE, R. T.; STUBERG, W. A.; SUN, J.; STERGIOU, N. Reliability of Center of Pressure Measures for Assessing the Development of Sitting Postural Control. **ARCHIVES OF PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION**, v. 90, n. 7, p. 1176–1184, jul. 2009.

LARSON, P.; HIGGINS, E.; KAMINSKI, J.; DECKER, T.; PREBLE, J.; LYONS, D.; MCINTYRE, K.; NORMILE, A.; LARSON, P.; HIGGINS, E.; KAMINSKI, J.; DECKER, T.; PREBLE, J.; LYONS, D.; INTYRE, K. M. C.; NORMILE, A. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. **JOURNAL OF SPORTS SCIENCES**, v. 29, n. 15, p. 37–41, 2011.

LEE, J. B.; SUTTER, K. J.; ASKEW, C. D.; BURKETT, B. J. 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.

LEMOYNE, R.; MASTROIANNI, T.; COZZA, M.; COROIAN, C.; GRUNDFEST, W. Implementation of an iPhone as a wireless accelerometer for quantifying gait characteristics. **2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC'10**, p. 3847–3851, 2010.

LIEBERMAN, D. E.; VENKADESAN, M.; WERBEL, W. A.; DAOUD, A. I.; D'ANDREA, S.; DAVIS, I. S.; MANG'ENI, R. O.; PITSILADIS, Y. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. **Nature**, v. 463, n. 7280, p. 531–535, 2010. Disponível em:

<<http://www.nature.com/doi/finder/10.1038/nature08723>>.

LIMA-SILVA, A. E.; BERTUZZI, R. C. M.; PIRES, F. O.; BARROS, R. V.;
GAGLIARDI, J. F.; HAMMOND, J.; KISS, M. A.; BISHOP, D. J. Effect of
performance level on pacing strategy during a 10-km running race. **European Journal
of Applied Physiology**, v. 108, n. 5, p. 1045–1053, 2010.

LINDSAY, T. R.; NOAKES, T. D.; MCGREGOR, S. J. EFFECT OF TREADMILL
VERSUS OVERGROUND RUNNING ON THE STRUCTURE OF VARIABILITY
OF STRIDE TIMING. **Perceptual & Motor Skills**, v. 118, n. 2, p. 331–346, abr. 2014.

Disponível em:

<[http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=95617748&lang=pt
-br&site=ehost-live](http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=95617748&lang=pt-br&site=ehost-live)>.

LINDSAY, T. R.; YAGGIE, J. A.; MCGREGOR, S. J. Contributions of lower
extremity kinematics to trunk accelerations during moderate treadmill running. **Journal
of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, p. 1–8, 2014. Disponível em:

<<http://www.jneuroengrehab.com/content/11/1/162>>.

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. 3141, n. February, p. 1–12, 2016. Disponível em:

<<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14763141.2015.1123760>>.

LIPSITZ, L. A.; GOLDBERGER, A. L. Loss of ' Complexity ' and Aging. **JAMA**, v.
267, p. 1806–1809, 1992.

LOOK, N.; ARELLANO, C. J.; GRABOWSKI, A. M.; MCDERMOTT, W. J.; KRAM,
R.; LOOK, N.; ARELLANO, C. J.; GRABOWSKI, A. M.; MCDERMOTT, W. J.;

KRAM, R.; BRADLEY, E. Dynamic stability of running : The effects of speed and leg
amputations on the maximal Lyapunov exponent Dynamic stability of running : The

- effects of speed and leg amputations on the maximal Lyapunov exponent. **Chaos (Woodbury, N.Y.)**, v. 043131, 2013.
- LOURENÇO, T.; NUNES, L.; MARTINS, L.; BRENZIKOFER, R.; MACEDO, D. The Performance in 10 km Races Depends on Blood Buffering Capacity. **Journal of Athletic Enhancement**, n. April, 2019.
- LUCIA, A.; OLIVÁN, J.; BRAVO, J.; GONZALEZ-FREIRE, M.; FOSTER, C. The key to top-level endurance running performance: a unique example. **British journal of sports medicine**, v. 42, n. March, p. 172–174; discussion 174, 2008.
- MANN, R.; MALISOUX, L.; URHAUSEN, A.; STATHAM, A.; MEIJER, K.; THEISEN, D. The effect of shoe type and fatigue on strike index and spatiotemporal parameters of running. **Gait and Posture**, v. 42, n. 1, p. 91–95, 2015. Disponível em: <<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84930824224%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=28b2e5b98afc90a19c4c7594f0f411c1>>.
- MARCORA, S. M. Do we really need a central governor to explain brain regulation of exercise performance ? **European Journal Apply Physiology**, v. 104, p. 929–931, 2008.
- MARWAN, N.; CARMEN ROMANO, M.; THIEL, M.; KURTHS, J. Recurrence plots for the analysis of complex systems. **Physics Reports**, v. 438, n. 5–6, p. 237–329, 2007.
- MAYKUT, J. N.; TAYLOR-HASS, J. A.; PATERNO, M. V; DICESARE, C. A.; FORD, K. R. Concurrent validity and reliability of 2D kinematic analysis of frontal plane motion during running. **The Internacional Journal of Sports Physical Therapy**, v. 10, n. 2, p. 136–146, 2015.
- MCCORMICK, A.; MEIJEN, C.; MARCORA, S. Psychological Determinants of Whole-Body Endurance Performance. **Sports Medicine**, v. 45, p. 997–1015, 2015.

Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1007/s40279-015-0319-6>>.

MCGREGOR, S. J.; BUSA, M. A.; PARSHAD, R.; YAGGIE, J. A.; BOLLT, E.

Control Entropy of Gait: Does Running Fitness Affect Complexity Of Walking?

Clinical Kinesiology (Online Edition), p. 9–17, 2011a. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true%7B%7Ddb=s3h%7B%7DAN=59914717%7B%7Dlang=pt-br%7B%7Dsite=ehost-live>>.

MCGREGOR, S. J.; BUSA, M. A.; PARSHAD, R.; YAGGIE, J. A.; BOLLT, E.

Control Entropy of Gait: Does Running Fitness Affect Complexity Of Walking?

Clinical Kinesiology (Online Edition), p. 9–17, 2011b. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=59914717&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

MCGREGOR, S. J.; BUSA, M. A.; YAGIE, J. A.; BOLLT, E. M. 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.

Disponível em: <[https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-70350151181&partnerID=40&md5=e767540cebed07f3ceb24e2c937086d9)

[70350151181&partnerID=40&md5=e767540cebed07f3ceb24e2c937086d9](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-70350151181&partnerID=40&md5=e767540cebed07f3ceb24e2c937086d9)>.

MEARDON, S. A.; HAMILL, J.; DERRICK, T. R. Running injury and stride time

variability over a prolonged run. **Gait and Posture**, v. 33, n. 1, p. 36–40, 2011a.

Disponível em: <[https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-78650625206%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=c292f354ceb2d553f9d3fa8d03d22c06)

[78650625206%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=c292f354ceb2d553f9d3fa8d03d22c06](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-78650625206%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=c292f354ceb2d553f9d3fa8d03d22c06)>.

MEARDON, S. A.; HAMILL, J.; DERRICK, T. R. Running injury and stride time

variability over a prolonged run. **Gait and Posture**, v. 33, n. 1, p. 36–40, 2011b.

MEHDIZADEH, S.; ARSHI, A. R.; DAVIDS, K. Effect of speed on local dynamic

stability of locomotion under different task constraints in running. **EUROPEAN**

JOURNAL OF SPORT SCIENCE, v. 14, n. 8, p. 791–798, 2014a.

MEHDIZADEH, S.; ARSHI, A. R.; DAVIDS, K. Effect of speed on local dynamic stability of locomotion under different task constraints in running. **European Journal**

of Sport Science, v. 14, n. 8, p. 791–798, nov. 2014b. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=98970471&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

MIDGLEY, A. W.; MCNAUGHTON, L. R.; JONES, A. M. Training to enhance the physiological determinants of long-distance running performance: can valid recommendations be given to runners and coaches based on current scientific knowledge? **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 37, n. 10, p. 857–880, 2007.

MILLER, R. H.; CHANG, R.; BAIRD, J. L.; VAN EMMERIK, R. E. A.; HAMILL, J.

Variability in kinematic coupling assessed by vector coding and continuous relative phase. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 13, p. 2554–2560, 2010. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77956400436%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=7f8737a7ce3eaa96981fe5f441f7f63f>>.

MO, S.; CHOW, D. H. K. Stride-to-stride variability and complexity between novice and experienced runners during a prolonged run at anaerobic threshold speed. **Gait &**

Posture, 2018. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.05.021>>.

MOCHIZUKI, L.; ALIBERTI, S. Gait Stability and Aging. In: **Locomotion and Posture**. [s.l.: s.n.]p. 45–54.

MOE-NILSSEN, R.; HELBOSTAD, J. L. Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 1, p. 121–126, 2004.

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.

MURRAY, A. M.; RYU, J. H.; SPROULE, J.; TURNER, A. P.; SMITH-GRAHAM, P.;

CARDINALE, M. A pilot study using entropy as non-invasive assessment of running.

International Journal of Sports Physiology and Performance, v. 17, p. 1–13, 2017.

NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running

gait cycle of trained runners and non-runners. **Gait and Posture**, v. 31, n. 3, p. 331–

335, 2010a. Disponível em: <[https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-76749149994%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=f14afdc74d2b34a4b3dc8e4d15bc4449)

76749149994%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=f14afdc74d2b34a4b3dc8e4d15bc4449

NAKAYAMA, Y.; KUDO, K.; OHTSUKI, T. Variability and fluctuation in running

gait cycle of trained runners and non-runners. **Gait and Posture**, v. 31, n. 3, p. 331–

335, 2010b.

NISHIGUCHI, S.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; MORI, S.; KAJIWARA, Y.;

SONADA, T.; YOSHIMURA, K.; YOSHITOMI, H.; ITO, H.; OKAMOTO, K.; ITO,

T.; MUTO, S.; ISHIHARA, T.; AOYAMA, T. Reliability and Validity of Gait Analysis

by Android-Based Smartphone. **Telemedicine and e-Health**, v. 18, n. 4, p. 292–296,

2012. Disponível em: <<http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/tmj.2011.0132>>.

NOAKES, T. D.; MYBURGH, K. H.; SCHALL, R. Peak treadmill running velocity

during the VO₂ max test predicts running performance. **Journal of sports sciences**, v.

8, n. 1, p. 35–45, 1990.

NOURRIT-LUCAS, D.; TOSSA, A. O.; ZÉLIC, G.; DELIGNIÈRES, D. Learning,

Motor Skill, and Long-Range Correlations. **Journal of Motor Behavior**, v. 47, n. 3, p.

182–189, 2014. Disponível em:

<<http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00222895.2014.967655>>.

NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait and Posture**, v. 7, p. 77–95,

1998.

OEVEREN, B. T. Van; RUITER, C. J. De; BEEK, P. J.; DIEE, J. H. Van. Optimal stride frequencies in running at different speeds. **PLoS ONE**, p. 1–12, 2017.

OSIS, S. T.; HETTINGA, B. a.; LEITCH, J.; FERBER, R. Predicting timing of foot strike during running, independent of striking technique, using principal component analysis of joint angles. **Journal of Biomechanics**, v. 47, n. 11, p. 2786–2789, 2014.

Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.06.009>>.

PAAVOLAINEN, L.; NUMMELA, A.; RUSKO, H.; HÄKKINEN, K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. **International Journal of Sports Medicine**, v. 20, n. 8, p. 516–521, 1999.

PADULO, J.; ANNINO, G.; IGLIACCIO, G. M.; D'OTAVIO, S.; TIHANYI, J.

Kinematics of running at different slopes and speeds. **Journal Strength and Conditioning Research**, v. 26, n. 5, p. 1331–1339, 2012.

PARSHAD, R. D.; MCGREGOR, S. J.; BUSA, M. A.; SKUFCA, J. D.; BOLLT, E. A statistical approach to the use of control entropy identifies differences in constraints of gait in highly trained versus untrained runners. **Mathematical Biosciences and Engineering**, v. 9, n. 1, p. 123–145, 2012. Disponível em:

<[https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-](https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84255167214&partnerID=40&md5=2c3885b32919e586bfc874596ba2925)

84255167214&partnerID=40&md5=2c3885b32919e586bfc874596ba2925>.

PARSHAD, R. D.; SKUFCA, J. D.; BOLLT, E.; MCGREGOR, S. J.; BUSA, M. A. A statistical approach to the use of control entropy identifies differences in constraints of gait in highly trained versus untrained runners. **Mathematical Biosciences and Engineering**, v. 9, n. 1, p. 123–145, 2011.

PINCUS, S. M.; GLADSTONE, I. M.; EHRENKRANZ, R. A. A regularity statistic for medical data analysis. **Journal of Clinical Monitoring**, v. 7, n. 4, p. 335–345, 1991.

PREATONI, E.; FERRARIO, M.; DONÀ, G.; HAMILL, J.; RODANO, R. Motor variability in sports: A non-linear analysis of race walking. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 12, p. 1327–1336, 2010. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-77957956303%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=aa2659ad62b8d9862ba93c52803ec8c0>>.

PREATONI, E.; HAMILL, J.; HARRISON, A. J.; HAYES, K.; VAN EMMERIK, R. E. A.; WILSON, C.; RODANO, R. Movement variability and skills monitoring in sports. **Sports Biomechanics**, v. 12, n. 2, p. 69–92, 2013. Disponível em:

<<http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/14763141.2012.738700>>.

RICHARDSON, M. J.; SCHMIDT, R.; KAY, B. A. Distinguishing the noise and attractor strength of coordinated limb movements using recurrence analysis Distinguishing the noise and attractor strength of coordinated. **Biological cybernetics**, v. 96, n. February, p. 59–78, 2007.

RICHMAN, J. S.; MOORMAN, J. R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. **The American Physiological Society**, n. July 2000, 2000.

RIVA, F.; BISI, M. C.; STAGNI, R. Gait variability and stability measures : Minimum number of strides and within-session reliability. **Computers in Biology and Medicine**, v. 50, p. 9–13, 2014. Disponível em:

<<http://dx.doi.org/10.1016/j.compbimed.2014.04.001>>.

RIVA, F.; GRIMPAMPI, E.; MAZZÀ, C.; STAGNI, R. Are gait variability and stability measures influenced by directional changes ? **BioMedical Engineering Online**, v. 13, n. 56, p. 1–11, 2014.

RIVA, F.; TOEBES, M. J. P.; PIJNAPPELS, M.; STAGNI, R.; VAN DIEËN, J. H.

Estimating fall risk with inertial sensors using gait stability measures that do not require step detection. **Gait & Posture**, v. 38, n. 2, p. 170–174, jun. 2013.

ROSARIO, M. B.; REDMOND, S. J.; LOVELL, N. H. Tracking the Evolution of Smartphone Sensing for Monitoring Human Movement. n. August, 2015.

ROSENSTEIN, M. T.; COLLINS, J. J.; LUCA, C. J. De. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. **Physica D**, v. 65, n. 617, 1992.

RUITER, C. J. De; DAAL, S. Van; DIEËN, J. H. Van. Individual optimal step frequency during outdoor running. **European Journal of Sport Science**, v. 0, n. 0, p. 1–9, 2019. Disponível em: <<https://doi.org/10.1080/17461391.2019.1626911>>.

SANTOS-CONCEJERO, J.; OLIVÁN, J.; MATÉ-MUÑOZ, J. L.; MUNIESA, C.; MONTIL, M.; TUCKER, R.; LUCIA, A. Gait-Cycle Characteristics and Running Economy in Elite Eritrean and European Runners. **Int J Sports Physiol Perform**, n. October 2015, p. 381–387, 2015.

SANTOS-LOZANO, A.; COLLADO, P. S.; FOSTER, C.; LUCIA, A.; GARATACHEA, N. Influence of sex and level on marathon pacing strategy. Insights from the New York City race. **International journal of sports medicine**, v. 35, n. 11, p. 933–938, 2014.

SAUNDERS, P. U.; PYNE, D. B.; TELFORD, R. D.; HAWLEY, J. a. Factor affecting Running Economy in Trained Distance Runners. **Sports medicine (Auckland, N.Z.)**, v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15233599>>.

SCHACHE, A. G.; BLANCH, P. D.; DORN, T. I. M. W.; BROWN, N. A. T.;

ROSEMOND, D.; PANDY, M. G. Effect of Running Speed on Lower Limb Joint

Kinetics. **Med. Sci. Sports Exerc.**, v. 43, n. 7, p. 1260–1271, 2011.

SCHOLZ, M. N.; BOBBERT, M. F.; SOEST, A. J. Van; CLARK, J. R.; HEERDEN, J.

Van. Running biomechanics : shorter heels , better economy. p. 3266–3271, 2008.

SCHÜTTE, K. H.; AELES, J.; DE BEÉCK, T. O.; VAN DER ZWAARD, B. C.;

VENTER, R.; VANWANSEELE, B. Surface effects on dynamic stability and loading during outdoor running using wireless trunk accelerometry. **Gait & Posture**, v. 48, p.

220–225, jul. 2016. Disponível em:

<<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=s3h&AN=116906771&lang=pt-br&site=ehost-live>>.

SCHÜTTE, K. H.; MAAS, E. A.; EXADAKTYLOS, V.; BERCKMANS, D.;

VENTER, R. E.; VANWANSEELE, B. Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. **PLoS**

ONE, v. 10, n. 10, 2015a. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84950242871&partnerID=40&md5=d594f9437b2e1f61009da8510f2d5ac3>>.

SCHÜTTE, K. H.; MAAS, E. A.; EXADAKTYLOS, V.; BERCKMANS, D.;

VENTER, R. E.; VANWANSEELE, B. Wireless tri-axial trunk accelerometry detects deviations in dynamic center of mass motion due to running-induced fatigue. **PLoS**

ONE, v. 10, n. 10, 2015b. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84950242871%7B%7DpartnerID=40%7B%7Dmd5=d594f9437b2e1f61009da8510f2d5ac3>>.

SEILER, S. What is Best Practice for Training Intensity and Duration Distribution in Endurance Athletes ? **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 5, p. 276–291, 2010.

SEVIER, E.; KANTZ, H. A robust method to estimate the maximal Lyapunov exponent of a time series. **Physics Letters**, v. 185, n. January, p. 77–87, 1994.

SHORTEN, M. R.; WINSLOW, D. S. Spectral-Analysis of Impact Shock during Running. **International Journal of Sport Biomechanics**, v. 8, n. 4, p. 288–304, 1992.

SKEIN, M.; DUFFIELD, R. The effects of fluid ingestion on free-paced intermittent-sprint performance and pacing strategies in the heat. **JOURNAL OF SPORTS SCIENCES**, v. 28, n. 3, p. 299–307, 2010.

SKORSKI, S.; ABBISS, C. R. The Manipulation of Pace within Endurance Sport. **Frontiers in Physiology**, v. 8, n. 102, 2017.

SLAWINSKI, J. S.; BILLAT, V. L. Difference in mechanical and energy cost between highly, well, and nontrained runners. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 8, p. 1440–1446, 2004.

ST CLAIR GIBSON, A.; LAMBERT, E. V; RAUCH, L. H. G.; TUCKER, R.; BADEN, D. A.; FOSTER, C.; NOAKES, T. D. The role of information processing between the brain and peripheral physiological systems in pacing and perception of effort. **Sports Medicine**, v. 36, n. 8, p. 705–722, 2006.

STERGIOU, N. **Nonlinear analysis for human movement variability**. [s.l.] CRC Press, 2016.

STERGIOU, N.; DECKER, L. M. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? **HUMAN MOVEMENT SCIENCE**, v. 30, n. 5, p. 869–888, 2011.

STERGIOU, N.; HARBOURNE, R. T.; CAVANAUGH, J. T. Optimal Movement Variability, a new theoretical perspective for neurologic PT. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 30, n. 3, p. 120–129, 2006.

SYLOS, F.; MELI, A.; IVANENKO, Y. P.; TUFARELLI, D. Recurrence quantification

analysis of gait in normal and hypovestibular subjects. **Gait & Posture**, v. 35, n. 1, p. 48–55, 2012. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.08.004>>.

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. **Research Quarterly for Exercise and Sport**, v. 83, n. 3, p. 367–375, 2012. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84865682023&partnerID=40&md5=7451ea0ab02b5e4ce9336f532d5efcd6>>.

THIEL, C.; FOSTER, C.; BANZER, W.; DE KONING, J. Pacing in Olympic track races: Competitive tactics versus best performance strategy. **Journal of Sports Sciences**, v. 30, n. 11, p. 1107–1115, 2012. Disponível em:

<<https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-84864535504&partnerID=40&md5=39e1da66568ae43c5fa95b526883fad8>>.

TUCKER, R. The anticipatory regulation of performance: the physiological basis for pacing strategies and the development of a perception-based model for exercise performance. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 6, p. 392–400, 2009. Disponível em: <<http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjsem.2008.050799>>.

TURVEY, M. T. Coordination. **The American Psychologist**, v. 45, n. 8, p. 938–53, 1990. Disponível em: <<http://doi.apa.org/getdoi.cfm?doi=10.1037/0003-066X.45.8.938>><http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2221565>>.

VAN EMMERIK, R. E. A.; DUCHARME, S. W.; AMADO, A. C.; HAMILL, J. Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 3–13, 2016. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.013>>.

VAN EMMERIK, R. E. A.; ROSENSTEIN, M. T.; MCDERMOTT, W. J.; HAMILL, J.

A nonlinear dynamics approach to human movement. **Journal of Applied**

Biomechanics, v. 20, n. 4, p. 396–420, 2004.

VERHEUL, J.; CLANSEY, A. C.; LAKE, M. J. Adjustments with running speed reveal neuromuscular adaptations during landing associated with high mileage running

training. **Journal of Applied Physiology**, v. 122, n. 3, p. 653–665, 2017. Disponível

em: <<http://jap.physiology.org/lookup/doi/10.1152/japplphysiol.00801.2016>>.

WILLIAMS, K. R.; SNOW, R.; AGRUSS, C. Changes in Distance Running Kinematics With Fatigue. **Internationa journal of sport biomechanics**, v. 7, p. 138–162, 1991.

WILLIAMS, K. R.; CAVANAGH, P. R. Relationship between distance running running economy , and performance. n. 30, 1987.

WINTER, S. C.; GORDON, S.; BRICE, S. M.; LINDSAY, D. Centre of Mass

Acceleration-Derived Variables Detects Differences between Runners of Different

Abilities and Fatigue-Related Changes during a Long Distance Over ground Run.

Journal of physical Fitness Medicine and Treatment in Sports, v. 4, n. 2, 2018.

WOLF, A.; SWIFT, J. B.; SWINNEY, H. L.; VASTANO, J. A. Determining Lyapunov exponents from a time series. **Physica D**, v. 16, p. 285–317, 1985.

WUNDERSITZ, D. W. T.; GASTIN, P. B.; RICHTER, C.; ROBERTSON, S. J.;

NETTO, K. J. Validity of a trunk-mounted accelerometer to assess peak accelerations

during walking, jogging and running. **European Journal of Sport Science**, v. 15, n. 5, p. 382–390, 2015a.

WUNDERSITZ, D. W. T.; GASTIN, P. B.; RICHTER, C.; ROBERTSON, S. J.;

NETTO, K. J. Validity of a trunk-mounted accelerometer to assess peak accelerations

during walking, jogging and running. **EUROPEAN JOURNAL OF SPORT**

SCIENCE, v. 15, n. 5, p. 382–390, jul. 2015b.

WUNDERSITZ, D. W. T.; GASTIN, P. B.; ROBERTSON, S.; DAVEY, P. C.; NETTO, K. J. Validation of a Trunk-mounted Accelerometer to Measure Peak Impacts during Team Sport Movements. **INTERNATIONAL JOURNAL OF SPORTS MEDICINE**, v. 36, n. 9, p. 742–746, 2015c.

YENTES, J. M.; HUNT, N.; SCHMID, K. K.; KAIPUST, J. P.; MCGRATH, D.; STERGIOU, N. The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 41, n. 2, p. 349–365, 2013.

YENTES, J.; SCHMID, K. K.; MCGRATH, D. The Appropriate Use of Approximate Entropy and Sample Entropy with Short Data Sets The Appropriate Use of Approximate Entropy and Sample Entropy with Short Data Sets. **Biomechanics Research Building**, n. October, 2012.

ZAMPARO, P.; PERINI, R.; PEANO, C.; DI PRAMPERO, P. E. The self selected speed of running in recreational long distance runners. / Choix de la vitesse de course chez des coureurs de longue distance amateur. **International Journal of Sports Medicine**, v. 22, n. 8, p. 598–604, 2001. Disponível em:

<<http://proxy.lib.sfu.ca/login?url=http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=sph&AN=SPHS-833349&site=ehost-live>>.