

Renatha de Carvalho

**EFEITO DA FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A REGULARIDADE DO
MOVIMENTO DURANTE A CORRIDA**

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2020

Renatha de Carvalho

**EFEITO DA FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A REGULARIDADE DO
MOVIMENTO DURANTE A CORRIDA**

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. Thales Rezende de Souza

Co-orientador: Prof. Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca

Belo Horizonte

Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG

2020

C331e

2020 Carvalho, Renatha de

Efeito da fadiga neuromuscular sobre a regularidade do movimento durante a corrida. / [manuscrito]. Renatha de Carvalho – 2020.

55 f., enc.: il.

Orientador: Thales Rezende de Souza

Coorientador: Sérgio Teixeira da Fonseca

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

Bibliografia: f. 41-44

1. Exercícios físicos – aspectos fisiológicos – Teses. 2. Corrida – Teses. 3. Fadiga muscular – Teses. I. Souza, Thales Rezende de. II. Fonseca, Sérgio Teixeira da. III. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. IV. Título.

CDU: 612:796

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Danilo Francisco de Souza Lage, CRB 6: nº 3132, da Biblioteca da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional da UFMG.



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

FOLHA DE APROVAÇÃO

EFEITO DA FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A REGULARIDADE DO MOVIMENTO DURANTE A CORRIDA

RENATHA DE CARVALHO

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 29 de outubro de 2020, pela banca constituída pelos membros:

Prof(a). Thales Rezende de Souza - Orientador - UFMG

Prof(a). Sérgio Teixeira da Fonseca - UFMG

Prof(a). Thiago Ribeiro Teles dos Santos - UniBH

Prof(a). Luciano Sales Prado - UFMG

Belo Horizonte, 29 de outubro de 2020.

RENAN ALVES RESENDE
COORDENADOR DO COLEGIADO DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO



Documento assinado eletronicamente por **Renan Alves Resende, Professor do Magistério Superior**, em 28/06/2021, às 11:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 5º do Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufmg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0805270** e o código CRC **A64A24F2**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao Professor Dr. Thales Rezende de Souza pela orientação e oportunidade de tamanho crescimento durante todo o processo de construção deste trabalho. Gratidão pelos ensinamentos, pela paciência e gentileza na condução também da minha construção acadêmica como mestranda.

Ao Professor Dr. Sérgio Teixeira da Fonseca pela orientação e todo apoio e confiança desde a idealização deste projeto. Gratidão por todo o aprendizado proporcionado, todas as ricas discussões teórico-filosóficas e por inspirar com propriedade o compromisso com a Ciência da Reabilitação.

À Dra. Líria Okai, uma grande e generosa amiga que o mestrado ou o laboratório (LAM) ou o “Cosmus” me concedeu. Gratidão por sua disponibilidade de sempre e por todos os ensinamentos, treinamentos, discussões e especialmente por cada vez, que com seu olhar maternal, você era capaz de ler nossos olhares e acalmar nosso coração quando era preciso.

Ao Dr. Thiago Teles e Dra. Priscila Albuquerque (Thi e Prips), por todo o apoio e disponibilidade de sempre. Pri com sua genialidade “MatLabiana” e melhor humor da vida e Thi com suas sempre necessárias considerações e discussões teóricas. Vocês foram essenciais durante todo o processo de construção deste trabalho.

Ao Professor Dr. Luciano Sales Prado, pelo enriquecedor apoio na construção principalmente dos aspectos fisiológicos inerentes deste trabalho. Gratidão pelas empolgantes discussões e pelo entusiasmo sempre presente em nossas conversas.

Aos meus “meninos”, ICs que me ajudaram enormemente, Natália Cardoso, Vinícius Parentoni e Henrique Faria. Especialmente à “Nati”, por sua fiel presença durante todo o processo, desde os testes do sistema até as análises e tratamento estatístico do projeto. Gratidão meninos pelo apoio, presença, questionamentos e carinho. “Obrigado Deus!”

Aos amigos do mestrado, a todos e a cada um, gratidão pela amizade, pelo crescimento e apoio mútuo, carinhosamente de forma especial à Mari Aquino, Camila e Sabrina. Em especial também, à minha grande amiga e parceira de estudo, de risadas, de escrita e discussões, Juliana Quirino (Ju), amiga do mestrado para vida. Gratidão por tudo sempre.

Aos professores do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, gratidão por todo aprendizado.

Aos funcionários do colegiado Ciências da Reabilitação. Em especial a Marilane e Eliane pela disposição e ajuda nos processos burocráticos inerentes. E ainda aos meus amigos

“Super Dêlcio” (LAM) e Sr. Geraldo (Portaria), o sorriso e humor de vocês sempre alegravam e traziam leveza aos meus dias de estudo e trabalho na Faculdade.

Às minhas grandes amigas de alma, Roberta Bruno, Núbia Marcelle e Andréa Lopes, e minhas amadas tia e primas Gil, “Gi” e “Issa”; pessoas imprescindíveis, cada uma em seu momento, desde a minha vinda para BH em busca do mestrado. Gratidão por todo apoio, carinho e aprendizado.

Aos meus pais, meus exemplos e meu porto seguro. Gratidão pelo amor e apoio incondicional de sempre, mesmo que isso significasse distância física. Ao meu irmão, que por capricho do destino, neste período final do processo, onde nossa mente e energia são mais demandados, pôde estar em companhia, risadas e madrugadas de estudo junto a mim. Gratidão. E à toda a minha família e amigos, gratidão pelas orações e incentivo constantes.

Enfim agradeço a Deus por suas inúmeras bênçãos e por ter me conduzido e permitido chegar até aqui, e a todos que de alguma forma contribuíram para tornar este sonho possível.

“Somos todos anjos com uma asa só;
e só podemos voar quando abraçados uns aos outros.”

Luciano de Crescenzo.

RESUMO

A análise de entropia do movimento quantifica o nível de regularidade de uma série temporal representativa do comportamento motor. Essa medida tem o potencial de identificar déficits nas capacidades de ação do sistema neuromusculoesquelético em relação às demandas da tarefa. A presença de fadiga neuromuscular (FNM) reduz a capacidade de produção de força muscular e, em atividades como a corrida, é apontada como fator de risco para lesões musculoesqueléticas. Este estudo teve como objetivo investigar se a indução da FNM dos membros inferiores altera a regularidade de movimentos da corrida e se esses possíveis efeitos permanecem por até 20 minutos. Foi realizado um estudo crossover com 2 condições randomizadas: FNM (baseado no teste de 8RM no *Leg press*) e controle (sem FNM), com intervalo de 5-13 dias entre elas. Participaram 12 homens jovens e saudáveis, ativos, assintomáticos e sem histórico de lesões em membro inferior nos últimos 12 meses. Dados cinemáticos angulares de quadril, joelho e tornozelo (plano sagital) e aceleração linear pélvica (anteroposterior, mediolateral e vertical) foram avaliados por um sistema tridimensional (Codamotion, 100Hz) durante corrida em esteira em velocidade autosselecionada. As avaliações aconteceram em 4 momentos em ambas as condições: I) Run_0: avaliação pré-FNM (ou pré-repouso, quando na condição controle); II) Run_1: no 1º minuto, III) Run_2: no 10º minuto e IV) Run_3: no 20º minuto após exaustão no exercício de FNM (ou pós-repouso). A entropia amostral (SampEn) foi calculada por meio de um código do Matlab®. ANOVAs de medidas repetidas foram realizadas e contrastes pré-planejados foram usados quando efeitos das ANOVAs foram significativos. O nível de significância foi estabelecido em 0,05. Os resultados apontaram efeito interação entre as condições e os momentos (avaliações no tempo) no quadril ($p=0,018$), joelho ($p=0,012$) e tornozelo ($p=0,041$). Na condição fadiga, no quadril, a entropia aumentou em Run_1 ($p=0,013$) e Run_2 ($p=0,045$), comparado a Run_0, e reduziu em Run_2 comparado a Run_1 ($p=0,015$). No joelho, a entropia aumentou em Run_1 ($p=0,016$), Run_2 ($p=0,010$) e Run_3 ($p<0,001$), comparado a Run_0. Como no joelho, no tornozelo, a entropia aumentou em Run_1 ($p=0,002$), Run_2 ($p=0,026$) e Run_3 ($p=0,028$) comparado a Run_0. Não houve efeitos significativos na condição controle ($p\geq 0,124$) ou para a aceleração pélvica ($p\geq 0,114$). Estes resultados mostraram que a FNM reduziu a regularidade dos movimentos articulares dos membros inferiores durante a corrida. Esta redução pode refletir uma menor capacidade para resistir às perturbações mecânicas durante a tarefa na presença de fadiga. Porém, considerando que a corrida continuou sendo realizada com sucesso e sem redução de desempenho (velocidade de corrida padronizada), a redução da regularidade pode ser ao mesmo tempo, uma estratégia adaptativa. Neste caso, o sistema motor se tornou mais flexível, permitindo a exploração de soluções de movimento mais eficientes. A recuperação da regularidade do movimento do quadril, que não foi observada no tornozelo e joelho, pode ser devido às maiores demandas mecânicas, geradas pela força de reação do solo, nas articulações distais. As medidas de entropia dos movimentos articulares do membro inferior durante a corrida têm potencial para identificar reduções de capacidade muscular causadas por FNM.

Palavras-chave: Entropia. Cinemática. Fadiga neuromuscular. Corrida.

ABSTRACT

The entropy analysis quantifies the level of regularity of a movement time-series representative of a given motor behavior. This measure has the potential to identify deficits in the action capacities of the neuromusculoskeletal system in relation to the demands of the task. The presence of neuromuscular fatigue (NMF) reduces the system's capacity to generate muscle force and is frequently identified as a risk factor for musculoskeletal injuries. This study aimed to investigate whether the induced lower limbs' NMF alters running movement regularity and whether the possible effects remain for up to 20 minutes. A crossover study was carried out with two randomized conditions: NMF (based on the 8RM test in the Leg press) and control (without NMF), with an interval of 5-13 days between them. Twelve young and healthy men, active, asymptomatic, and without a history of lower limb injuries in the last 12 months participated in the study. Angular kinematics of the hip, knee, and ankle (sagittal plane) and pelvic linear acceleration (anterior-posterior, mediolateral, vertical) were assessed with a three-dimensional system (Codamotion, 100Hz) during treadmill running at a self-selected speed. The assessments were done at four different times in both conditions: I) Run_0: pre-NMF assessment (or pre-rest, when it was the control condition); II) Run_1: in the 1st minute, III) Run_2: in the 10th minute, IV) Run_3: in the 20th minute after exhaustion with the NMF exercise (or post-rest). The sample entropy (SampEn) was calculated using Matlab® code. Repeated measures ANOVAs were performed, and pre-planned contrasts were used when the ANOVA effects were significant. The level of significance was set at 0.05. The results showed an interaction effect between conditions and moments (Assessments in time) in the hip ($p=0.018$), knee ($p=0.012$), and ankle ($p=0.041$). In the fatigue condition, in the hip, the entropy increased in Run_1 ($p=0.013$) and Run_2 ($p=0.045$), compared to Run_0, and decreased in Run_2 compared to Run_1 ($p=0.015$). In the knee, the entropy increased in Run_1 ($p=0.016$), Run_2 ($p=0.010$) and Run_3 ($p<0.001$), compared to Run_0. As for the knee, in the ankle, the entropy increased in Run_1 ($p=0.002$), Run_2 ($p=0.026$) and Run_3 ($p=0.028$), compared to Run_0. There were no significant effects on the control condition ($p\geq 0.124$) or pelvic acceleration ($p\geq 0.114$). These results showed that the NMF reduced the regularity of the movements of the lower limbs joints during running. This regularity reduction may reflect the smaller system's capacity to resist to mechanical perturbations during the task in the fatigue presence. However, considering that the running continued to be performed successfully and without reduced performance (standardized running speed), the reducing of the regularity could be also an adaptive strategy to maintain the task. In this case, the motor system became more flexible, allowing the exploration of more efficient movement solutions. The recovery of the movement regularity of the hip, which was not observed in the ankle and knee, may be due to the greater mechanical demands generated by the ground reaction force in the distal joints. Entropy measurements of lower limb joints movement have the potential to identify during running the reductions in muscle capacity caused by NMF.

Keywords: Entropy. Kinematic. Muscle fatigue. Running.

SUMÁRIO

PREFÁCIO	11
1. INTRODUÇÃO.....	12
2. ARTIGO.....	16
3. CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
REFERÊNCIAS	41
APÊNDICE I – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	45
APÊNDICE II – IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE.....	49
ANEXO I – PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA – PAH.....	50
ANEXO II – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	53

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 *Gait & Posture* (ISSN 0966-6362). Por fim, são apresentadas as considerações finais.

1 INTRODUÇÃO

O movimento humano tem sido reconhecido como um comportamento complexo (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; TORRES *et al.*, 2013; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). A partir dessa perspectiva, os pesquisadores têm buscado parâmetros e análises para investigar propriedades do comportamento motor que caracterizam aspectos dessa complexidade (RHEA; KIEFER, 2014; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). Análises não lineares visam investigar tais aspectos, os quais não são revelados pelos métodos tradicionais que analisam valores que representam a média do comportamento (CARELLO; MORENO, 2005; RHEA; KIEFER, 2014; TORRES *et al.*, 2013; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). No estudo do movimento humano, várias formas de análises não lineares têm sido empregadas (e.g., análise de fractalidade, propriedades do padrão atrator, entropia). Cada uma dessas análise possui um olhar para diferentes aspectos do movimento, mas todas com o foco na investigação e melhor compreensão da dinâmica que um sistema assume no tempo e no espaço (RHEA; KIEFER, 2014; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). Para tanto, sinais biológicos (e.g., séries temporais de aceleração linear de um segmento, dados angulares de uma articulação, dados de força ou deslocamento) (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; RHEA; KIEFER, 2014) são analisados em sua estrutura espaço-temporal, a qual carrega informações sobre as características complexas do comportamento ao longo do tempo (RHEA; KIEFER, 2014; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). Assim, essas análises capturam a assinatura individual e momentânea do estado de um dado sistema.

A regularidade do movimento tem sido estudada em vários contextos no estudo da complexidade do comportamento motor (TORRES *et al.*, 2013; YENTES *et al.*, 2013). Um padrão de movimento totalmente regular apresenta uma repetição periódica perfeita de seus valores na série temporal, o que é chamado de comportamento periódico (como a curva senoidal) (HARBOURNE; STERGIOU, 2009). Um padrão de movimento totalmente irregular não tem valores repetidos periodicamente, o que é chamado de comportamento aleatório (HARBOURNE; STERGIOU, 2009). A regularidade do padrão de movimento pode ser calculada como a entropia da série temporal correspondente (YENTES *et al.*, 2016), a qual pode ser definida como uma medida da tendência do comportamento de assumir diferentes estados em vez de se manter em um estado preferido. Assim, quanto maior a entropia, menor a regularidade da série temporal (VAN EMMERIK *et al.*, 2016; TORRES *et al.*, 2013; YENTES *et al.*, 2013). Por isso a entropia é também descrita como uma medida de irregularidade de comportamento (YENTES, 2016). Pesquisas sugerem a existência de faixas de valores de regularidade do movimento (entropia) específicas para tarefas motoras

realizadas com sucesso, em condições saudáveis e funcionais (MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; RHEA; KIEFER, 2014; VAN EMMERIK *et al.*, 2016). Alguma regularidade reflete o nível de periodicidade necessária para realizar uma tarefa (e.g., padrões repetitivos em ciclos de marcha), enquanto alguma irregularidade é necessária para manter um nível de adaptabilidade para lidar com a variabilidade do contexto do movimento e suas perturbações (BUSA; VAN EMMERIK, 2016; RHEA; KIEFER, 2014; VAN EMMERIK *et al.*, 2016; YENTES *et al.*, 2013). Valores alterados de entropia (i.e., fora de uma faixa típica de uma população em uma tarefa motora) podem revelar déficits na manutenção da regularidade apropriada para realização da tarefa.

As demandas presentes em uma tarefa motora podem ser definidas como os fluxos de energia mecânica no sistema neuromusculoesquelético requeridos para a realização dessa tarefa (FONSECA *et al.*, 2007). Por outro lado, as capacidades individuais se referem às capacidades do sistema em lidar com estas demandas, ou seja, a capacidade de utilizar os recursos disponíveis (i.e., força muscular, rigidez dos tecidos, resistência) para gerar, transferir e dissipar energia mecânica durante uma tarefa (FONSECA *et al.*, 2007). Portanto, alterações na relação entre as capacidades individuais e as demandas de uma tarefa podem resultar em uma piora no desempenho ou sobrecarga sobre as estruturas do sistema neuromusculoesquelético. Nessas situações, a função motora fica comprometida (BAZUELO-RUIZ *et al.*, 2018; FONSECA *et al.*, 2007; NICOLA; JEWISON, 2012) e pode haver maiores riscos de lesões musculoesqueléticas (FONSECA *et al.*, 2007; LEHNEN *et al.*, 2020; SLATER *et al.*, 2018). Pesquisas anteriores mostraram que as medidas de entropia são sensíveis a aumentos nas demandas das tarefas (ESTEP *et al.*, 2018; MCGREGOR *et al.*, 2009; MURRAY *et al.*, 2017; VIEIRA *et al.*, 2017) e à diminuição da capacidade do indivíduo devido a ocorrência de condições patológicas e lesões (BAUER *et al.*, 2017; SCHÜTTE *et al.*, 2018). Portanto, medidas de entropia podem ser utilizadas para identificar alterações no movimento em situações com déficits de capacidade relativa às demandas da tarefa.

Uma diminuição na capacidade de produção de força em determinados músculos, como ocorre na presença de fraqueza muscular, resulta em uma baixa capacidade do sistema neuromusculoesquelético e, conseqüentemente, maior risco de lesões (BAZUELO-RUIZ *et al.*, 2018; FONSECA *et al.*, 2007; NICOLA; JEWISON, 2012). Similarmente, a fadiga neuromuscular é uma condição que produz perdas no desempenho neuromuscular e reduz a capacidade de produção de força dos músculos envolvidos na atividade (BAZUELO-RUIZ *et*

al., 2018; BERSOTTI *et al.*, 2019; PAILLARD, 2012; SANTAMARIA; WEBSTER, 2010). A fadiga neuromuscular é um fenômeno multidimensional complexo (KENNEY; WILMORE; COSTILL, 2013), comumente classificada quanto ao componente periférico, que envolve os processos distais à junção neuromuscular e o componente central, devido a processos a nível dos motoneurônios e sistema nervoso central (CARROLL; TAYLOR; GANDEVIA, 2017; PAILLARD, 2012; SANTAMARIA; WEBSTER, 2010). Consistentemente, a presença de fadiga neuromuscular leva a uma maior predisposição a lesões musculoesqueléticas, principalmente, durante a execução de exercícios e na prática de esportes (PAILLARD, 2012; SANTAMARIA; WEBSTER, 2010; SLATER *et al.*, 2018). Em uma atividade extremamente popular como a corrida, as lesões podem estar relacionadas à baixa capacidade de produção de força local, seja pela presença de fraqueza muscular ou de fadiga neuromuscular (BAZUELO-RUIZ *et al.*, 2018; HAFER; BROWN; BOYER, 2017; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; MILER, 2011; NICOLA; JEWISON, 2012; SLATER *et al.*, 2018). Portanto, medidas que possam identificar a presença de redução na capacidade de produção de força de músculos específicos durante a realização da corrida permitem o desenvolvimento de métodos de identificação de situações com maior chance de ocorrência de lesão.

Considerando que a fadiga neuromuscular reduz a capacidade de produção de força, sua indução experimental pode ser usada para identificar seus efeitos sobre a regularidade do movimento (BAUER *et al.*, 2017; LEHNEN *et al.*, 2020; SOANGRA *et al.*, 2018; VÁZQUEZ; HRISTOVSKI; BALAGUÉ, 2016). Soangra *et al.*, (2016) investigaram os efeitos da fadiga neuromuscular dos músculos extensores das articulações do membro inferior, induzida em exercício prévio à tarefa (i.e., agachamento com isocinético), na regularidade dos movimentos da marcha, e encontraram um aumento dos valores de entropia (i.e., redução da regularidade). Esse resultado demonstrou que a redução da capacidade de produção de força em músculos específicos induzida pela fadiga pode ser identificada durante a realização da marcha. A corrida, por sua vez, é uma atividade com demandas maiores que a marcha e com maior risco de lesões (ESTEP *et al.*, 2018) e possivelmente permitiria a identificação da redução da capacidade de produção de força durante sua execução. Estudos prévios sobre a regularidade do movimento da corrida investigaram os efeitos da indução de fadiga por meio da própria tarefa alvo, ou seja, através da execução de corrida incremental (i.e., exercício submáximo com incremento gradual da velocidade) (MCGREGOR *et al.*, 2009; MURRAY *et al.*, 2017; SCHÜTTE *et al.*, 2018), o que gera alterações

neurofisiológicas sistêmicas como limitação do fornecimento de substrato energético, além da redução da capacidade de produção de força muscular. Assim, esses estudos não informam sobre o efeito isolado da fadiga de grupos musculares. Conseqüentemente, ainda não se sabe, se a redução da capacidade de produção de força muscular de músculos do membro inferior, resultante da fadiga neuromuscular local, afeta a regularidade dos movimentos da corrida.

A identificação dos efeitos da fadiga neuromuscular do membro inferior na entropia dos movimentos da corrida pode auxiliar no entendimento dos efeitos da menor capacidade de produção de força muscular sobre as possíveis estratégias adaptativas do sistema neuromusculoesquelético. Especificamente, é necessário investigar os efeitos da fadiga dos músculos extensores das articulações do membro inferior sobre a regularidade dos movimentos da corrida. Esses músculos são os mais demandados durante a corrida devido a seu papel antigravitacional e propulsor, e estão mais propensos a sobrecargas e lesões (BAZUELO-RUIZ *et al.*, 2018; HAFER; BROWN; BOYER, 2017; MEARDON; HAMILL; DERRICK, 2011; MILER, 2011; NICOLA; JEWISON, 2012; SLATER *et al.*, 2018). E portanto, alterações na capacidade destes músculos (extensores) para gerar força, podem levar à alterações na cinemática do membro inferior durante a corrida (MILER, 2011; NICOLA; JEWISON, 2012). O entendimento das respostas à fadiga nos movimentos das diferentes articulações do membro inferior poderia ainda, fornecer informações sobre os papéis distintos de cada articulação para lidar com a redução da capacidade e a manutenção da execução da tarefa durante o estado de fadiga.

O presente estudo investigou se a redução da capacidade de produção de força dos músculos extensores das articulações do membro inferior, induzida pela fadiga neuromuscular alcançada em exercício de resistência muscular (*leg-press*), altera a regularidade dos padrões de movimento das articulações dos membros inferiores e da pelve durante a corrida em esteira. Além disso, foi investigado, longitudinalmente, se os possíveis efeitos persistem até 20 minutos após a indução da fadiga.

2 ARTIGO

Effects of lower limb extensors' neuromuscular fatigue on the regularity of running movements

Renatha de Carvalho^a, Sérgio Teixeira da Fonseca^a, Priscila Albuquerque de Araújo^a, Líria Akie Okai-Nóbrega^a, Thiago Ribeiro Teles Santos^a, Luciano Sales Prado^a, Juliana Quirino^a, Thales Rezende de Souza^{a*}

^aDepartment 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 adress: thalesrs@ufmg.br

HIGHLIGHTS:

- Neuromuscular fatigue (NMF) reduced the lower-limb motion regularity during running
- Entropy of lower-limb joint motion identified the NMF during running
- Reduced regularity may reflect reduced capacity to resist mechanical perturbations
- Reduced regularity may also be an adaptive change to keep a successful running
- The hip presents a faster regularity recovery after NMF than the ankle and the knee

ABSTRACT

Background: Movement entropy quantifies the level of behavior regularity. This measure has the potential to identify deficits of motor system as the neuromuscular fatigue (NMF) effects, which reduces the capacity to produce muscle force, impairs performance, and increases injury risk in activities like running. **Research questions:** Does the NMF of lower limb extensors alter the regularity of running movement? Do the possible effects remain over time (up to 20 minutes) after NMF exercise failure? **Methods:** Crossover study with two randomized conditions: NMF induced by a leg-press exercise, and control (without NMF). Twelve young and healthy men participated. They were physically active, asymptomatic, without lower limb injury history (last 12 months). Angles of the hip, knee, and ankle (sagittal plane) and pelvic linear accelerations were assessed (100Hz) during treadmill running at a self-selected speed, in four assessment conditions: pre-NMF, and in three moments after NMF exercise failure (NMF condition) or after an initial rest (control), at the 1st, 10th and 20th minutes. Sample entropy was calculated using a Matlab® code. Repeated measures ANOVAs were used (significance level at 0.05). **Results:** NMF increased entropy of the hip, knee, and ankle during running ($p \leq 0.041$). Only at the hip, the entropy returned to values close to pre-NMF, from the 10th-minute assessment ($p = 0.015$). Pelvic acceleration regularity did not change ($p \geq 0.114$). **Significance:** The observed movement regularity reduction may reflect the smaller capacity to resist mechanical perturbations. The regularity change may also be part of an adaptive solution to perform the task in the presence of impaired neuromuscular capacity since running was executed without performance modification (i.e., at the same speed). Hip muscles may have recovered faster due to its smaller demands, compared with the ankle and knee. The regularity of lower-limb joint angles may be used to inform on lower limb NMF during the running performance.

Keywords: Entropy; Kinematic; Muscle fatigue; Running.

1. Introduction

The human movement has been recognized as a complex behavior [1–3]. From this perspective, researchers have sought parameters and analyses to explore the motor behavior properties that characterize the complexity of their behavior [1,4]. Complex analyses commonly use nonlinear measures aiming investigate aspects that are not revealed by traditional linear measures based on mean values of the behavior [1,3–5]. Thus, the biological signals (e.g., time series related to human gait) are analyzed in its spatio-temporal structure, which carries information about these complexity aspects of the behavior over time [1,2,4] and acts as an individual and momentary signature of the status of the neuromusculoskeletal system. Regularity is one of the nonlinear aspects of the movement and has been investigated in many motor behavior studies [3,6]. A regular movement pattern has a perfect periodic repetition of the time-series values, which is called periodic behavior (as a sinusoidal curve) [7]. On the other hand, a completely irregular movement pattern has no values periodically repeated and is called a random behavior [7]. Entropy measures of time series can be used to index the behavior's irregularity, which is the tendency of such behavior to assume different states rather than to remain in its preferred ones. Thus, high entropy means low regularity of the time series (for this reason, entropy is described as an irregularity measure) [8].

Research suggests the existence of ranges of movement regularity values, specific for motor tasks performed in healthy and functional conditions [1,4,9]. Some regularity reflects the behavioral periodicity necessary to perform a task (e.g., repeated pattern in gait cycles). At the same time, some irregularity is required to maintain a level of adaptability to deal with the natural variability of the movement context [1,2,4,6]. Abnormal entropy values may reveal deficits in the production of an optimal movement regularity (i.e., with increased entropy) or in the movement adaptability (i.e., with decreased entropy) [7,8]. Motor task demands can be defined as the mechanical energy flow applied to the neuromusculoskeletal system during the task performance [10]. On the other hand, the individual's capacities are the action capabilities necessary to deal with the task demands [10]. These capabilities refer to the available resources (e.g., strength, stiffness, endurance) to generate, transfer, and dissipate the mechanical energy during the task [10]. Therefore, changes in the individual's capacities and the task demands can result in inefficient performance or overloading of specific tissues and structures of the neuromusculoskeletal system. In these situations, motor function is

compromised [10–12], and there may be greater risks of musculoskeletal injury [10,13,14]. Previous research shows that entropy measures are sensitive to increases in task demands [15–19] and decreased capacity due to pathological and injury conditions [20,21]. Therefore, entropy measures may be used to identify movement situations with capacity deficits relative to the task demands and, consequently, increased risk of injuries.

Neuromuscular fatigue (NMF) leads to a situation where the neuromusculoskeletal system's capacity to produce force is reduced [11,22–24]. The same reasoning can be applied to muscle weakness, and both have been considered physiological conditions that predispose to musculoskeletal injury, mainly in exercise and sports [10,11,13,23,24]. In a prevalent activity like running, for example, the highest incidence of injuries is related to the low capacity to produce local force by possible muscle weakness or neuromuscular fatigue [9,11–13,25,26]. Therefore, measures that may map this low capacity during running are of great interest for developing methods to identify situations with a greater risk of injury. In this sense, the experimental induction of NMF can be used to determine the effects of the low capacity of specific muscle groups to produce force on the movement regularity [14,21,27,28]. Soangra et al. [27] investigated the impact of NMF on the lower limb extensor muscles, induced in an exercise before the task (i.e., isokinetic squatting), in the walking movement regularity, and found an increase of the entropy values (i.e., regularity reduction) after fatigue. This result showed that the reduction in force production in specific muscles could be identified during the walking performance. In turn, running is an activity with greater demands than walking, with a higher risk of injuries [16]. Previous studies about the running movement regularity investigated the effects of fatigue from the target task itself, that is, throughout the execution of the incremental running (i.e., submaximal exercise) [15,17,20], which produces systemic neurophysiological changes, such as the limitation of the supply of energy substrate. Thus, these studies did not inform about the isolated effects of specific muscle group fatigue. Consequently, it is unknown whether reducing the lower limb muscles' capacity to produce force (e.g., resulting from local NMF) affects the regularity of running patterns. The investigation of how lower limb NMF affects the running kinematic regularity could help understand the effects of decreased muscle force production capacity and the possible adaptive strategies that emerge in these situations. Specifically, it is necessary to investigate the fatigue effects of the lower limb extensor muscles, once they are more demanded during running due to their antigravity and propulsive role, and are more exposed to overload and injuries [9,11–13,25,26]. Understanding the responses to fatigue in the movement regularity

of the different lower limb joints could also provide information about their different roles to deal with the reduced capacity of the motor system and the maintenance of the task execution during the fatigue state. Thus, the present study investigated whether the reduced capacity to produce force in the lower limb extensor muscles, induced by a neuromuscular fatigue protocol (i.e., a maximum exercise in the leg press), alters the regularity of the movement pattern of the treadmill running. It was also investigated, whether the possible effects remain throughout the run, up to 20 minutes after fatigue induction.

2. Methods

2.1. Design

This study used a crossover design with two randomized conditions, neuromuscular fatigue, and control. All subjects were submitted to both conditions on separated days (Figure 1).

2.2. Subjects

Twelve young men (26.7 ± 4.1 years; 1.76 ± 0.1 m; 76.82 ± 10.8 kg) participated in this study. They were classified as active according to the Human Activity Profile (Adjusted Activity Score: 90.75 ± 4.2) [29,30]. All subjects characteristics are reported in table 1. The inclusion criteria were asymptomatic subjects, had previous experience in treadmill running, had no injury [31] or surgery in the last 12 months, had no history of orthoses use, and had no health condition that could alter or prevent their participation in the fatigue protocol or treadmill running. The exclusion criteria was beginning the kinematic assessment later than two minutes after fatigue onset (as explained in the next subsection). The sample size was determined based on a previous study [32], aiming to reach a statistical power of 0.8 with a significance level of 0.5. A minimum sample size of 5 participants was determined [33]. An initial sample of 21 was defined to guarantee a loss margin. After eligibility checking and participant loss due to non-adherence, the remaining sample of 14 subjects completed all the study (Figure 1). Two participants were excluded due to late kinematic assessments (later than 2 minutes after the fatigue onset), and the final sample of 12 subjects was established. All participants (21 subjects) signed a consent form before participation. This study was approved by the institutional ethics committee (CAAE: 19887119.9.0000.5149).

2.3. Experimental Protocol

The participants underwent a kinematic assessment of running and an exercise protocol to induce lower limbs neuromuscular fatigue. Three sessions were required for each participant, with intervals of 5 to 13 days. The participants should not have any muscular or joint pain or discomfort (e.g., related to the previous session) at the beginning of a session. In the first session (test session), the self-selected running speed on treadmill was established [34,35]. After resting for 5 min, the 8-RM test (8 maximum repetitions) was performed [36] to select the load to be used in the fatigue protocol. The 45° Leg Press isotonic exercise was conducted to induce neuromuscular fatigue [24,37]. The second and third sessions were the fatigue session and the control session. For each participant, the sequence of the fatigue and control sessions was determined by block randomization.

In the fatigue session, a first kinematic assessment of running was carried out (Run_0). After a resting period of 3 min, the fatigue protocol was performed, consisting of 8-repetitions series and 5–minutes resting intervals between series. Fatigue onset was determined when the subject could not complete eight repetitions in two consecutive series [24,37]. After fatigue onset, the participant was subjected to a kinematic evaluation as soon as possible, with a maximum of a two-minute interval after the protocol (Run_1) (the average time to start the data collection was 89.3 ± 12.2 seconds). Two participants were excluded for exceeding 2 minutes to initiate this assessment. After resting, new kinematic collections were performed (Run_2 and Run_3) in the tenth and twentieth minutes, respectively, after the NMF onset. In the control session, the running kinematic assessments were conducted (Run_0, Run_1, Run_2, and Run_3), without the fatigue protocol and with the same interval durations of the fatigue session (the timeline of procedures, together with literature evidence justifying the selected intervals, are presented in Figure 4. Supplementary material).

2.4. Procedures

The kinematic assessment of running on the treadmill (h/p/cosmos® sport & medical gmbh – Germany) was carried out using a three-dimensional motion analysis system (Codamotion® - Charnwood Dynamics Ltd – UK). Four sensor units were used with a sampling rate of 100 Hz. A total of 25 active markers, including independent and clustered markers, was used (figure 2). Neutral shoes (Mizuno Inc - Vietnam) were adapted [38] so that the rearfoot clusters were fixed directly on the volunteer segment. A thoracic safety suspension belt to prevent falls was used by the volunteers and an emergency interruption button was available during all data collection. The volunteer performed the entire sessions (fatigue and control)

with all the markers and the belt. The tests and placement of the markers were performed only by a previously trained researcher.

2.5. Data processing and reduction

Kinematic data were processed and analyzed using the Visual 3D software (C-Motion Inc, Rockville, USA). A 6-degrees-of-freedom kinematic model, consisting of the foot [39,40], shank, thigh, and pelvis [41] was implemented. All data were filtered using a fourth-order Butterworth low-pass filter, with a cutoff frequency of 9Hz according to a residual analysis [42]. Joint angles in the sagittal plane were calculated: ankle (rearfoot relative to the shank); knee (shank relative to the thigh) and hip (thigh relative to the pelvis). The Cardan sequence used was sagittal-frontal-transverse planes. Pelvic linear accelerations in the three directions (anterior-posterior, mediolateral, vertical) were calculated as the second derivative based on the position time-series of a marker positioned on the pelvis (L5-S1 region).

The regularity of running kinematic behavior was defined as the Sample Entropy (SampEn) of the time series of the joint angles and pelvic accelerations, calculated by a custom script on MATLAB (Mathworks, MA - USA). This method is a nonlinear measure calculated as how much larger is the similarity among vectors of size "m" when compared to the similarity among vectors of length "m+1". More specifically, as Richman and Moorman [43] defined, SampEn is the negative natural logarithm of the conditional probability that two sequences similar for "m" points remain similar at the next point ($m + 1$), within a similarity tolerance "r", where self-matches are not included in probability computation [43,44]. Lower SampEn values represent greater regularity in a time series (i.e., large periodicity), while higher SampEn values represent lower regularity [1,3,6]. The two input parameters used were $m = 2$ and $r = 0.2$ [32,43], And the stationarity of the time series of each assessed variable was verified and confirmed, as it is a requirement for using this measure [6].

2.6. Statistical analysis

Repeated Measures Analyses of Variance (ANOVAs), with two factors (condition and assessment), were performed to compare the SampEn values. The condition factor had two levels (fatigue and control), and the assessment factor had four levels (Run_0, Run_1, Run_2, and Run_3). When the interaction effect (condition x assessment) was significant, pre-planned contrasts were used to compare the fatigue and control conditions in each assessment and compare the assessments within the fatigue or control conditions. For all analyses, the significance level was set at 0.05.

3. Results

There was a significant interaction effect between the experimental conditions (fatigue and control) and the longitudinal assessments, for the angular data of hip ($p=0.018$), knee ($p=0.012$), and ankle ($p=0.041$). The contrast tests showed that in the fatigue condition, at the hip, the entropy increased in Run_1 ($p=0.013$) and Run_2 ($p=0.045$) compared to Run_0, and decreased in Run_2 compared to Run_1 ($p=0.015$). At the knee, the entropy increased in Run_1 ($p=0.016$), Run_2 ($p=0.010$) and Run_3 ($p<0.001$) compared to Run_0. Also, the Run_3 in the fatigue condition was greater compared to control ($p=0.016$). As in the knee, in the ankle, the entropy increased in Run_1 ($p=0.002$), Run_2 ($p=0.026$) and Run_3 ($p=0.028$) compared to Run_0. There were no significant effects on the control condition ($p\geq 0.124$) for any variable or pelvic acceleration ($p\geq 0.114$). These results are shown in Figure 3. The average values and ANOVA results and the pairwise t-test results are displayed in Table 2 and Table 3, respectively.

Insert figure 3

4. Discussion

This study was designed to investigate the impact of reducing the capacity of producing muscle force by inducing NMF of the lower limb extensors, on the regularity of the lower limb joints' angular motion and pelvic linear accelerations, during running. Our results showed that the NMF induced by a resistance exercise (leg-press) resulted in a less regular movement pattern at the hip, knee, and ankle and did not change pelvic accelerations' regularity. The ankle and knee behaved similarly, as they maintained higher entropy values up to 20 minutes after the fatigue onset. Differently, the hip showed a return of the regularity pattern from the 10th-minute measure after the fatigue onset. These changes were not observed in the repeated measurements of the control condition. These findings indicated that lower limb joint motion during running is reorganized in the presence of NMF. They also showed that joint motion entropy is sensitive enough to identify the effects of lower limb joint extensors NMF.

The increased entropy values, that is, regularity decreases, are supported by previous research, which found increases in entropy measures in different motor tasks after fatigue protocols [15,17,27,44]. One possible explanation for the emergence of a less periodic pattern is related to the necessary reactions to the mechanical perturbations intrinsic to the task. The decreases in the forces magnitudes and in the muscle action time due to NMF [23,45,46] might have resulted in losses in the capacity to resist internal and external perturbation forces during running [11,22–24,46,47]. Cortes et al. [44], for example, described that, due to fatigue-related losses of capacity to generate force, there were changes in the time series structure of kinetic and kinematic patterns of side-step cutting, evidenced by increased entropy. They suggested that entropy values outside an ideal range could be related to potential causes of musculoskeletal injury. However, in the present study, the subjects continued running successfully and without performance decreases (standardized speed). Thus, the decreased movement regularity can also be viewed as part of a functional, adaptive motor strategy to run in a new context, i.e., with reduced muscle capacity due to NMF. In this sense, Caballero et al. [19], who investigated the effects of task constraints, with environment manipulations (e.g., track width and surface stiffness), suggested that the observed increases in walking entropy were adaptive and exploratory strategies to capture the environmental information necessary to regulate the task. In the present study, the resulting entropy increase (i.e., decrease in movement regularity) may constitute changes in the system's reaction to mechanical perturbations and the system's adaptive strategy to accomplish the motor task. These findings highlight that the induced NMF could still be dealt with by the motor system. This adaptive behavior is an example of motor equifinality, in which a task can be successfully performed in different contexts and manners [48–50].

Previous studies observed fatigue effects on movement entropy by inducing exhaustion while performing the task [15,17,20,50]. This type of protocol could produce impaired muscle force production and systemic metabolic and neurological changes [23]. Using a protocol in which individuals ran up to a point of exhaustion, McGregor et al. [17] showed that entropy initially increased, but, in the vicinity of exhaustion and task failure, the entropy decreased. Although our protocol induced local NMF up to task failure, entropy decrease was not observed, indicating differences in the two fatigue protocols. Similar to the present study, Soangra et al. [27] studied the NMF of the lower limb extensors, which are the most demanded in the running [12,26,51]. They observed entropy increases (i.e., decreases in regularity) measured as approximate and multiscale entropy of stride interval time series and signal magnitude

difference (range between peaks) of trunk angular velocity during treadmill walking. In general, the present findings showed that entropy measures of joint motions were sensitive to the local NMF and could identify decreased capacity to produce muscle force during running. Thus, entropy measures of joint kinematics are potential tools to determine situations with decreased local force production, without the typical systemic changes of exhaustion. Entropy increase may indicate lower capacity of muscle to generate and transfer energy as a result of NMF.. Therefore, it would be possible to identify, during running, situations with imminent performance decreases, task failure, or injury due to deficits in muscle function [11,13,14,23]. Typical values of joint motion entropy for an individual, during running, can be established, and significant increases could denote the presence of low muscle capacity. However, this proposition should be further investigated.

After the observed regularity decreases, hip motion regularity returned (entropy decreased) to values similar to the absence of NMF. In contrast, at the ankle and knee, the regularity remained higher even after 20 minutes. A first explanation could be faster hip muscles recoveries related to different NMF levels induced in specific muscles involved in the leg-press exercise. In the 45° leg-press, the quadriceps are the primary muscles, although other muscles are recruited on a smaller scale (e.g., hamstrings, gluteus maximus, and gastrocnemius) [52]. The greater involvement of the quadriceps suggests that fatigue was lower for the hip than the knee. However, the same reasoning cannot be applied to the ankle, since ankle muscles are not substantially demanded in the 45° leg-press. A second possible explanation is related to the greater mechanical demands of running at the ankle and knee. The smaller dynamic stability, the greater joint moments and power, and the higher muscle activity at the distal joints compared to the hip are consistent with this premise [12,26,45,51,53]. In the present study, muscle recovery from fatigue may have been sufficient to normalize the regularity of hip motion in the face of the relatively smaller hip demands. In addition, the greater demands at the ankle and knee may have slowed the recovery of the muscles that predominantly act at these joints. One possible implication is that measures after 20 minutes might reveal entropy recovery at the knee before the ankle. If this is true, a distal-to-proximal and a proximal-to-distal increase in joint motion entropy may index worsening and recovery, respectively, from NFM of the lower limb extensors. This behavior should be investigated in future studies.

Pelvic accelerations did not change with NMF. Vieira et al. [54] also found no significant fatigue effects in the pelvic movement regularity during walking. This result may be because

the movement effects on the lower limb were attenuated at the pelvis level. In another study, Vieira et al. [18] found increases in the regularity of pelvic accelerations of walking when the treadmill's inclinations were increased. In this case, as the authors discussed, the pelvis and trunk kinematics may be specifically regulated to maintain postural balance. Given the present results, the regularity of pelvic accelerations cannot index the presence of NMF of the lower limb extensors during running.

This study has some limitations that should be considered. First, the choice of the limit of follow up time of the kinematic regularity was based on the literature data about the metabolic and the postural control recovery post NMF or high intensity exercises. Although, kinematic measurements after 20 minutes of running could shed light on the dynamic of recovering of the lower limb, specially of the knee and ankle motion regularity. Another potential limitation is that the types of physical activities practiced by the participants, other than running, was not considered, which may affect the influence of NMF and recovering on motion regularity.

5. Conclusion

Neuromuscular fatigue of the lower limb extensors decreased movement regularity (increased sample entropy) of the ankle, knee, and hip joints during running. Hip motion regularity changed back to initial values before the values of the ankle and knee. These motor effects seem to be related to a change in the capacity to resist mechanical perturbations. At the same time, the kinematic responses to fatigue seem to be adaptive, since running performance (speed) was standardized and, despite the observed changes in entropy, the subjects accomplished the task in all experimental conditions. The regularity of pelvic accelerations in running did not change. The results suggest that entropy measures of the motions of the lower limb joints during running are sensitive to the presence of NMF and can be used to identify situations with deficits in muscle capacity to produce force while performing the task.

References

- [1] R.E.A. van Emmerik, S.W. Ducharme, A.C. Amado, J. Hamill, Comparing dynamical systems concepts and techniques for biomechanical analysis, *J. Sport Heal. Sci.* 5 (2016) 3–13. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.013>.
- [2] M.A. Busa, R.E.A. van Emmerik, Multiscale entropy: A tool for understanding the complexity of postural control, *J. Sport Heal. Sci.* 5 (2016) 44–51. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.01.018>.
- [3] B.D.L.C. Torres, M.D.S. López, E.S. Cachadiña, J.N. Orellana, Entropy in the Analysis of Gait Complexity : A State of the Art, *Br. J. Appl. Sci. Technol.* 3 (2013) 1097–1105. <https://doi.org/https://doi.org/10.9734/BJAST/2013/4698>.
- [4] C.K. Rhea, A.W. Kiefer, PATTERNED VARIABILITY IN GAIT BEHAVIOR: HOW CAN IT BE MEASURED AND WHAT DOES IT MEAN?, in: L. Li, M. Holmes (Eds.), *Gait Biometrics Basic Patterns, Role Neurol. Disord. Eff. Phys. Act.*, Nova Science Pub Inc; UK ed. edition (December 20, 2013), Nova York, 2014: pp. 17–44.
- [5] C. Carello, M.A. Moreno, Why Nonlinear Methods?, in: M.A. Riley, G.C. Van Orden (Eds.), *Tutorials Contemp. Nonlinear Methodos Behav. Sci.*, 6th ed., 2005: pp. 8–32.
- [6] J.M. Yentes, N. Hunt, K.K. Schmid, J.P. Kaipust, D. McGrath, N. Stergiou, The appropriate use of approximate entropy and sample entropy with short data sets, *Ann. Biomed. Eng.* 41 (2013) 349–365. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0668-3>.
- [7] R.T. Harbourne, N. Stergiou, Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools : Principles to Guide Physical Therapist Practice, *Phys. Ther.* 89 (2009) 267–282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>.
- [8] J.M. Yentes, Entropy, in: N. Stergiou (Ed.), *Nonlinear Anal. Hum. Mov. Var.*, CRC Press, 2016: p. 388.
- [9] S.A. Meardon, J. Hamill, T.R. Derrick, Running injury and stride time variability over a prolonged run, *Gait Posture.* 33 (2011) 36–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.09.020>.
- [10] S.T. Fonseca, J.M. Ocarino, P.L.P. Silva, C.F. Aquino, Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain, in: D.J. Magee, J.E. Zachazewski, W.S. Quillen (Eds.), *Sci. Found. Princ. Pract. Musculoskelet. Rehabil.*, MAGEE, Dav, Elsevier Health Sciences, 2007: pp. 476–486.
- [11] B. Bazuelo-Ruiz, J. V. Durá-Gil, N. Palomares, E. Medina, S. Llana-Belloch, Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners, *PeerJ.* 2018 (2018). <https://doi.org/10.7717/peerj.4489>.
- [12] T.L. Nicola, D.J. Jewison, The Anatomy and Biomechanics of Running, *Clin. Sports Med.* 31 (2012) 187–201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>.
- [13] L. V. Slater, A.S. Simpson, S.S. Blemker, J. Hertel, S.A. Saliba, A.L. Weltman, J.M. Hart, Biomechanical adaptations during running differ based on type of exercise and

- fitness level, *Gait Posture*. 60 (2018) 35–40. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.012>.
- [14] G.C.S. Lehen, F.B. Rodrigues, J.M.A. Galvão, A.O. Andrade, M.F. Vieira, Effects of triceps surae fatigue and weight training level on gait variability and local stability in young adults, *Med. Biol. Eng. Comput.* 58 (2020) 1791–802. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s11517-020-02196-8>.
- [15] A.M. Murray, J.H. Ryu, J. Sproule, A.P. Turner, P. Graham-Smith, M. Cardinale, A pilot study using entropy as a noninvasive assessment of running, *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 12 (2017) 1119–1122. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0205>.
- [16] A. Estep, S. Morrison, S. Caswell, J. Ambegaonkar, N. Cortes, Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running, *Gait Posture*. 60 (2018) 111–115. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.11.018>.
- [17] S.J. McGregor, M.A. Busa, J. Skufca, J.A. Yaggie, E.M. Bollt, Control entropy identifies differential changes in complexity of walking and running gait patterns with increasing speed in highly trained runners, *Chaos*. 19 (2009) 1–13. <https://doi.org/10.1063/1.3147423>.
- [18] M.F. Vieira, F.B. Rodrigues, G. Souto, D. Sá, R.M. Magnani, G.C. Lehen, N.G. Campos, A.O. Andrade, Gait Stability, Variability and Complexity on Inclined Surfaces, *J. Biomech.* 21 (2017) 73–79. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.01.045>.
- [19] C. Caballero, K. Davids, B. Heller, J. Wheat, F.J. Moreno, Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments, *Gait Posture*. 70 (2019). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.002>.
- [20] K.H. Schütte, S. Seerden, R. Venter, B. Vanwanseele, Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability, *Gait Posture*. 59 (2018) 222–228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.021>.
- [21] C.M. Bauer, F.M. Rast, M.J. Ernst, A. Meichtry, J. Kool, S.M. Rissanen, J.H. Suni, M. Kankaanpää, The effect of muscle fatigue and low back pain on lumbar movement variability and complexity, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 33 (2017) 94–102. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.02.003>.
- [22] F.M. Bersotti, T.B. De Melo, L. Mochizuki, J.R. Skau, Effect of an experimental fatigue protocol applied to the quadriceps femoris muscle of physically active persons, *Motriz. Rev. Educ. Fis.* 25 (2019). <https://doi.org/10.1590/S1980-6574201900040109>.
- [23] T. Paillard, Effects of general and local fatigue on postural control: A review, *Neurosci. Biobehav. Rev.* 36 (2012) 162–176. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.05.009>.
- [24] L.J. Santamaria, K.E. Webster, The Effect of Fatigue on Lower-Limb Biomechanics During Single-Limb Landings: A Systematic Review, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 40 (2010) 464–473. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3295>.
- [25] J.F. Hafer, A.M. Brown, K.A. Boyer, Exertion and pain do not alter coordination variability in runners with iliotibial band syndrome, *Clin. Biomech.* 47 (2017) 73–78. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2017.06.006>.
- [26] S.T. Miler, Applied Biomechanics of Running, in: D.J. Magee, J.E. Zachazewski, R.C. Manske, W. Quillen (Eds.), *Athl. Sport Issues Musculoskelet. Rehabil.*, Elsevier, 2011:

pp. 307–330.

- [27] R. Soangra, S. Moon, S. Rezvanian, T.E. Lockhart, Lower Extremity Muscle Fatigue Influences Nonlinear Variability in Trunk Accelerations, *Biomed Sci Instrum.* 53 (2018) 47–54.
- [28] P. Vázquez, R. Hristovski, N. Balagué, The Path to Exhaustion: Time-Variability Properties of Coordinative Variables during Continuous Exercise, *Front. Physiol.* 7 (2016) 1–8. <https://doi.org/10.3389/fphys.2016.00037>.
- [29] M. Davidson, N. De Morton, A systematic review of the Human Activity Profile, *Clin. Rehabil.* 21 (2007) 151–162. <https://doi.org/10.1177/0269215506069475>.
- [30] A.C. Souza, L.F. Teixeira-salmela, Adaptação transcultural e análise das propriedades psicométricas da versão brasileira do Perfil 1 de Atividade Humana Cross-cultural adaptation and analysis of the psychometric properties in the Brazilian version of the Human Activity Profile, 22 (2006) 2623–2636.
- [31] T.P. Yamato, B.T. Saragiotto, A.D. Lopes, A Consensus Definition of Running-Related Injury in Recreational Runners: A Modified Delphi Approach, *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 45 (2015) 375–382. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.5741>.
- [32] M.F. Vieira, F.B. Rodrigues, G.S. de Sá e Souza, R.M. Magnani, G.C. Lehen, A.O. Andrade, Linear and Nonlinear Gait Features in Older Adults Walking on Inclined Surfaces at Different Speeds, *Ann. Biomed. Eng.* 45 (2017) 1560–1571. <https://doi.org/10.1007/s10439-017-1820-x>.
- [33] F. Faul, E. Erdfelder, A.-G. Lang, A. Buchner, G * Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences, *Behav. Res. Methods.* 39 (2007) 175–191. <https://doi.org/10.3758/bf03193146>.
- [34] K. Jordan, J.H. Challis, K.M. Newell, Long range correlations in the stride interval of running, *Gait Posture.* 24 (2006) 120–125. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.08.003>.
- [35] R.J. Ratcliffe, K.G. Holt, Low frequency shock absorption in human walking, *Gait Posture.* 5 (1997) 93–100. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01077-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01077-6).
- [36] J.D. Taylor, J.P. Fletcher, Reliability of the 8-repetition maximum test in men and women, *J. Sci. Med. Sport.* 15 (2012) 69–73. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.07.002>.
- [37] X. Qu, Effects of lower-limb muscular fatigue on stair gait, *J. Biomech.* 48 (2015) 4059–4064. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.004>.
- [38] R.A. Resende, T. Fonseca, P.L. Silva, E. Pertence, R.N. Kirkwood, Forefoot Midsole Stiffness Affects Forefoot and Rearfoot Kinematics During the Stance Phase of Gait, *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 104 (2014) 183–190. <https://doi.org/10.7547/0003-0538-104.2.183>.
- [39] A. Leardini, M.G. Benedetti, L. Berti, D. Bettinelli, R. Natio, S. Giannini, Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait, *Gait Posture.* (2007). <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.017>.
- [40] T.R. Souza, H.L. Fonseca, A.C.A. Vaz, J.S. Antero, C.S. Marinho, T. Fonseca,

- Between-Day Reliability of a Cluster-Based Method for Multisegment Kinematic Analysis of the Foot-Ankle Complex, 104 (2014) 601–609. <https://doi.org/10.7547/8750-7315-104.6.601>.
- [41] G. Wu, S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D’Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid, I. Stokes, ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine, *J. Biomech.* 35 (2002) 543–548. [https://doi.org/10.1016/s0021-9290\(01\)00222-6](https://doi.org/10.1016/s0021-9290(01)00222-6).
- [42] D.A. Winter, PROCESSING OF RAW KINEMATIC DATA: Smoothing and Curve Fitting of Data, in: *Biomech. Mot. Control*, Fourth ed, John Wiley e Sons, New Jersey, 2009: pp. 70–73.
- [43] J.S. Richman, J.R. Moorman, Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy, *Am J Physiol Hear. Circ Physiol.* 278 (2000) 2039–2049. <https://doi.org/10.1152/ajpheart.2000.278.6.H2039>.
- [44] N. Cortes, J. Onate, S. Morrison, Differential Effects of Fatigue on Movement Variability, *Gait Posture.* 39 (2014) 888–893. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.11.020.Differential>.
- [45] R.L. Baker, R.B. Souza, M.J. Rauh, M. Fredericson, M.D. Rosenthal, Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome, *PM R.* 10 (2018) 1032–1039. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2018.04.004>.
- [46] K.G.M. Gerritsen, A.J. van den Bogert, M. Hulliger, R.F. Zernicke, Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study., *Motor Control.* 2 (1998) 206–220. <https://doi.org/10.1123/mcj.2.3.206>.
- [47] I.E. Brown, G.E. Loeb, A Reductionist Approach to Creating and Using Neuromusculoskeletal Models, in: J.M. Winters, P.E. Crago (Eds.), *Biomech. Neural Control Posture Mov.*, Springer, New York, 2000: pp. 148–163. https://doi.org/10.1007/978-1-4612-2104-3_10.
- [48] J. Hamill, R.E.A. van Emmerik, B.C. Heiderscheit, L. Li, A dynamical systems approach to lower extremity running injuries, *Clin. Biomech.* 14 (1999) 297–308. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)90092-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4).
- [49] D.H. Gates, J.B. Dingwell, The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability, *Exp. Brain Res.* 209 (2011) 525–536. <https://doi.org/10.1007/s00221-011-2580-8>.
- [50] A. Sedighi, M.A. Nussbaum, Temporal changes in motor variability during prolonged lifting/lowering and the influence of work experience, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 37 (2017) 61–67. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2017.09.001>.
- [51] J. Becker, B. Borgia, Kinematics and muscle activity when running in partial minimalist, traditional, and maximalist shoes, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 50 (2020) 102379. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102379>.
- [52] E.M. Da Silva, M.A. Brentano, E.L. Cadore, A.P. V. Almeida, L.F.M. Krueel, ANALYSIS OF MUSCLE ACTIVATION DURING DIFFERENT LEG PRESS EXERCISES AT SUBMAXIMUM EFFORT LEVELS, *J. Strength Cond. Res.* 22

- (2008) 1059–1065. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181739445>.
- [53] T.F. Novacheck, The biomechanics of running, *Gait Posture*. 5 (1998) 77–95. [https://doi.org/10.1016 / s0966-6362 \(97\) 00038-6](https://doi.org/10.1016 / s0966-6362 (97) 00038-6).
- [54] M.F. Vieira, G.S. de Sá e Souza, G.C. Lehen, F.B. Rodrigues, A.O. Andrade, Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects, *J. Electromyogr. Kinesiol.* 30 (2016) 161–167. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.007>.

Tables and Figures:

Table 1: Descriptive characteristics of participants. Data are reported as mean (SD) or percentage of participants.

Variables	Mean (SD) or % of participants
Age (years)	26.75 (4.09)
Height (m)	1.76 (0.09)
Weight (Kg)	76.82 (10.83)
Body mass index (kg/m²)	24.82 (2.39)
HAP result - MAS	93.33 (1.72)
- AAS	90.75 (4.16)
- Classification	Active
Weekly practice of physical activity (hours)	8.04 (4.44)
Practice of more than one kind of activity	83.33%
Most practiced activities - Running	75.00%
- Bodybuilding	83.33%
- Soccer	33.33%
- Swimming	25.00%
Injury history (more than one year)	58.33%
Injury history time (years)	3.43 (1.48)

SD: Standard deviation; HAP: Human Activity Profile. MAS: Maximum Activity Score; AAS: Adjusted Activity Score.

Table 2: Entropy and repeated measures ANOVA (interaction effects) for all variable.

Variable	Means (SD)		F ANOVA	p-value	r²	Power
Pelvis - Acc (ML)	Control	Fatigue				
Run_0	0.648 (0.08)	0.658 (0.08)	0.647	0.439		0.16
Run_1	0.661 (0.09)	0.668 (0.06)				
Run_2	0.664 (0.09)	0.666 (0.07)				
Run_3	0.668 (0.1)	0.658 (0.06)				
Pelvis - Acc (AP)	Control	Fatigue				
Run_0	0.483 (0.05)	0.481 (0.04)	0.088	0.966		0.06
Run_1	0.492 (0.05)	0.490 (0.03)				
Run_2	0.493 (0.06)	0.489 (0.04)				
Run_3	0.501 (0.07)	0.493 (0.04)				
Pelvis - Acc (VT)	Control	Fatigue				
Run_0	0.277 (0.03)	0.289 (0.06)	1.941	0.114		0.38
Run_1	0.268 (0.03)	0.299 (0.07)				
Run_2	0.272 (0.03)	0.276 (0.04)				
Run_3	0.270 (0.03)	0.271 (0.04)				
Hip - Ang (sagittal)	Control	Fatigue				
Run_0	0.260 (0.03)	0.250 (0.04)	3.869	0.018*	0.59	0.77
Run_1	0.260 (0.04)	0.270 (0.04)				
Run_2	0.261 (0.04)	0.259 (0.04)				
Run_3	0.264 (0.04)	0.261 (0.05)				

Knee - Ang (sagittal)	Control	Fatigue				
Run_0	0.368 (0.01)	0.369 (0.01)	4.238	0.012*	0.62	0.81
Run_1	0.369 (0.01)	0.381 (0.01)				
Run_2	0.371 (0.01)	0.375 (0.01)				
Run_3	0.369 (0.01)	0.380 (0.01)				
Ankle - Ang (sagittal)	Control	Fatigue				
Run_0	0.341 (0.06)	0.332 (0.07)	3.080	0.041*	0.53	0.67
Run_1	0.345 (0.06)	0.365 (0.07)				
Run_2	0.353 (0.06)	0.361 (0.07)				
Run_3	0.354 (0.06)	0.357 (0.06)				

Significant values are indicated in table with a (*) when $p \leq 0.05$. SD: Standard Deviation; η_p^2 : Effect size as partial eta squared; Acc: Linear acceleration data; ML: Mediolateral; AP: Anterior-posterior; VT: Vertical; Ang: Angular data.

Table 3: Pairwise comparisons by Paired t test of variables which the interaction effects was significant.

Variable	I	J	Mean (I-J)	SD (I-J)	t-test	p-value	d_z		
Hip	Control Run_0	Control Run_1	<-0.000	0.016	-0.031	0.976	0.009		
		Run_2	-0.001	0.015	-0.290	0.778	0.083		
		Run_3	-0.004	0.019	-0.667	0.518	0.192		
	Run_1	Run_2	-0.001	0.006	-0.693	0.503	0.199		
		Run_3	-0.003	0.009	-1.386	0.193	0.400		
	Run_2	Run_3	-0.002	0.007	-1.130	0.283	0.326		
	Control	Fatigue	Run_0	0.010	0.023	1.521	0.156	0.439	
			Run_1	-0.010	0.024	-1.476	0.168	0.426	
			Run_2	0.002	0.022	0.299	0.771	0.086	
			Run_3	0.003	0.025	0.400	0.697	0.115	
	Fatigue	Fatigue	Run_0	-0.021	0.024	-2.940	0.013*	0.849	
			Run_2	-0.010	0.015	-2.263	0.045*	0.654	
			Run_3	-0.011	0.027	-1.431	0.180	0.413	
		Run_1	Run_2	0.011	0.013	2.874	0.015*	0.829	
			Run_3	0.010	0.019	1.769	0.105	0.511	
		Run_2	Run_3	-0.001	0.018	-0.282	0.783	0.081	
	Knee	Control	Control	Run_0	<-0.000	0.007	-0.020	0.985	0.005
				Run_2	-0.003	0.007	-1.247	0.238	0.360
				Run_3	-0.001	0.008	-0.266	0.795	0.077
			Run_1	Run_2	-0.003	0.005	-1.663	0.124	0.481
Run_3		-0.001		0.005	-0.350	0.733	0.101		
Run_2		Run_3	0.002	0.004	1.650	0.127	0.477		
Control		Fatigue	Run_0	-0.001	0.010	-0.307	0.765	0.089	
			Run_1	-0.012	0.024	-1.805	0.099	0.521	
			Run_2	-0.004	0.013	-1.028	0.326	0.297	
			Run_3	-0.011	0.013	-2.829	0.016*	0.817	
Fatigue		Fatigue	Run_0	-0.011	0.014	-2.854	0.016*	0.824	
			Run_2	-0.006	0.006	-3.097	0.010*	0.894	
			Run_3	-0.010	0.007	-4.989	<0.000*	1.440	
		Run_1	Run_2	0.006	0.014	1.430	0.181	0.412	
			Run_3	0.001	0.015	0.286	0.780	0.083	
		Run_2	Run_3	-0.005	0.009	-1.673	0.122	0.483	
Ankle		Control	Control						
			Run_0	Run_1	-0.004	0.015	-0.899	0.388	0.259

	Run_2	-0.012	0.027	-1.535	0.153	0.443
	Run_3	-0.013	0.029	-1.502	0.161	0.433
Run_1	Run_2	-0.008	0.019	-1.453	0.174	0.420
	Run_3	-0.009	0.022	-1.368	0.199	0.395
Run_2	Run_3	-0.001	0.019	-0.105	0.918	0.030
Control	Fatigue					
Run_0	Run_0	0.009	0.088	0.353	0.731	0.102
Run_1	Run_1	-0.020	0.078	-0.898	0.389	0.259
Run_2	Run_2	-0.008	0.083	-0.332	0.746	0.096
Run_3	Run_3	-0.003	0.079	-0.137	0.893	0.039
Fatigue	Fatigue					
Run_0	Run_1	-0.033	0.029	-3.914	0.002*	1.130
	Run_2	-0.029	0.039	-2.577	0.026*	0.744
	Run_3	-0.025	0.034	-2.534	0.028*	0.732
Run_1	Run_2	0.004	0.022	0.640	0.535	0.184
	Run_3	0.008	0.026	1.083	0.302	0.312
Run_2	Run_3	0.004	0.022	0.655	0.526	0.189

Significant values are indicated in table with a (*) when $p \leq 0.05$. I and J: Representing each variable in pairwise comparison; Mean: Mean difference between the pairwise comparison; SD: Standard deviation of the difference; t test: pairwise t test paired with 2 tails; d: Effect size as d_z .

Figure 1: Flow chart of the experimental protocol.

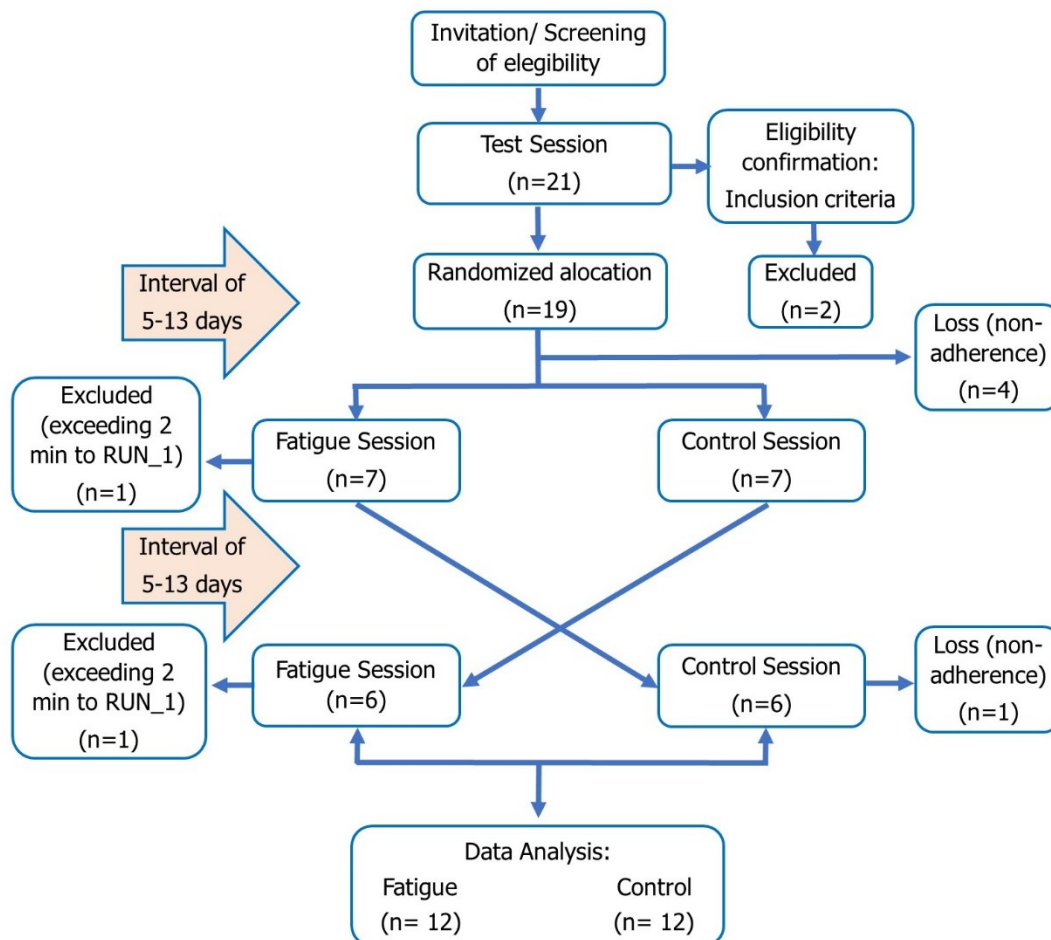
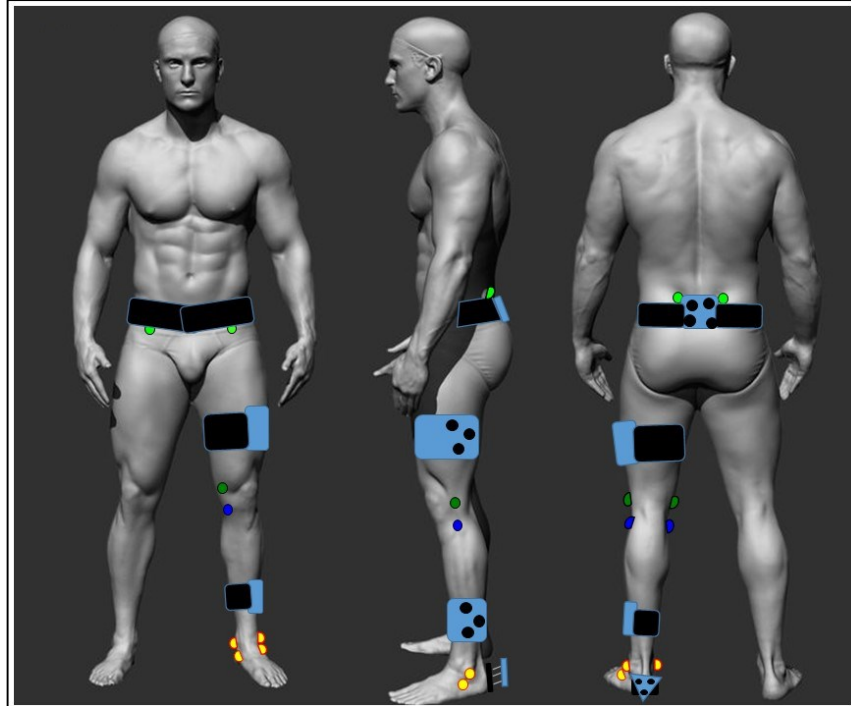
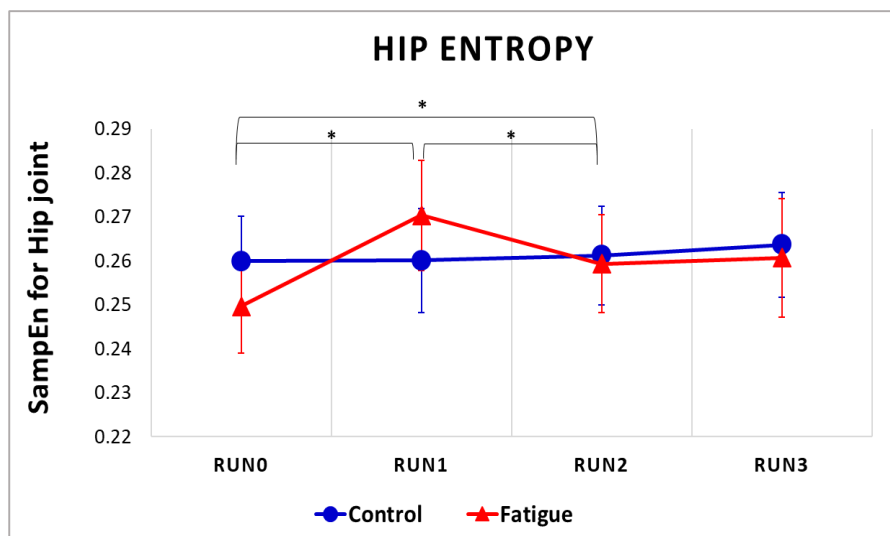


Figure 2: Anatomical and tracking markers used.



Anatomical Markers: Pelvis: anterior and posterior superior iliac spines (right and left); Left lower limb: medial and lateral femoral epicondyles, medial and lateral condyles of the tibia, medial and lateral malleoli, sustentaculum tali and peroneal tuberosity. Tracking-marker clusters with three or four markers each: pelvis, thigh, shank and rearfoot.



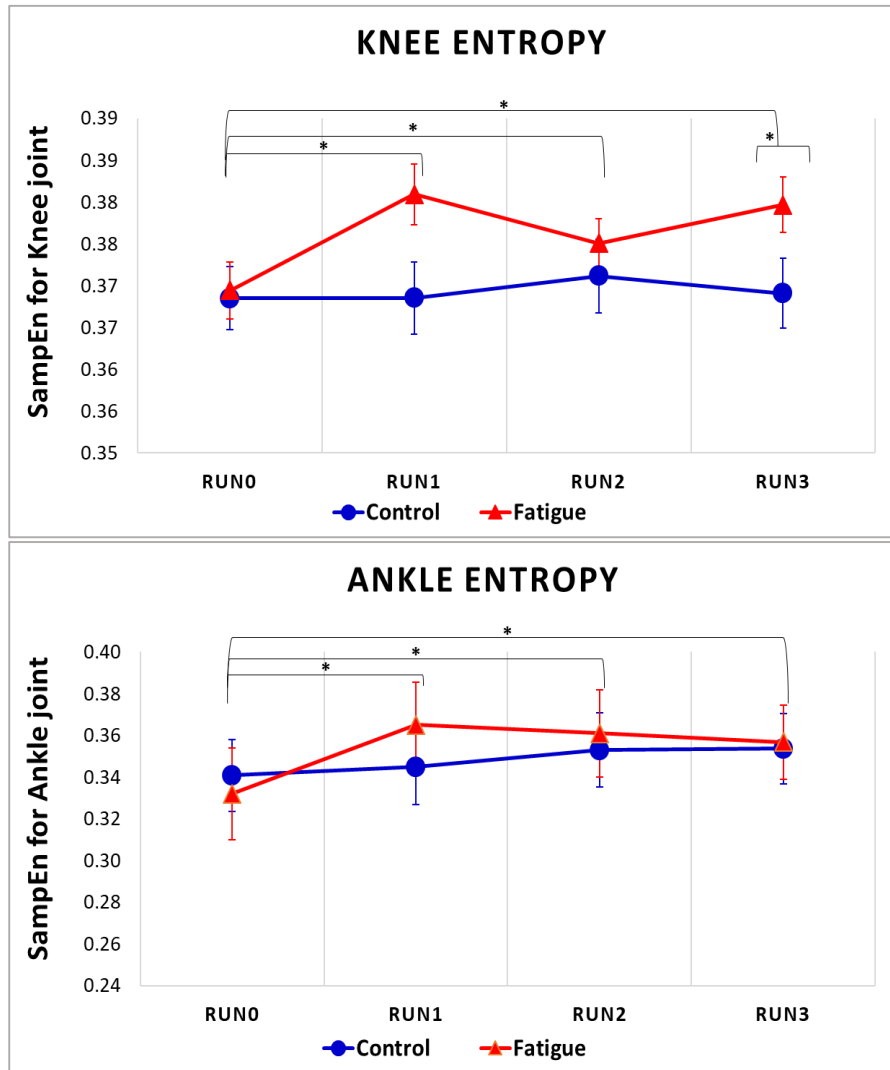
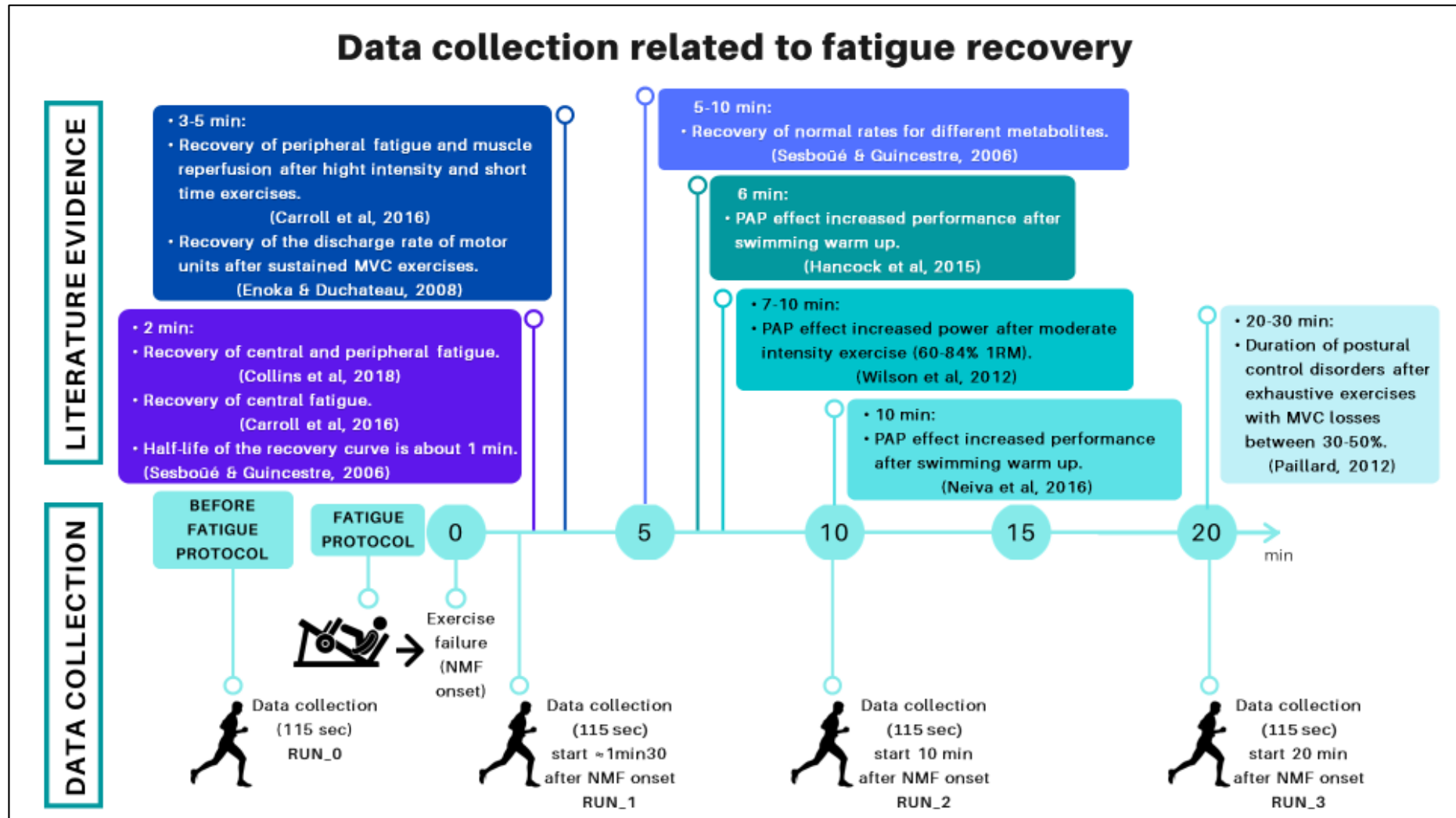


Figure 3: Bar graph illustrating differences in average SampEn of hip, knee and ankle joint kinematics across the two conditions and the four assessments. Error bars represent the Standard Errors of the mean. Significant differences between each pairwise comparison are denoted with an asterisk (*).

Figure 4 (Supplementary Material): Timeline – Data collection related to fatigue recovery.



Temporal relationship between fatigue recovery, through revised data from the literature; and the data collection method of the present study with each of its phases. The literature evidence used here, contemplates both the phases of recovery from fatigue as well as from the moderate/high intensity exercises used as warm-up. MVC: Maximum Voluntary Contraction; PAP: Postactivation Potentiation; 1RM: 1 Repetition Maximum; NMF: Neuromuscular Failure.

3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo investigou o impacto da redução da capacidade de produção de força muscular, induzido pela fadiga neuromuscular dos extensores dos membros inferiores, na regularidade do movimento angular das articulações do membro inferior e nas acelerações lineares da pelve, durante a corrida. Nossos resultados mostraram que a fadiga induzida por exercício de resistência (*leg press*) resultou em uma redução da regularidade do padrão de movimento no quadril, joelho e tornozelo, e não alterou a regularidade das acelerações pélvica. Estes achados mostraram que há uma reorganização do movimento das articulações dos membros inferiores durante a corrida na presença de fadiga. Esta reorganização sugere uma mudança na capacidade do sistema motor de resistir a perturbações mecânicas da tarefa. Porém parece ser, ao mesmo tempo, uma estratégia adaptativa do sistema para manter o desempenho (velocidade padronizada) durante a corrida, e portanto, os recursos dinâmicos residuais do sistema são explorados para buscar novas soluções de movimento, resultando em um padrão menos regular, mais variável, com maior flexibilidade.

Na análise longitudinal das respostas individuais das articulações após a indução da fadiga, o joelho e o tornozelo se comportaram de maneira semelhante, pois mantiveram altos valores de entropia (menor regularidade) até 20 minutos após o início da fadiga. Por outro lado, o quadril apresentou efeitos de recuperação a partir do 10º minuto após o início da fadiga, retornando para valores próximos daqueles pré-fadiga. Desta forma, estes resultados demonstraram que as estratégias adaptativas ocorrem de maneira diferente entre as articulações ao longo do tempo após a indução da fadiga. Essa diferença pode ser explicada, além do exercício utilizado para o protocolo de fadiga (*leg press* 45°), que prioriza os músculos do quadríceps, pelas diferentes demandas impostas a cada articulação durante a corrida. Estas demandas estão relacionadas à estabilidade e produção, absorção e dissipação de forças durante a corrida, demandando em maior grau de respostas adaptativas para lidar com estas forças no joelho e tornozelo quando comparados ao quadril. No campo da pesquisa, isso implica na escolha, em estudos futuros, dos segmentos a serem avaliados, considerando as suas demandas individuais de acordo com a tarefa alvo. Já no âmbito clínico, estes resultados podem contribuir para direcionar a atenção para regiões que podem ser mais suscetíveis a lesões, como joelho e tornozelo, em função da maior demanda e maior necessidade de tempo para recuperação durante a corrida.

Os resultados deste estudo mostraram que a entropia do movimento articular durante a corrida é sensível e pode identificar a presença de fadiga dos extensores dos membros inferiores. No entanto, estudos futuros são necessários para entender se estes efeitos da redução da capacidade de produção de força em relação a uma demanda específica, podem ser consistentemente identificados por meio das medidas de regularidade em diferentes tarefas e nos diferentes tipos de fadiga e de grupos musculares, além de considerar um maior tempo de *follow up* após a indução da fadiga. O entendimento dos efeitos da redução da capacidade do sistema neuromusculoesquelético de gerar força, como mudanças que podem ser quantificadas através da entropia, pode contribuir futuramente para identificar estados favoráveis ao desenvolvimento de processos patológicos ou de lesões através do mapeamento (longitudinal) das mudanças na regularidade do movimento. Podendo auxiliar adicionalmente no monitoramento de efeitos de treinamentos, da capacidade adaptativa e da integridade e recuperação do sistema neuromusculoesquelético.

REFERÊNCIAS

- BAKER, Robert L. *et al.* Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. **PM and R**, v. 10, n. 10, p. 1032–1039, 2018.
- BAUER, C. M. *et al.* The effect of muscle fatigue and low back pain on lumbar movement variability and complexity. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 33, p. 94–102, 2017.
- BAZUELO-RUIZ, Bruno *et al.* Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. **Peer J**, v. 2018, n. 3, 2018.
- BECKER, James; BORGIA, Brienne. Kinematics and muscle activity when running in partial minimalist, traditional, and maximalist shoes. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 50, n. November 2019, p. 102379, 2020.
- BERSOTTI, Felipe Marrese *et al.* Effect of an experimental fatigue protocol applied to the quadriceps femoris muscle of physically active persons. **Motriz. Revista de Educacao Fisica**, v. 25, n. 4, 2019.
- BROWN, Ian E.; LOEB, Gerald E. A Reductionist Approach to Creating and Using Neuromusculoskeletal Models. In: WINTERS, JACK M.; CRAGO, PATRICK E. (Eds.). **Biomechanics and Neural Control of Posture and Movement**. New York: Springer, 2000. p. 148–163.
- BUSA, Michael A.; VAN EMMERIK, Richard 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, Carla *et al.* Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments. **Gait and Posture**, v. 70, 2019.
- CARELLO, C; MORENO, Miguel A. Why Nonlinear Methods? In: RILEY, MICHAEL A.; VAN ORDEN, GUY C. (Eds.). **Tutorials in Contemporary Nonlinear Methods for the Behavioral Sciences**. 6th. ed. [S.l: s.n.], 2005. p. 8–32.
- CARROLL, T. J.; TAYLOR, J. L.; GANDEVIA, S. C. Recovery of central and peripheral neuromuscular fatigue after exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 122, n. 5, p. 1068–1076, 2017.
- CORTES, Nelson.; ONATE, J.; MORRISON, S. Differential Effects of Fatigue on Movement Variability. **Gait & posture**, v. 39, n. 3, p. 888–893, 2014.
- DA SILVA, Eduardo Marczwski *et al.* Analysis of muscle activation during different leg press exercises at submaximum effort levels. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 22, n. 4, p. 1059–1065, 2008.
- DAVIDSON, Megan; MORTON, Natalie De. A systematic review of the Human Activity Profile. **Clinical Rehabilitation**, v. 21, p. 151–162, 2007.
- ESTEP, Amanda *et al.* Differences in pattern of variability for lower extremity kinematics between walking and running. **Gait and Posture**, v. 60, n. April 2017, p. 111–115, 2018.
- FAUL, Franz *et al.* G * Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behavior Research Methods**, v. 39, n. 2, p. 175–191, 2007.

- FONSECA, Sérgio T *et al.* Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. In: MAGEE, DAVID J.; ZACHAZEWSKI, JAMES E.; QUILLEN, WILLIAN S. (Eds.). **Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation**. MAGEE, Dav ed. [S.l.]: Elsevier Health Sciences, 2007. p. 476–486.
- GATES, Deanna H.; DINGWELL, Jonathan B. The effects of muscle fatigue and movement height on movement stability and variability. **Experimental Brain Research**, v. 209, n. 4, p. 525–536, 2011.
- GERRITSEN, K. G. M. *et al.* Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control - a computer simulation study. **Motor control**, v. 2, n. 3, p. 206–220, 1998.
- HAFER, Jocelyn F.; BROWN, Allison M.; BOYER, Katherine 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, Joseph *et al.* A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 5, p. 297–308, 1999.
- HARBOURNE, Regina T; STERGIIOU, Nicholas. Movement Variability and the Use of Nonlinear Tools: Principles to Guide Physical Therapist Practice. **Physical therapy**, v. 89, p. 267–282, 2009.
- JORDAN, Kimberlee; CHALLIS, John H.; NEWELL, Karl M. Long range correlations in the stride interval of running. **Gait and Posture**, v. 24, n. 1, p. 120–125, 2006.
- KENNEY, W. Larry; WILMORE, Jack H.; COSTILL, David L. **Fisiologia do Esporte e do Exercício**. 5^a ed. Barueri: Manole, 2013.
- LEARDINI, A. *et al.* Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. **Gait and Posture**, 2007.
- LEHNEN, Georgia Cristina Schabbach *et al.* Effects of triceps surae fatigue and weight training level on gait variability and local stability in young adults. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 58, n. 8, p. 1791–802, 2020.
- MCGREGOR, Stephen J. *et al.* Control entropy identifies differential changes in complexity of walking and running gait patterns with increasing speed in highly trained runners. **Chaos**, v. 19, n. 2, p. 1–13, 2009.
- MEARDON, Stacey A.; HAMILL, Joseph; DERRICK, Timothy R. Running injury and stride time variability over a prolonged run. **Gait and Posture**, v. 33, n. 1, p. 36–40, 2011.
- MILER, Scott T. Applied Biomechanics of Running. In: MAGEE, DAVID J. *et al.* (Eds.). **Athletic and Sport Issues in Musculoskeletal Rehabilitation**. [S.l.]: Elsevier, 2011. p. 307–330.
- MURRAY, Andrew M. *et al.* A pilot study using entropy as a noninvasive assessment of running. **International Journal of Sports Physiology and Performance**, v. 12, n. 8, p. 1119–1122, 2017.
- NICOLA, Terry L.; JEWISON, David J. The Anatomy and Biomechanics of Running. **Clinics in Sports Medicine**, v. 31, n. 2, p. 187–201, 2012.
- NOVACHEK, Tom F. The biomechanics of running. **Gait & posture**, v. 5, n. 7, p. 77–95, 1998.
- PAILLARD, Thierry. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, v. 36, p. 162–176, 2012.

- QU, Xingda. Effects of lower-limb muscular fatigue on stair gait. **Journal of Biomechanics**, v. 48, n. 15, p. 4059–4064, 2015.
- RATCLIFFE, Robert J; HOLT, Kenneth G. Low frequency shock absorption in human walking. **Gait & posture**, v. 5, n. 2, p. 93–100, 1997.
- RESENDE, Renan 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, 2014.
- RHEA, Christopher K; KIEFER, Adam W. Patterned variability in gait behavior: how can it be measured and what does it mean? In: LI, LI;; HOLMES, MATHEW. (Eds.). **Gait biometrics: basic patterns, role of neurological disorders and effects of physical activity**. Nova York: Nova Science Pub Inc; UK ed. edition (December 20, 2013), 2014. p. 17–44.
- RICHMAN, Joshua S.; MOORMAN, J Randall. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. **Am J Physiol Heart Circ Physiol**, v. 278, n. 6, p. 2039–2049, 2000.
- SANTAMARIA, Luke J.; WEBSTER, Kate E. The Effect of Fatigue on Lower-Limb Biomechanics During Single-Limb Landings: A Systematic Review. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 40, n. 8, p. 464–473, 2010.
- SCHÜTTE, Kurt H. *et al.* Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. **Gait and Posture**, v. 59, p. 222–228, 2018.
- SEDIGHI, Alireza; NUSSBAUM, Maury A. Temporal changes in motor variability during prolonged lifting/lowering and the influence of work experience. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 37, p. 61–67, 2017.
- SLATER, Lindsay V. *et al.* Biomechanical adaptations during running differ based on type of exercise and fitness level. **Gait and Posture**, v. 60, n. September 2017, p. 35–40, 2018.
- SOANGRA, Rahul *et al.* Lower Extremity Muscle Fatigue Influences Nonlinear Variability in Trunk Accelerations. **Biomed Sci Instrum.**, v. 53, p. 47–54, 2018.
- SOUZA, Aline Cristina; MAGALHÃES, Livia de Castro; TEIXEIRA-SALMELA, Luci Fuscaldi. Adaptação transcultural e análise das propriedades psicométricas da versão brasileira do Perfil de Atividade Humana. **Cad. Saúde Pública**, v. 22, n. 12, p. 2623–2636, 2006.
- SOUZA, Thales 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, 2014.
- TAYLOR, J. David; FLETCHER, James P. Reliability of the 8-repetition maximum test in men and women. **Journal of Science and Medicine in Sport**, v. 15, n. 1, p. 69–73, 2012.
- TORRES, B De La Cruz *et al.* Entropy in the Analysis of Gait Complexity: A State of the Art. **British Journal of Applied Science & Technology**, v. 3, n. 4, p. 1097–1105, 2013.
- VAN EMMERIK, Richard 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, 2016.
- VÁZQUEZ, Pablo; HRISTOVSKI, Robert; BALAGUÉ, Natàlia. The Path to Exhaustion: Time-Variability Properties of Coordinative Variables during Continuous Exercise. **Frontiers in Physiology**, v. 7, n. February, p. 1–8, 2016.

- VIEIRA, Marcus Fraga *et al.* Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 30, p. 161–167, 2016.
- VIEIRA, Marcus Fraga; RODRIGUES, Fábio Barbosa; SOUTO, Gustavo; *et al.* Gait Stability, Variability and Complexity on Inclined Surfaces. **Journal of Biomechanics**, v. 21, n. 54, p. 73–79, 2017.
- VIEIRA, Marcus Fraga; RODRIGUES, Fábio Barbosa; DE SÁ E SOUZA, Gustavo Souto; *et al.* Linear and Nonlinear Gait Features in Older Adults Walking on Inclined Surfaces at Different Speeds. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 45, n. 6, p. 1560–1571, 2017.
- WINTER, David A. PROCESSING OF RAW KINEMATIC DATA: Smoothing and Curve Fitting of Data. **Biomechanics and Motor Control**. Fourth ed. ed. New Jersey: John Wiley e Sons, 2009. p. 70–73.
- WU, G *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 4, p. 543–548, 2002.
- YAMATO, Tiê Parma; SARAGIOTTO, Bruno Tirotti; LOPES, Alexandre Dias. A Consensus Definition of Running-Related Injury in Recreational Runners: A Modified Delphi Approach. **Journal Of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 45, n. 0087, p. 375–382, 2015.
- YENTES, Jennifer M. Entropy. In: STERGIYOU, NICHOLAS (Ed.). **Nonlinear Analysis for Human Movement Variability**. [S.l.]: CRC Press, 2016. p. 388.
- YENTES, Jennifer 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.

APÊNDICE I – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Título do Projeto: EFEITO DA FADIGA NEUROMUSCULAR SOBRE A REGULARIDADE DO MOVIMENTO DA CORRIDA

Você está sendo convidado a participar como voluntário do projeto de pesquisa do Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação, da Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, da Universidade Federal de Minas Gerais (EEFFTO-UFMG) denominado **Efeito da fadiga neuromuscular sobre a regularidade do movimento durante a corrida.**

Objetivo: Nosso objetivo é investigar se a fadiga muscular pode mudar a forma usual de correr, e se um novo método de analisar essa forma de correr é sensível o suficiente para mostrar essas possíveis mudanças.

Procedimentos:

Todas as medidas serão realizadas no Centro de Treinamento Esportivo (CTE) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), na sala 1 e ginásio da academia. As avaliações acontecerão em 3 dias distintos, com 5 a 7 dias de intervalos entre eles. Você precisará trazer ou estar vestindo um short adequado (esportivo tipo ciclista ou outro) para as medidas e coletas. No primeiro dia, inicialmente, você irá responder a um questionário sobre o seu perfil de atividades e características do seu treino/atividades físicas. Após isso, você deverá estar vestido com um short e nós mediremos seu peso e sua altura. Depois faremos um teste para estabelecer sua velocidade usual de corrida em esteira. Depois de descansar, você fará um teste de carga no *Leg Press*. Primeiro, faremos uma familiarização com uma série do exercício com uma carga bem leve. Depois iremos aumentar progressivamente a carga até encontrarmos o peso máximo no qual você não consiga fazer mais do que 8 repetições. A cada mudança de carga, você poderá descansar. A segunda e terceira sessões serão uma de intervenção e outra de controle. Essa sequência será determinada por sorteio. Na sessão de intervenção, você será submetido ao protocolo de fadiga, com o exercício para os músculos da perna, e, na sessão de controle, não haverá o protocolo de fadiga. Na sessão intervenção, inicialmente, nós faremos algumas marcas com pincel, em seu corpo para determinar algumas marcas anatômicas que precisaremos mostrar posteriormente para o sistema (através do

“pointer”, uma espécie de apontador do qual usamos para apontar cada marca). Colocaremos também os clusters (estruturas com 3 a 4 marcadores) em seu tórax e pelve e em sua coxa, perna e pé de um lado apenas. Esses clusters serão reforçados com esparadrapo e faixa de neoprene ajustado com velcro e ainda fixaremos um sensor inercial (uma outra caixinha) na região de sua pelve. Colocaremos também um cinto torácico de segurança para garantir sua segurança durante a corrida em uma esteira. Você fará a primeira corrida na velocidade estabelecida anteriormente por 5 minutos. Haverá um descanso e então seguiremos para um ginásio onde você será submetido a um protocolo de fadiga. Neste protocolo, você fará 8 repetições com o peso estabelecido na sessão anterior, com intervalos de 5 minutos de descanso entre cada série. Diversas séries de 8 repetições seguirão até que você não consiga completar as 8 repetições por 2 séries consecutivas. Imediatamente após o protocolo, levaremos você até a esteira com uma cadeira de rodas (para evitar qualquer cansaço adicional), onde você correrá por 5 minutos. Após descanso, você correrá novamente no 10º minuto após o protocolo e novamente no 20º minuto. Após a conclusão dos testes, você poderá descansar o quanto precisar e será liberado. Na sessão controle, você fará da mesma forma as 4 coletas de corrida em esteira, respeitando os mesmos tempos e velocidade. Porém o protocolo de fadiga será substituído por um período equivalente de descanso. Durante todas as etapas, em todas as sessões (teste, controle e intervenção) do projeto, será ofertada água ao participante. A oferta de alimento, através de frutas e barras de cereal serão ofertadas sempre ao final de cada etapa.

Riscos e desconfortos:

A sua participação no estudo oferece riscos mínimos a sua saúde. Porém, é esperado que principalmente após a sessão intervenção, em função do protocolo de fadiga, você experimente uma sensação considerável de cansaço. Além disso, é esperado que você apresente um quadro de dor muscular nas pernas, similar ao que acontece após um primeiro dia de academia. Essa sensação desaparecerá completamente em torno de 2 a 3 dias e não impõe risco à sua saúde.

Benefícios esperados:

Para este estudo, não são esperados benefícios diretos para os participantes. Porém, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor as alterações na forma de correr causadas pela fadiga muscular e investigar se uma forma mais recente de analisar essas

alterações é adequada para esse fim. Com isso, poderemos contribuir para o avanço nas formas de análise do movimento e para o entendimento do movimento e suas alterações. Este entendimento irá contribuir para ampliar os conhecimentos na área da fisioterapia.

Garantia de esclarecimento, liberdade de recusa e garantia de sigilo:

Você será esclarecido sobre este projeto de pesquisa em qualquer aspecto que desejar. Você é livre para recusar-se a participar em qualquer fase e a qualquer momento da pesquisa, mesmo que inicialmente já tenha dado seu consentimento. A sua participação é voluntária e a recusa em participar não irá acarretar qualquer penalidade ou perda de benefícios.

Seu nome e seus dados pessoais não serão liberados ou divulgados em nenhuma circunstância e em nenhuma fase da pesquisa. Você não será identificado em nenhuma publicação que possa resultar deste estudo. Uma via deste consentimento informado será arquivada e outra será fornecida a você.

Gastos:

A participação neste projeto não acarretará em custos para você e não será disponível nenhuma compensação financeira, exceto o ressarcimento/custeio por parte dos pesquisadores em relação aos seus gastos para participação nesta pesquisa, como transporte e alimentação.

Informações adicionais:

Em caso de dúvidas sobre o projeto você poderá solicitar maiores informações com os pesquisadores do estudo: Renatha de Carvalho: (31) 9 9879-5652 (mestranda); Thales Souza (31) 9 98813-0512 (orientador); e/ou Sérgio Fonseca: (31) 9 8838-2929 (co-orientador). Em caso de dúvidas sobre os procedimentos éticos do projeto, você poderá solicitar maiores informações com o comitê de ética da Universidade (COEP), pelo telefone (31) 3409-4592. E em caso de sinais que possam indicar problemas de saúde em decorrência do esforço realizado durante participação na pesquisa, você deve acionar imediatamente o SAMU (atendimento 24h) pelo telefone 192, para ser encaminhado a uma unidade de pronto atendimento.

APÊNDICE II – IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE

IDENTIFICAÇÃO DO PARTICIPANTE			
Nome:		DN:	Código do sujeito:
		Idade:	Data da avaliação:
E-mail:			Tel:
MI dominante:	Altura:	Massa:	IMC:
Histórico de lesão em MMII há mais de um ano:		Quando:	Onde:
Tempo de afastamento das atividades físicas:			
Tipos de atividades físicas:			
Tempo e frequência de treino semanal:			
Sorteio para as sessões: Bloco 1 () Bloco 2 ()			
Observações sobre as 24h antecedentes a cada sessão			
	1ª sessão	2ª sessão	3ª sessão
Sono			
Exercícios			
Cansaço e dor			
Alimentação			
Mal estar ou outros			
Observações durante cada sessão			
1ª sessão	2ª sessão	3ª sessão	

ANEXO I – PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA – PAH

PERFIL DE ATIVIDADE HUMANA			
Nome:	Código do sujeito:		
	Ainda a faço	Parei de fazer	Nunca fiz
1. Levantar e sentar na cadeira ou cama (sem ajuda)			
2. Ouvir rádio			
3. Ler livros, revista ou jornais			
4. Escrever cartas ou bilhetes			
5. Trabalhar numa mesa ou escrivaninha			
6. Ficar de pé por mais de 1 minuto			
7. Ficar de pé por mais de 5 minutos			
8. Vestir e tirar a roupa sem ajuda			
9. Tirar roupas de gavetas ou armários			
10. Entrar e sair do carro sem ajuda			
11. Jantar num restaurante			
12. Jogar baralho ou qualquer jogo de mesa			
13. Tomar banho de banheira ou chuveiro (sem ajuda)			
14. Calçar sapatos e meias sem parar para descansar			
15. Ir ao cinema, teatro ou a eventos religiosos ou esportivos			
16. Caminhar 27 metros			
17. Caminhar 27 metros sem parar			
18. Vestir e tirar a roupa sem parar para descansar			
19. Utilizar transporte público ou dirigir por 1 hora e meia (158 km ou mais)			
20. Utilizar transporte público ou dirigir por 2 horas (160 km ou mais)			
21. Cozinhar a sua própria refeição			
22. Lavar ou secar vasilhas			
23. Guardar mantimentos em armários			
24. Passar ou dobrar roupas			
25. Tirar poeira, lustrar móveis ou carro			
26. Tomar banho			
27. Subir 6 degraus			
28. Subir 6 degraus (sem parar)			
29. Subir 9 degraus			
30. Subir 12 degraus			
31. Caminhar metade de um quarteirão plano			
32. Caminhar metade de um quarteirão plano sem parar			
33. Arrumar a cama (sem trocar os lençóis)			
34. Limpar janelas			
35. Ajoelhar ou agachar para fazer trabalhos leves			
36. Carregar uma sacola leve de compras			
37. Subir 9 degraus sem parar			
38. Subir 12 degraus sem parar			
39. Caminhar metade de um quarteirão em ladeira			
40. Caminhar metade de um quarteirão em ladeira sem parar			
41. Fazer compras sozinho			
42. Lavar roupa sem ajuda (pode ser com máquina)			
43. Caminhar 1 quarteirão no plano			

44. Caminhar 2 quarteirões no plano			
45. Caminhar 1 quarteirão no plano sem parar			
46. Caminhar 2 quarteirões no plano sem parar			
47. Limpar chão, paredes ou lavar carros			
48. Arrumar a cama trocando os lençóis			
49. Varrer o chão			
50. Varrer o chão por 5 minutos sem parar			
51. Carregar uma mala pesada ou jogar uma partida de boliche			
52. Aspirar o pó de carpetes ou tapetes			
53. Aspirar o pó de carpetes ou tapetes por 5 minutos sem parar			
54. Pintar o interior e exterior da casa			
55. Caminhar 6 quarteirões no plano			
56. Caminhar 6 quarteirões no plano sem parar			
57. Colocar o lixo para fora			
58. Carregar uma sacola pesada de compras ou mantimentos			
59. Subir 24 degraus (1 andar)			
60. Subir 36 degraus (1 andar e meio)			
61. Subir 24 degraus sem parar			
62. Subir 36 degraus sem parar			
63. Caminhar +/- por 20 minutos (1.6km)			
64. Caminhar +/- por 20 minutos (1.6km sem parar)			
65. Correr 100 metros ou jogar peteca ou voley			
66. Dançar socialmente			
67. Fazer ginástica aeróbica por 5 minutos sem parar			
68. Cortar grama com cortadeira elétrica			
69. Caminhar +/- por 40 minutos (3.2km)			
70. Caminhar +/- por 40 minutos (3.2km sem parar)			
71. Subir 50 degraus (2 andares e meio)			
72. Usar ou cavar com a pá			
73. Usar ou cavar com a pá sem parar			
74. Subir 50 degraus (2 andares e meio) sem parar			
75. Caminhar +/- por 1 hora e 15 minutos (4.8km)			
76. Caminhar +/- por 1 hora e 15 minutos (4.8km) sem parar			
77. Nadar 25 metros (piscina semi-olímpica)			
78. Nadar 25 metros sem parar			
79. Pedalar 1.6km de bicicleta (1 quarteirão e meio)			
80. Pedalar 3.2 km (3 quarteirões)			
81. Pedalar 1.6km de bicicleta sem parar			
82. Pedalar 3.2 km sem parar			
83. Correr 400 metros (meio quarteirão)			
84. Correr 800 metros (1 quarteirão)			
85. Jogar tênis/ frescobol ou peteca			
86. Jogar basquete ou uma partida de futebol			
87. Correr 400 metros sem parar			
88. Correr 800 metros sem parar			
89. Correr 1.6 km (1 quarteirão e meio) sem parar			
90. Correr 3.2 km (3 quarteirões)			
91. Correr 4.8 km (5 quarteirões)			
92. Correr 1.6 km em 12 minutos ou menos			
93. Correr 3.2 km em 20 minutos ou menos			
94. Correr 4.8 km em 30 minutos ou menos			
TOTAL			

ANEXO II – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: EFEITO DA FADIGA SOBRE A REGULARIDADE DO MOVIMENTO DURANTE A CORRIDA

Pesquisador: Thales Rezende de Souza

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 19887119.9.0000.5149

Instituição Proponente: Escola de Educação Física da Universidade Federal de Minas Gerais

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.662.613

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um estudo experimental Crossover (AB/BA), com o objetivo de investigar a influência da fadiga muscular de MMII na regularidade do padrão de movimento da corrida. A amostra será composta por pessoas do sexo masculino, entre 18 e 30 anos, que (a) não tenham sido submetidos a cirurgias em membros inferiores, (b) não apresentem sintomas ou histórico de lesões musculoesqueléticas nos últimos 12 meses, (c) não tenham histórico ou façam uso de palmilhas ortopédicas ou outras órteses em MMII, complexo lombo-pélvico ou tronco, (d) não apresentem doenças cardiovasculares e/ou respiratórias, reumáticas, ortopédicas, neurológicas ou metabólicas, que restrinjam sua participação no protocolo de fadiga muscular e corrida em esteira. Cada voluntário participará de três diferentes sessões de coleta: uma para familiarização e estabelecimento da velocidade autosselecionada de corrida, e outras duas para a intervenção (controle ou fadiga, em ordem aleatorizada entre os participantes).

Objetivo da Pesquisa:

O objetivo geral deste projeto de pesquisa é investigar se a fadiga muscular induzida nos membros inferiores altera a regularidade do padrão de movimento da corrida. O objetivo secundário é investigar se a regularidade do padrão de movimento da corrida se altera ao longo do tempo após a fadiga muscular.

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad S1 2005

Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901

UF: MG Município: BELO HORIZONTE

Telefone: (31)3409-4592

E-mail: ceep@prpq.ufmg.br

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS**



Continuação do Parecer: 3.662.613

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos são inerentes à prática de atividade física, tanto relacionadas à corrida quanto ao treinamento de força. Não são esperados benefícios diretos, porém, os resultados deste estudo, nos permitirão entender melhor as alterações na forma de correr causadas pela fadiga muscular e investigar se uma forma mais recente de analisar essas alterações é adequada para esse fim.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa é relevante para sua área de investigação e encontra-se bem descrita e fundamentada nos documentos submetidos à plataforma. Riscos são considerados baixos para os participantes e diversos cuidados foram assegurados pelos pesquisadores.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Nesta versão, foi apresentado um novo termo de consentimento livre e esclarecido, um novo projeto detalhado (o qual inclui um novo cronograma de pesquisa). Os documentos obrigatórios foram claramente apresentados, seguindo as normas éticas relacionadas às resoluções vigentes.

Todos os ajustes sugeridos na última versão deste parecer foram adequadamente realizados pelos pesquisadores.

Recomendações:

No TCLE, remover o subtítulo "DE ACORDO COM A RESOLUÇÃO CNS 466/12"

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Considerando que todas as diligências da versão anterior do projeto foram atendidas, sou, salvo melhor juízo, favorável à aprovação do presente projeto de pesquisa.

Considerações Finais a critério do CEP:

Tendo em vista a legislação vigente (Resolução CNS 466/12), o CEP-UFMG recomenda aos Pesquisadores: comunicar toda e qualquer alteração do projeto e do termo de consentimento via emenda na Plataforma Brasil, informar imediatamente qualquer evento adverso ocorrido durante o desenvolvimento da pesquisa (via documental encaminhada em papel), apresentar na forma de notificação relatórios parciais do andamento do mesmo a cada 06 (seis) meses e ao término da pesquisa encaminhar a este Comitê um sumário dos resultados do projeto (relatório final).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
----------------	---------	----------	-------	----------

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad S/N 2006
 Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
 UF: MG Município: BELO HORIZONTE
 Telefone: (31)3409-4502 E-mail: coep@ppq.ufmg.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
MINAS GERAIS



Continuação do Parecer: 3.982.613

Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_P ROJETO_1392083.pdf	15/10/2019 02:28:59		Aceito
Outros	CARTA_RESPOSTA_PARECER_36224 75.pdf	15/10/2019 02:27:13	Renatha de Carvalho	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_corrigido_13_10_19.pdf	15/10/2019 02:18:51	Renatha de Carvalho	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_COEP_13_10_19.pdf	15/10/2019 02:18:34	Renatha de Carvalho	Aceito
Outros	ANEXO_I_PAH.pdf	13/08/2019 20:39:22	Renatha de Carvalho	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	13/08/2019 20:37:58	Renatha de Carvalho	Aceito
Outros	Parecer.pdf	13/08/2019 20:36:22	Renatha de Carvalho	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

BELO HORIZONTE, 25 de Outubro de 2019

Assinado por:
Eliane Cristina de Freitas Rocha
(Coordenador(a))

Endereço: Av. Presidente Antônio Carlos, 6627 2º Ad SII 2005
Bairro: Unidade Administrativa II CEP: 31.270-901
UF: MG Município: BELO HORIZONTE
Telefone: (31)3409-4592 E-mail: coep@ppq.ufmg.br