

Juliana Quirino da Silva

**ANÁLISE DA REGULARIDADE CINEMÁTICA EM CORREDORES
COM E SEM HISTÓRICO DE LESÃO**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2019

Juliana Quirino da Silva

**ANÁLISE DA REGULARIDADE CINEMÁTICA EM CORREDORES
COM E SEM HISTÓRICO DE LESÃO**

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

Área de concentração: Desempenho Funcional Humano

Linha de Pesquisa: Estudo do Desempenho Motor e Funcional Humano

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Co-orientadores: Dr. Liria Akie Okai-Nóbrega e Dr. Thiago Ribeiro Teles dos Santos

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional

Universidade Federal de Minas Gerais

2019

S586a Silva, Juliana Quirino da
2019 Análise da regularidade cinemática em corredores com e sem histórico de lesão.
[manuscrito] / Juliana Quirino da Silva - 2019.
45 f.: il.

Orientador: Sérgio Teixeira da Fonseca
Coorientador: Thiago Ribeiro Teles dos Santos
Coorientadora: Liria Akie Okai-Nóbrega

Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de
Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional.
Bibliografia: f. 32-35

1. Corrida - Teses. 2. Corredores (Esportes) - Ferimentos e lesões - Teses. 3.
Marcha - Teses. 4. Entropia - Teses. I. Fonseca, Sérgio Teixeira da. II. Santos,
Thiago Ribeiro Teles dos. III. Okai-Nóbrega, Liria Akie. IV. Universidade Federal
de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. V.
Título.

CDU: 612.76

**Ficha catalográfica elaborada pela bibliotecária Sheila Margareth Teixeira, CRB6: nº 2106, da
Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade
Federal de Minas Gerais.**




FOLHA DE APROVAÇÃO

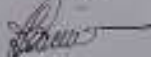
**ANÁLISE DA REGULARIDADE CINEMÁTICA EM CORREDORES
COM E SEM HISTÓRICO DE LESÃO**


JULIANA QUIRINO DA SILVA

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, como requisito para obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, área de concentração DESEMPENHO FUNCIONAL HUMANO.

Aprovada em 27 de junho de 2019, pela banca constituída pelos membros:


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador
UFMG


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino
UFMG


Prof(a). André Gustavo Pereira de Andrade
UFMG

Belo Horizonte, 27 de junho de 2019.



ATA DA DEFESA DA DISSERTAÇÃO DA ALUNA JULIANA QUIRINO DA SILVA

Realizou-se, no dia 27 de junho de 2019, às 10:30 horas, Sala 2110, da Universidade Federal de Minas Gerais, a defesa de dissertação, intitulada *ANÁLISE DA REGULARIDADE CINEMÁTICA EM CORREDORES COM E SEM HISTÓRICO DE LESÃO*, apresentada por JULIANA QUIRINO DA SILVA, número de registro 2017715853, graduada no curso de FISIOTERAPIA, como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO, à seguinte Comissão Examinadora: Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca - Orientador (UFMG), Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (UFMG), Prof(a). André Gustavo Pereira de Andrade (UFMG).


A Comissão considerou a dissertação:

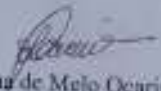
Aprovada

Reprovada

Finalizados os trabalhos, lavrei a presente ata que, lida e aprovada, vai assinada por mim e pelos membros da Comissão.

Belo Horizonte, 27 de junho de 2019.


Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca (Doutor)


Prof(a). Juliana de Melo Ocarino (Doutor)


Prof(a). André Gustavo Pereira de Andrade (Doutor)

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca pela orientação e ensinamentos que me proporcionou. Obrigado por me propiciar ricas discussões teóricas, em que pude aprender os desafios da “complexidade” da pesquisa. A você minha admiração e respeito.

À minha amiga e companheira Dra. Liria Akie Okai-Nóbrega, por ter acreditado e depositado sua confiança em mim, pela enorme ajuda no desenvolvimento deste trabalho, pelo incentivo, pela paciência, pelo constante aprendizado sobre assuntos da vida pessoal e profissional, pelo “colo” e pelos momentos de descontração. O meu mais profundo agradecimento por tudo!

Ao Dr. Thiago Ribeiro Teles dos Santos, pelos valiosos ensinamentos, pela prontidão e por me ajudar a superar as dificuldades. Obrigada pela dedicação, paciência e por sempre me mostrar que eu sou capaz de fazer melhor! Você sabe que seu apoio foi imprescindível para a conclusão deste trabalho.

A minha família pelo incentivo durante o processo e pela compreensão da minha ausência em tantos momentos. Aos meus pais, José Raimundo e Márcia por todo o amor e apoio. Ao meu irmão Wesley, pela ajuda na construção de planilhas e figuras. À minha irmã Patrícia, que mesmo de longe, me incentivou e apoiou com seus conselhos. Obrigada a todos pelo carinho diário.

Ao Serginho pela tranquilidade, paciência e amor ao longo do processo. Obrigada por me ouvir e por estar ao meu lado mesmo nos momentos que eu estava exausta e estressada. Sou grata pelo companheirismo incondicional.

À Renatha de Carvalho (Rê) pela disposição em ajudar, pelo apoio e amizade que construímos. À Priscila Araújo (Pri) pelo fantástico auxílio com o MatLab, pelas conversas e pelas risadas. Obrigada pela amizade e carinho de vocês.

Aos alunos de iniciação científica que contribuíram com este projeto, em especial a Nayla, a amizade, carinho e amor tornou nosso tempo no laboratório mais leve e prazeroso.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação pelo aprendizado.

Aos amigos e colegas da pós-graduação, pelos bate-papos, diversão e apoio.

Aos funcionários do colegiado Ciências da Reabilitação. Em especial a Marilane pela disposição e ajuda para entender os processos burocráticos.

Muito obrigada a todos que contribuíram de alguma forma para este trabalho!

“A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao tamanho original.”

Albert Einstein.

PREFÁCIO

Esta dissertação foi elaborada de acordo com as regras do formato opcional do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Minas Gerais. A primeira parte é composta de uma introdução, em que é realizada uma revisão bibliográfica, problematização do tema, justificativa e é apresentado o objetivo deste estudo. A segunda parte consiste no artigo desenvolvido. O artigo foi elaborado de acordo com as regras da *Human Movement Science* (ISSN 0167-9457). Por fim, são expostas as considerações finais deste estudo.

RESUMO

A corrida é uma das atividades físicas mais populares no mundo. Entretanto, essa atividade apresenta uma alta taxa de incidência de lesões. Vários fatores de risco para lesão foram investigados, no entanto não foi gerado um entendimento mais claro da etiologia das lesões. Geralmente, os estudos biomecânicos utilizam métodos focados em variáveis cinemáticas discretas e consideram a existência de uma relação linear, ou seja, de causa e efeito. Recentemente, tem sido sugerido o uso de métodos não lineares para entender a organização do sistema biológico a partir da perspectiva de sistemas complexos e suas relações com o surgimento de lesões. A complexidade dos sistemas biológicos está associada, entre outras características, às interações não lineares entre os vários componentes responsáveis por produzir o movimento humano. Uma alteração nos componentes do sistema biológico pode diminuir a habilidade de um indivíduo para se adaptar adequadamente às mudanças impostas pela tarefa e condições ambientais. Considerando isso, a análise da regularidade do padrão cinemático da corrida é uma das medidas não lineares que pode contribuir para o entendimento sobre a organização do sistema na tarefa. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar a regularidade dos movimentos articulares de membros inferiores em corredores com e sem histórico de lesões durante a corrida. Foi realizado um estudo observacional transversal com dezenove corredores recreacionais com e sem histórico de lesão. Durante a coleta de dados da corrida, os participantes correram em uma esteira, em velocidade autosselecionada. A cinemática do membro inferior no plano sagital foi registrada por meio de um sistema de análise tridimensional ativo. A regularidade das séries temporais cinemáticas de quadril, joelho e tornozelo foram analisadas por meio do cálculo da entropia amostral (SampEn). O teste de ANOVA mista foi usado para avaliar as diferenças entre os grupos. Corredores com histórico de lesão tiveram valores mais baixos de SampEn em comparação com corredores sem histórico de lesão ($P = 0.002$). SampEn foi maior no tornozelo do que no joelho ($P = 0.001$) e quadril ($P < 0.001$). SampEn do joelho foi maior que no quadril ($P = 0.001$). A maior regularidade do padrão de movimento em corredores com histórico de lesão sugere menor adaptabilidade do sistema neuromusculoesquelético durante a corrida. Além disso, as articulações dos membros inferiores lidam com diferentes demandas e o tornozelo parece ser a articulação mais adaptativa às perturbações impostas pelo ambiente durante a corrida.

Palavras-chave: Corrida. Regularidade. Entropia amostral. Lesão e marcha.

ABSTRACT

Running is one of the most popular physical activities. However, several studies have reported a high rate of injuries for runners. Some studies found correlations between injury and several risk factors. However, there is no consensus among researchers about one specific risk factor for running injury etiology. Usually, the classical biomechanics studies used discrete kinematic variables to investigate injury development. These studies considered the linear relationship between kinematic variables and injury to uncover a cause and effect association. Recently, studies have suggested the use of nonlinear methods to investigate the organization of biological system considering the perspective of the complex systems and the relationship with emergence the injuries. The complexity of biological systems can be associated, among other characteristics, with the nonlinear interactions between several independent components responsible for producing human movement. The reduction of the ability to adapt to changes in the imposed task and environmental conditions may indicate changes of the components of the biological system. Considering this, the analysis of the regularity of the running movement pattern is one of the nonlinear measures that can contribute to the understanding of the organization of the system in the task. Therefore, the aim of this study was to investigate the regularity of lower limb joint movements in runners with and without running injury history. A cross-sectional observational design was conducted with nineteen recreational runners with and without injury history. During data collection, subjects ran on a treadmill, at self-selected speed. Lower limb kinematics in the sagittal plane were recorded using an active three-dimensional motion analysis system. The regularity of the kinematic time series of hip, knee and ankle were analyzed by means of sample entropy (SampEn) analysis. Mixed design analysis of variance was performed to investigate the differences between groups. Runners with an injury history had lower SampEn values compared to runners without injury history ($P = 0.002$). SampEn was higher at the ankle than at the knee ($P = 0.001$), and at the hip ($P < 0.001$). SampEn of the knee was greater than at the hip ($P = 0.001$). The greater regularity of the movement pattern of runners with injury history suggests less adaptability of the neuromusculoskeletal system during the running. In addition, the lower limb joints deal with different demands and the ankle seems to be the most adaptive joint to the perturbations imposed by the environment during the running.

Keywords: Running. Regularity. Sample entropy. Injury and gait.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	10
2. ARTIGO	14
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	31
REFERÊNCIAS	32
ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	36
ANEXO B – QUESTIONÁRIO	41
ANEXO C – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	43
MINI-CURRÍCULO	44

1 INTRODUÇÃO

A corrida é uma das atividades físicas mais populares no mundo (BOYER; SILVERNAIL; HAMILL, 2014; BUIST *et al.*, 2010). Os numerosos benefícios da corrida são bem documentados na literatura, como por exemplo, o alívio do estresse e a melhora do condicionamento físico (HESPANHOL JUNIOR; CARVALHO; LOPES, 2012; SARAGIOTTO *et al.*, 2014; WEN, 2007). Entretanto, essa atividade também apresenta uma alta taxa de incidência de lesões variando entre 18,2 a 92,4%, dependendo do estudo (HESPANHOL JUNIOR; CARVALHO; LOPES, 2012; SARAGIOTTO *et al.*, 2014). A maioria dessas lesões são classificadas como *overuse* e envolvem principalmente os membros inferiores (STERGIOU *et al.*, 2001). Vários fatores de risco para lesão foram investigados (SARAGIOTTO *et al.*, 2014), entre eles, a alteração no padrão de movimento (CHEUNG; DAVIS, 2011; WEEKS; CARTY; HORAN, 2015). Porém, não está claro se essas alterações são uma causa ou um resultado dessas lesões (HOLT; WAGENAAR; SALTZMAN, 2010; LEE; POWERS, 2013). Geralmente, os estudos utilizam métodos focados em variáveis cinemáticas discretas para investigar a ocorrência de lesões (HAFER; BROWN; BOYER, 2017; HAMILL; PALMER; VAN EMMERIK, 2012; VAN EMMERIK *et al.*, 2016) e consideram a existência de uma relação linear, ou seja, de causa e efeito entre a variável cinemática discreta e o surgimento de lesão (BITTENCOURT *et al.*, 2016). No entanto, não foi gerado um entendimento mais claro sobre a etiologia da lesão, uma vez que essas variáveis representam apenas uma parte das interações complexas que ocorrem no sistema biológico. Para superar esse problema, recentemente, tem sido sugerido o uso de métodos não lineares para entender a organização do sistema biológico a partir da perspectiva de sistemas complexos e suas relações com o surgimento de lesões (BUSA; VAN EMMERIK, 2016).

A complexidade dos sistemas biológicos está associada às diversas interações não lineares que ocorrem entre os vários componentes responsáveis por produzir o movimento humano (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; DECKER; CIGNETTI; STERGIOU, 2010). O entendimento sobre essas interações é a base da abordagem de sistemas complexos (PEREZ VELAZQUEZ, 2009; RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007). No entanto, sistemas complexos possuem mais características (RICKLES; HAWE; SHIELL, 2007). Esses sistemas são abertos no sentido de que eles trocam energia ou informação, interagindo com o ambiente (BITTENCOURT *et al.*, 2016; KELSO, 1995). Outra característica é a existência de recursividade nesses sistemas, isto é, os componentes interagem para produzir um desfecho, mas esse desfecho também influencia os componentes do sistema (RICKLES; HAWE;

SHIELL, 2007). Além disso, eles são sensíveis as condições iniciais de forma que pequenas diferenças nessas condições podem acarretar grandes mudanças no comportamento desses sistemas (PEREZ VELAZQUEZ, 2009; RICKLES; HAWES; SHIELL, 2007). Assim, considerando que o movimento humano possui características de um sistema complexo é necessário o uso de métodos de análise que considerem estas características.

O padrão de movimento da corrida pode ser considerado como o resultado de um sistema complexo, ou seja, esse movimento é fruto das interações que ocorrem entre os sistemas nervoso, cardiovascular e musculoesquelético do corredor com o ambiente (HOLT; WAGENAAR; SALTZMAN, 2010; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; STERGIOU *et al.*, 2001). Esses sistemas se organizam de maneiras diversas para produzir um padrão de movimento funcional dentro de um contexto que varia constantemente (STERGIOU *et al.*, 2001; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). Assim, os diversos componentes do sistema biológico se auto-organizam para realizar uma determinada tarefa (TERADA *et al.*, 2015). Como resultado da auto-organização, esse sistema se configura de forma mais robusta e torna-se flexível e adaptativo para lidar com as demandas necessárias para a execução de uma tarefa (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; GOLDBERGER; PENG; LIPSITZ, 2002; SCHÜTTE *et al.*, 2018; TOCHIGI *et al.*, 2012). Entretanto, alterações nos componentes do sistema biológico podem diminuir a habilidade de um indivíduo para se adaptar adequadamente às mudanças impostas pela tarefa e condições ambientais (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; TERADA *et al.*, 2015), podendo ficar mais susceptível a lesões (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; RAMDANI *et al.*, 2009).

Para que uma tarefa seja realizada com sucesso, o sistema neuromusculoesquelético do indivíduo precisa ter capacidade de gerar, transferir e dissipar energia de forma adequada para lidar com as demandas impostas pela mesma (FONSECA *et al.*, 2007). Considerando que cada tarefa impõe demandas distintas sobre os componentes do sistema neuromusculoesquelético, é possível que cada articulação tenha um papel diferente para produzir as estratégias mais adequadas para a execução da tarefa (BOYER; SILVERNAIL; HAMILL, 2014). Na corrida, por exemplo, as articulações do membro inferior possuem demandas diferentes e, portanto, funções distintas (NOVACHECK, 1998). De forma geral, o quadril, joelho e tornozelo encontram-se flexionados no início da fase de apoio e aumentam a flexão durante a fase de absorção do ciclo da corrida devido às forças de impacto (DUGAN; BHAT, 2005; NICOLA; JEWISON, 2012). Por outro lado, as articulações realizam a extensão durante a fase de propulsão para acelerar o centro de gravidade do corpo superior e anteriormente (DUGAN; BHAT, 2005; NOVACHECK, 1998). Geralmente, a

extensão do quadril ocorre durante a fase de apoio e a flexão na fase de balanço (NICOLA; JEWISON, 2012). A extensão máxima do quadril ocorre um pouco antes da retirada dos dedos (NOVACHECK, 1998). Na segunda metade da fase de balanço ocorre a flexão máxima do quadril, após essa fase, o quadril volta a realizar uma ligeira extensão para ajustar o contato do pé com o solo (NOVACHECK, 1998). O movimento de flexão e extensão do quadril contribui para ajustes no comprimento da passada durante a corrida (NICOLA; JEWISON, 2012). O joelho tem dois períodos de flexão, que acontecem durante a fase de apoio e na fase de balanço. A flexão do joelho ocorre em menor magnitude no contato inicial e aumenta sua magnitude no apoio médio, essa flexão acontece para absorver energia sendo essencial para atenuação das forças de impacto (NICOLA; JEWISON, 2012). Na fase de balanço, a maior flexão de joelho tem sido associado com a economia de energia na corrida (SAUNDERS *et al.*, 2004). A dorsiflexão do tornozelo ocorre na fase de absorção da corrida, contribuindo para atenuar as forças de impacto e dissipar energia ao longo dos demais segmentos (NICOLA; JEWISON, 2012). Além disso, a energia absorvida nessa articulação é usada na flexão plantar durante a fase de propulsão da corrida (NOVACHECK, 1998). Assim, o sistema neuromusculoesquelético responde às demandas contextuais da corrida com comportamentos diferentes entre as articulações, contribuindo dessa maneira, para uma adaptabilidade mais efetiva do indivíduo à tarefa proposta.

Alguns estudos que investigaram o padrão de movimento por meio dos sinais cinemáticos da marcha em indivíduos com e sem lesões musculoesqueléticas utilizando métodos de análise não lineares mostraram que indivíduos com lesão apresentam padrões de movimento mais regulares (GEORGOULIS *et al.*, 2006; TERADA *et al.*, 2015; TOCHIGI *et al.*, 2012). Por exemplo, Georgoulis *et al.* (2006) identificaram que a série temporal cinemática do joelho do membro inferior com histórico de lesão do ligamento cruzado anterior tinha um padrão de movimento mais regular do que o contralateral, após 19 meses de cirurgia de reconstrução desse ligamento. Em corredores, um estudo investigou a influência da fadiga em indivíduos com histórico de síndrome do estresse tibial medial e identificou maior regularidade das séries temporais cinemáticas de aceleração do tronco desses indivíduos quando comparados com aqueles sem histórico dessa síndrome (SCHÜTTE *et al.*, 2018). Dessa forma, uma maior regularidade nos padrões de movimento mostra um sistema com um comportamento repetitivo, o qual poderia ser indicativo de um sistema com menor capacidade adaptativa (TANG *et al.*, 2015; TORRES *et al.*, 2013). Portanto, a adaptabilidade do sistema neuromusculoesquelético pode ser investigada por mudanças que ocorrem na

regularidade do padrão de movimento, as quais podem sinalizar o surgimento de condições favoráveis ao desenvolvimento de novas lesões (PREATONI *et al.*, 2010).

Os métodos de mensuração da entropia de um sinal têm sido sugeridos para estimar o grau de complexidade do sistema, sendo indexados pela regularidade dos padrões presentes na dinâmica dos movimentos (MURRAY *et al.*, 2017; RHEA; KIEFER, 2014). A medida de regularidade permite a diferenciação de sinais periódicos, aleatórios e caóticos (MCCAMLEY *et al.*, 2018). Os sinais periódicos apresentam um comportamento que é completamente regular e trazem informações que podem ser facilmente previsíveis (GEORGOULIS *et al.*, 2006). Por outro lado, os sinais aleatórios tem um comportamento que não se repete, ou seja, é muito irregular e imprevisível, no qual não se pode extrair informação (GEORGOULIS *et al.*, 2006; STERGIU; DECKER, 2011). Finalmente, os sinais caóticos apresentam um comportamento que é aperiódico, aparentemente aleatório e imprevisível, mas contém ordem, isto é, possuem um certo grau de regularidade, sendo de alguma maneira previsíveis (STERGIU; DECKER, 2011). As medidas de entropia que são consideradas particularmente adequadas para caracterizar o comportamento caótico presente nos sinais biológicos, são a entropia aproximada (ApEn), entropia amostral (SampEn) e entropia multiescala (PREATONI *et al.*, 2010). SampEn tem sido indicada como mais adequada por apresentar maior consistência relativa do que ApEn, além de ser independente do tamanho das séries temporais (YENTES *et al.*, 2013). Os sinais biológicos (caóticos), analisados por meio de séries temporais obtidas de diferentes variáveis (e.g. ângulos articulares, aceleração linear de um segmento), trazem informações sobre as características complexas do sistema e do seu comportamento ao longo do tempo. Considerando isso, a identificação da regularidade nos padrões de movimento das articulações dos membros inferiores de corredores pode contribuir para o entendimento sobre como o histórico de lesão influencia a organização do sistema neuromusculoesquelético. Portanto, o objetivo deste estudo foi investigar a regularidade dos movimentos articulares dos membros inferiores em corredores com e sem histórico de lesão durante a corrida.

2 ARTIGO

Title: Kinematic regularity analysis of runners with and without history of injury.

Juliana Q. Silva^a, Thiago R.T. Santos^a, Liria A. Okai-Nóbrega^a, Priscila A. Araújo^a, Sérgio T. Fonseca^{a*}

^aGraduate Program of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, School of Physical Education, Physical Therapy and Occupational Therapy, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brazil.

***Corresponding author at:**

Universidade Federal de Minas Gerais, Graduate Program of Rehabilitation Sciences, Department of Physical Therapy, Av. Presidente Antônio Carlos, 6627, Campus Pampulha, CEP 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brazil. Phone: +55 31 3409 4783; Fax: +55 31 3409 4781. E-mail address: sfonseca@ufmg.br

HIGHLIGHTS:

- Runners with injury history had greater regularity of the joint motion time series
- Runners with injury history seems to be less adaptable during running
- The ankle had the least regularity during running
- The knee was less regular than hip during running
- The ankle seems to be the most adaptive joint during running

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the regularity of lower limb joint kinematics in runners with and without history of injury during running. Nineteen recreational runners with and without history of injury volunteered for this study. During data collection, subjects ran on a treadmill, at a self-selected speed. Lower limb kinematics in the sagittal plane were recorded using an active three-dimensional motion analysis system. The regularity of kinematic time series of hip, knee and ankle were analyzed by means of sample entropy (SampEn). Mixed design analysis of variance was performed to investigate the differences between groups. Runners with history of injury had lower SampEn values compared to runners without history of injury ($P = 0.002$). SampEn was higher at the ankle compared to the knee ($P = 0.001$), and hip ($P < 0.001$). SampEn of the knee was greater than at the hip ($P = 0.001$). The greater regularity of the movement pattern of runners with history of injury suggests less adaptability of the neuromusculoskeletal system during the running. In addition, the ankle have a higher adaptability due to ground proximity.

Keywords: running, regularity, sample entropy, injury, gait

1. Introduction

Running is one of the most popular physical activities (Boyer, Silvernail, & Hamill, 2014; Buist, Bredeweg, Lemmink, Van Mechelen, & Diercks, 2010). Several studies have reported a high rate of injuries for runners, ranging between 18.2 to 92.4% (Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2007). Some studies indicate changes in the running pattern as a risk factor for injuries (Cheung & Davis, 2011; Weeks *et al.*, 2015). However, the injury causes of running are still unclear (Hamill *et al.*, 2012). Most of the classical studies used discrete kinematic variables to investigate injury development (Hafer *et al.*, 2017; Hamill *et al.*, 2012). These studies usually considered the linear relationship between kinematic variables and injury to uncover a cause and effect association (Bittencourt *et al.*, 2016). Recently, studies have suggested the use of non-linear methods to investigate the behavior of biological systems. Considering the movement as a result of a complex interaction among several elements, the time evolution characteristics of a given movement pattern can reveal the current state of the system and even be associated with injuries occurrence (Busa & Van Emmerik, 2016).

The complexity of biological systems result, from the nonlinear interactions between several independent components responsible for producing human movement (Busa & Van Emmerik, 2016; Decker, Cignetti, & Stergiou, 2010). The running movement pattern, for example, can be considered as the result of the interactions among nervous, cardiovascular, musculoskeletal systems and the interaction of the runner with the environment (Decker *et al.*, 2010; Holt *et al.*, 2010; Meardon *et al.*, 2011). These systems organize themselves in several ways to produce functional movement patterns within an environment that constantly changes (Stergiou, Jensen, Bates, Scholten, & Tzetzis, 2001; Van Emmerik, Ducharme, Amado, & Hamill, 2016). Thus, biological systems can be said to self-organize. Self-organization allows these systems to adapt to organismic, environmental, and task constraints in multiple ways to find the proper solutions to achieve the movement goals (Terada *et al.*, 2015). As a result of self-organization, this system becomes flexible and adaptive, and are able to deal with the demands needed to perform a task (Goldberger, Peng, & Lipsitz, 2002; Schütte, Seerden, Venter, & Vanwanseele, 2018; Tochigi, Segal, Vaseenon, & Brown, 2012). A reduction in the ability to adapt to changes in the imposed task and environmental conditions may indicate changes of the available components of the biological systems (Busa & Van Emmerik, 2016; Terada *et al.*, 2015). This process may, reduce the system's ability to produce proper movement strategies and become more susceptible to injury (Meardon *et al.*, 2011; Ramdani *et al.*, 2009).

Studies using kinematic gait time series in groups with and without musculoskeletal injuries have shown that individuals with injuries had more regular movement patterns (Georgoulis *et al.*, 2006; Terada *et al.*, 2015; Tochigi *et al.*, 2012). Georgoulis *et al.* (2006) identified that participants with anterior cruciate ligament injury history (after 19 months) showed more regular movement patterns of knee in the injured side than in the contralateral one. This greater movement regularity pattern may indicate a system with repetitive behavior and, consequently, less adaptability (Tang *et al.*, 2015; Torres *et al.*, 2013). Therefore, the regularity of the joint kinematic patterns observed during running could be used to infer about the adaptability of the neuromusculoskeletal system. The analysis of this regularity in the movement patterns of the lower limbs joint could, therefore, contribute to the understanding how the subject's history of injury affects the organization of the neuromusculoskeletal system. Thus, the aim of this study was to investigate the regularity of the lower limb joint kinematic in runners with and without a history of injury. It was hypothesized that runners with history of injury would demonstrate increased regularity of the kinematics of the lower limb joints compared to runners without history of injury, and this increased regularity would be present in all joints.

2. Methods

2.1. Subjects

This study was a cross-sectional observational design. Nineteen recreational runners were recruited over local running clubs and competitive events and divided into two groups: those without history of injury (Non-Injured Group - NIG) and those with history of running injury (Injured Group - IG). The inclusion criteria for the groups of runners were: (1) to be over 18 years old; (2) practice running for at least one year; (3) to perform running training at least once a week; (4) have participated in competitive events of medium or long distance running in the last year (Karamanidis & Arampatzis, 2005; Tarpinning, Hamilton-Wessler, Wiswell, & Hawkins, 2004); (5) have not undergone lower limb surgery; (6) had no musculoskeletal injury in the last month prior to data collection; and (7) have no pain or any other symptom of musculoskeletal injury on the day of data collection. In IG, the subjects should suffered any injury that affected their running ability to practice or race during the last year (McKean, Manson, & Stanish, 2006). Self reported injury included Achilles tendonitis, lower extremity muscle strain, patellofemoral syndrome and tibial stress syndrome. In both groups, subjects that report any discomfort during the data collection were excluded. The study was approved by the university ethic committee (ETIC 0526.0.203.000-10) and all

participants provided written informed consent prior to participation. Sample size estimation was obtained from pilot study with ten runners (five NIG and five IG). For this analysis the significance level (α) was set at 0.05, the effect size was moderate (f) 0.38 (Ferguson, 2009) and a statistical power (β) of 0.80 was considered *a priori*. The analysis showed that the minimum sample size should be seven participants per group.

2.2. Procedures

Initially, subjects were asked to respond a questionnaire with demographic characteristics and details about their sport practice: practice time, current training characteristics (weekly frequency, duration and distance), number of running competitions enrolled in the last year and history of injury over the last year. The kinematic data of the running movement were collected using the active three-dimensional motion analysis system Codamotion® (Charnwood Dynamics Ltd, UK). The sample rate of the cameras was set at 100 Hz. To define the anatomical segments of the pelvis and lower limb the following bone prominences were considered (Cappozzo, Catani, Della Croce, & Leardini, 1995): (1) iliac creast; (2) greater trochanter; (3) lateral femoral epicondyle; (4) medial femoral epicondyle; (5) lateral malleoli; (6) medial malleoli; (7) sustentaculum talus; (8) peroneal tuberosity; (9) 1st metatarsal head; (10) 1st metatarsal base; (11) 5th metatarsal head; (12) 5th metatarsal base, bilaterally. Rigid clusters were used over the pelvis, thigh, leg and rearfoot, bilaterally, to track segments movement. To avoid anatomical palpation differences, the same researcher placed the markers on all subjects. To define the kinematic model and normalization, the subject remained in orthostatic posture, barefoot over a treadmill (ProAction G635 Explorer – BH Fitness, Spain), with no inclination. The subject was then asked to wear neutral running shoes (Mizuno Inc - Vietnam) adapted with a window for a rearfoot cluster (Resende, Fonseca, Silva, Pertence, & Kirkwood, 2014; Souza *et al.*, 2014). The running shoes adaptations prevented the influence of shoes movement over foot kinematics (Stacoff, Reinschmidt, & Stüssi, 1992). The static trial for determination of the reference position of the angular variables were collected with the subjects in a quiet posture for five seconds. After that, they ran over a treadmill at the self-selected speed, determined according to the procedures described by Ratcliffe and Holt (1997). The minimum number of running strides considered in this study was 30 running cycles (range: 36 to 51, mean = 41.1, std= \pm 3.4). Data from dominant leg (defined as the leg that the subject would use to kick a soccer ball as far as possible) (Dean, Kuo, & Alexander, 2004; Sadeghi, Allard, Prince, & Labelle, 2000) were considered, once this leg is more demanded during the execution of functional tasks

(Mundim, Paz, & Fachin-Martins, 2015). In addition, we compared the data collected in both legs of the IG and the results showed that there was no difference in any dependent variable of this study ($P > 0.05$).

2.3. Data reduction

The kinematic data of the hip, knee and ankle in the sagittal plane were analyzed in the Visual 3D (C-Motion Inc, Germantown, MD, USA). The raw data were filtered using a fourth order low pass Butterworth filter with a cutoff frequency of 9 Hz (Bus, 2003) and interpolated by means of the least squares of a third order polynomial. Hip, knee and ankle angles were created from the following Cardan sequence: latero-medial, antero-posterior and super-inferior. These angles were created considering the orientation of the thigh, leg and rearfoot segments in relation to their proximal segment. Subsequently, the time series of hip, knee and ankle were extracted in the sagittal plane. Data of this anatomical plane was chosen as dependent variable since they are considered the most representative measures of lower limb kinematics (Preatoni *et al.*, 2010) and the frontal and transverse planes have been associated with increased amount of error (Cappozzo, Catani, Leardini, Benedetti, & Della Croce, 1996).

The regularity of each kinematic time series was examined using the Sample Entropy (SampEn). SampEn was calculated using a custom MATLAB routine (Mathworks, Natick, MA, USA), considering the algorithm described by Richman & Moorman (2000). SampEn is the negative natural logarithm of the conditional probability that a dataset of length N , having repeated itself within a tolerance r for a window length m , will also repeat itself for $m+1$ points, without allowing self-matches (Arshi, Mehdizadeh, & Davids, 2015; Ramdani *et al.*, 2009; Richman & Moorman, 2000). To calculate SampEn two input parameters m (the window length that will be compared) and r (the similarity criterion) were needed. To determine these parameters, the approach suggested by Ramdani *et al.* (2009) was applied over 20% of studied sample. Based on this approach, the parameters $m = 3$ and $r = 0.2$ (times the standard deviation of the time series) were considered.

2.4. Statistical analysis

Means and standard deviations of demographic and running practice characteristics and the self-selected speed chosen for each group were calculated (Table 1). The assumptions of normality and homogeneity of variance were checked. Independent t and Mann-Whitney U tests were used to compare and running practice characteristics and the self-selected speed between groups. Mixed design analysis of variance (ANOVA) was performed to investigate

the effect of group (IG x NIG), lower limb joint (hip, knee and ankle) and interaction in SampEn. Least significant difference (LSD) tests were performed, as *post hoc* tests, to identify pairwise differences when statistically significant effect was identified by ANOVA. For all the analyses, a type I error probability of 0.05 was considered.

3. Results

There were no differences in any demographic and training characteristics, and self-selected speed between the IG and NIG (Table 1). Mixed design ANOVA showed significant main effect of group [$F(1,17) = 14.17, p = 0.002, \eta^2 = 0.46$]. IG demonstrated a lower SampEn value (0.20 ± 0.04) compared to NIG (0.22 ± 0.05). There was also a significant main effect of lower limb joint [$F(2,34) = 31.86, p < 0.001, \eta^2 = 0.65$]. LSD tests showed that SampEn was greater in the ankle (0.26 ± 0.04) compared to the knee [$0.21 \pm 0.02, t(18) = -4.58, p = 0.001, d = 1.05$], and to the hip [$0.17 \pm 0.03, t(18) = -7.32, p < 0.001, d = 1.68$]. SampEn of the knee was greater than in the hip [$t(18) = -4.14, p = 0.001, d = 0.95$]. There was no interaction effect group \times lower limb joint [$F(2,34) = 1.30, p = 0.29, \eta^2 = 0.07$].

Insert table 1

4. Discussion

This study investigated the regularity of hip, knee and ankle movements, in the sagittal plane, in runners with and without history of injury during running by means of sample entropy (SampEn). The injured group (IG) had more regular movement patterns compared to the non-injured group (NIG). In addition, in both groups, there was less regularity in the ankle, followed by knee and hip. The regularity captured by SampEn was able to distinguish groups of runners according to the history of injury. Although the regularity of the lower limb joints differed among them, the sample entropy results indicated that the pattern of increased regularity of the injured group could be captured in any of the joints.

The observed greater regularity of movement patterns in runners with history of injury is corroborated by previous studies (Georgoulis *et al.*, 2006; Terada *et al.*, 2015; Tochigi *et al.*, 2012). The complexity of the neuromusculoskeletal system may be influenced by deficiency in the function or loss of the system components, and/or when the existing interaction among them is altered, possibly resulting in lower adaptive ability (Lipsitz & Goldberger, 1992). In accordance with this view, the IG may have had modifications of the neuromusculoskeletal system such as: (1) change in muscle strength and length (Cheung &

Davis, 2011; Wen, 2007); (2) change in inter-joint coordination capability (Hamill *et al.*, 2012), and (3) joint flexibility (Hreljac, 2004); among other factors that are associated with injury in runners. Thus, runners with history of injury may have had different movement strategies to achieve task goals (Caballero, Davids, Heller, Wheat, & Moreno, 2019). The greater movement pattern regularity observed in these runners may reflect the motor strategy available, considering the system's conditions. Although these runners were successful in accomplishing the required task, their movement strategy may indicate lower adaptive capacity of these runners to deal with the different environmental and task demands (Agresta *et al.*, 2019; Terada *et al.*, 2015), making their system more susceptible to injury (Hamill *et al.*, 2012; Meardon *et al.*, 2011).

Some studies reported that the history of running injury is an important predictor of recurrence of lesions (Buist *et al.*, 2010; Tauton *et al.*, 2003). In addition, it has been suggested that changes in running patterns after a first injury may occur with the aim of protecting the previously injured structure (Saragiotto *et al.*, 2014). The existence of previous injuries can impact both the ability of the neuromusculoskeletal system to deal with activity demand and the runners movement pattern (Van Middelkoop, Kolkman, Van Ochten, Bierma-Zeinstra, & Koes, 2008). Unfortunately, the design of the present study does not allow distinguishing the direction of the relationship between greater movement regularity and running injury. However, the regularity analysis of movement patterns by means of sample entropy contributes to the understanding of the adaptive capacity of the neuromusculoskeletal system of runners and, its possible relationship to injury.

This study showed less regularity in a distal to proximal fashion: ankle joint, followed by knee and hip. This finding corroborates the results observed during gait in healthy subjects (McCamley *et al.*, 2018). However, the results differ from those observed during race walking, in which both hip and ankle joints were less regular than the knee joint (Preatoni *et al.*, 2010). The difference between studies could be explained by the demand that is imposed on each joint during this specific sport practice. In race walking, athletes use a peculiar form of locomotion and they walk as fast as possible, imposing an unnatural pattern of knee flexion/extension, requiring more ankle and hip adaptability for shock absorption (Preatoni *et al.*, 2010). In running, the decreased regularity observed at the ankle may reflect the demands of this joint. Thus, the difference between studies according to the locomotion type indicates that the different lower limb joints adapt their movement pattern (e.g. decreased regularity) to match, in the most effective way, the requirements of the task. The ankle seems to be the joint most adaptive to the disturbances imposed by the environment. The foot and the ankle form a

dynamic link between the body and the ground (Dugan & Bhat, 2005). Direct foot-to-ground contact requires adaptive responses to the contextual task changes (e.g. maintaining balance after perturbation) (Qiao & Jindrich, 2016). The observed reduced ankle regularity suggests an important role of this joint in absorbing impact forces and dissipating mechanical energy (Nicola & Jewison, 2012). The foot also acts as a spring assisting the push off during running (Nicola & Jewison, 2012). Thus, the foot and ankle have several functions that requires increased adaptation according to the demand imposed by the task and environmental conditions. In sum, the reduced ankle joint regularity may reflect the greater adaptive demand of this joint during running.

This study did not investigate the influence of age on the movement pattern regularity. Vaillancourt & Newell (2002) identified greater regularity of center of pressure in quiet stance in older individuals than in younger ones. However, there was no difference in the number of older runners in the groups. Future studies could investigate the influence of age on the regularity of runners. In addition, our study design does not allow establishing whether movement pattern regularity is a predictive factor of injury in runners. Future prospective investigations should be designed to verify this possibility.

Movement regularity measured by the sample entropy was able to distinguish runners with and without history of injury, who were asymptomatic during data collection. This suggests that runners with history of injury have different movement strategies from those without history of injury. The results of this study also suggest that the differences in regularity among the lower limb joints reflects the distinct demands faced by these joints. The effective execution of running depends on the joint's adaptive capability, which may reflect the neuromusculoskeletal capacities of the runners. It is possible that the regularity analysis of the running movement pattern can capture subtle alterations that might reflect the altered movement capability of the runner.

5. Conclusion

Runners with neuromusculoskeletal history of injury over the last year had lower values of sample entropy compared to runners without history of injury. This result indicates that runners with injury history have a more regular running movement pattern. This regularity suggests that these runners have less adaptive capacity during the running. In addition, the sample entropy values were different among the lower limb joints: ankle had greater values followed by knee and hip. This result reinforces the different functions that

these joints perform during running and that the ankle have a higher adaptability due to ground proximity.

References

- Agresta, C. E., Goulet, G. C., Peacock, J., Housner, J., Zernicke, R. F., & Deneweth, J. (2019). Years of running experience influences stride-to-stride fluctuations and adaptive response during step frequency perturbations in healthy distance runners. *Gait & Posture, 70*, 376–382. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.034>
- Arshi, A. R., Mehdizadeh, S., & Davids, K. (2015). Quantifying foot placement variability and dynamic stability of movement to assess control mechanisms during forward and lateral running. *Journal of Biomechanics, 48*, 4020–4025. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2015.09.046>
- Bittencourt, N. F. N., Meeuwisse, W. H., Mendonça, L. D., Nettel-Aguirre, A., Ocarino, J. M., & Fonseca, S. T. (2016). Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. *British Journal of Sports Medicine, 50*, 1309–1314. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095850>
- Boyer, K. A., Silvernail, J. F., & Hamill, J. (2014). The Role of Running Mileage on coordination Patterns in Running. *Journal of Applied Biomechanics, 30*, 649–654. <https://doi.org/10.1123/jab.2013-0261>
- Buist, I., Bredeweg, S. W., Lemmink, K. A. P. M., van Mechelen, W., & Diercks, R. L. (2010). Predictors of Running-Related Injuries in Novice Runners Enrolled in a Systematic Training Program. *The American Journal of Sports Medicine, 38*, 273–280. <https://doi.org/10.1177/0363546509347985>
- Bus, S. A. (2003). Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 35*, 1167–1175. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000074441.55707.D1>
- Busa, M. A., & van Emmerik, R. E. A. (2016). Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. *Journal of Sport and Health Science, 5*, 44–51. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.018>
- Caballero, C., Davids, K., Heller, B., Wheat, J., & Moreno, F. J. (2019). Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments. *Gait & Posture, 70*, 1–5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.002>
- Cappozzo, A., Catani, F., Della Croce, U., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement. *Clinical Biomechanics, 10*, 171–178. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)91394-T](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)91394-T)
- Cappozzo, A., Catani, F., Leardini, A., Benedetti, M., & Della Croce, U. (1996). Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clinical Biomechanics, 11*, 90–100. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(95\)00046-1](https://doi.org/10.1016/0268-0033(95)00046-1)
- Cheung, R. T. H., & Davis, I. S. (2011). Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in Runners: A Case Series. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 41*, 914–919. <https://doi.org/10.2519/jospt.2011.3771>
- Dean, J. C., Kuo, A. D., & Alexander, N. B. (2004). Age-Related Changes in Maximal Hip

- Strength and Movement Speed. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 59, 286–292. <https://doi.org/10.1093/gerona/59.3.M286>
- Decker, L. M., Cignetti, F., & Stergiou, N. (2010). Complexity and Human Gait. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 3, 2–12. Retrieved from <https://www.redalyc.org/html/3233/323327661002/>
- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16, 603–621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Ferguson, C. J. (2009). An Effect Size Primer: A Guide for Clinicians and Researchers. *Professional Psychology: Research and Practice*, 40, 532–538. <https://doi.org/10.1037/a0015808>
- Georgoulis, A. D., Moraiti, C., Ristanis, S., & Stergiou, N. (2006). A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: The use of the approximate entropy in orthopaedics. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 20, 11–18. <https://doi.org/10.1007/s10877-006-1032-7>
- Goldberger, A. L., Peng, C.-K., & Lipsitz, L. A. (2002). What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? *Neurobiology of Aging*, 23, 23–26. [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(01\)00266-4](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(01)00266-4)
- Hafer, J. F., Brown, A. M., & Boyer, K. A. (2017). Exertion and pain do not alter coordination variability in runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics*, 47, 73–78. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.006>
- Hamill, J., Palmer, C., & Van Emmerik, R. E. A. (2012). Coordinative variability and overuse injury. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 4, 45. <https://doi.org/10.1186/1758-2555-4-45>
- Holt, K. G., Wagenaar, R. O., & Saltzman, E. (2010). A Dynamic Systems: constraints approach to rehabilitation. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 14, 446–463. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552010000600002>
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(5), 845–849. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD>
- Karamanidis, K., & Arampatzis, A. (2005). Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. *Journal of Experimental Biology*, 208, 3907–3923. <https://doi.org/10.1242/jeb.01830>
- Lipsitz, L. A., & Goldberger, A. L. (1992). Loss of “Complexity” and Aging. *Journal of the American Medical Association*, 267, 1806. <https://doi.org/10.1001/jama.1992.03480130122036>
- McKean, K. A., Manson, N. A., & Stanish, W. D. (2006). Musculoskeletal injury in the masters runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16, 149–154. <https://doi.org/10.1097/00042752-200603000-00011>

- Meardon, S. A., Hamill, J., & Derrick, T. R. (2011). Running injury and stride time variability over a prolonged run. *Gait & Posture*, *33*, 36–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.020>
- Mundim, A. C., Paz, C. C. dos S. C., & Fachin-Martins, E. (2015). Could be the predominantly-used hemibody related to the weight bearing distribution modified by the chronic hemiparesis after stroke? *Medical Hypotheses*, *85*, 645–649. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2015.08.007>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, *31*, 187–201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Preatoni, E., Ferrario, M., Donà, G., Hamill, J., & Rodano, R. (2010). Motor variability in sports: A non-linear analysis of race walking. *Journal of Sports Sciences*, *28*, 1327–1336. <https://doi.org/10.1080/02640414.2010.507250>
- Qiao, M., & Jindrich, D. L. (2016). Leg joint function during walking acceleration and deceleration. *Journal of Biomechanics*, *49*, 66–72. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.11.022>
- Ramdani, S., Seigle, B., Lagarde, J., Bouchara, F., & Bernard, P. L. (2009). On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. *Medical Engineering & Physics*, *31*, 1023–1031. <https://doi.org/10.1016/J.MEDENGGPHY.2009.06.004>
- Ratcliffe, R. J., & Holt, K. G. (1997). Low frequency shock absorption in human walking. *Gait & Posture*, *5*, 93–100. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01077-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01077-6)
- Resende, R. A., Fonseca, S. T., Silva, P. L., Pertence, A. E., & Kirkwood, R. N. (2014). Forefoot Midsole Stiffness Affects Forefoot and Rearfoot Kinematics During the Stance Phase of Gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *104*, 183–190. <https://doi.org/10.7547/0003-0538-104.2.183>
- Richman, J. S., & Moorman, J. R. (2000). Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, *278*, 2039–2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, *12*, 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, *12*(1), 34–45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00070-9](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00070-9)
- Saragiotto, B. T., Yamato, T. P., Junior, L. C. H., Rainbow, M. J., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2014). What are the main risk factors for running-related injuries? *Sports Medicine*, *44*, 1153–1163. <https://doi.org/10.1007/s40279-014-0194-6>
- Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2018). Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait & Posture*, *59*, 222–228.

<https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2017.10.021>

- Souza, T. R., Fonseca, H. L., Vaz, A. C. A., Antero, J. S., Marinho, C. S., & Fonseca, S. T. (2014). Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *104*, 601–609. <https://doi.org/10.7547/8750-7315-104.6.601>
- Stacoff, A., Reinschmidt, C., & Stüssi, E. (1992). The movement of the heel within a running shoe. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *24*, 695–701. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1602942>
- Stergiou, N., Jensen, J. L., Bates, B. T., Scholten, S. D., & Tzetzis, G. (2001). A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. *Clinical Biomechanics*, *16*, 213–221. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00090-5](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00090-5)
- Tang, L., Lv, H., Yang, F., & Yu, L. (2015). Complexity testing techniques for time series data: A comprehensive literature review. *Chaos, Solitons and Fractals*, *81*, 117–135. <https://doi.org/10.1016/j.chaos.2015.09.002>
- Tarpenning, K. M., Hamilton-Wessler, M., Wiswell, R. A., & Hawkins, S. A. (2004). Endurance Training Delays Age of Decline in Leg Strength and Muscle Morphology. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *36*, 74–78. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000106179.73735.A6>
- Tauton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., Mckenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. *British Journal of Sports Medicine*, *37*(3), 239–245.
- Terada, M., Bowker, S., Thomas, A. C., Pietrosimone, B., Hiller, C. E., Rice, M. S., & Gribble, P. A. (2015). Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. *Human Movement Science*, *40*, 154–162. <https://doi.org/10.1016/J.HUMOV.2014.12.004>
- Tochigi, Y., Segal, N. A., Vaseenon, T., & Brown, T. D. (2012). Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. *Journal of Orthopaedic Research*, *30*, 897–904. <https://doi.org/10.1002/jor.22022>
- Torres, B., López, M. D. S., Cachadiña, E. S., & Orellana, J. N. (2013). Entropy in the Analysis of Gait Complexity: A State of the Art. *British Journal of Applied Science & Technology*, *3*, 1097–1105. <https://doi.org/10.9734/BJAST/2013/4698>
- Vaillancourt, D. E., & Newell, K. M. (2002). Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. *Neurobiology of Aging*, *23*, 1–11. [https://doi.org/10.1016/S0197-4580\(01\)00247-0](https://doi.org/10.1016/S0197-4580(01)00247-0)
- Van Emmerik, R. E. A., Ducharme, S. W., Amado, A. C., & Hamill, J. (2016). Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. *Journal of Sport and Health Science*, *5*, 3–13. <https://doi.org/10.1016/J.JSHS.2016.01.013>
- Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. (2007). Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners.

Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 18, 140–144.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00683.x>

Van Middelkoop, M., Kolkman, J., Van Ochten, J., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2008). Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 18, 691–697.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00768.x>

Weeks, B. K., Carty, C. P., & Horan, S. A. (2015). Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16, 271.
<https://doi.org/10.1186/s12891-015-0739-3>

Wen, D. Y. (2007). Risk factors for overuse injuries in runners. *Current Sports Medicine Reports*, 6, 307–313. <https://doi.org/10.1007/s11932-007-0067-y>

Table 1

Demographic and running practice characteristics, and self-selected speed of runners with and without previous history of injury (Mean \pm SD)

	Injured	Non-injured	P-Value [▪]
<i>N</i>	7	12	
Age (<i>years</i>)	31.7 \pm 15.9	35.6 \pm 20.6	0.59
Height (<i>cm</i>)	164.0 \pm 7.8	171.0 \pm 10.7	0.17
Body mass (<i>kg</i>)	63.3 \pm 9.3	71.9 \pm 10.5	0.08
Competitions in last year	6.9 \pm 2.8	11.7 \pm 7.7	0.22
Self-selected speed (<i>km/h</i>)	9.9 \pm 1.6	8.8 \pm 2.1	0.23
Training characteristics			
Session per week	3.5 \pm 1.3	3.3 \pm 0.8	0.90
Duration of each session (<i>min</i>)	53.6 \pm 12.8	55.7 \pm 16.0	0.83
Distance in each training session (<i>km</i>)	8.9 \pm 2.3	10.1 \pm 2.7	0.37

▪ Mann-Whitney test was used for the following variables that did not have normal distribution: age, competitions in last year, session per week and distance in each training session.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo investigou a regularidade dos movimentos articulares dos membros inferiores em corredores com e sem histórico de lesão durante a corrida. A regularidade do padrão de movimento foi maior no grupo com histórico de lesão quando comparado ao grupo sem histórico de lesão. Esse achado mostra que corredores com histórico de lesão usam diferentes estratégias de movimento para atingir os objetivos impostos pela tarefa e condições ambientais. Essa estratégia pode refletir a menor capacidade adaptativa desses corredores. O histórico de lesão na corrida é um fator preditor importante para reincidência de lesões e pode impactar tanto no padrão de movimento de corredores quanto na capacidade do sistema neuromusculoesquelético em lidar com a demanda da corrida.

As articulações do membro inferior apresentaram diferenças na regularidade do movimento durante a corrida. O tornozelo apresentou menor regularidade, seguido por joelho e quadril. Esse resultado suporta a proposição de que as articulações possuem demandas diferentes para a realização de cada tarefa. A articulação do tornozelo possui várias funções na corrida e, portanto, se adapta de acordo com a demanda imposta, contribuindo para um melhor desempenho durante o movimento. Além disso, o pé e o tornozelo formam um elo dinâmico entre o corpo e o solo, exigindo uma maior adaptabilidade dessa articulação. A menor regularidade observada no tornozelo reflete, portanto, a maior demanda dessa articulação durante a corrida.

Futuras investigações com desenho prospectivo podem verificar se a alteração da regularidade do padrão de movimento é um fator preditivo de lesão em corredores. Os achados deste estudo contribuem para o entendimento das capacidades adaptativas neuromusculoesqueléticas dos corredores. Além disso, entender como as articulações se comportam frente às diferentes demandas para execução efetiva da tarefa pode ajudar na compreensão das lesões que surgem em articulações específicas na corrida. Assim, a análise da regularidade contribui com o entendimento da organização do sistema neuromusculoesquelético, visto que a existência de lesão prévia pode mudar as condições do sistema e as estratégias utilizadas na corrida.

REFERÊNCIAS

- AGRESTA, C. E. *et al.* Years of running experience influences stride-to-stride fluctuations and adaptive response during step frequency perturbations in healthy distance runners. **Gait & Posture**, v. 70, n. February, p. 376–382, 2019.
- ARSHI, A. R.; MEHDIZADEH, S.; DAVIDS, K. Quantifying foot placement variability and dynamic stability of movement to assess control mechanisms during forward and lateral running. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 15, p. 4020–4025, 26 nov. 2015.
- BITTENCOURT, N. F. N. *et al.* Complex systems approach for sports injuries: moving from risk factor identification to injury pattern recognition—narrative review and new concept. **British Journal of Sports Medicine**, v. 50, n. 21, p. 1309–1314, 2016.
- BOYER, K. A.; SILVERNAIL, J. F.; HAMILL, J. The Role of Running Mileage on Coordination Patterns in Running. **Journal of Applied Biomechanics**, v. 30, n. 5, p. 649–654, 1 out. 2014.
- BUIST, I. *et al.* Predictors of Running-Related Injuries in Novice Runners Enrolled in a Systematic Training Program. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 38, n. 2, p. 273–280, 2010.
- BUS, S. A. Ground reaction forces and kinematics in distance running in older-aged men. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, n. 7, p. 1167–1175, 2003.
- BUSA, M. A.; VAN EMMERIK, R. E. A. Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 44–51, 2016.
- CABALLERO, C. *et al.* Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments. **Gait & Posture**, v. 70, n. February, p. 1–5, 2019.
- CAPPOZZO, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement. **Clinical Biomechanics**, v. 10, n. 4, p. 171–178, 1995.
- CAPPOZZO, A. *et al.* Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. **Clinical Biomechanics**, v. 11, n. 2, p. 90–100, mar. 1996.
- CHEUNG, R. T. H.; DAVIS, I. S. Landing Pattern Modification to Improve Patellofemoral Pain in Runners: A Case Series. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 41, n. 12, p. 914–919, 1 dez. 2011.
- DEAN, J. C.; KUO, A. D.; ALEXANDER, N. B. Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 3, p. 286–292, 1 mar. 2004.
- DECKER, L. M.; CIGNETTI, F.; STERGIOU, N. Complexity and Human Gait. **Revista Andaluza de Medicina del Deporte**, v. 3, n. 1, p. 2–12, 2010.
- DUGAN, S. A.; BHAT, K. P. Biomechanics and Analysis of Running Gait. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America**, v. 16, n. 3, p. 603–621, ago. 2005.
- FONSECA S. T; OCARINO. J. M; SILVA P. L. P; AQUINO, C. F. Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE DJ, Z. J.; QUILLEN WS (Ed.). **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation** Saunders, 2007.

- GEORGOULIS, A. D. *et al.* A novel approach to measure variability in the anterior cruciate ligament deficient knee during walking: The use of the approximate entropy in orthopaedics. **Journal of Clinical Monitoring and Computing**, v. 20, n. 1, p. 11–18, 2006.
- GOLDBERGER, A. L.; PENG, C.-K.; LIPSITZ, L. A. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease? **Neurobiology of Aging**, v. 23, n. 1, p. 23–26, 1 jan. 2002.
- HAFER, J. F.; BROWN, A. M.; BOYER, K. A. Exertion and pain do not alter coordination variability in runners with iliotibial band syndrome. **Clinical Biomechanics**, v. 47, n. June, p. 73–78, 2017.
- HAMILL, J.; PALMER, C.; VAN EMMERIK, R. E. A. Coordinative variability and overuse injury. **Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology**, v. 4, n. 1, p. 45, 2012.
- HOLT, K. G.; WAGENAAR, R. O.; SALTZMAN, E. A Dynamic Systems: constraints approach to rehabilitation. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 14, n. 6, p. 446–463, dez. 2010.
- HRELJAC, A. Impact and Overuse Injuries in Runners. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 36, n. 5, p. 845–849, 2004.
- KARAMANIDIS, K.; ARAMPATZIS, A. Mechanical and morphological properties of different muscle-tendon units in the lower extremity and running mechanics: effect of aging and physical activity. **Journal of Experimental Biology**, v. 208, n. 20, p. 3907–3923, 2005.
- KELSO, J. A. S. **Dynamic patterns: the self organization of brain as behavior.** MIT Press, 1995.
- LEE, S.; POWERS, C. Clinical Biomechanics Fatigue of the hip abductors results in increased medial – lateral center of pressure excursion and altered peroneus longus activation during a unipedal landing task. **JCLB**, v. 28, n. 5, p. 524–529, 2013.
- LIPSITZ, L. A.; GOLDBERGER, A. L. Loss of “Complexity” and Aging. **Journal of the America Medical Association**, v. 267, n. 13, p. 1806, 1 abr. 1992.
- MCCAMLEY, J. *et al.* On the Calculation of Sample Entropy Using Continuous and Discrete Human Gait Data. **Entropy**, v. 20, n. 10, p. 764, 5 out. 2018.
- MCKEAN, K. A.; MANSON, N. A.; STANISH, W. D. Musculoskeletal injury in the masters runners. **Clinical Journal of Sport Medicine**, v. 16, n. 2, p. 149–154, 2006.
- MEARDON, S. A.; HAMILL, J.; DERRICK, T. R. Running injury and stride time variability over a prolonged run. **Gait & Posture**, v. 33, n. 1, p. 36–40, 2011.
- MUNDIM, A. C.; PAZ, C. C. DOS S. C.; FACHIN-MARTINS, E. Could be the predominantly-used hemibody related to the weight bearing distribution modified by the chronic hemiparesis after stroke? **Medical Hypotheses**, v. 85, n. 5, p. 645–649, nov. 2015.
- MURRAY, A. M. *et al.* A PILOT STUDY USING ENTROPY AS A NON-INVASIVE ASSESSMENT OF RUNNING. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, 2017.
- NICOLA, T. L.; JEWISON, D. J. The Anatomy and Biomechanics of Running. **Clinics in Sports Medicine**, v. 31, n. 2, p. 187–201, 2012.

- NOVACHEK, T. F. The biomechanics of running. **Gait & Posture**, v. 7, n. 1, p. 77–95, 1998.
- PREATONI, E. *et al.* Motor variability in sports: A non-linear analysis of race walking. **Journal of Sports Sciences**, v. 28, n. 12, p. 1327–1336, 2010.
- QIAO, M.; JINDRICH, D. L. Leg joint function during walking acceleration and deceleration. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 1, p. 66–72, 2016.
- RAMDANI, S. *et al.* On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. **Medical Engineering & Physics**, v. 31, n. 8, p. 1023–1031, 1 out. 2009.
- RATCLIFFE, R. J.; HOLT, K. G. Low frequency shock absorption in human walking. **Gait & Posture**, v. 5, n. 2, p. 93–100, 1997.
- RESENDE, R. A. *et al.* Forefoot Midsole Stiffness Affects Forefoot and Rearfoot Kinematics During the Stance Phase of Gait. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 2, p. 183–190, 2 mar. 2014.
- RHEA, C. K.; KIEFER, A. W. Patterned variability in gait behaviour: how can it be measured and what does it mean? Reads *In: Gait Biometrics: Basic Patterns, Role of Neurological Disorders and Effects of Physical Activity*, p. 17–43, 2014.
- RICHMAN, J. S.; MOORMAN, J. R. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 278, n. 6, p. 2039–2049, 2000.
- RICKLES, D.; HAWES, P.; SHIELL, A. A simple guide to chaos and complexity. **Journal of Epidemiology and Community Health**, v. 61, n. 11, p. 933–937, 2007.
- SADEGHI, H. *et al.* Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait & Posture**, v. 12, n. 1, p. 34–45, 1 set. 2000.
- SARAGIOTTO, B. T. *et al.* What are the main risk factors for running-related injuries? **Sports Medicine**, v. 44, n. 8, p. 1153–1163, 2014.
- SAUNDERS, P. U. *et al.* Factors affecting running economy in trained distance runners. **Sports Medicine**, v. 34, n. 7, p. 465–485, 2004.
- SCHÜTTE, K. H. *et al.* Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. **Gait & Posture**, 2017.
- SOUZA, T. R. *et al.* Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 104, n. 6, p. 601–609, nov. 2014.
- STACOFF, A.; REINSCHMIDT, C.; STÜSSI, E. The movement of the heel within a running shoe. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 24, n. 6, p. 695–701, jun. 1992.
- STERGIOU, N. *et al.* A dynamical systems investigation of lower extremity coordination during running over obstacles. **Clinical Biomechanics**, v. 16, n. 3, p. 213–221, 2001.
- 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.
- TANG, L. *et al.* Complexity testing techniques for time series data: A comprehensive literature review. **Chaos, Solitons and Fractals**, v. 81, p. 117–135, 2015.

TARPENNING, K. M. *et al.* Endurance Training Delays Age of Decline in Leg Strength and Muscle Morphology. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 1, p. 74–78, 2004.

TAUTON, J. E. . *et al.* A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run “In Training” clinics. **British journal of sports medicine**, v. 37, n. 3, p. 239–245, 2003.

TERADA, M. *et al.* Alterations in stride-to-stride variability during walking in individuals with chronic ankle instability. **Human Movement Science**, v. 40, p. 154–162, 1 abr. 2015.

TOCHIGI, Y. *et al.* Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 30, n. 6, p. 897–904, 2012.

VAILLANCOURT, D. E.; NEWELL, K. M. Changing complexity in human behavior and physiology through aging and disease. **Neurobiology of Aging**, v. 23, n. 1, p. 1–11, 1 jan. 2002.

VAN EMMERIK, R. E. A. *et al.* Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis. **Journal of Sport and Health Science**, v. 5, n. 1, p. 3–13, 1 mar. 2016.

VAN MIDDELKOOP, M. *et al.* Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 18, n. 2, p. 140–144, 6 jun. 2007.

VAN MIDDELKOOP, M. *et al.* Risk factors for lower extremity injuries among male marathon runners. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**, v. 18, n. 6, p. 691–697, 2008.

WEEKS, B. K.; CARTY, C. P.; HORAN, S. A. Effect of sex and fatigue on single leg squat kinematics in healthy young adults. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 16, n. 1, p. 271, 30 dez. 2015.

WEN, D. Y. Risk factors for overuse injuries in runners. **Current Sports Medicine Reports**, v. 6, n. 5, p. 307–313, 2007.

YENTES, J. M. *et al.* 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.

ANEXO A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Estudo: Análise Cinemática da Corrida e do Desempenho Muscular de Corredores Idosos e Adultos Jovens

Investigador Principal: Thiago Ribeiro Teles dos Santos

Orientador: Prof. Dr. João Marcos Domingues Dias

Inicialmente, obrigado por seu interesse em participar deste estudo. O nosso objetivo é investigar as diferenças na força dos músculos do tornozelo e da maneira de correr de corredores idosos e adultos jovens. Além disso, também desejamos investigar como a posição do pé e a resistência para movimentar o tornozelo e o quadril se relacionam com a maneira de correr. Este estudo nos permitirá entender melhor as diferenças da força muscular e maneira de correr de corredores idosos quando comparados a corredores adultos jovens.

Procedimentos: Todas as medidas serão realizadas no Laboratório de Análise do Movimento e no Laboratório de Desempenho Motor e Funcional Humano da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), sala 1107 e 1108, respectivamente. Inicialmente, você irá responder a um questionário sobre o tempo de prática de corrida, características do seu treinamento e lesões que ocorreram no último ano. Após isso, você

irá vestir um short preto que iremos lhe oferecer e nós mediremos seu peso e sua altura. Na primeira medida que iremos fazer, você ficará deitado de barriga para baixo em uma maca, nós iremos fazer algumas marcas em sua perna e em seu pé e logo após tirar três fotos dele para avaliarmos o posicionamento do seu pé. Na mesma posição, nós iremos avaliar a resistência para movimentar o quadril, sendo que, iremos colocar um cinto de Velcro® que passe por sua cintura e pela maca, dobrar seu joelho e mexer em sua perna cinco vezes de forma a produzir movimento no quadril. Depois, nós iremos mexer com sua perna até uma posição, em que iremos registrar o ângulo que ela forma com a maca. Esse procedimento será repetido três vezes. Para avaliar a resistência para movimentar o tornozelo, você permanecerá na mesma posição anterior e nós iremos fazer algumas marcações em seu pé e após isso, dobrar seu joelho, mexer cinco vezes em seu pé (levando o dorso do seu pé em direção à perna) e após isso, colocar um peso de 2Kg na ponta do seu pé e registrar o ângulo do seu tornozelo. Esse procedimento também será repetido três vezes. Após essas medidas, você irá ficar em pé e nós iremos colocar marcadores (“bolinhas”) em alguns pontos do seu corpo e você irá calçar um tênis que nós iremos lhe oferecer. Logo em seguida, você irá correr em esteira, de forma que possamos registrar a maneira que você corre. A velocidade da esteira será determinada por você e deverá ser o mais próximo da velocidade

em que você corre no seu treinamento semanal. Você poderá treinar para se acostumar a correr na esteira e após esse treinamento serão registrados pelo menos cinco passos. O último teste que iremos fazer será para determinar a força dos músculos do tornozelo. Para isso, você irá sentar na cadeira de um equipamento e após alinharmos o seu tornozelo, você irá mover uma alavanca com o tornozelo (movendo o dorso do pé em direção à perna e em direção oposta) o mais rapidamente possível, inicialmente para treinamento e depois durante três séries, sendo que na primeira você realizará cinco repetições, na segunda, 10 repetições e na terceira, 15 repetições. Para realizar todos esses testes, você terá que comparecer aos laboratórios apenas uma vez, por um tempo previsto de 2h30.

Riscos e desconfortos: A sua participação no estudo oferece riscos mínimos à sua saúde. Pode ocorrer uma possível sensação de cansaço na perna. Essa sensação, caso ocorra, desaparecerá em algumas horas.

Benefícios esperados: Considerando-se que você irá comparecer ao laboratório em uma ocasião apenas para realização de alguns procedimentos, não são esperados benefícios diretos devido a sua participação na pesquisa. Porém, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor as diferenças da força muscular e maneira de correr de corredores idosos quando comparados a corredores

adultos jovens, o que pode auxiliar a intervenção de fisioterapeutas que acompanham esses atletas. Assim, os resultados deste estudo irão contribuir para o avanço do conhecimento na área de fisioterapia.

Confidencialidade: Para garantir a confidencialidade da informação obtida, seu nome não será utilizado em qualquer publicação ou material relacionado ao estudo.

Recusa ou desistência da participação: Sua participação é inteiramente voluntária e você está livre para recusar participar ou desistir do estudo em qualquer momento sem que isso lhe traga qualquer prejuízo.

Gastos: Caso você necessite deslocar-se para universidade apenas para participar da pesquisa, os gastos com o seu transporte para comparecer ao laboratório serão de responsabilidade dos pesquisadores.

Você pode solicitar mais informações sobre o estudo com os pesquisadores do projeto: Thiago, por meio dos telefones 3409-4777 ou 9244-0541 e João Marcos, por meio dos telefones 3409-4783/4781/7407; ou ainda no comitê de ética da universidade (COEP), pelo telefone 3409-4592. Após a leitura completa deste documento, caso concorde em participar do estudo, você deverá assinar o termo de consentimento abaixo.

TERMO DE CONSENTIMENTO

Eu li e entendi toda a informação acima. Todas as minhas dúvidas foram satisfatoriamente respondidas e eu concordo em ser um voluntário do estudo.

Assinatura do Voluntário

Data

Assinatura do Pesquisador

Data

Thiago Ribeiro Teles dos Santos - Mestrando

Assinatura do Pesquisador

Data

Dr. João Marcos Domingues Dias – Orientador

COEP – Comitê de Ética em Pesquisa/UFMG

Av. Pres. Antônio Carlos, 6627 –Unidade Administrativa II – 2º. Andar – Sala
2005 Cep 31270-901- Belo Horizonte – MG / Telefax: (31) 3409- 4592 / Email:
coep@prpq.ufmg.br

ANEXO B – QUESTIONÁRIO

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____ ID: _____

Nome:		
Sexo: <input type="checkbox"/> M / <input type="checkbox"/> F	DN: ____ / ____ / ____	Idade: _____ anos
Altura: _____ m	Peso: _____ Kg	IMC: _____ Kg/m ²
Membro Dominante*: <input type="checkbox"/> D / <input type="checkbox"/> E / <input type="checkbox"/> A		
E-mail: _____	Telefone: _____	

*Se você fosse chutar uma bola, com qual perna chutaria? Direita (D), Esquerda (E), Ambidestro (A)

Há quanto tempo, você pratica corrida? _____

Características de treinamento – Frequência semanal, duração, velocidade e distância

Participação em Competições

Qual foi a última vez que você participou de competição? _____

Qual tipo de competição? _____

Com qual frequência você participa de competições durante o ano?

Lesões Esportivas

Conceito: Evento que afetou a habilidade do atleta de treinar ou competir durante o último ano (McKean et al, 2006). *Preencher o formulário em anexo para cada lesão.*

Data da Avaliação: ____ / ____ / ____ ID: _____

1A Data da Lesão: _____ 1A Data de retorno total à corrida: _____

2A Parte do corpo lesada

direita esquerda não aplicável

2B Parte do corpo afetada

cabeça/face ombro/clavícula quadril/púbis
 pescoço/coluna cervical membro superior coxa
 esterno/costelas/dorso superior cotovelo joelho
 abdômen antebraço perna/tendão de Aquiles
 coluna lombar/sacro/pelve punho tornozelo
 mão/dedo/polegar pé/dedo do pé

3 Tipo de lesão

concussão com ou sem perda de consciência lesão do menisco ou cartilagem hematoma/contusão
 fratura ruptura muscular/estiramento abrasão
 outro tipo de lesão óssea muscular/tear(*Ruptura severa com sangramento*)/câimbra laceração
 luxação/subluxação lesão tendinosa/ruptura tendinosa/ tendinose/bursite lesão nervosa
 estiramento ligamentar/lesão ligamentar lesão dentária
 outra lesão (por favor, especifique): _____

4 O corredor já teve lesão prévia do mesmo tipo no mesmo local (i.e. lesão recorrente)?

não sim

Se sim, especificar a data de retorno do corredor a participação total da lesão prévia:

5 A lesão foi causada por *overuse* ou trauma?

overuse trauma

6 Quando a lesão ocorreu?

treino competição

7 Observações:

ANEXO C – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COEP**

Parecer nº. ETIC 0526.0.203.000-10

**Interessado(a): Prof. João Marcos Domingues Dias
Departamento de Fisioterapia
EEFFTO - UFMG**

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP aprovou, no dia 21 de janeiro de 2011, após atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado "**Análise cinemática da corrida e do desempenho muscular de corredores idosos e adultos jovens**" bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


**Profa. Maria Teresa Marques Amaral
Coordenadora do COEP-UFMG**

MINI-CURRÍCULO

Juliana Quirino da Silva

<http://lattes.cnpq.br/5842652684417327>

email: julianaquirinofisio@gmail.com

FORMAÇÃO ACADÊMICA & TITULAÇÃO

Mestranda do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG
Início: Agosto de 2017 - Previsão de Término: Agosto de 2019

Pós-Graduada em Fisioterapia Esportiva – Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG.
Dezembro/2016.

Aperfeiçoamento em Pilates for Rehabilitation – Physio Pilates Polestar, PHYSIO PILATES.
Março/2013.

Graduada em Fisioterapia - Centro Universitário de Belo Horizonte – UNIBH.
Julho/2011.

EXPERIÊNCIA PROFISSIONAL & EXPERIÊNCIA DOCENTE

Instrutora de Pilates na Oficina Dama Lettieri. (Agosto/2015 – ATUAL)

Instrutora de Pilates no Minas Tênis Clube. (Março/2015 a Agosto/2017)

Instrutora de Pilates no Stúdio do Corpo Fisioterapia. (Julho/2014 a Dezembro/2014)

Fisioterapeuta na Four Fisioterapia (Abril/2012 a Novembro/2012)

PRODUÇÃO CIENTÍFICA

CARVALHO, R.; SILVA, J. Q.; SANTOS, T. R. T.; OKAI-NOBREGA, L. A.; OCARINO, J.M.; DIAS, J. M. D.; FONSECA, S. T. Associação de variáveis clínicas e de treinamento com histórico de lesões em corredores recreacionais. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

SILVA, J. Q.; HOSHI, R.A.; SANTOS, T. R. T.; OKAI-NOBREGA, L. A.; FONSECA, S. T. Adaptabilidade do sistema musculoesquelético em corredores com histórico de lesão. 2018. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

VERSIANI, L.C.; LUSTOSA, L. P.; SANTOS, C. C. S.; SILVA, J. Q.; SOUZA, L. R. Correlação da Obesidade Abdominal com o Desempenho Funcional e Força de Preensão Manual. 2011. (Apresentação de Trabalho/Congresso).

EVENTOS ACADÊMICOS

6ª Conferência Physio Pilates. 2018.

Conferência Return to Life. 2018.

XXII Congresso Brasileiro de Fisioterapia. 2018.

10ª Jornada Científica da GESP/GEDU/GEMAE. 2017.

Encontro com a Ciência e a Prática Profissional EEFPTO. 2017.

9ª Jornada Científica GESP/GEDU/GEMAE. 2016.

IV Semana de Avaliação dos Atletas da Base do MTC. Avaliação Cinético Funcional dos Atletas. 2011.